

RAYSTATION V2025 SP1

Használati utasítás



RayStation

v2025

Traceback information:
Workspace Main version a1020
Checked in 2025-09-15
Skribenta version 5.6.020.1

Megfelelőségi nyilatkozat

CE 2862

Megfelel az 2017/745-ös, orvostechnikai eszközökről szóló irányelv rendelkezéseinek. Kérésre a vonatkozó megfelelőségi nyilatkozat másolata is elérhető.

Biztonsági értesítések

Ez a felhasználói dokumentáció a termék biztonságos használatára vonatkozó FIGYELMEZTETÉSEKET tartalmazza. Ezeket követni kell.



FIGYELMEZTETÉS!

Az általános figyelmeztető jel tájékoztatja Önt a testi sérülés veszélyéről. A kockázat a legtöbb esetben a beteg helytelen kezeléséhez kapcsolódik.

Megjegyzés: A megjegyzés további információkat nyújt egy adott témával kapcsolatban, például azokról a dolgokról, amelyeket az utasítás egy bizonyos lépésének végrehajtásakor figyelembe kell venni.

Szerzői jog

Ez a dokumentum szerzői jogi védelem alatt álló védett információkat tartalmaz. A dokumentum egyetlen része sem fénymásolható, sokszorosítható vagy fordítható más nyelvre a RaySearch Laboratories AB (publ) előzetes írásbeli hozzájárulása nélkül.

Minden jog fenntartva. © 2025, RaySearch Laboratories AB (publ).

Nyomtatott anyag

Kérésre rendelkezésre állnak a használati utasításhoz és a kiadási megjegyzésekhez kapcsolódó dokumentumok nyomtatott példányai.

Védjegyek

RayAdaptive, RayAnalytics, RayBiology, RayCare, RayCloud, RayCommand, RayData, RayIntelligence, RayMachine, RayOptimizer, RayPACS, RayPlan, RaySearch, RaySearch Laboratories, RayStation, RayStore, RayTreat, RayWorld és a RaySearch Laboratories logó a RaySearch Laboratories AB (publ)* védjegyei.

Az itt használt harmadik fél védjegyek a megfelelő tulajdonosaik tulajdonát képezik, amelyek nem állnak kapcsolatban a RaySearch Laboratories AB (publ)-vel.

RaySearch Laboratories AB (publ)-re, a leányvállalatait is beleértve a továbbiakban így hivatkozunk: RaySearch.

* Bizonyos piacokon regisztrációhoz kötött.



TARTALOMJEGYZÉK

1	BEVEZETÉS	9
1.1	A kézikönyvről	10
1.2	A RayStation rendszer fő alkalmazásai	11
1.3	RayStation dokumentáció	12
1.3.1	RayStation rendszer-dokumentáció	12
1.3.2	Egyéb kapcsolódó dokumentáció	13
2	TERMÉKINFORMÁCIÓK	15
2.1	Rendeltetésszerű használat	16
2.2	Rendeltetésszerű felhasználók	16
2.3	Tervezett betegpopuláció és egészségügyi feltételek	16
2.4	Ellenjavallatok	16
2.5	Hardver és operációs rendszer	16
2.6	A gyártó elérhetősége	17
2.7	A rendszer-üzemeltetés során előforduló incidensek és hibák jelentése	17
2.8	Szabályozási képviselők	18
2.9	Termékcímke	20
2.10	Élettartam	21
2.11	Szabályozási információk	21
2.12	A gépi tanulásra vonatkozó szabályozási információk	22
2.13	A dózisszámítások pontossága	22
2.13.1	A fotondózis motorok pontossága	23
2.13.2	Az elektron-dózismotorok pontossága	27
2.13.3	A brachyterápiás TG43 dózismotor pontossága	28
2.13.4	A brachyterápiás Monte Carlo dózismotor pontossága	29
2.13.5	A proton Pencil Beam dózismotor pontossága a Uniform Scanning/Double Scattering/Wobbling technikákhoz	29
2.13.6	A ceruzasugár szkennelésre való proton Pencil Beam dózismotor pontossága	30
2.13.7	A Pencil Beam szkennelésre való proton Monte Carlo dózismotor pontossága	30
2.13.8	Proton lineáris energiatranszfer számítás pontossága	31
2.13.9	A szén és hélium ceruzasugár dózismotor pontossága Pencil Beam Scanning esetén	31
2.13.10	Szén és hélium lineáris energiatranszfer számítás pontossága	32
2.13.11	Pontosság a BNCT RBE súlyozású dózisszámításoknál	32
3	A BIZTONSÁGOS MŰKÖDÉSHEZ SZÜKSÉGES INFORMÁCIÓK	33
3.1	Biztonsági óvintézkedések	34
3.1.1	A felhasználók felelősségére vonatkozó figyelmeztetések	36
3.1.2	A telepítésre vonatkozó figyelmeztetések	43
3.1.3	Az általános rendszerhasználatra vonatkozó figyelmeztetések	44
3.1.4	A DICOM importálásra vonatkozó figyelmeztetések	46
3.1.5	A DICOM exportálásra vonatkozó figyelmeztetések	48

3.1.6	Figyelmeztetések a CBCT-képtonverzióval kapcsolatban	50
3.1.7	A dózisszámításra vonatkozó figyelmeztetések	53
3.1.8	A betegmodellezésre vonatkozó figyelmeztetések	86
3.1.9	A kezeléstervezésre vonatkozó figyelmeztetések	89
3.1.10	Proton- és könnyű ion tervezésre vonatkozó figyelmeztetések	92
3.1.11	Figyelmeztetések a TomoHelical és TomoDirect tervezéssel kapcsolatban	95
3.1.12	A CyberKnife kezeléstervezésre vonatkozó figyelmeztetések	97
3.1.13	Figyelmeztetések a BNCT kezeléstervezéssel kapcsolatban	97
3.1.14	A brachyterápiás kezelés tervezésével kapcsolatos figyelmeztetések	98
3.1.15	A robusztus optimalizálásra vonatkozó figyelmeztetések	102
3.1.16	A dózisértékelésre vonatkozó figyelmeztetések	104
3.1.17	A biológiai optimalizálásra és értékelésre vonatkozó figyelmeztetések	105
3.1.18	Az automatizált tervezésre vonatkozó figyelmeztetések	106
3.1.19	Figyelmeztetések a sugár üzembehelyezésével kapcsolatban	108
3.1.20	A parancsfájlokkal kapcsolatos figyelmeztetések	113
3.1.21	A minőségbiztosítással kapcsolatos figyelmeztetések	117
3.1.22	A EPID minőségbiztosítási funkciókra vonatkozó figyelmeztetések	118
3.1.23	A RayStation tárolóeszközre vonatkozó figyelmeztetések	119
3.1.24	Gépi tanulással kapcsolatos figyelmeztetések	120
3.1.25	Az orvosi onkológiával kapcsolatos figyelmeztetések	121
3.1.26	Az MapRT mozgástér-ellenőrzésével kapcsolatos figyelmeztetések	123
3.1.27	Ütközésellenőrzésre vonatkozó figyelmeztetések	124
3.2	Betegadatok importálása	126
3.3	Bemeneti adatok	126
3.4	Parancsfájlírás [szkripting]	126
3.5	Megjelenítési formátum	126
4	TELEPÍTÉSI UTASÍTÁSOK	127
4.1	Telepítési kézikönyv	128
4.2	Rendszerekörnyezet-elfogadási teszt	128
4.3	Hardverdiagnosztikai ellenőrzések	128
4.4	Távoli környezetbeállítás	128
4.5	Adatkommunikációs környezet	128
5	KOORDINÁTÁK, MOZGÁSOK ÉS SKÁLÁK MEGJELENÍTÉSE	129
5.1	A beteg koordináta-rendszere	130
5.2	Betegkoordináta-rendszer a DICOM exportálásban	131
5.3	A kezelőgép koordináta-rendszere	132
5.3.1	A gépkordináta-rendszerek áttekintése	132
5.3.2	A gantry koordináta-rendszere	133
5.3.3	A sugárkorlátozó eszköz koordináta-rendszere	134
5.3.4	Az ékszíró koordináta-rendszer	137
5.3.5	A betegrögzítő koordináta-rendszer	138
5.3.6	Az asztal excentrikus koordináta-rendszer	139
5.3.7	Az asztal koordináta-rendszer	139

5.3.8	A CyberKnife sugárzásforrás koordináta-rendszere	140
5.3.9	A kardán koordináta-rendszer	143
5.3.10	Dózisgörbe koordináta-rendszer itt: RayPhysics	146
5.3.11	Beállítási képkalkotó koordináta-rendszerei	146
5.4	A blendepofa és az MLC címkézési szabvány	148
5.4.1	Az IEC 61217 blendepofa-címkézési szabvány	148
5.4.2	Az IEC 601 blendepofa-címkézési szabvány	149
6	A RENDSZER INTEGRITÁSA ÉS BIZTONSÁGA	151
6.1	Védelem a jogosulatlan használat ellen	152
6.2	Biztonsági mentési rutinok és adatbázis-karbantartás	153
6.3	Adatbázis-hozzáférési engedélyek	154
6.4	ECC RAM	154
6.5	A rendszer leszerelése	154
	FÜGGELÉK A - DEFINÍCIÓK	155

1 BEVEZETÉS

A RayStation-ről

A RayStation a RaySearch fejlett kezeléstervezési megoldásait egy rugalmas kezeléstervezési rendszerbe integrálja. A sokoldalú rendszer támogatja a foton, elektron, proton, szénion, héliumion, BNCT és brachyterápia kezelési technikák tervezését. Olyan funkciókat egyesít, mint például a többkritériumú optimalizálás a 4D adaptív sugárkezelés teljeskörű támogatásával. A RayStation tartalmazza a gépi tanulási funkciókat, valamint az SMLC, DMLC, VMAT, 3D-CRT, TomoHelical, TomoDirect, CyberKnife, PBS és HDR brachy optimalizálási algoritmusait is.

Ebben a fejezetben

Ez a fejezet a következő részeket tartalmazza:

1.1	A kézikönyvről	p. 10
1.2	A RayStation rendszer fő alkalmazásai	p. 11
1.3	RayStation dokumentáció	p. 12

1.1 A KÉZIKÖNYVRŐL

Ez a kézikönyv általános termékinformációkat, biztonsággal kapcsolatos információkat, telepítési utasításokat, a koordináta-rendszerekre és gép skáláira vonatkozó információkat, valamint a rendszer integritására és biztonságára vonatkozó információkat tartalmaz. A RayStation v2025 rendszer használata előtt alaposan tanulmányozza ezt a kézikönyvet. A készülék megfelelő működése csak akkor garantálható, ha a kézikönyvben található utasításokat betartják.

Tanulmányozza a *RSL-D-RS-v2025-RN*, *RayStation v2025 SP1 Release Notes*-t alaposan, ezek a megjegyzések végső utasításokat biztosítanak arra vonatkozóan, hogy hogyan kell használni a RayStation v2025 rendszert.

A kézikönyvben ismertetett egyes modulok nem szerepelnek a RayStation v2025 szabványos konfigurációjában, és további licenceket igényelhetnek.

1.2 A RAYSTATION RENDSZER FŐ ALKALMAZÁSAI

A RayStation rendszer a következő fő alkalmazásokból áll:



RayStation – a fő alkalmazás, ahol a kezelésbetervezéssel kapcsolatos valamennyi tevékenység elvégezhető.

A RayStation alkalmazás leírása itt található: *RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual*.



RayPhysics – az üzembe állítási alkalmazás, ahol olyan tevékenységek végezhetők el, mint a sugármodell üzembe állítása, a brachyterápiás berendezés üzembe állítása és a CT üzembe állítása.

A RayPhysics alkalmazás leírása itt található: *RSL-D-RS-v2025-RPHY, RayStation v2025 RayPhysics Manual*.



RayMachine – tartalmazza a Model Administration modult, amely a dózis előrejelzéshez és szegmentáláshoz tartozó gépi tanulási modelleket tartalmazza.

A RayMachine alkalmazás leírása itt található: *RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual*.



RayBiology – a modell adminisztrációjának kezelése radiobiológiai kiértékeléshez és optimalizáláshoz, és a relatív biológiai hatásossághoz [RBE].

A RayBiology alkalmazás leírása itt található: *RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual*.



RayStation Physics mode – az az alkalmazás, ahol kiszámítható a dózis a nem üzembe állított kezelőgépeknél, hogy lehetővé tegyen több gépi modellezési és tesztelési tevékenységet a Beam commissioning modulban a RayPhysics rendszerben.

A RayStation Physics mode alkalmazást a *RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual* dokumentum ismerteti.



Clinic Settings – a klinika beállítási adminisztrációs eszköz.

A Clinic Settings alkalmazás leírása itt található: *RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual*.



RayStation Storage Tool – az adatbázis adminisztrációs eszköz.

A RayStation Storage Tool alkalmazás leírása itt található: *RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual*.

1.3 RAYSTATION DOKUMENTÁCIÓ

1.3.1 RayStation rendszer-dokumentáció

A RayStation v2025 rendszer-dokumentáció a következőkből áll:

Dokumentum	Leírás
<i>RSL-D-RS-v2025-IFU, RayStation v2025 SP1 Instructions for Use</i>	Ez a kézikönyv a RayStation v2025 rendszerrel kapcsolatos szabályozási információkat és biztonsági információkat tartalmazza.
<i>RSL-D-RS-v2025-OPPIFU, RayStation v2025 Ocular Proton Planning Instructions for Use</i>	Ez a kézikönyv a szemészeti protontervezés RayStation v2025rendszerére vonatkozó szabályozási információkat és biztonsági információkat tartalmazza.
<i>RSL-D-RS-v2025-AGIFU, RayStation v2025 Ablation Guidance Instructions for Use</i>	Ez a kézikönyv azt írja le, hogy az ablációs modul hogyan használható az ablációs kezelés alatti útmutatásként.
<i>RSL-D-RS-v2025-EPIDUSM, RayStation v2025 EPID QA User Manual</i>	Ez a kézikönyv az EPID minőségbiztosítási funkcióit ismerteti.
<i>RSL-D-RS-v2025-RN, RayStation v2025 SP1 Release Notes</i>	Ez a dokumentum összefoglalja az új funkciókat, az ismert problémákat és változásokat a RayStation előző verziója óta.
<i>RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual</i>	Ez a kézikönyv ismerteti a RayStation v2025 rendszer működését, és lépésről lépésre ismerteti a leggyakoribb műveletek elvégzésének utasításait.
<i>RSL-D-RS-v2025-RPHY, RayStation v2025 RayPhysics Manual</i>	Ez a kézikönyv a RayPhysics v2025 alkalmazást ismerteti.
<i>RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual</i>	Ez a kézikönyv algoritmusleírásokat és fizikai referenciainformációkat tartalmaz.
<i>RSL-D-RS-v2025-MLREF, RayStation v2025 Machine Learning Reference Manual</i>	Ez a kézikönyv egy referencia kézikönyv a RayStation v2025 gépi tanuláshoz.
<i>RSL-D-RS-v2025-DLPMDS, RayStation v2025 Deep Learning Planning Model Data Sheet</i>	A kézikönyv a modell specifikációját tartalmazza a mélytanulási tervezéshez a RayStation v2025 rendszerben.
<i>RSL-D-RS-v2025-DLSMDS, RayStation v2025 Deep Learning Segmentation Model Data Sheet</i>	A kézikönyv a modell specifikációját tartalmazza a mélytanulási szegmentáláshoz a RayStation v2025 rendszerben.

Dokumentum	Leírás
<i>RSL-D-RS-v2025-DLSAMDS, RayStation v2025 Deep Learning Segmentation Ablation Model Data Sheet</i>	A kézikönyv a modell specifikációját tartalmazza a mélytanulási szegmentáláshoz a RayStation v2025 ablációs modulban.
<i>RSL-D-RS-v2025-OPPREF, RayStation v2025 Ocular Proton Planning Reference Manual</i>	Ez a kézikönyv egy referencia kézikönyv a RayStation v2025 okuláris protonterápia tervezéséhez.
<i>RSL-D-RS-v2025-OPT, RayStation v2025 A Guide to Optimization in RayStation</i>	Ez a kézikönyv részletes információkat tartalmaz az optimalizálásról itt: RayStation v2025.

1.3.2 Egyéb kapcsolódó dokumentáció

- *RSL-D-RS-v2025-SEAT, RayStation v2025 System Environment Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-v2025-SG, RayStation v2025 Scripting Guidelines*
- *RSL-D-RS-v2025-BAMDS, RayStation v2025 Brachy Applicator Model Data Specification*
- *RSL-D-RS-v2025-BCDS, RayStation v2025 Beam Commissioning Data Specification*
- *RSL-D-RS-v2025-DCS, RayStation v2025 DICOM Conformance Statement*
- *RSL-D-RS-v2025-SEG, RayStation v2025 System Environment Guidelines*
- *RSL-D-RS-v2025-ATP, RayStation v2025 Product Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-v2025-AGATP, RayStation v2025 Ablation Product Acceptance Test Protocol*
- *RSL-D-RS-v2025-SUO, RayStation v2025 System Upgrade Options*
- *RSL-D-RS-v2025-MLS, RayStation v2025 Machine Learning Settings*
- *RSL-D-RS-v2025-CIRSI, RayStation v2025 Customer Instruction for RayStation Installation*
- *RSL-D-RS-v2025-SBOM, RayStation v2025 Software Bill of Materials*
- *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*
- *RSL-P-RS-RGI, RayStation RayGateway Installation Instructions*

Megjegyzés: Szervizcsomag esetén csak az érintett kézikönyvek frissülnek. A szervizcsomagban frissített kézikönyvek teljes listájához lásd a kiadási megjegyzéseket (a RayStation kiadási megjegyzések és RayCommand használati utasítások tartalmazzák) az érintett szervizcsomagnál.

2 TERMÉKINFORMÁCIÓK

Ez a fejezet a RayStation v2025 rendszerrel kapcsolatos fontos információkat ismerteti.

Ebben a fejezetben

Ez a fejezet a következő részeket tartalmazza:

2.1	Rendeltetésszerű használat	p. 16
2.2	Rendeltetésszerű felhasználók	p. 16
2.3	Tervezett betegpopuláció és egészségügyi feltételek	p. 16
2.4	Ellenjavallatok	p. 16
2.5	Hardver és operációs rendszer	p. 16
2.6	A gyártó elérhetősége	p. 17
2.7	A rendszer-üzemeltetés során előforduló incidensek és hibák jelentése	p. 17
2.8	Szabályozási képviselők	p. 18
2.9	Termékcímke	p. 20
2.10	Élettartam	p. 21
2.11	Szabályozási információk	p. 21
2.12	A gépi tanulásra vonatkozó szabályozási információk	p. 22
2.13	A dózisszámítások pontossága	p. 22

2.1 RENDELTETÉSSZERŰ HASZNÁLAT

A RayStation egy sugárterápiára, ablációs terápiára és orvosi onkológiára használatos szoftverrendszer. A RayStation a felhasználó által megadott adatok alapján megjeleníti a besugárzási- és kezelési terveket és javaslatokat tesz hozzájuk. A javasolt besugárzási- és kezelési terv erre jogosult rendeltetésszerű felhasználók általi áttekintése és jóváhagyása után a RayStation a kezelés leadására is használható.

A rendszerfunkciók a felhasználói igények alapján konfigurálhatók.

Japán: Japánban a tervezett felhasználást az RSJ-C-00-03 japán nyelvű RayStation használati utasítás szabályozza.

2.2 RENDELTETÉSSZERŰ FELHASZNÁLÓK

A RayStation rendeltetésszerű felhasználói klinikailag képzett és a rendszer használatában jártas személyek lehetnek.

A felhasználóknak ismerniük kell az angol nyelvet vagy a felhasználói felület más nyelvét.

2.3 TERVEZETT BETEGPOPULÁCIÓ ÉS EGÉSZSÉGÜGYI FELTÉTELEK

A RayStation beteg célcsoportjába olyan betegek tartoznak, akiknél egy képzett és engedéllyel rendelkező szakorvos azt a döntést hozta, hogy a daganat, lézió vagy más állapot kezelésére sugárterápia, ablációs terápia vagy orvosi onkológiai terápia a megfelelő.

2.4 ELLENJAVALLATOK

A felhasználó felelős az egyes betegek egyedi besugárzási tervének és technikáinak meghatározásáért, és ez magába foglalja az egyéni kezelés ellenjavallatainak azonosítását is.

2.5 HARDVER ÉS OPERÁCIÓS RENDSZER

A RayStation v2025-t egy 1920 x 1200-as (vagy 1920 x 1080-as) képernyőfelbontású, csúcscategóriás számítógépre ajánlott telepíteni. A RayStation v2025 a Windows operációs rendszerek különböző verzióival használható. Az ajánlott hardver- és operációs rendszerbeállításokkal kapcsolatos részletekért lásd: *RSL-D-RS-v2025-SEG, RayStation v2025 System Environment Guidelines*.

A rendszer futtatható a telepítő számítógépről vagy a telepítő számítógéphez távoli hozzáféréssel rendelkező kliensről, ahol a távérítésű szoftver orvosi képek értékelésére alkalmas szinten működik (beleértve a veszteségmentes grafikus átvitelt is).

A CPython parancsfájlt tesztelték a RayStation rendszerrel együtt telepített verzióknál. Más verziók és/vagy szervizcsomagok parancsfájl-kezelési környezetek segítségével telepíthetők. További információkért lásd: *RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual*.

A rendszert csak az elektromos meghibásodásra és az elektromágneses sugárzásra vonatkozó, az adott hardverbiztonsági szabványoknak megfelelő számítógéppel lehet használni.

Javasoljuk, hogy telepítse az új Windows Service Packs-t. Ezeket tesztelik, kumulatív biztonsági készletek és kritikus frissítések széles körben megjelentek a Microsoft által. Javasolt továbbá telepíteni a széles körben kiadott biztonsági frissítéseket az operációs rendszer biztonsági

réseinek megoldására. Egyéb frissítéseket nem javasolt telepíteni. Az összes frissítés után a rendszer teljesítményét ellenőrizni kell, lásd: *rész 4.2 Rendszerkörnyezet-elfogadási teszt a x. oldalon 128.*

Microsoft SQL Server

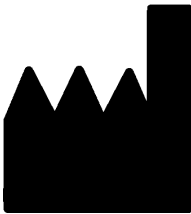
Ajánlott feltelepíteni az új SQL-kiszolgáló szolgáltatáscsomagokat. Ezeket a Microsoft teszteli és adja ki, és a bejelentett problémákkal kapcsolatos frissítőcsomagokat és javításokat tartalmazzák. Az összes frissítés után ellenőrizni kell a rendszer működését (lásd: *rész 4.2 Rendszerkörnyezet-elfogadási teszt a x. oldalon 128*).

A számításokhoz használt GPU-k

A számításhoz használt GPU-knak ECC RAM-mal kell rendelkezniük, és az ECC állapotot engedélyezni kell a GPU illesztőprogramjának beállításában. Minden esetben a GPU illesztőprogramoknak a rendszerkörnyezeti irányelvekben meghatározott verzióját kell használni. Ha a számításoknál több GPU-t használnak, akkor javasoljuk, hogy ezek mindegyike azonos modell legyen. Több, eltérő modellű GPU használata esetén az egymást követő számítások a használt videokártyától függően eltérő eredményeket adhatnak. A támogatott videokártyák részletes listáját lásd: *RSL-D-RS-v2025-SEG, RayStation v2025 System Environment Guidelines*. További elvégzett és tanúsítvánnyal ellátott hitelesítések a support@raysearchlabs.com címen érhetők el.

A deformálható képregisztrációk ECC RAM nélküli GPU-kon is kiszámíthatók.

2.6 A GYÁRTÓ ELÉRHETŐSÉGE



RaySearch Laboratories AB (publ)
Eugenivägen 18C
SE-113 68 Stockholm
Svédország
Telefon: +46 8 510 530 00
E-mail: info@raysearchlabs.com
Származási ország: Svédország

2.7 A RENDSZER-ÜZEMELTETÉS SORÁN ELŐFORDULÓ INCIDENSEK ÉS HIBÁK JELENTÉSE

Az incidenseket és hibákat a következő RaySearch támogatási e-mail-címre kell jelenteni: support@raysearchlabs.com, vagy telefonon keresztül a helyi támogatási szervezetnek.

Az eszköz használatával kapcsolatban bekövetkezett súlyos eseményeket jelenteni kell a gyártónak.

A vonatkozó előírásoktól függően lehetséges, hogy az incidenseket jelenteni kell a nemzeti hatóságoknak is. Az Európai Unióban a súlyos eseményeket jelenteni kell annak az európai uniós tagállamnak illetékes hatóságának, amelyben a felhasználó és/vagy a beteg lakik.

2.8 SZABÁLYOZÁSI KÉPVISELŐK

Az alábbi táblázat a szabályozási képviselőket és elérhetőségeiket ismerteti.

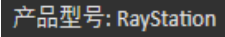
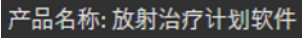
Szabályozási képviselők	Kapcsolat
Ausztrál megbízó	Emergo Australia Level 20, Tower II Darling Park 201 Sussex Street Sydney, NSW 2000 Ausztrália
Brazíliai importőr	Emergo Brazil Import Importação e Distribuição de Produtos Médicos Hospitalares Ltda Avenida Francisco Matarazzo, 1752, sala 502 e 503, Água Branca, São Paulo, SP CEP:05.001-200. CNPJ: 04.967.408/0001-98 Email: brazilvigilance@ul.com Responsável Técnico: Luiz Levy Cruz Martins – CRF/SP: 42415 Anvisa nº: 80117580996
Kínai képviselő	RaySearch (Shanghai) Medical Device Co., Ltd Room 608, No. 1118, Pudong South Road Pilot Free Trade Zone, Shanghai Kína
Hongkongi képviselő	Emergo Hong Kong Limited 18/F Delta House 3 ON YIU Street Shatin, NT Hongkong
Indiai képviselő	RAYSEARCH INDIA PVT. LTD. Level-2, Elegance Tower, Mathura Road, Jasola, New Delhi-110025 India Iroda sz. 208 & 209
Izraeli képviselő	I.L Emergo Israel Ltd. Andrei Sakharov 9 Matam P.O.B 15054 Haifa 3190501 Izrael

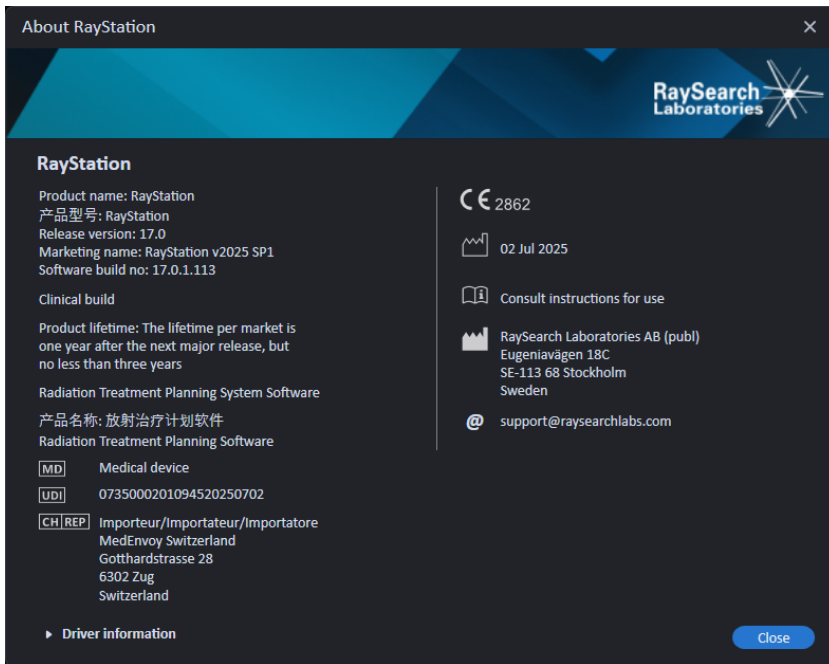
Szabályozási képviselők	Kapcsolat
Japán képviselő	RaySearch Japan K.K. Saiwai building, 1-3-1 Uchisaiwaicho Chiyoda-ku Tokyo 100-0011 Japán
Koreai képviselő	RaySearch Korea, LLC Unit 1005, 10th Floor Hybro Building, 503, Teheran-ro, Gangnam-gu Seoul Koreai Köztársaság
Új-zélandi megbízó	CARSL Consulting PO Box 766 Hastings Új-Zéland
Szingapúri képviselő	RaySearch Singapore Pte. Ltd. 260 Orchard Road #07-01/04 The Heeren, Singapore 238855 Szingapúr
Tajvani képviselő	Tomorrow Medical System Co., Ltd. 6F, No. 88, Xing'ai Road, Neihu Dist. Taipei City, 114067 Tajvan
Thai képviselő	Kamol Sukosol Electric Co., Ltd. 665 Mahachai Road, 2nd Floor Samranraj, Pranakorn Bangkok 10200 Thaiföld
Amerikai képviselő	RaySearch Americas, Inc. The Empire State Building 350 5th Avenue, Suite 5000 New York, New York 10118 Amerikai Egyesült Államok

2.9 TERMÉKCÍMKE

A telepített RayStation v2025 rendszer verziószámát úgy találhatja meg, ha a RayStation menüben a következő lehetőséget választja: **Help: About RayStation** (Súgó: A RayStationról).

A következő információk azonosíthatók:

- Terméknév = RayStation
-  **产品型号: RayStation** (csak a kínai piacra)
- Kiadási verzió = **17.0**
- Kereskedelmi elnevezés = RayStation v2025 SP1
- Szoftververzió száma = **17.0.1.113**
- Klinikai felépítés = Azt jelzi, hogy a szoftvert klinikai használatra tervezték.
Megjegyzés: A klinikai telepítéshez klinikai felépítésre és klinikai engedélyre is szükség van. Ellenkező esetben a címsorban a „Not for clinical use” (Nem klinikai használatra) szöveg jelenik meg.
- Termék élettartama = A piaconkénti élettartam a következő nagyobb kiadás után egy év, de nem kevesebb, mint három év
- Sugárkezelés tervezőrendszer szoftver = A termék általános neve
-  **产品名称: 放射治疗计划软件** (csak a kínai piacra)
-  **MD** = Azt jelzi, hogy a termék orvostechnikai eszköz
-  **UDI** = Egyedi eszközazonosító szám
-  **CH REP** = A svájci meghatalmazott képviselő és importőr
- Illesztőprogram adatai = A Mevion Spot Map Converter és a CyberKnife RAIL telepített verziója. Bontsa ki ezt a mezőt a nyílra kattintva.
-  **CE**₂₈₆₂ = A CE-jelölés és a bejelentett szervezet száma
-  = Gyártási dátum
-  = Olvassa el a használati utasítást
-  = A gyártó neve és címe
-  **@** = A támogatási e-mail-cím



Ábra 1. Az **About RayStation** [Súgó] párbeszédablak.

2.10 ÉLETTARTAM

A piaconkénti élettartam a következő főbb kiadás után egy év, de nem kevesebb, mint három év. A termékverzió támogatása a piacon a piaci engedély után 36 hónappal ér véget, feltéve, hogy 24 hónapon belül kiadnak egy új főbb verziót. Ha nem, a támogatás meghosszabbodik, és 12 hónappal azután ér véget, hogy a következő főbb verziót kiadták ezen a piacon. Ha egy adott piacon egy verziót már nem támogatnak, azt tekintjük az élettartam végének az adott piacon.

2.11 SZABÁLYOZÁSI INFORMÁCIÓK

Jogi nyilatkozat

Kanada: A szén- és héliumion-kezelésbetervezése, a proton Woggling, a proton vonalszkennelés, a BNCT tervezés és a mikrodózimetriai kinetikus modell szabályozási okokból nem elérhetőek Kanadában. Ezeket a funkciókat licencek szabályozzák, és ezek a licencek (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayWobbling, rayLineScanning, rayBoron és rayMKM) nem érhetőek el Kanadában. Kanadában a dózis előrejelzéshez tartozó gépi tanulási modelleket a klinikai használat előtt a Kanadai Egészségügyi Minisztériummal engedélyeztetni kell. A mélytanulási szegmentálás Kanadában a számítógépes tomográfias képalkotásra van korlátozva.

Japán: A japán szabályozási információkért lásd az RSJ-C-02-003 japán piacra vonatkozó jogi nyilatkozatot.

Amerikai Egyesült Államok: A szén- és héliumion-kezelésbetervezése, a BNCT tervezés és a mikrodózimetriai kinetikus modell szabályozási okokból nem elérhető el az Amerikai Egyesült Államokban. Ezeket a funkciókat licencek szabályozzák, és ezek a licencek (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayBoron és rayMKM) nem érhető el az Amerikai Egyesült Államokban. Az Amerikai Egyesült Államokban a dózis előrejelzéshez tartozó gépi tanulási modelleket a klinikai használat előtt az FDA-val engedélyeztetni kell. Az Amerikai Egyesült Államokban a RayStation nem alkalmazható az egy beteg kezelése során végzett tervadaptációra, más néven online adaptív tervezésre. Az OXRAY kezelőgép az Amerikai Egyesült Államokban nem támogatott.

Európai SRN-szám

A 2017/745/EU MDR rendelet alapján a SE-MF-000001908 nyilvántartási szám hozzárendelésre került a RaySearch Laboratories AB-hez.

2.12 A GÉPI TANULÁSRA VONATKOZÓ SZABÁLYOZÁSI INFORMÁCIÓK

Szabályozási megjegyzés

A RayStation-ben lévő gépi tanulási funkciók egyes piacokon szabályozási engedélyhez vannak kötve.

Minden olyan piacon, ahol a gépi tanulási funkciókat nem hagyják jóvá, a gépi tanulási funkciót vezérlő megfelelő licencek le vannak tiltva, biztosítva, hogy a jogosulatlan használat ne legyen lehetséges.

A gépi tanulási modellek célja

A RayStation rendszerben lévő gépi tanulási modellek képszegmentálásra és dózis előrejelzésre használhatók. A modell szegmentálási célokból anatómiai struktúrák kontúrozására is használható. Mindazonáltal az ilyen modellek nem használhatók léziók kontúrozására vagy észlelésére. Egy modell csak az adott modellhez tartozó adatlapban meghatározott célokra alkalmazható.

Gépi tanulási modell jóváhagyása

Amikor egy gépi tanulási modell használatba vételre és jóváhagyásra kerül, a rendszer zárolja azt, így nem fejlődhet tovább. A modellek így a klinikai alkalmazás során nem módosíthatók.

Elérhető modellek

Az egyes piacokon fennálló szabályozói korlátozások miatt a gépi tanulást használó dózis előrejelzés elérhetősége korlátozott lehet.

2.13 A DÓZISSZÁMÍTÁSOK PONTOSSÁGA

A RayStation v2025 minden dózismotorjáról igazolták, hogy ugyanolyan pontosságú, mint a független, jól ismert kezelésbetervezési rendszerek. A dózisszámításokat a felhasználónak minden klinikailag releváns helyzetre validálnia kell, további információkat lásd: *rész 3.1.1 A felhasználók felelősségére vonatkozó figyelmeztetések a x. oldalon 36.*

Megjegyzés: A RayStation sugármodellek általánosak a gép típusa és tulajdonságai tekintetében. Lehetséges, hogy olyan sugármodelleket lehet létrehozni a kezelőgép beállításához, amelyeket a RaySearch nem validált kifejezetten.

2.13.1 A fotondózis motorok pontossága

A RayStation két foton dózismotorral rendelkezik: Collapsed Cone (CC) és Monte Carlo (MC). Az alábbiakban ismertetjük a két dózismotorhoz tartozó validálási stratégiákat, melyeket a validálás hatókörének leírása követ a különböző gépek és kezelési technikák esetén. A Monte Carlo dózismotor nem támogatja a TomoTherapy gépeket.

Validációs stratégia a Collapsed Cone fotondózis motor esetén

A RayStation validálást jelentős mennyiségű mérés alapján hajtották végre, beleértve a homogén és heterogén fantomok pontdózisait, a vonaldózisokat, a fóliákat és méréseket a Delta4, MapCheck, ArcCheck, MatriXX, Octavius1500 és PTW 729detektorok segítségével. Ez magában foglalja a NAÜ tesztsomagot, amely magában foglalja az Elekta gép mért dózisait a 6 MV, 10 MV és 18 MV energiák vizsgálati eseteihez¹. A mérésekkel szembeni validálások elfogadhatósági kritériumait a következőképpen fogalmazták meg: gammakritérium (akkor felel meg, ha a gammaérték a gamma 3%, 3 mm adatpontok 95%-ában 1 alatt van), pontdózis-különbségek és megbízhatósági szintek¹. Az általános pontosság elfogadható. Azonosítottak néhány algoritmuskorlátozást, amelyeket ebben a szakaszban jellemzünk, a 4001-es figyelmeztetésben, a rész 3.1.1 A felhasználók felelősségére vonatkozó figyelmeztetések a x. oldalon 36-ben, valamint az Algoritmus gyengeségei szakaszban, a RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual-ben.

A RayStation v2025-ben lévő Collapsed Cone foton dózismotort is összehasonlították a klasszikus, jól ismert kezelésbetervező rendszerekkel, mint például a Eclipse (Varian), Pinnacle³ Radiation Treatment Planning System 7.2 (Philips), Monaco (Elekta), Oncentra (Elekta) és Precision (Accuray). Az összehasonlítás magában foglalja a Siemens, Elekta, Varian és TomoTherapy gépekhez készített terveket. A független kezelésbetervező rendszerek által kiszámított dózis és a RayStation dózis közötti egyezés azt jelenti, hogy a globális gammaérték² 1 alatti a gammakritériumok térfogatának 95%-a esetén (3%, 3 mm), valamint a gammakritériumok térfogatának 98%-a esetén (5%, 5 mm). Mivel a gammaeloszlás minden esetben az elfogadhatósági kritériumokon belül volt, a dózismotor-számítások egyenértékűnek tekinthetők az összehasonlított klinikai rendszerekkel.

A validálás a tipikus klinikai használatra fókuszál, ahol szokványos LINAC modelleket használnak (mint például Varian (600 CD, CLINAC, 2100, 2100 EX, 2300C/D, Trilogy, TrueBeam, MLCs MLC120 használatával, HD120, Millenium MLC, m3 és Varian Halcyon), Elekta (MLCi/

1 IAEA-TECDOC-1540, Sugárterápiás kezelésbetervező rendszerek specifikációi és elfogadási vizsgálata, 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.

MLCi2, sugármodulátor és Agility fejek használatával) és Siemens (Primus, 3D-MLC és Artiste használatával), az energiák 4 MV és 20 MV között vannak, valamint vízfantomokat és beteggeometriákat használnak. A kiegyenlítő szűrő nélküli leadást például Siemens Artiste és Varian Halcyon használatával validálták. A legtöbb adatot MLC-vel gyűjtötték, 5 és 10 mm-es lamellaszélességgel. A RayStation v2025-t szintén a Brainlab m3 MLC bővítménnyel validálták egy Varian Novalis gépen. Az m3 MLC-t nem validálták más géppel, például a másodlagos kollimátor nélküli gépekkel (mint amilyenek a Siemens gépek is). Egyéb MLC bővítményt nem validáltak.

Ékek, blokkok és kúpok validálása

Az ékeknél a validálást csak vízben végezték el. A validálás néhány kivételtől eltekintve a központi négyzet mezőire összpontosult. Különös figyelemmel kell eljárni az ék sugármodellek ellenőrzése és kiértékelése során. A blokkvalidálást úgy végezték, hogy összehasonlították a RayStation v2025 rendszerből és az Eclipse (Varian) és Oncentra (Elekta) rendszerekből származó dózisokat, az IAEA tesztsomag részeként. Az IAEA tesztsomag az Elekta ékeket is tartalmazza. Csak a divergens fotonblokkok támogatottak. A kúpvalidálás az Elekta LINAC-okra korlátozott. A decimal GRID blokk Elekta Agility és Varian TrueBeam rendszerekkel lett validálva.

Rotációs tervek dózisszámítása

A standard VMAT leadási technikákat Varian, Elekta és Vero LINAC-okkal validálták. A csúszóablakos VMAT szekvenálást Elekta Agility és Varian Halcyon LINAC-okkal validálták. A VMAT szekvenálást új kezelési technikának kell tekinteni, emiatt el kell végezni a sugármodell és a gép viselkedésének validálását, valamint a betegenkénti minőségbiztosítást.

A validálás azt mutatta, hogy a kis mező forgási tervek RayStation dózisszámítása rendkívül érzékeny a sugármodell MLC paramétereire.

A RayStation v2025 VMAT burst mód technikát nyújt, ahol minden második szegmens tartalmaz MLC mozgást sugár nélkül, és minden másik szegmensben van sugár MLC mozgás nélkül. A burst mód technika csak Siemens gépek számára javallott és validált.

A VMAT és hullámívek esetén, azaz gyűrűforgatással működő VMAT-nál Vero és OXRAY esetén jelenleg csak ezekkel a gépekkel lehet leadást végezni. Ugyanez a mozgás elvileg a kezelőasztal mozgásával is létrehozható. A RayStation v2025 rendszerben megvalósított hullámív csak Vero és OXRAY LINAC-ok számára készült, és csak ezekkel van validálva.

A Vero dózisszámítása

A RayStation v2025 esetén elvégezték a Vero gép validálását. A CC dózismotort sikeresen validálták a statikus MLC, VMAT és hullámív tervek méréseivel összehasonlítva. Csak a legfeljebb ± 15 fokig gyűrűforgással rendelkező hullámív terveket validálták.

A Vero dinamikus IMRT (DMLC) nem lett validálva, és a DMLC nem áll rendelkezésre a Vero gépekhez itt: RayStation v2025. A Vero validálás a Vero MLC-re korlátozódik, 30 levélpárral, ahol minden levélszélesség 0,5 cm. A dinamikus nyomon követési leadás nem része a RayStation v2025 validálásnak. A nyomon követéssel leadható dinamikus Vero treveknek a dozimetriai validálása a felhasználó felelőssége.

Dózisszámítás OXRAY esetén

A Hitachi egy új LINAC-ot fejleszt: OXRAY a neve. A RayStation v2025 rendszerénél az OXRAY számára történő validálást a gép nem klinikai változatával végezték el. Az OXRAY LINAC kardánrendszerrel van ellátva, mely felhasználható a kardánszög beállítására a kezelőnyalábnak, valamint a kezelőgép központi tengelyétől való eltérítésre. Két kardánszög érhető el, a pásztázási kardánszög, és a döntési kardánszög. Az OXRAY validálás tartalmaz maximum +/- 3 fokok kardánszögű terveket mind a pásztázáshoz, mind a döntéshez. A CC és MC dózismotorok validálása sikeres volt a statikus MLC, a statikus ív, a konformális ív, a VMAT és a hullámív tervek méréseihez viszonyítva, mind kardánszögekkel, mind azok nélkül.

Csak a gyűrűs elforgatással rendelkező hullámív szögeknél végeztek ± 15 fokig validálást. A dinamikus IMRT-t (DMLC) nem validálták és a DMLC nem érhető el OXRAY esetén a RayStation v2025 rendszerben. A dinamikusan nyomon követett leadás nem része a RayStation v2025 validálásnak. A felhasználó feladata, hogy a leadott dózisokat validálja az engedélyezett dinamikus nyomon követéssel ellátott OXRAY tervekkel. Mivel a validálást a gép nem klinikai változatával végezték el, különösen gondosan kell eljárni, ha a RayStation v2025 rendszert OXRAY LINAC-kal együtt használják.

Dózisszámítás TomoTherapy

A RayStation v2025 dózisszámítást validálták TomoHelical-re, valamint a TomoTherapy gép legújabb verziójával, az úgynevezett Radixact-vel, illetve a régebbi TomoTherapy rendszerekkel rendelkező TomoDirect terveket, amelyeket frissítettek, hogy működjenek az iDMS-sel. A régebbi, nem frissített, gépek nem támogatottak. Ha nem biztos abban, hogy TomoTherapy kezelőgépe használható-e a RayStation-vel, forduljon az Accuray vállalatához vagy a RaySearch ügyfélszolgálatához.

A validálást a TomoTherapy gép által támogatott összes mezőszélességre, rögzített és dinamikus blendepófákra, valamint különböző magasságra, projekciós időkre, átlagos nyitási időre, modulációs tényezőkre, illetve céltérfogat méretre és pozíciókra hajtottuk végre.

A mozgásszinkronizálás leadása nem volt része a RayStation v2025 validálásnak. Az engedélyezett mozgásszinkronizálással rendelkező TomoHelical tervek leadott dózisának validálása a felhasználón múlik.

A RayStation v2025-ben lévő TomoTherapy dózisszámításra vonatkozó további követelményeket a 10172 figyelmeztetés írja le itt: *rész 3.1.1 A felhasználók felelősségére vonatkozó figyelmeztetések a x. oldalon 36.*

Dózisszámítás CyberKnife-hoz

A RayStation v2025 dózisszámítást CyberKnife M6/S7 gépekre validálták. A RayStation v2025 a korábbi CyberKnife verziókat nem támogatja.

A collapsed cone dózismotort sikeresen validálták a rögzített kúpokkal, írszkúpokkal és MLC-vel kollimált kezelési tervek méréseihez viszonyítva. A méréseket filmmel és ionkamrával végezték különböző homogén és heterogén fantomokban, például a CIRS tüdő fantomban. A validálás különböző csomópontkészleteket és mozgásszinkronizálási technikákat tartalmaz.

A kiválasztott mozgásszinkronizálási technika nincs hatással a RayStation-ben számított dózusra. A célkövetés pontosságáért a CyberKnife kezelőgéphez rendelkezésre álló mozgásszinkronizációs technikák alkalmazásával kapcsolatban lásd: Accuray.

A mérésekkel való összehasonlítás mellett a RayStation dózist összehasonlították a Finite Size Pencil Beam (FSPB) és a Monte Carlo Accuray dózismotorok által számított dózissal, ami kiválóan megegyezett egymással.

Validációs stratégia a foton Monte Carlo dózismotor esetén

A foton Monte Carlo dózismotor ugyanazt a fluenciaszámítást használja a LINAC fejben, mint a Collapsed Cone dózismotor. Az MLC leírásának részleteit, a blokkokat, a kúpokat, a virtuális ékeket és a fizikai ék transzmissziókat alaposan validálták a Collapsed Cone dózismotor használatával. Ugyanezen fluenciaszámítást a Monte Carlo dózisszámítással együtt is validálták, a Collapsed Cone dózisszámítás méréseinek egy reprezentatív adathalmazát felhasználva. Az adathalmaz különféle energiákat (4 MV – 20 MV), LINAC modelleket (Varian, MLC120, HD120 használatával és m3, Elekta, MLC Agility, MLCi/i2 és CyberKnife használatával), ékeket (Varian standard ék, EDW és Elekta motoros ék), kúpokat és blokkokat, kezelési technikákat (3D-CRT, SMLC, DMLC és ívkezelések), valamint homogén és heterogén geometriákat fedett le. Az IAEA tesztsomag (Elekta 6 MV, 10 MV, 18 MV) ennek a részét képezte, és hozzáadásra került egy nagy felbontású AAPM TG105 tesztsomag (TrueBeam, 6 MV, 10 MV és 10 MV FFF használatával), heterogén betétekkel a különféle geometriákhoz (lemezek, ferde beesés, orr alakú felületek, lépcsők) vízben, a Collapsed Cone dózisvalidálással való összehasonlításhoz.

A mérések tartalmaztak beszkenelt profilokat, mélység dózisokat és pontméréseket vízben és CIRS fantomban, valamint film-, Delta4-, ArcCheck- és MapCheck-méréseket. Az elfogadhatósági kritériumok azonosak voltak, mint amit a Collapsed Cone hitelesítésénél használtak, és a teljes pontosság elfogadható volt. A rész 2.13.1 A foton dózis motorok pontossága a x. oldalon 23 rendszernél leírt legtöbb korlátozás a foton Monte Carlo dózismotor esetén is érvényes. A részletekért lásd: RSL-D-RS-v2025-RCF, RayStation v2025 Reference Manual. Lásd még a 4001. sz. figyelmeztetést itt: rész 3.1.1 A felhasználók felelősségére vonatkozó figyelmeztetések a x. oldalon 36.

A mérés alapú validálás mellett a foton Monte Carlo számításnál betegekben keresztellenőrzést végeztek az EGSnrc-vel szemben különféle geometriáknál (lemezek, tengelyen kívüli heterogén betétek, ívelt felületek), anyagoknál (víz, tüdő, csont, alumínium, titán), energiáknál (0,5 MeV – 20 MeV) és méretekénél (0,4 cm x 0,4 cm és 40 cm x 40 cm között), mind mágneses mezővel, mind anélkül. Mivel a mérési bizonytalanság már nem volt jelen, a szimulált dózist használó validálási tesztben szereplő elfogadhatósági kritériumok szigorúbbak, mint a méréshez tartozóak; az összes voxel 95%-ának 1 alatti gammaértékkel kell rendelkeznie 2%-os, 2 mm-es gamma esetén.

Az MR LINAC-oknál a foton Monte Carlo dózismotort PTW Octavius mérésekkel szemben validálták a nulla gantryszögre összeomló SMLC terveknél, mind Elekta Unity, mind MagnetTx Aurora készülékkel. Az Elekta Unity csőszórás komponens Farmer-kamrával végzett levegőmérési adatokkal validálták, különböző SSD-értékek mellett, és a különböző gantry szögekkel, kezelőasztallal és képpalkotó tekercsekkel végzett teljes dózisszámításokat a Monaco dózisszámítással való összehasonlítással ellenőrizték. Az oldalról visszatérő elektronok hatását

a MagnetTx Aurora esetén függőleges lemezgeometriáknál ellenőrizték az innen származó DOSXYZnrc szimuláció használatával: [Steciw S, Fallone BG, Yip E. Dose perturbations at tissue interfaces during parallel linac-MR treatments: The "Lateral Scatter Electron Return Effect" (LS-ERE). *Med Phys.* 2024 Nov;51(11):8506-8523. doi: 10.1002/mp.17363. Epub 2024 Aug 17. PMID: 39153227].

A Monte Carlo dózisszámítás nem támogatja a TomoTherapy gépeket. A számítás nincs validálva Vero és Siemens LINAC-ok esetén. A felhasználó feladata a RayStation v2025 Monte Carlo dózisszámítás validálása Vero és Siemens gépekkel.

2.13.2 Az elektron-dózismotorok pontossága

Az elektron dózisszámítás pontosságát a RayStation v2025 rendszerben sikeresen validálták a klinikailag releváns beállításokkal. A validálás célja a klinikailag elfogadható dózispontosság igazolása a LINAC-oknál kettős fóliaszórás technikával, applikátorokkal és kivágásokkal. A RayStation rendszerben található elektron fázistér modellt ennek az elrendezésnek a lemodellezésére készítették. A megvalósítás paramétervezérelt, így általános jellegű egy tipikus kettős fólia, applikátor és kivágás elrendezés tekintetében.

A RayStation v2025 rendszert validálták az applikátor tipikus klinikai használatára nézve kivágott kollimált mezők esetén. A validálás a 4 MeV és 25 MeV energiákat fedte le víz fantomban, inhomogenitásokkal és azok nélkül és beteggeometriában minden főbb gyártótól származó LINAC készülékekkel. Kizárólag az egyenes szélű (azaz a nyáláb tengelyvonalával párhuzamos) Cerrobend kivágások támogatottak és csak ezeket validálták.

A validálást a következő LINAC és elektronenergia kombinációkra végezték el:

	4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV	20 MeV	25 MeV
Varian Clinac 2100			x				x	
Elekta Synergy		x		x		x		
Elekta Agility	x	x	x	x				
Elekta BM		x	x	x	x			
Siemens Primus		x		x		x		
EGSnrc (általános elektron kezelőgép)			x			x		x

Az elektron Monte Carlo dózismotort összehasonlították az Oncentra (Elekta) kezeléstervező rendszerével a fotonokéval azonos gamma feltételek mellett, lásd: *rész 2.13.1 A fotondózis motorok pontossága a x. oldalon 23*. Az Oncentra rendszerrel való összehasonlítás tartalmazza az Elekta Synergy gép terveit. Mivel minden esetben az elfogadási kritériumokon belüli gammaeloszlásokat kapunk, az elektrondózis számításai egyenértékűnek tekinthetők azzal a klinikai rendszerrel, amellyel összehasonlították.

Emellett a RayStation v2025 rendszerben lévő elektron dózismotort validálták a mérésekkel szemben x és y blendpófákkal rendelkező kezelőgépeknél [Elekta és Varian], Elekta gépeknél Beam Modulator egységgel, illetve x blendpófák nélküli gépekkel [Elekta Agility és Siemens]. Vízben a számított dózisértékek 98%-ának meg kell felelnie a gamma [5%, 5 mm] < 1 feltételnek a méréssel összehasonlítva, és a 95%-ának meg kell felelnie a gamma [3%, 3 mm] < 1 feltételnek.

Az elektron Monte Carlo dózisszámítást a betegben alaposan validálták a független EGSnrc Monte Carlo kóddal szemben különböző geometriák, anyagok és energiák esetén. Az EGSnrc-dózissal való összehasonlításnál ugyanazokat az elfogadási kritériumokat alkalmazták, mint a mérésekkel való összehasonlításnál.

Minden validálási teszt az elfogadhatósági kritériumokon belüli eredményeket ad, kivéve egy kisebb eltérést az Elekta Agility esetén. Egy 9 MeV tesztesetben egy csontlemez fantomnál a mért és a számított dózis közötti relatív eltérés 4,5%. Ez meghaladja a 3%-os elfogadási kritériumot, de az 5%-os tűréshatáron belül van. Ugyanezen teszteset 6 MeV és 12 MeV energiáknál megfelelt az elfogadhatósági kritériumoknak, és a 9 MeV elektronenergiához tartozó tesztesetek megfelelnek az elfogadhatósági kritériumoknak két másik lemezfantomnál. Ezek egyike csont lemezt és tüdő lemezt is tartalmaz, és nagyobb kihívást jelent, mint a csontlemez tartalmazó, sikertelen teszteset. Emellett a tesztesetek egyike, mely az EGSnrc dózist a RayStation v2025-t hasonlítja össze, csontot használ 9 MeV-on, és ez a teszt megfelelt az elfogadhatósági kritériumoknak. A mérési pont a disztális lejtésnél található, ami azt jelenti, hogy a mérés nagyon érzékeny a beigazítás kis eltéréseire vagy a fantomban használt sűrűség félreértelmezésére. Emiatt arra a következtetésre jutottunk, hogy ebben az esetben nagy valószínűséggel a mérési pont pontatlan.

Az általános pontosság elfogadható, és a következtetés az, hogy az elektron Monte Carlo dózismotor biztonságos a klinikai használatban.

2.13.3 A brachyterápiás TG43 dózismotor pontossága

A brachytherápiás TG43 dózismotort publikált minőség-ellenőrzési adatokhoz képest validálták hat közös HDR forrásra vonatkozóan, beleértve az E & Z Bebig Co0-A86 és Ir2.A85-2 forrásokat is. Az elfogadhatósági kritériumokat a helyi gammakritériumok és a relatív dóziskülönbségek alapján fogalmazták meg. Mind a hat forrás megfelel az elfogadhatósági kritériumoknak.

A dózismotort egy klinikailag független kezeléstervező rendszerrel is validálták, amely a TG43 formalizmust [SagiPlan, E&Z Bebig és Oncentra Brachy, Elekta] hajtja végre. A validálást mind a fantom, mind a méhnyak- és prosztatá- és emlőkezelések egyszeri tartózkodási pozícióira végzik. Ezenkívül összehasonlították egy független Monte Carlo dózismotorral [EGS Brachy] egy releváns beteg esetében. A helyi gammakritériumokat a független rendszerekkel való összehasonlításra használják. Mivel a gammaeloszlás minden esetben az elfogadási kritériumokon belül volt, a brachyterápiás TG43 dózisszámítás ugyanolyan jól teljesít, mint azok a független rendszerek, amelyekkel összehasonlították.

A validálást a EQUAL-ESTRO laboratóriumi mérési eljáráshoz képest is elvégezték. A mérési pont megfelel a relatív dóziskülönbségként megfogalmazott elfogadási kritériumnak.

A RayStation TG43 dózismotor általános pontossága összhangban van a klinikai előírásokkal. A TG43 formalizmusnak azonban vannak bizonyos korlátai, amelyeket a felhasználónak ismernie kell. Az elfogadhatósági kritériumok és a dózismotor algoritmusának korlátai a *a TG43 dózismotor pontossága* című részben találhatók itt: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

2.13.4 A brachyterápiás Monte Carlo dózismotor pontossága

A brachyterápiás Monte Carlo dózismotort E&Z Bebig Co0-A86 és Ir2.A85-2 forrásokkal validálták a klinikailag releváns beállításoknál.

A validációs tesztcsomag tartalmazza az összehasonlítást a vízben közzétett QA adatokkal, a TG43 dózismotorral a betegesetnél kiszámított 3D dózissal, egy független Monte Carlo dózismotorral (EGS Brachy) két különböző kezelési helyen (H&N és emlő) kiszámított 3D dózissal, és az EGS Brachy használatával vízben, a felszínhez közel egyetlen tartózkodási pontnál különböző anyagokhoz (levegő, csont, tüdő, volfrám) kiszámított 3D dózist.

Az elfogadhatósági kritériumok a tesztesettől függően helyi vagy globális gamma kritériumok formájában vannak megfogalmazva. Mindkét validált forrás megfelelt az elfogadhatósági kritériumoknak.

A RayStation Monte Carlo dózismotor teljes pontossága megfelel a klinikai szabványoknak vagy túlmutat rajtuk. Általánosságban a Monte Carlo dózis algoritmusok jobban tükrözik a dózis eloszlását a valós beteggeometriában, mint a TG43 formalizmus, ahol a beteg teljes térfogatát víznek tekintik.

2.13.5 A proton Pencil Beam dózismotor pontossága a Uniform Scanning/ Double Scattering/Wobbling technikákhoz

A RayStation v2025-ben lévő, egységes szkenneléshez/dupla szóráshoz/Wobbling-hoz való proton Pencil Beam dózismotort már jelentős mennyiségű méréshez képest validálták vízben egyszerű és szabálytalan blokkok, MLC és kompenzációs formák segítségével nem elforgatott és elforgatott orra. Részét képezték azok a beállítások, amelyekben a blokk a kompenzátor felett és alatt van felszerelve. A validálást egy IBA univerzális fúvóka esetén végezték el egységes szkennelési módban, egy Mitsubishi SELECT BEAM NOZZLE esetén egységes szkennelési módban, egy Mevion S250 fúvóka esetén dupla szórási módban, egy Sumitomo HI többcélú fúvóka esetén Wobbling módban, illetve egy IBA szemvonal esetén. A validálást a független kezelésbetervező rendszer által kiszámított heterogén adathordozó dóziséhez képest is elvégezték XiO (Elekta).

A validálások elfogadhatósági kritériumait az olyan tulajdonságokra vonatkozó követelmények alapján fogalmazták meg, mint a gammakritériumok, a SOBP-hatótávolság és a disztális leesés, a mezőszélesség fél maximuma (FWHM), valamint a bal és jobb penumbra különbségek. Az általános pontosság elfogadható; azonban azonosítottak néhány dózismotoralgoritmus-korlátot, amelyek leírása itt található: *Proton US/DS/Wobbling dózisszámítási figyelmeztetések a x. oldalon 67*. Az elfogadhatósági kritériumok és a dózismotor algoritmusának korlátai a *Dózismotor pontossága és korlátai* című szakaszban találhatók itt: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

2.13.6 A ceruzasugár szkennelésre való proton Pencil Beam dózismotor pontossága

A RayStation v2025-ben lévő proton PBS Pencil Beam dózismotort validálták vízben végzett számos mérésre vonatkozóan a nyílt mezőelrendezésre, valamint az energia modulátort használó beállításokra is. A validálást antropomorf fantomokkal, valamint a független kezelésbetervező rendszer által kiszámított heterogén adathordozón történő dózishoz képest is elvégezték XiO (Elekta). A validálást egy PBS IBA dedikált fúvókára és egy Sumitomo HI dedikált fúvókára végezték el vonalszkenneléshez.

A validálások elfogadhatósági kritériumait az olyan tulajdonságokra vonatkozó követelmények alapján fogalmazták meg, mint a disztális hatótávolság, a gammakritériumok és a mezőméret tényezők. Az általános pontosság elfogadható, azonban azonosítottak néhány dózismotoralgoritmus-korlátot, amelyek leírása itt található: *Proton PBS dózisszámítási figyelmeztetések a x. oldalon 72*. Az elfogadhatósági kritériumok és a dózismotor algoritmusának korlátai a *Dózismotor pontossága és korlátai* című szakaszban találhatók itt: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

2.13.7 A Pencil Beam szkennelésre való proton Monte Carlo dózismotor pontossága

A RayStation v2025-ben lévő proton PBS Monte Carlo dózismotort a következőkhöz képest validálták: a nyílt mezőelrendezések számos, vízben végzett mérése, az energia modulátort használó beállítások, valamint olyan beállítások, amelyek blokkot vagy MLC apertúrát használnak nyílt mezőelrendezésekhez, illetve az energia modulátort használó beállítások.

A blokk- és MLC-apertúrabéállításokat olyan rendszerekre validálták, ahol a blokk és az MLC az energia modulátor felett van elhelyezve. Ezzel fontos tisztában lenni, és különös figyelmet kell fordítani, amikor ellenőrzi és értékeli azokat a gépmodell-beállításokat, amelyeknél a blokkapertúra az energia modulátor alatt van elhelyezve.

A validálást antropomorf fantomokkal, valamint a független kezelésbetervező rendszer által kiszámított heterogén adathordozón történő dózishoz képest is elvégezték XiO (Elekta). A validálást elvégezték egy IBA dedikált fúvóka PBS-re, egy IBA univerzális fúvóka PBS-re, egy vonalszkennelésre való Sumitomo HI dedikált fúvókára, egy vonalszkennelésre való Sumitomo HI többcélú fúvókára és egy Mevion S250i Hyperscan sugárleadó rendszerre.

A validálások elfogadhatósági kritériumait az olyan tulajdonságokra vonatkozó követelmények alapján fogalmazták meg, mint a disztális hatótávolság, a gammakritériumok és a mezőméret tényezők. Az általános pontosság elfogadható, azonban azonosítottak néhány dózismotoralgoritmus-korlátot, amelyek leírása itt található: *Proton PBS dózisszámítási figyelmeztetések a x. oldalon 72*. Az elfogadhatósági kritériumok és a dózismotor algoritmusának korlátai a *Dózismotor pontossága és korlátai* című szakaszban találhatók itt: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

2.13.8 Proton lineáris energiatranszfer számítás pontossága

A RayStation v2025 esetében a Proton PBS Monte Carlo dózismotorban végzett lineáris energiatranszfer (LET) számításai a referencia FLUKA-szimulációkkal összehasonlítva kerültek validálásra. Ez magában foglalja a vízben, valamint a különböző anyagokban, például csontban és tüdőben lévő, különböző méretű mezőkben lévő energiarétegeket és SOBP-eket. Az összehasonlíthatóság érdekében a referencia FLUKA-szimulációkban a LET megfelelő átlagolt értéke került pontozásra (lásd: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*).

A validálások elfogadhatósági kritériumai a gammakritériumokra vonatkozó követelmények voltak. Az általános pontosság elfogadható, azonban azonosítottak néhány dózismotoralgoritmus-korlátot, amelyek leírása itt található: *Proton PBS dózisszámítási figyelmeztetések a x. oldalon 72*. Az elfogadhatósági kritériumok és a dózismotoralgoritmus-korlátok a *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual Dózismotor elfogadhatósági kritériuma* című részében találhatók.

2.13.9 A szén és hélium ceruzasugár dózismotor pontossága Pencil Beam Scanning esetén

A RayStation v2025-ben lévő szén Pencil Beam dózismotort (amelyet könnyű ionokhoz, azaz szénhez és héliumhoz), a nyílt mezőelrendezések, valamint az energia modulátort használó beállítások vízben végzett jelentős méréskészlete alapján validálták. A szénionsugárral végzett méréseket a CNAO-n (Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica, Pavia, Olaszország) végezték, a héliumion-sugárral végzett méréseket pedig a HIT-ben (Heidelberger Ion Beam Therapy Center, Heidelberg, Németország).

A validálások elfogadhatósági kritériumait az olyan tulajdonságokra vonatkozó követelmények alapján fogalmazták meg, mint a disztális hatótávolság, a gammakritériumok és az abszolút dózis, valamint a *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*-ben lévő *Dose engine acceptance criteria* (Dózismotor elfogadhatósági kritériumok) című részben található a leírása. Az általános pontosság elfogadható, azonban azonosítottak néhány dózismotoralgoritmus-korlátot, amelyek leírása itt található: *Könnyű ion PBS dózisszámítási figyelmeztetések a x. oldalon 77*.

A szénionok fizikai és RBE-súlyozott dózisének validálását a független kezelésbetervező rendszer Syngo RTPS (Siemens AG) által kiszámított heterogén közegben végzett dózishoz képest hajtották végre. Az RBE-súlyozott dózis validálását homogén közegben (vízben) történő dózishoz képest is elvégezték, amelyet a LEM modell esetén a TRiP98 segítségével számítottak ki (kifejlesztő: GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung GmbH, Darmstadt, Németország), az MKM modell esetén pedig az iDose segítségével (kifejlesztő: NIRS, National Institute of Radiological Science, Chiba, Japán). Mivel a kapott gammaeloszlások az elfogadhatósági kritériumokon belül vannak, a szénion PBS dózismotor számításai egyenértékűnek tekinthetők azokkal a klinikai rendszerekkel, amelyekkel összehasonlították.

A hélium esetén a GSI LEM-IV modellje szerint számított kezdeti RBE-görbét használó, felhasználó által meghatározott RBE modellt validálták a TRiP98-hez képest. Az RBE-súlyozott héliumdózis az MKM szerint a HIT független implementációhoz képest került validálásra.

2.13.10 Szén és hélium lineáris energiatranszfer számítás pontossága

A RayStation v2025 esetében a Carbon Pencil Beam dózismotorban végzett lineáris energiatranszfer(LET) számításai a referencia FLUKA-szimulációkkal összehasonlítva kerültek validálásra. Ez magában foglalja a vízben, valamint a különböző anyagokban, például csontban és tüdőben lévő, különböző méretű mezőkben lévő energiarétegeket és SOBPs-eket. Az összehasonlíthatóság érdekében a referencia FLUKA-szimulációkban a LET megfelelő átlagolt értéke került pontozásra (lásd: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*).

A validálások elfogadhatósági kritériumai a gammakritériumokra vonatkozó követelmények voltak. Az általános pontosság elfogadható, azonban azonosítottak néhány dózismotoralgoritmus-korlátot, amelyek leírása itt található: *Könnyű ion PBS dózisszámítási figyelmeztetések a x. oldalon 77*. Az elfogadhatósági kritériumok és a dózismotoralgoritmus-korlátok a *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual Dózismotor elfogadhatósági kritériuma* című részében találhatók.

2.13.11 Pontosság a BNCT RBE súlyozású dózisszámításoknál

A standard BNCT RBE súlyozású dózisszámításokat az RBE modell paraméterek, tervezési paraméterek és külső dózismotorral számított fizikai dóziskomponensek lineáris kombinációjával számítják ki. Mivel ez egy pontos számítás, a pontosságát várhatóan csak a gép pontossága korlátozza (beleértve a külső dózismotor és a RayStation közötti adatátvitel pontosságát is). A hatás várhatóan kisebb, mint 0,005% a maximális dózishoz viszonyítva. Ezt megerősítették a külső dózismotorok által számított RBE súlyozott dózissal való összehasonlítások. Ne feledje, hogy ez csak az RBE súlyozású dózisszámítás pontosságára vonatkozik, és nem a külső dózismotor által biztosított fizikai dóziskomponensek pontosságára, amelyeket ebbe a számításba visznek be.

A sejtípus dózisos kiszámításának pontosságát továbbá befolyásolja egy anyag-átskálázási approximáció, amely a teljes részecskeszállítás és dózisszámítás helyébe lép, amint azt a *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual Sejtípus dózisszámítás* című fejezete ismerteti. Ez a közelítés lineáris kapcsolatot feltételez a hidrogén (vagy nitrogén) fizikai dóziskomponense és a hidrogén (vagy nitrogén) atomtömege között az anyagdefinícióban. Továbbá, ha egy anyag atomtömege nulla, akkor átskálázás nem lehetséges, és a rendszer a megfelelő komponenst figyelmen kívül hagyja a sejtípus dózisszámításban. Ha nem használnak extrém módon eltérő tulajdonságú anyagokat, illetve nulla hidrogén vagy nitrogén atomtömegű anyagokat, akkor ez az approximáció várhatóan nem lesz klinikailag releváns hatással a számítás pontosságára. A RayStation rendszerben elvégzett sejtípus dózisszámítás és egy külső dózismotorból származó referencia dózis közötti eltérés kisebb, mint 0,5% a tervben lévő maximális alapértelmezett RBE súlyozott dózissal összehasonlítva.

3 A BIZTONSÁGOS MŰKÖDÉSHEZ SZÜKSÉGES INFORMÁCIÓK

Ez a fejezet a RayStation v2025 rendszer biztonságos működéséhez szükséges információkat ismerteti.

Megjegyzés: Ne feledje, hogy a további, biztonsággal kapcsolatos kiadási megjegyzések a szoftvertelepítéstől számított egy hónapon belül külön is forgalmazhatók.

Megjegyzés: RayStation és RayCare használata esetén a termékverzióknak kompatibilisnek kell lenniük egymással. Ellenőrizze a szervízsomagokat a RaySearch ügyfélszolgálattal.

Ebben a fejezetben

Ez a fejezet a következő részeket tartalmazza:

3.1	Biztonsági óvintézkedések	p. 34
3.2	Betegadatok importálása	p. 126
3.3	Bemeneti adatok	p. 126
3.4	Parancsfájlírás [szkripting]	p. 126
3.5	Megjelenítési formátum	p. 126

3.1 BIZTONSÁGI ÓVINTÉZKEDÉSEK

Tartsa be a következő figyelmeztetéseket a RayStation v2025 rendszer biztonságos működéséhez.

Ebben a részben

Ez a rész a következő alrészeket tartalmazza:

3.1.1	A felhasználók felelősségére vonatkozó figyelmeztetések	p. 36
3.1.2	A telepítésre vonatkozó figyelmeztetések	p. 43
3.1.3	Az általános rendszerhasználatra vonatkozó figyelmeztetések	p. 44
3.1.4	A DICOM importálásra vonatkozó figyelmeztetések	p. 46
3.1.5	A DICOM exportálásra vonatkozó figyelmeztetések	p. 48
3.1.6	Figyelmeztetések a CBCT-képkonverzióval kapcsolatban	p. 50
3.1.7	A dózisszámításra vonatkozó figyelmeztetések	p. 53
3.1.8	A betegmodellezésre vonatkozó figyelmeztetések	p. 86
3.1.9	A kezelésbetervezésre vonatkozó figyelmeztetések	p. 89
3.1.10	Proton- és könnyű ion tervezésre vonatkozó figyelmeztetések	p. 92
3.1.11	Figyelmeztetések a TomoHelical és TomoDirect tervezéssel kapcsolatban	p. 95
3.1.12	A CyberKnife kezeléstervezésre vonatkozó figyelmeztetések	p. 97
3.1.13	Figyelmeztetések a BNCT kezelésbetervezéssel kapcsolatban	p. 97
3.1.14	A brachyterápiás kezelés tervezésével kapcsolatos figyelmeztetések	p. 98
3.1.15	A robusztus optimalizálásra vonatkozó figyelmeztetések	p. 102
3.1.16	A dózisértékelésre vonatkozó figyelmeztetések	p. 104
3.1.17	A biológiai optimalizálásra és értékelésre vonatkozó figyelmeztetések	p. 105
3.1.18	Az automatizált tervezésre vonatkozó figyelmeztetések	p. 106
3.1.19	Figyelmeztetések a sugár üzembehelyezésével kapcsolatban	p. 108
3.1.20	A parancsfájlokkal kapcsolatos figyelmeztetések	p. 113
3.1.21	A minőségbiztosítással kapcsolatos figyelmeztetések	p. 117
3.1.22	A EPID minőségbiztosítási funkciókra vonatkozó figyelmeztetések	p. 118
3.1.23	A RayStation tárolóeszközre vonatkozó figyelmeztetések	p. 119
3.1.24	Gépi tanulással kapcsolatos figyelmeztetések	p. 120
3.1.25	Az orvosi onkológiával kapcsolatos figyelmeztetések	p. 121
3.1.26	Az Mapti mozgáster-ellenőrzésével kapcsolatos figyelmeztetések	p. 123

3.1.1 A felhasználók felelősségére vonatkozó figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Megfelelő képzés biztosítása. A felhasználói szervezetnek biztosítania kell, hogy a kezelésbetervezési feladatok elvégzésére jogosult személyeket megfelelően kiképezték az elvégzendő feladatokhoz. Ezt a szoftvert csak a kezelésbetervezési feladatok ellátására jogosult és a kezelésbetervezési technikákban megfelelően képzett személyek használhatják. Használat előtt figyelmesen olvassa el az összes utasítást. A felhasználó felelős a megfelelő klinikai használatért és az előírt sugárdózisért. [508813]



FIGYELMEZTETÉS!

Bemeneti adatok minősége. Mindig legyen tisztában azzal, hogy a kimenet minősége kritikusán függ a bemeneti adatok minőségétől. Az importált adatok bármilyen szabálytalanságát vagy a bemeneti adategységekkel, az azonosítással, a kép tájolásával vagy bármilyen más jellegű minőséggel kapcsolatos határozatlanságokat alaposan meg kell vizsgálni az adatok használata előtt. [508811]



FIGYELMEZTETÉS!

A terv áttekintése és jóváhagyása. Minden besugárzási terv adatait gondosan felül kell vizsgálnia és jóvá kell hagynia egy szakképzett személynek, mielőtt azokat a sugárterápiás kezelés céljára felhasználják. Az optimalizálási célok szempontjából "optimális" terv (nyalábkészlet) még nem feltétlenül alkalmas klinikai használatra.

[4780]



FIGYELMEZTETÉS!

A sugármodelleket a klinikai alkalmazás előtt validálni kell. A felhasználó felelőssége, hogy minden sugármodellt validáljon és üzembe helyezzen, mielőtt azokat klinikai külső sugárterápiás tervek készítésére használná.

A RayStation-t képzett sugár onkológiai szakemberek általi használatra fejlesztették ki. Nyomatékosan javasoljuk, hogy a felhasználók tartsák be az AAPM TG40, TG142, TG53, TG135, IAEA TRS 430, IAEA TRS 483 és más szabványokban közzétett ajánlásokat a pontos besugárzási tervek biztosítása érdekében.

A számított dózis pontossága közvetlenül a sugármodell minőségétől függ. A sugármodell elégtelensége a jóváhagyott és a leadott dózis közötti eltérésekhez vezethet. Minden paraméterértéket, valamint a minőségbiztosítási és minőség-ellenőrzési tervet képzett fizikusoknak felül kell vizsgálniuk és jóvá kell hagyniuk. A dózisszámítást minden üzembe helyezett CT-gép esetén validálni kell.

- A számított dózist minden releváns klinikai helyzetre validálni kell, beleértve, de nem kizárólagosan a következőket: SAD, SSD, mezőméret, mezőforma, tengelyen kívüli pozíció (x, y és átlós), kollimáció típusa, moduláció foka, szivárgási dózis (MU/Gy vagy NP/Gy változása), asztal/gantry/kollimátor szögek, CyberKnife csomópontkészletek, beteg/fantom anyag összetétele és beteg/fantom anyag geometriája.
- A számított dózist minden klinikailag releváns dózisirácsfelbontásra validálni kell.
- Az ismert korlátozások leírása itt található: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*. A validálás során minden egyes sugármodellre meg kell határozni a további működési korlátokat, és azokat a tervezés során be kell tartani.

Fotonok esetén:

Különös gondot kell fordítani, mielőtt a RayStation-t a következőkkel használja: 5 mm-nél kisebb MLC-szelek, a gyakori beteganyagoktól eltérő anyagok, blokkok, kis méretű kör alakú kúpok, ékek (különösen a tengelyen kívül ékek), komplex VMAT tervek, kis mezőméretű rotációs tervek, Siemens mARC tervek és hullámív tervek, különösen 15 foknál nagyobb gyűrűforgás esetén.

Ne feledje, hogy:

- a 3D-CRT-hez validált sugármodell nem feltétlenül alkalmas IMRT tervekhez.
- az SMLC-hez validált sugármodell nem feltétlenül alkalmas DMLC tervekhez.
- az SMLC-hez vagy DMLC-hez validált sugármodell nem feltétlenül alkalmas VMAT tervekhez.
- a VMAT-hoz validált sugármodell nem feltétlenül alkalmas a Sliding window VMAT szekvenálással létrehozott tervekhez.
- az egyik fotondózismotorhoz (Collapsed Cone vagy Monte Carlo) üzembe helyezett sugármodell nem alkalmas a másik dózismotorhoz a sugármodell paramétereinek kiigazítása nélkül.

A validálást minden kiválasztott kezelési technikára el kell végezni a Physics módban vagy a RayStation módban. A C-kar és a CyberKnife LINAC-ok esetén lásd a 3438. sz. figyelmeztetést. A TomoTherapy kezelőgépek esetén lásd a 10172. sz. figyelmeztetést.

Protonok esetén:

A validálásnak tartalmaznia kell a megfelelő kompenzátor- és energia modulátor geometriákat, blokk- és/vagy MLC apertúrakontúrokat, légréseket/orrpozíciókat, az izocentrum és a felület közötti távolságot, a helydallamot és mintákat, a kiterjesztett Bragg csúcsmélységet és modulációs szélességet, a mezőméreteket (lásd még az 1714-es figyelmeztetést).

A Mevion Hyperscan esetén lásd még a 369009-es figyelmeztetést.

Könnyű ionok esetén:

A validálásnak tartalmaznia kell a releváns légréseket/orrpozíciókat, az izocentrum és a felület közötti távolságot, a hely méretét és mintázását, a mezőméreteket, a heterogén/antropomorf fantomokat, a CT-gépeket, az energia modulátor beállításokat, az elvesztett dózist és a leadási beállításokat (lásd még az 1714-es figyelmeztetést).

Elektronok esetén:

A validálásnak tartalmaznia kell a releváns applikátor geometriákat, a mezőméreteket és a kivágat nélküli mezőméreteket, a téglalap alakú applikátorok mezőalakjának tájolását, a kivágat anyagokat és vastagságokat, az izocentrum légréseit és a D50 vízhatótávolságokat a nominális nyalábenergia szerint. Csak az egyenes élekkel rendelkező, azaz a fősugártengellyel párhuzamos Cerrobend kivágatok támogatottak.

(4001)



FIGYELMEZTETÉS!

A brachyterápiás modelleket a klinikai alkalmazás előtt validálni kell. A

brachyterápiás forrásmodelleket és alkalmazásbeállításokat a klinikai alkalmazás előtt validálni kell.

A felhasználó felelőssége, hogy a klinikai használat előtt az összes brachyterápiás forrásmodellt és alkalmazásbeállítást validálja, további részletekért lásd a 283358-as és a 283879-es figyelmeztetéseket.

(285635)



FIGYELMEZTETÉS!

TomoTherapy gép üzembe helyezése. A TomoTherapy gép üzembe helyezésekor a legtöbb paraméter az iDMS-ről származik, és várhatóan csak kisebb módosításokra lesz szükség a gépmodellben itt: RayPhysics. A keresztirányú profil, a blendepofa fluencia kimeneti tényezők és a levél késleltetési eltolás értékek felülíródnak ebben a folyamatban, és lehet, hogy frissíteni kell őket.

Vegye figyelembe, hogy a TomoTherapy gépek számára a Beam commissioning modulban a számított dózisgörbék a mért görbékhez vannak normalizálva, azaz a

mért és számított dózisgörbék kimenete a sugármodell kimenetétől függetlenül egyezik. A modell kimenetét ezért TomoHelical sugarak segítségével kell beállítani és ellenőrizni minden mezőszélességre. További információért lásd: *RSL-D-RS-v2025-BCDS, RayStation v2025 Beam Commissioning Data Specification*.

Vegye figyelembe azt is, hogy az MLC szűrők nem részei a RayPhysics-ben lévő Beam commissioning modul dózisgörbe számításának, és használatuk csak TomoHelical vagy TomoDirect sugarakkal ellenőrizhető.

A dózisszámítást a releváns klinikai kezelési mezőméretekre validálni kell a klinikai alkalmazás előtt. A 4001-es figyelmeztetésben felsoroltakon kívül a validálásnak tartalmaznia kell a különböző blendepofa-méreteket és -módokat, a projekciós időket, a nyitási frakciókat és az asztalmozgásokat.

{10172}



FIGYELMEZTETÉS!

Mevion Hyperscan gép üzembe helyezése. A Mevion S250i („Hyperscan”) gép üzembe helyezésekor a sugármodell csak a rendszer legnagyobb energiaellátásához használ bemeneti adatokat. Mindazonáltal a dózis kiszámítását a klinikai kezelési területek teljes releváns hatótávolságára validálni kell a klinikai alkalmazás előtt. Különösen fontos, hogy ellenőrizze a hatótávolságokat, valamint az abszolút kimenetet a különböző mezőméretekhez és orrpozíciókhoz, számos energia esetében, belefoglalva a Mevion energiaválasztó összes energia modulátorát.

Az is fontos, hogy validálja a dózisszámítást apertúrával rendelkező sugarak esetén (statikus és dinamikus). A RayStation-ben az ilyen sugarakat egy blokkal tervezik. A Mevion adaptív apertúra ezután megpróbálja igazítani a pozícióját és a leveleket a kívánt apertúrakontúr reprodukálása érdekében. Ennek a validálásnak különböző méretű mezőket kell magában foglalnia, beleértve a nem egyenes élű mezőket (összetett céltérfigat alakzatok). {369009}



FIGYELMEZTETÉS!

NCT gép üzembe helyezése. Egy gép üzembe helyezését a RayStation-ben egy adott verziójú dózismotorhoz mindig a kezeléleadó rendszerrel és a dózismotor gyártójával összhangban kell elvégezni. {611928}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Ütközésészlelés a CyberKnife-hoz. A RayStation-ban végzett ütközésészlelés nem garantálja, hogy az ütközések mindig észlelhetők lesznek. A besugárzás előtt a felhasználó köteles ellenőrizni, hogy a besugárzási rendszer végez-e ütközésészlelést.

[339623]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Blokk/kivágat ellenőrzése. Mindig ellenőrizze, hogy a Beam (Sugár) tervezőmodulokban létrehozott blokkok és elektronsugár-kivágatok fizikálisan megvalósíthatók-e. Blokkgyártási korlátokat nem lehet meghatározni itt: RayStation.

A protonblokkok esetén a blokkmaró eszköz méretét az automatikus blokkgenerálási eszközök veszik figyelembe. Lehetőség van azonban olyan blokk beszerzésére, amely nem gyártható a kézi blokkszerkesztő/-létrehozó eszközökkel. Ezután a maróeszköz algoritmusát manuálisan is futtathatja a blokkszerkesztés után. Azonban, mivel ez nem történik meg automatikusan, a felhasználó felelőssége annak biztosítása, hogy a blokk fizikálisan megvalósítható legyen.

Mindig ellenőrizze a létrehozott blokkot a blokkapertúra nyomtatásával. [508816]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Ellenőrizze a blokk/kivágat nyomtatásának léptékét. A nyomtató beállításai befolyásolják a nyomtatott blokk/kivágat tényleges méretét. Mielőtt a blokk/kivágat nyomtatást blokk/kivágat gyártásához vagy ellenőrzéséhez használná, mindig ellenőrizze, hogy az x- és y-tengelyek léptéke egyenlő-e, és hogy az ellenőrző skálán az 1 cm-es méretarány vonalzóval 1 cm-nek felel-e meg. [508818]

**FIGYELMEZTETÉS!**

ROI/POI ellenőrzés. Mindig gondosan ellenőrizzen minden vizsgált régiót (ROI) és vizsgált pontot (POI), mielőtt kezeléstervezésre vagy értékelési célokra használná.

[4793]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A 4DCT kivetítések áttekintése. A felhasználónak át kell tekintenie a 4DCT kivetítésből kapott képsorozatot, mielőtt azt kezelésbetervezésére vagy értékelési célokra használná fel. A kivetített képsorozatot össze kell hasonlítani a 4DCT csoport képsorozataival annak ellenőrzésére, hogy a Hounsfield-egységek és a megfelelő sűrűségek a várakozásoknak megfelelőek-e. Ez elvégezhető a beteg nézetekben látható HU értékek vizsgálatával és az értékelési dózisok kiszámításával a Plan evaluation modulban.

A kivetített képsorozat geometriai jellemzői (például a tájolása, pozíciója és mérete) szintén összehasonlítható az eredeti 4DCT-vel szemben. Ez úgy végezhető el, hogy a kivetített képsorozatokat egyesíti az eredeti 4DCT képsorozatokkal a Structure definition modulban vagy az Image registration modulban, majd ellenőrzi, hogy megfelelően vannak-e tájolva.

(10414)

**FIGYELMEZTETÉS!**

A HU átskálázással kapott képspecifikus sűrűségábrázolás. A HU átskálázással kapott képsorozat specifikus sűrűségábrázolás használata esetén kiemelten fontos, hogy a felhasználó gondosan áttekintse a kapott sűrűségábrázolást, mielőtt felhasználná azt a dózisszámításhoz. Az átskálázott sűrűségábrázolás közvetlen kihatással van a dózisszámításra.

(9506)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Beteg beállítása. A beteg pozicionálására vonatkozó asztalmazás (asztalfordítás) utasítások a Patient setup (Beteg beállítása) párbeszédpanelen és a tervjelentésben jelennek meg.

Az alapértelmezett asztalmazás megjelenése „Patient” (Beteg), azaz az asztalmazás utasítások Patient setup (Beteg beállítása) a párbeszédablakban vannak kifejezve a beteg anatómiai irányára vonatkozóan.

Ha szükséges, az asztalmazás megjelenését „Couch”-ra (Asztal) lehet változtatni, azaz a Patient setup (Beteg beállítása) párbeszédablakban lévő asztalmazás utasítások az asztal irányban vannak kifejezve. A asztalmazás megjelenése a Klinikai beállítások alkalmazásban módosítható.

A klinikai használat előtt mindig ellenőrizze, hogy a RayStation-ben és a tervjelentésben megjelenített asztalmozgás a tervezettnak és a klinikai gyakorlatnak megfelelő-e.

Ne feledje, hogy egy másik lehetőség a beteg beállításához, hogy exportálja az asztalmozgást a DICOM szabványnak megfelelően. Ez a beállítás itt választható ki: RayPhysics.

[9101]



FIGYELMEZTETÉS!

A referenciakeret regisztrációjának ellenőrzése a dózisszámítás előtt.

Különösen fontos, hogy az importált vagy kezelési pozíció beigazítással létrehozott referenciakeret regisztrációkat ellenőrizze, mielőtt frakciódózis számításra használná fel őket a Dose tracking modulban, vagy amikor további képsorozatokon dózist számít ki.

[9650]



FIGYELMEZTETÉS!

Korlátozott értékesítés az Egyesült Államokban A szövetségi (Egyesült Államok) és az állami törvények értelmében a termék csak orvos által vagy orvosi rendelvényre értékesíthető.

[4782]



FIGYELMEZTETÉS!

Egyszeri bejelentkezés beállítása. Ha az egyszeri bejelentkezés beállítást használja a Klinika beállításaiiban, akkor jogosulatlan felhasználó hitelesítheti a hitelesítést, RayStation ha egy munkaállomást felügyelet nélkül hagy. A hitelesítés a bejelentkezett felhasználó nevében történik.

[578762]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Ellenőrizze a kiegészítő kódokat. Kiegészítő kódok adhatók meg a foton- és protonblokkokhoz, elektron kivágásokhoz és protonkompenzátorokhoz. A felhasználónak ellenőriznie kell, hogy a beírt tartozékkód a RayStation-ben megegyezik-e a kezelés alatt használandó fizikai tartozékkal. A RayStation nem fogja automatikusan érvényteleníteni a tartozék kódját, ha a blokk, a kivágás vagy a kompenzátor módosul a RayStation-ben. A blokk, a kivágás vagy a kompenzátor nem veszíti érvényességét a RayStation-ben, ha a tartozék kódja megváltozik. A felhasználó felelőssége annak biztosítása, hogy a megfelelő tartozékkódot beírták és szükség esetén frissítsék.

[574934]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Ellenőrizze, hogy a .decimal GRID blokk-kontúr a RayStation rendszerben megegyezzen a fizikai blokkal. A CreateDotDecimalBlockContour eljárás a .decimal GRID blokkal egyező blokk-kontúrt hoz létre. A létrehozása után a .decimal GRID blokkot a RayStation normál fotonblokkként kezeli, és szerkeszthető. Mivel a .decimal GRID blokk nem a RayStation rendszerből exportált blokk-kontúr alapján lett előállítva, fontos annak a biztosítása, hogy a RayStation rendszerben lévő blokk-kontúr megegyezzen a fizikai blokkal, és azt ne változtassák meg véletlenül manuális szerkesztéssel. Ennek biztosítására, hogy a blokk-kontúr változatlan maradjon, a CreateDotDecimalBlockContour eljárás utolsó lépésként újra előhívható a végső dózisszámítás és tervjóváhagyás előtt.

[936115]

3.1.2 A telepítésre vonatkozó figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

Megjelenítési beállítások. Ne feledje, hogy a RayStation a rendszer vizuális kimenete a monitor kalibrálásán, felbontásán és egyéb hardverspecifikus paramétereken múlik. Győződjön meg arról, hogy a monitor kimenete megfelel a klinikai feladatoknak. [366562]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Hardver/szoftver platform. A rendszerkörnyezet-elfogadási tesztet a hardver- vagy szoftverplatform megváltozásakor mindig el kell végezni. [366563]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Telepítési tesztek. A felhasználónak további teszteket kell hozzáadnia a RayStation rendszer telepítéséhez és konfigurálásához a felhasználói szervezetnél. [366564]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Nem ECC GPU memória használata. A számításhoz használt GPU-knak ECC RAM-mal kell rendelkezniük, és az ECC állapotot engedélyezni kell a GPU-illesztőprogram beállításában. Mindazonáltal a deformálható képregisztrációk ECC RAM nélküli GPU-kon is kiszámíthatók.

[8453]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A GPU dózisszámítását befolyásolhatják a számítógép/illesztőprogram frissítései. A GPU dózisszámítását a hardver- vagy szoftverplatform változásai után – beleértve az operációs rendszer szervizcsomagjait is – ellenőrizni kell. Ez a *RSL-D-RS-v2025-SEAT, RayStation v2025 System Environment Acceptance Test Protocol* futtatásával, valamint a GPU által végzett összes számítás önellenőrzésével végezhető el.

[4039]

3.1.3 Az általános rendszerhasználatra vonatkozó figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

A RayStation több példányának futtatása. Különös figyelemmel kell eljárni, ha a RayStation több példányát futtatja. Mindig győződjön meg arról, hogy a megfelelő beteg dolgozik.

[3312]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Független dózisszámítás. Győződjön meg arról, hogy az alkalmazott független dózisszámítási rendszer valóban független. Vannak olyan rendszerek, amelyek független dózisszámításra alkalmasaknak tűnhetnek, azonban valójában egyáltalán nem függetlenek, mivel a dózismotort a RaySearch gyártja, és ugyanazt az algoritmust használja a fotondózis kiszámításához, és esetleg ugyanazt a kódot is, mint a RayStation (pl. Compass [IBA]).

[6669]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Legyen óvatos az automatikus helyreállítási mód módosításakor. Az automatikus helyreállítási adatok adatbázisban vagy lemezen tárolódnak. Ha az automatikus helyreállítási mód ki van kapcsolva, vagy ha a tárolóterület megváltozik, miközben még mindig vannak automatikus helyreállítási adatok a régi tárolóhelyen, az adatok már nem hasznosak, és előfordulhat, hogy a RayStation nem tudja törölni őket. A régi tárolóhelyen található adatokat manuálisan kell törölni.

[282521]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Másodlagos adatbázisokban tárolt kezelési adatok. Ne frissítse az olyan másodlagos adatbázisokat, amelyet a kezeléssel kapcsolatos adatokat tárolnak a rendszeren kívül, ha RayCare rendszerhez csatlakozik. Ezeket a másodlagos adatbázisokat meg kell őrizni az aktuális sémaverziójukban.

[824240]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Jelentéstemplát elnevezése. A felhasználó által létrehozott jelentéstemplátok nem feltétlenül tartalmaznak minden információt a betegről, a tervről, a sugárkészletekről stb. A jelentéstemplátok például csak az aktuálisan kijelölt tervkészletet tartalmazhatják. Jelentéstemplátok létrehozásakor használjon egyértelmű elnevezési konvenciót. [5147]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Megváltozott a háttérdózissal rendelkező sugárkészletek előírásaival kapcsolatos viselkedés. A RayStation 11A-tól kezdődően az előírások mostantól mindig előírják az aktuális sugárkészlet dózisértékét. A 11A verzió előtti RayStation-nal meghatározott előírások a sugárkészlet és háttérdózis kapcsán elavultak. Az ilyen előírással rendelkező sugárkészletek nem hagyhatók jóvá, és az előírást a sugárkészlet DICOM exportálásakor nem fogja tartalmazni.

A RayStation 11A esetében az előírási százalék a továbbiakban nem kerül be az exportált előírás-dózisszintekbe. A 11A előtti RayStation verziók esetében a RayStation-ben meghatározott előírási százalék bekerült az exportált cél előírási dózisba. Ez úgy módosult a 11A esetében, hogy csak a RayStation-ben meghatározott cél előírási dózis kerül exportálásra. Ez a változás az exportált nominális dózis-hozzájárulásokat is érinti.

A 11A előtti RayStation verziók esetében a RayStation tervekben exportált Dose Reference UID az RT terv/RT ionterv SOP Instance UID-én alapult. Ez úgy változott, hogy a különböző előírások azonos Dose Reference UID-vel rendelkezhetnek. Így módon a 11A előtti RayStation verzióban exportált Dose Reference UID-k frissítésre kerülnek, és a terv ismételt exportálásakor a rendszer más értékeket fog használni.

[344549]

3.1.4 A DICOM importálásra vonatkozó figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

Képsorozat integritása. A DICOM nem tudja ellenőrizni, hogy a képsorozat összes CT képszelete szerepel-e benne. A felhasználónak ezt mindig manuálisan kell ellenőriznie az importálás után. [508830]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Importált dózis. A jóváhagyott tervbe importált dózis automatikusan klinikainak minősül. [508831]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az importált dózissra vonatkozóan nincs beleértve, hogy a dózisszámítás milyen módon volt kivitelezve. A dózis nem kerül érvénytelenítésre, ha a RayStation-ben lévő dózis kiszámításához használt adatok eltérnek az importált dózis kiszámításának adataitól. Ez akkor is érvényes, ha az importált dózis eredetileg a RayStation-ben került kiszámításra. Ha például a struktúrakészlet sűrűség-felülbírással vagy a külső ROI megváltoztatásával módosul, az importált dózis nem lesz érvénytelenítve.

{224134}

**FIGYELMEZTETÉS!**

A frakcionálási séma a DICOM-importálás során elvetésre kerül. Ha egy DICOM-tervet importál a RayStation-be, a frakcionálási séma elvetésre kerül. Ennek eredményeképpen az importálás során létrehozott tervkészletek mindig szekvenciális leadásra lesznek beállítva, még akkor is, ha az eredeti terv közbenső mintát jelzett.

Ezenkívül előfordulhat, hogy a tervkészlet sorrend által jelzett leadási sorrend nem egyezik meg a tervezett leadási sorrenddel. Következésképpen az importálást követően nem végezhetők olyan tevékenységek, amelyek a helyes frakcionálási sémától függenek. Például, az importált terv biológiai hatása helytelenül kerül jelentésre. {119127}

**FIGYELMEZTETÉS!**

A céltérfogat előírt dózis DICOM importálása proton tervekhez. Egy DICOM protonterv importálásakor a céltérfogat előírt dózisból {300A,0026} importált értéket a RayStation-ben RBE-súlyozott előírt dózisként kerül értelmezésre. {611725}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Exportálás a DICOM importálási szűrő használata után. Kerülje el a DICOM importálási szűrői által a DICOM importálása során módosított adatok exportálását. Ez megakadályozza, hogy különböző fájlokat hozzon létre ugyanazokkal a DICOM egyedi azonosítóval. {508832}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Nincs hibajelzés a Tárolás SCP használatakor. A RayStation-ben nincs arra utaló jel, hogy a Tárolás SCP használatával történő betegadatok importálása hiányos-e, például az átviteli munkamenet során elkövetett hibák vagy a fájl lemezre írásának sikertelensége miatt. [508833]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A figyelmeztetések áttekintése, ha más rendszerbe való automatikus exportálás után automatikus importálási és szegmentálási munkafolyamatot használ. Az automatikus importálás alatt generálódott figyelmeztetések akkor jelennek meg, amikor a beteget az első alkalommal megnyitja. Ha automatikus importálási és szegmentálási munkafolyamatot használ a létrehozott struktúrák automatikus exportálására anélkül, hogy a beteget megnyitná a RayStation rendszerben, akkor az exportált struktúrákat át kell tekinteni a fogadó rendszerben. Az importálás során generált valamennyi figyelmeztetés parancsfájllal is elérhető.

[932309]

3.1.5 A DICOM exportálásra vonatkozó figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

Exportálási hiba. Amikor adatokat exportál a rendszerből, mindig ellenőrizze, hogy az exportálás sikeres volt-e. Ha az exportálás megszakad például hardverhiba vagy az operációs rendszer hibái miatt, törölje az exportált adatokat, és kezdje újra az exportálást. [508805]

**FIGYELMEZTETÉS!**

DICOM RT Struktúrákészlet exportálása. Az RT Struktúrákészlet DICOM exportálása az összes ROI-t kontúrokká alakítja, és a felső vagy alsó képsorozatszeleten kívüli szerkezeti részek nem szerepelnek benne.

Ez a hálós vagy voxel reprezentációjú ROI geometriákra vonatkozik. Az ilyen geometriákat általában modellalapú szegmentálással, atlasz alapú szegmentálással vagy 3D ROI interakciós eszközök használatával hozzák létre itt: RayStation. A DICOM-exportálás csak a CT képszeletek körvonalait kezeli, ami azt jelenti, hogy a képsorozat első vagy utolsó szeletén kívülre kinyúló részek nem szerepelnek az exportálásban.

Ezáltal nem lesznek azonosak a RayStation-be vagy egy külső rendszerbe való DICOM exportálási/importálási ciklus után. {508804}



FIGYELMEZTETÉS!

A besugárzási paramétereket DICOM-exportálással kell átvinni a RayStation rendszerből. Győződjön meg arról, hogy a besugárzási terv ellenőrzési pontjait DICOM-exportálással exportálják a RayStation rendszerből. A felhasználó nem viheti át manuálisan ezeket a beállításokat. {508803}



FIGYELMEZTETÉS!

Vero tervek DICOM-exportálása. Különösen ügyelni kell arra, ha több izocentrummal rendelkező terv DICOM-exportálását végzi a Vero R&V rendszerbe. A DICOM-exportálást kétszer kell elvégezni, egyszer úgy, hogy a ExacTrac Vero jelölőnégyzet be van jelölve, egyszer pedig úgy, hogy a jelölőnégyzet nincs bejelölve. {125706}



FIGYELMEZTETÉS!

A céltérfogat előírt dózis DICOM exportálása proton tervekhez. Egy DICOM-exportált protontervben a céltérfogat előírt dózishoz {300A,0026} exportált érték mindig az RBE-súlyozott előírt dózis. {611723}



FIGYELMEZTETÉS!

A DICOM többrétegű apertúráját (MLA) privát attribútumokon keresztül kerül közlésre. Az MLA használatakor az apertúra kontúrponjtait kizárólag privát attribútumokban exportálja a rendszer. Egy olyan rendszer számára, amely nem ismeri ezeket a privát attribútumokat, a besugárzási terv területei nem jelennek meg kollimáltként. Ez az információ dozimetriailag rendkívül releváns, és a megfelelő dózisok eltérőek lesznek a nem kollimált tervtől. A felhasználónak ellenőriznie kell, hogy a fogadó rendszer beolvassa-e a privát attribútumokat, és hogy azok a kezelőgép leadási utasításaira átjutnak-e. A privát attribútumokkal kapcsolatos további információkért lásd: *RSL-D-RS-v2025-DCS, RayStation v2025 DICOM Conformance Statement*. {610855}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Tranzakciós hibák az iDMS-be való exportáláskor. Ha hiba történik a terv exportálása során, előfordulhat, hogy nincs jele a RayStation-ben. A beteg és a terv adatait a kezelőnek ellenőriznie kell az iDMS-ben. [261843]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Azonos SOP Instance UID-vel rendelkező DICOM objektumok kezelése. Bizonyos esetekben a RayStation azonos SOP Instance UID-vel rendelkező, de eltérő tartalmú DICOM-objektumokat hozhat létre. Ha két azonos UID-vel rendelkező objektumot küldenek ugyanarra a céltárgyra (pl. egy PACS-rendszer), az eredmény a fogadó rendszer implementációjától függ. A felhasználónak manuálisan ellenőriznie kell, hogy a megfelelő feladathoz a megfelelő objektumot használja-e.

[404226]

3.1.6 Figyelmeztetések a CBCT-képtonverzióval kapcsolatban

**FIGYELMEZTETÉS!**

Külső ROI-k az eredeti képen és a referenciaképen. Ha a Külső ROI nem felel meg a beteg körvonalának sem a konvertálandó képen, sem a referenciaképen, a konvertálás hibás lehet. Az eredeti képen a külső ROI-n kívüli területek nem kerülnek a műtárgyakra vonatkozóan korrekcióra.

[405748]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Látómezős ROI korrigált CBCT-hez. A látómezős ROI-n kívüli régiók a referenciaképből kerülnek leképezésre. A felhasználónak tisztában kell lennie azzal, hogy ez nem feltétlenül felel meg a beteg aktuális geometriájának. Ha az átalakuló képregisztráció mező ezekben a régiókban hibás, a leképezett régiók nem lesznek helyesek.

[405749]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Látómezős ROI virtuális CT-hez. Ha egy látómezős ROI-t használnak bemenetként, a nem megfelelő alacsony sűrűségű régiók nem lesznek helyettesítve a ROI-n kívüli korrigált CBCT-ből származó értékekkel. Ezért fontos, hogy a látómezős ROI tartalmazzon minden olyan régiót, ahol potenciálisan szükség lehet ilyen jellegű cserére.

[405750]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A referencia CT nem fedi le a teljes eredeti képsorozat térfogatát. Az eredeti képen található olyan anatómiai régiók, amelyek nem találhatók meg a referencia CT képen, nem rendelkeznek elegendő információval arról, hogy a képkorrekció min alapuljon, és emiatt a korrekciójuk elégtelen lehet.

[405786]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A virtuális CT kontúrozása. A virtuális CT egy referencia CT eredeti képsorozathoz való deformálásával jön létre, melyet a hibásan illeszkedő alacsony sűrűségű régiók kicserélése követ. A virtuális CT minden más régióban azonos lesz a deformált CT-vel. Emiatt a virtuális CT geometriája nem egyezik meg az eredeti kép geometriájával. A kontúrozást lehetőleg az eredeti képsorozaton kell elvégezni, vagy pedig egy, a korrigált CBCT algoritmussal konvertált képen.

[405815]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Anyagfelülírás a referencia CT-ben. Ha az anyagfelülírást a referencia CT-ben található műtárgyak vagy egyéb hibás HU-értékek korrigálására használja, ne feledje, hogy a konvertált kép létrehozásakor az eredeti HU-értékeket fogja használni. Következésképpen a konvertált képen ugyanazon régiók is helytelen intenzitást mutathatnak. A felhasználónak meg kell vizsgálnia ezeket a régiókat, és fontolóra kell vennie az anyagfelülírás használatát a konvertált kép esetében is.

[405752]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Képkonverziós algoritmus használatba hozása. Egy konverziós algoritmus használatba hozása azt jelenti, hogy az algoritmus alkalmasnak minősül klinikailag elfogadható képek előállítására. Az algoritmus használata előtt validálni kell az algoritmus által előállított konvertált képeket. A validálásnak magában kell foglalnia a dózis összehasonlítását a (klinikai minőségű) CT-képekkel, ahol a CT betegenanatómiája a lehető legközelebb áll a konvertálandó kép anatómiájához. Az anatómiai különbségek hatása csökkenthető az egyazon napon készült képek használatával és a sűrűség felülírásával a jelentős anatómiai különbségeket mutató régiókban. A validálásnak elegendő számú esetre kell kiterjednie az összes lehetséges képalkotó protokoll és képalkotó rendszer szempontjából releváns anatómiai hely tekintetében.

(280182)

**FIGYELMEZTETÉS!**

A korrigált CBCT képek jóváhagyása. A korrigált CBCT jóváhagyásakor győződjön meg arról, hogy a kép kellően jó képminőségű ahhoz, hogy megfelelő legyen a klinikai dózishoz. Ehhez az szükséges, hogy a fontos betegszövetek pontos HU értékekkel rendelkezzenek, és hogy az eredeti képsorozatból származó műtermékeket megfelelően korrigálják.

Ha régiókat másolnak át a referencia CT-ből, akkor ügyeljen arra, hogy ezek megfelelően jelenjenek meg, a régiók közötti sima átmenettel. A szövetek HU értékének jelentős pontatlanságai a kép hisztogramon a korrigált CBCT és a referencia CT összehasonlításával észlelhetők. Ennek során ügyeljen arra, hogy a fontos szövetcsúcsok nagyjából azonos értéken helyezkedjenek el. A korrigált CBCT-ben a nem megfelelően korrigált régiók úgy azonosíthatók, hogy összehasonlíttja a korrigált CBCT-t a deformált referencia CT-vel a különbség fúziós nézetében. Minden megfigyelt eltérésnek kis mértékűnek kell lennie, vagy pedig anatómiai különbséghez vagy zajhoz kell kapcsolódnia. Ha nem elhanyagolható műtermékek vannak, amelyeket nem korrigáltak megfelelően, akkor ezek a régiók anyagfelülírással kezelhetők.

(464657)

**FIGYELMEZTETÉS!**

A virtuális CT képek jóváhagyása. Virtuális CT jóváhagyásakor ellenőrizze, hogy a kép a teljes területén jó képminőségű, és hogy az anatómiai struktúrák kellően közel állnak az eredeti képsorozatban szereplő valódi anatómiai struktúrákhoz ahhoz, hogy

a klinikai dózis szempontjából megfelelőnek tekinthetők. Ez alapvetően azt jelenti, hogy meg kell győződni arról, hogy az összes fontos levegő/tüdő terület anatómiailag helyes-e a virtuális CT-n, valamint hogy a beteg körvonala kellően megegyezik-e az eredeti képsorozattal.

A virtuális CT és az eredeti képsorozat közötti összehasonlítás fúziós nézetben, különféle fúziós modellekkel végezhető el. A levegő/tüdő régiók az anatómiailag korrigált virtuális CT-n a virtuális CT és a deformált referenciakép összehasonlításával azonosíthatók. Győződjön meg arról, hogy ezek a régiók megfeleljenek a valós anatómiának és ne legyenek súlyos műtermékek.

(464658)

3.1.7 A dózisszámításra vonatkozó figyelmeztetések

Általános dózisszámítási figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Dózisszámítási régió. A dózisszámítási régió a dózisirács és a dózisszámítási ROI-kból álló régió metszetére korlátozódik. A dózisszámítás ROI-k tartalmazzák a nyalábkészletben található külső ROI-kat, támogató és rögzítő ROI-kat, valamint a külső foton- és elektronsugarakhoz hozzárendelt bolus ROI-kat. A dózisszámítási tartományon kívüli régióban nem kerül sor dózisértékelésre.

Külső sugárral végzett terápia

Külső sugárterápiánál a képadatokból származó minden anyaginformáció kihagyásra kerül a dózisszámítási tartományon kívül. Az elektronok és a BNCT kivételével minden modalitás esetében a dózisszámítási tartományon kívüli térfogatot a sugártranszport során vákuumként kezelik [nincs kölcsönhatás]. A BNCT esetén a dózisszámítási tartományon kívüli térfogatot külső dózisszámítási motor kezeli.

Elektronoknál vákuum helyett levegőt használnak, a sugártranszport alatti szórással és energiavesztéssel. A RayStation nem tudja kiszámítani a helyes dózist, ha egy nyaláb bármely része olyan képadatokat metsz, amelyek nem részei a dózisszámítási tartománynak. Ez akkor következhet be, ha a dózisszámítási ROI-k nem fedik le az összes releváns képadatot, illetve ha a dózisirács nem tartalmazza a dózisszámítás ROI-k releváns térfogatait.

A dózis nagyobb hibái várhatók, ha a nyaláb bármely része egy olyan dózisszámítás ROI felületre lép be, amely nincs a dózisiráccsal lefedve. A dózisirács kilépési szélein akkor is dózishiba várható, ha túl kicsi dózisirácsot használtak, mivel a dózisirácson kívüli szóródás nincs figyelembe véve. A RayStation rendszerben nincs figyelmeztetés, ha a dózisirács nem fedi le a megfelelő régiókat a kilépő széleknél.

Brachyterápia (TG43 dózismotor)

A TG43 brachyterápiás dózisszámítás egy adatvezérelt modell, amely a vízben végzett méréseken és szimulációkon alapul. A dózisszámítás figyelmen kívül hagy minden anyagi információt, és a teljes térfogatot vízként kezeli mind az adagszámítási régió belül, mind azon kívül. Ennek két következménye van a dózisszámítási régió tekintetében:

- Egy dózisszámítási ROI felületének dózisa helytelen lehet, mivel a rendszer végtelen szóróközeget feltételez, az alacsony sűrűségű felületet pedig elhanyagolja.
- Ha a dózisércs nem fedi le a teljes külső ROI-t (vagy bármely más dózisszámítási ROI-t), attól a dózis helyes lesz a dózisércs szélén, mivel minden aktív tartózkodási pont a dózisércsön belül van. A RayStation-ben nem lehet kiszámítani a dózist, ha vannak aktív tartózkodási pontok a külső ROI-n kívül. A külső ROI belsejében a dózisércsnek ki kell terjednie az összes aktív tartózkodási pontra, beleértve legalább egy 3 cm-es margót annak biztosítása érdekében, hogy a forrásokhoz közeli nagy dózisértékeket a rendszer figyelembe vegye.

[9361]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Győződjön meg arról, hogy a megfelelő ROI-t rendelte hozzá külső ROI-ként. Mindig ellenőrizze, hogy a külső ROI lefedi-e az összes cél ROI-t és OAR-t. A dózistérfogat-hisztogramok kiszámítása téves lehet, ha a teljes ROI nem része a külső ROI-nak.

[9360]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Győződjön meg arról, hogy a dózisércs lefedi az összes tervezett ROI-t. A DVH és a dózisstatistikai számítások csak a dózisércs által lefedett ROI részét tartalmazzák.

[9358]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A dózisércs felbontása befolyásolja a dózist. Mind a dózis kimenetét, mind az alakot jelentősen befolyásolhatja a dózisércs felbontása és igazítása. Győződjön meg arról, hogy megfelelő dózisércsöt használ, figyelembe véve az olyan tényezőket, mint például a mezőméret, a moduláció és a beteggeometria.

[2305]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Pixelkitöltés. Ha a dózisszámításhoz használt régióban pixelkitöltés van jelen, a számított dózis helytelen lehet. Győződjön meg arról, hogy a pixellel kitöltött Hounsfield egységeket a kívánt sűrűséghez rendeli hozzá, vagy győződjön meg arról, hogy hozzáad egy olyan anyagot, amely felülírja a pixelkitöltéssel rendelkező régiót.

Ha a CT-kép olyan anyagot zárt ki, amely jelen lesz a kezelés során, és amely a sugárzás szórási régióján belül van, nem ajánlott pixellel kitöltött értékeket használni. Ehelyett adjon hozzá egy anyagot, amely úgy írja felül az összes anyagot, hogy azok részei legyenek a dózisszámításnak. Ennek elmulasztása a dózisszámítás hibáihoz vezethet.

Ha minden, ami fontos a sugártranszporthoz, a CT-képen belül van, de a külső ROI a nagy sűrűségű Hounsfield egységeknek megfelelő, pixelkitöltési értékekkel rendelkező képrészeket fed le, az szintén dózisszámítási hibákhoz vezethet.

(9354)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Anyagfelülírás több struktúrakészlethez. Ha anyagfelülírást határoz meg olyan ROI-hoz, amely nem rendelkezik az alkalmazott képsorozatban definiált geometriával, a dózis számításakor nem jelenik meg figyelmeztetés.

(9353)

**FIGYELMEZTETÉS!**

CT-sűrűség használata nem humán anyagok esetében. CT-sűrűség használata nem humán anyagok esetében. A RayStation dózisszámítás úgy került beállításra, hogy az emberi testben általában megtalálható anyagok CT-adataihoz használható legyen. A nem emberi anyagok esetében a sűrűség felülbírálatának használata általában pontosabb, mint a CT-adatok használata. Ez a sugárszerkezeteknél vonatkozik a támogatás, rögzítés és Bolus típusú ROI-kra, valamint a betegben lévő implantátumokra. Ügyeljen arra, hogy ha a CT-sűrűséget felül kívánja írni, a ROI-hoz rendeljen anyagfelülírást. Ha nincs hozzárendelt anyag, a dózisszámítás előtt nem történik figyelmeztetés.

(404666)

**FIGYELMEZTETÉS!**

A bólus ROI-khoz nyaláb(ok)hoz kell hozzárendelni. A bólus ROI-k nyalábtulajdonságoknak tekintendők. Ahhoz, hogy egy bólus ROI-t egy adott nyalábnál a sugártranszferhez és dózisszámításhoz használják, hozzá kell rendelni ahhoz a nyalábhoz. Ha egy bólust minden nyalábnál használni kell, akkor minden nyalábhoz egyedileg hozzá kell rendelni. Az a bólus, amelyet egy tervben egyetlen nyalábhoz sem rendelnek hozzá, egyáltalán nem vesz részt a dózisszámításban.

Egy nyalábhoz hozzárendelt bólus ROI:

- folytonos vonallal jelenik meg a 2D betegnézetben,
- megjelenik a 3D betegnézetben, és
- megtalálható az Anyag betegnézetben, amikor az érintett nyaláb sugárdózisát kiválasztják.

[5347]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Biztosítsa, hogy minden klinikailag releváns rögzítő és támogató ROI benne legyen a nyalábkészletben. Alapértelmezésben minden rögzítő és támogató ROI benne van a nyalábkészletben. Minden olyan rögzítő és támogató ROI, ami benne van a nyalábkészletben, felhasználásra kerül a nyalábkészlet dózisszámításában. Ha egy rögzítő vagy támogató ROI-t kihagynak a nyalábkészletből, akkor annál a nyalábkészletnél a dózisszámításban ez a ROI elvetésre kerül.

A nyalábkészletben található támogató és rögzítő ROI-k:

- kék nyalábkészlet ikonnal lesznek megjelölve a ROI listában
- bejelölt jelölőnégyzettel rendelkeznek a Rögzítés és támogatás lapon
- folytonos vonallal jelennek meg a 2D betegnézetben
- megjelennek az Anyag betegnézetben, ha a nyalábkészlet ki van választva.

[713679]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A rögzítés és támogatás típusú ROI-k használata. A rögzítés és támogatás típusú ROI-k a betegtámogatással, rögzítési vagy immobilizációs eszközökkel rendelkező régiókban használhatók, és csak olyan struktúrákhoz alkalmazhatók, amelyek főként kívül esnek a beteg körvonalán. A külső ROI-n belül mindig használjon más ROI-típusokat az anyag felülírásához. A külső ROI-val való kis átfedés akkor elfogadható, ha a rögzítési vagy támogatási ROI főként a külső ROI-n kívül esik. Olyan rögzítési vagy támogatási ROI-k használata, amelyek legnagyobb része a beteg körvonalán belül vannak, hibákhoz vezethet az olyan voxelek tömegsűrűségének kiszámításában, amelyeket mind a külső, mind a rögzítési/támogatási ROI-k metszenek. Ezekkel a hatásokkal kapcsolatos további részleteket lásd: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*. {262427}

**FIGYELMEZTETÉS!**

MR tervezés: térfogatsűrűség-hozzárendelés. A csak MR képek alapján végzett RayStation tervezés a felhasználó által meghatározott térfogatsűrűség-hozzárendelésre hagyatkozik. Ne feledje, hogy bizonyos konfigurációk/ régiók esetében a homogén anyaggal végzett térfogatsűrűség-hozzárendelés elfogadhatatlan dozimetriai hibát fog eredményezni. {254454}

**FIGYELMEZTETÉS!**

MR tervezés: Geometriai torzítás és látómező. A tervezésre szánt MR-képeknek elhanyagolható geometriai torzítással kell rendelkezniük. A RayStation nem tartalmaz semmilyen algoritmust a torzításkorrekcióhoz. Az MR képnek ki kell terjednie a beteg körvonalára. {261538}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Kontrasztjavított CT. A CT képkészletek javítására használt kontrasztanyagok befolyásolják a HU értékeket, ami eltérést okozhat a tervezett és a leadott dózisok között. A felhasználónak azt tanácsoljuk, hogy vagy teljesen kerülje a kontrasztjavított CT képkészletek használatát a kezeléstervezéséhez, vagy győződjön meg arról, hogy a kontrasztterületek anyagfelülbírlása megfelelően kerül hozzárendelésre.

{344525}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Biztosítani kell, hogy a különböző dózismotorokkal számított dózisosk kompatibilisek legyenek. A különböző dózismotorokkal (pl. tartalék, kooptimalizálás, háttérdózisok, dózisosk összegzése) számított dózisosk kombinálásával vagy összehasonlításával óvatosan kell bánni, ha a dóziskonvenció az algoritmusok között különbözik, és a terv érzékeny a magas Z értékű anyagok dózísára.

Az Electron és Proton Monte Carlo dózismotorok a vízre jutó dózist közegben történő sugárzástranszporttal jelentik. A proton és könnyű ion Pencil Beam dózismotorok a vízre jutó dózist jelentik. A Photon Collapsed Cone dózismotor különböző sűrűségű vízben történő sugárzástranszporttal számítja ki a vízre jutó dózist, amely tulajdonság a vízre jutó dózis és a közegre jutó dózis között helyezkedik el, ha a közegben számítják ki. A RayStation v2025-hez való Photon Monte Carlo dózismotor a közegre jutó dózist közegben történő sugárzástranszporttal jelenti. Közegben történő transzportkor a fotonok esetében a vízre jutó dózis és közegre jutó dózis közötti különbségek a csonttól eltérő szövetek esetében csekélynek bizonyultak (1–2%), de a különbség viszonylag nagy lehet a csont (10%) vagy más magas Z-értékű anyagok esetében.

Az importált dózisosk dóziskonvenciója ismeretlen a RayStation számára, ezért körültekintően kell eljárni, ha a terv érzékeny a nagy Z-értékű anyagokhoz kapcsolódó dózísra, és ha a dózist háttérdóziként vagy dózisu tántzatra használják.

[409909]

Elektrondózis-számítási figyelmeztetések**FIGYELMEZTETÉS!**

A maximálisan megengedett statisztikai bizonytalanság nem befolyásolja a már kiszámított klinikai Monte Carlo dózist. A Monte Carlo elektrondózis maximálisan megengedett statisztikai bizonytalanságának klinikai környezetben való módosításakor vegye figyelembe, hogy a már kiszámított dózisoskat ez nem érinti. A változás előtt kiszámított dózisosk ezért klinikaiként is megjelölhetők, bár olyan statisztikai bizonytalansággal rendelkeznek, amely nem eredményezne klinikai dózist, ha újraszámításra kerülne.

[9349]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Elektrondózis-számítás kis kivágat méretekhez. A RayStation elektrondózis kiszámítása esetén korlátozott pontosságról számoltak be a kis kivágat méretekhez számított kimenetre vonatkozóan. A 4x4 cm² kivágat méretek esetén 3%-nál

nagyobb, a 2x2 cm²-es kivágat méretek esetén pedig több mint 5%-os, különbségről számoltak be a mért és kiszámított kimenet között.

A felhasználónak tisztában kell lennie ezzel a korlátozással, és figyelmesen ellenőriznie kell a számított elektrondózis kimenetét kis kivágat méretek esetén.

[142165]

Fotondózis-számítási figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

A CBCT sűrűségtáblázat hozzárendelése. A nyers CBCT-információk dózisszámításban történő közvetlen felhasználásához a RayStation egy képspecifikus CBCT-sűrűségtáblázatot használ. Mivel a CBCT-hez meghatározott sűrűségi szintek száma korlátozott a CT-hez általában meghatározottakhoz képest, a CBCT-felvételeken végzett dózisszámítás pontatlanabb lehet, mint a CT-felvételek vagy a konvertált CBCT-felvételek használata esetén. A CBCT-t használó dózisszámítás pontossága egy hozzárendelt sűrűségtáblázat segítségével a táblázat hangolásával függ össze, és azzal, hogy a beteg valós sűrűsége mennyire igazodik a táblázatban kiválasztott sűrűséghez.

Mindig ellenőrizze a sűrűségtáblázatot, mielőtt azt a dózisszámításhoz használná. Az ellenőrzés elvégezhető a kiválasztott szeletek szűrőpróbaszerű ellenőrzésével a Sűrűségtáblázat létrehozása CBCT-hez párbeszédpanelben, ahol a sűrűségtáblázat hatása megjelenítésre kerül.

A nyers CBCT képsorozatokon való dózisszámítás csak fotonok esetén támogatott.

[9355]



FIGYELMEZTETÉS!

A maximálisan megengedett statisztikai bizonytalanság nem befolyásolja a már kiszámított klinikai Monte Carlo dózis klinikai állapotát. A Monte Carlo fotondózis maximálisan megengedett statisztikai bizonytalanságának klinikai környezetben való módosításakor vegye figyelembe, hogy a már kiszámított dózisokat ez nem érinti. A változás előtt kiszámított dózisok ezért klinikaiként is megjelölhetők, bár olyan statisztikai bizonytalansággal rendelkeznek, amely nem eredményezne klinikai dózist, ha újraszámításra kerülne.

[399]

**FIGYELMEZTETÉS!****MR LINAC dózisszámítás.**

Dózisszámítási régió: A dózisszámítási régió kívül semmi dózis sem kerül számításba (lásd a 9361. sz. figyelmeztetést). A dózisszámítás régióban létrejött elektronokat és pozitronokat a levegőben követik nyomon, figyelembe véve az energiavesztéseket és a mágneses tér görbületét, addig, amíg el nem hagyják a dóziszácson vagy újra be nem lépnek a betegbe. Mivel előfordulhat, hogy egy elektron vagy pozitron a dóziszácson kívülre térül el, de később újra belépne a betegbe, ezért a felhasználónak gondoskodnia kell arról, hogy a dóziszács elég nagy legyen ahhoz, hogy az eltérített elektronok vagy pozitronok teljes pályáját lefedje; különben a betegbe való újra belépés miatti hozzájárulásuk a dózishoz figyelmen kívül marad. Ez a hagyományos elektron-visszatérési hatáshoz, az oldalirányú elektron-visszatérési hatáshoz és az elektronáramláshoz kapcsolódik.

Felületi dózis: A levegőben történő fotonszórás és a beteg előtt spirálisan mozgó elektronok nem kerülnek figyelembevételre a dózis kiszámításában. Az Elekta Unity esetén ez a kraniokaudális irányban kiálló felszíni dóziskomponens kihagyásához vezethet. A MagnetTx Aurora esetén az elektronok a mezőn belül maradnak és egy hagyományos elektronkomponens hozzáadható, hogy a felületi dózis bizonyos mértékig megőrződjön. A részletekért lásd: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

Detektorválasztás és output faktor mérése: A felhasználónak követnie kell a gépgyártó mérési protokolljait és a legújabb tudományos szakirodalomból tájékozódnia kell az ajánlott detektorokról, a mérési pontok hatékony eltolásairól és a mágneses tér méretének korrekcióiról. A részletekért lásd: *RSL-D-RS-v2025-RPHY, RayStation v2025 RayPhysics Manual*.

(1153758)

**FIGYELMEZTETÉS!****Az Aurora MLC árnyékolás a tengelyen kívüli y pozícióknál túl alacsony dózishoz vezethet.**

A MagnetTx Aurora esetén a csap és horony régióban a csap kinyúlása miatti árnyékolás olyan mértékben változik az y tengely irányú pozícióval, hogy ez a dózis jelentős csökkenéséhez vezethet az erősen modulált terveknél, ahol a csap és horony régió ki van téve a tengelytől eltérő y pozícióknál. Ezt a variabilitást a RayStation nem tudja lemodellezni. Ajánlott az üzembe állítási eljárás részeként az adott LINAC esetén a teljes mérés elvégzése és a viselkedés kiértékelése annak biztosítására, hogy a besugárzási terv a klinikai validitás határain belül maradjon. Ellenőrizze a terv komplexitásának jellemzőit, például a csap és horony régió tengelyen kívüli kitett részének relatív területét, pl. RayStation szkript használatával,

és szükség esetén tervezze újra, hogy megnövelje annak a valószínűségét, hogy a terv megfeleljen a tervspecifikus QA-nak.

[1202498]



FIGYELMEZTETÉS!

A CyberKnife Y-profilok aszimmetriája az MLC kollimált mezők esetében sugármodellezéskor nem kerülnek figyelembevételre. A legnagyobb MLC kollimált mezők esetében a CyberKnife LINAC Y-profiljai belső aszimmetriát mutatnak. Ez sugármodellezéskor nem kerül figyelembevételre, és a leadott és számított dózisok közötti különbségek megjelenhetnek a rögzített Y-pofák egyikével (az MLC oldalsó védőlemezeivel) közvetlenül kollimált mezőknél, vagy néhány zárt levélpárban az egyik Y-pofa mellett.

A felhasználnak tisztában kell lennie a korlátozással, és különösen óvatosságnak kell lennie ennek a viselkedésnek a vizsgálatában a RayStation üzembe helyezése, valamint az azt követő betegspecifikus minőségbiztosítás során.

[344951]



FIGYELMEZTETÉS!

Ív gantryszög távolsága forgási tervekénél kis, tengelyen kívül eső céltérfogatok esetén. Az ív gantryszög távolsága határozza meg az irányok számát a forgási tervek dózisszámításai során. Egyes tervekénél kis, tengelyen kívül eső céltérfogatok esetén a dózis kb. 3,5%-os felülszámítását találták a síkban található ívsugaraknál 4 fokos gantrytávolság esetén a 2 fokossal összehasonlítva. Ugyanez a hatás nem látható kis, központi céltérfogatoknál. Ilyen ívtervek létrehozásakor 2 fokos gantryszög távolságot használjon.

[723988]

Brachyterápiás dózisszámítási figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

A TG43 dózisszámítás érvényessége. A TG43 dózisszámítás számos feltételezésen alapul: [1] a források körüli összes szövet vízzel egyenértékű, [2] minden forrást kellően nagy betegtérfogattal kell körülvenni ahhoz, hogy a konszenzusos adatkészlet érvényességét megőrizze, és [3] az árnyékolási hatások elhanyagolhatók. Olyan helyzetek, amikor ezek a feltételezett körülmények nem teljesülnek: olyan tervek, ahol a forrás közel van levegővel kitöltött üregekhez vagy

fémimplantátumokhoz; olyan beállítások, amelyek az applikátor árnyékolását és a bőr közelében elhelyezett forrásokat tartalmazzák.

A felhasználónak tisztában kell lennie ezekkel a feltételezésekkel, valamint azzal, hogy hogyan befolyásolják a dózisszámítást.

[283360]



FIGYELMEZTETÉS!

ATG43 paraméterek helyessége. A brachyterápiás TG43 dózisszámítás pontossága erősen függ a használt TG43 paraméterek helyességtől. Ha a jelenlegi forráshoz rendelkezésre áll, erősen ajánlott a HEBD jelentésben [Perez-Calatayud et al., 2012] vagy hasonló jelentésekben közzétett konszenzusos adatok használata. A radiális dózis funkció és az anizotrópia funkció felbontásának követnie kell a TG43u1 jelentésben [Rivard et al. 2004] és a HEBD jelentésben megadott ajánlásokat. A felhasználó felelőssége annak ellenőrzése, hogy a TG43 paraméterek helyesen szerepelnek, függetlenül attól, hogy a felhasználó vagy a gyártó adta-e meg az adatokat. A felhasználónak ellenőriznie kell a dózisszámítási algoritmus pontosságát is a megadott paraméterek használatával.

[283358]



FIGYELMEZTETÉS!

Tranzit dózisok a brachyterápiában. A dózisszámításhoz nem kell figyelembe venni a tartózkodási pozíciók között leadott, valamint az utántöltőbe belépő és onnan kilépő dózisokat. Ezek a tranzit dózisok a forrás erejétől, valamint a HDR brachyterápiás csatornákon belüli forrás tényleges mozgásától (sebesség és gyorsulás) függenek. A tranzit dózisok bizonyos esetekben elérheti klinikailag jelentős szintet, különösen magas forráserősség és lassú forrásmozgás esetén, valamint ha a HDR brachyterápiás csatornák száma nagy, ami ahhoz vezet, hogy a forrás az idő jelentős részét tranzitban tölti. A felhasználónak tisztában kell lennie ezzel a korlátozással, és fel kell mérnie, hogy mely esetekben válhatnak a tranzit dózisok problémává az utántöltők és források számára.

[331758]

**FIGYELMEZTETÉS!**

HDR brachyterápia leadása mágneses mezőkben. Ha a HDR brachyterápiás kezelést mágneses mezőben végzik (pl. leadás MRI során), akkor nagy eltérések lehetnek a leadott dózis és a RayStation használatával kiszámított dózis között. A publikált TG43 paraméterek származtatása nem tartalmazza a mágneses mezőket, és a RayStation brachyterápiás Monte Carlo dózismotor nem veszi figyelembe a mágneses mezőket a részecske szállítása során. A mágneses mező dóziseloszlásra gyakorolt bármely hatását így nem veszik figyelembe a dózisszámítás során. A felhasználónak tisztában kell lennie ezekkel a korlátozásokkal, ha a kezelést mágneses mezőben kell leadni. Különösen gondosan kell eljárni a ^{60}Co forrásoknál, ahol a mágneses mező erőssége 1,5 T feletti, illetve levegőt tartalmazó régióknál (vagy ezek közvetlen közelében).

(332358)

Általános proton- és könnyű ion dózisszámítási figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

CT-sűrűségkalibrálás proton- és könnyű ion tervekhez. A RayStation-ben ugyanazt a CT-tömegsűrűség kalibrációs görbét használják a proton- és a könnyű ion dózisszámításokhoz, mint a fotondózis-számításokhoz. Vegye figyelembe, hogy a helyes CT-kalibrálásra vonatkozó követelmény lényegesen magasabb a proton- és könnyű ion dózisszámításoknál, mint a fotondózis-számításoknál. Előfordulhat, hogy a foton- vagy elektronhasználatra validált CT-kalibrálás nem elegendő a proton- és könnyű ion dózis kiszámításához. A proton- és könnyű ion dózisszámításhoz használt CT-kalibrálás helyességére és validálására vonatkozó, lényegesen magasabb követelményeket kell alkalmazni a CT-fékezőképességárány (Stopping Power Ratio, SPR) kalibrációs görbe használatakor is.

(1714)

**FIGYELMEZTETÉS!**

A kvázi diszkrét spot-ok közötti veszteségi dózis nem kerül kiszámításra itt: RayStation. A kvázi diszkrét PBS terv kiszámítása step-and-shoot PBS tervként történik, és a spotok közötti veszteségi dózisokat a rendszer nem veszi figyelembe. A számított terv és a leadott terv közötti dóziskülönbséget a felhasználónak értékelnie kell a RayStation üzembe helyezése során, valamint a betegspecifikus minőségbiztosítás során. [123711]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A dózirács hatásai a proton és könnyű ionos PBS tervekre. A RayStation rendszerben található Pencil Beam dózismotor kiszámítja az egy voxelre eső átlagos dózist az integrált mélységi dózis (IDD) mentén és az egyes voxelek középpontjától oldalra eső dózist, és ez a dózisérték fogja a dózist reprezentálni a teljes voxelben, míg a RayStation Monte Carlo dózismotor az egy voxelre leadott átlagos dózist számítja ki. Ez azt jelenti, hogy a dózis bármilyen variációi, melyek az aktuális dózirácsnál finomabb felbontáson történnek, elvesznek a dózisszámításból. A felhasználó felelőssége olyan dózirács felbontás választása, ami megfelelő az egyes tervekhez. Mindazonáltal, alacsony energiájú protonmezőknél és hullámszűrő nélküli könnyű ionos mezőknél a Bragg csúcs olyan meredek lehet, hogy még a RayStation rendszerben elérhető legnagyobb dózirács felbontás (0,5 mm) sem elegendő a Bragg csúcs feloldásához, ami a számított dózis rendszerszintű alulbecsléséhez vezet a leadott dózishoz viszonyítva. Ez olyan besugárzási tervet generál, melyek a vártnál nagyobb leadott dózist adnak.

Legyen tisztában a dózisszámítás ezen korlátozásával. Annak megállapításához, hogy ez az eltérés jelentős szintű-e, legyen különösen figyelmes a betegspecifikus minőségbiztosítási folyamatnál.

(439)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Szivárgás az MLC levelek között protonok esetén. A RayStation protondózismotorokban a kollimáló MLC-t szaggatott kontúrú apertúrablokknak kell tekinteni, ami azt jelenti, hogy a szomszédos levelek vagy a zárt levélhegyek közötti tényleges szivárgást nem kezelik a dózismotorok. A számított terv és a leadott terv közötti dóziskülönbséget a felhasználónak értékelnie kell a RayStation üzembe helyezése, valamint a betegspecifikus minőségbiztosítás során. (371451)

**FIGYELMEZTETÉS!**

A nem kollimáló MLC levelek hatása a protonok dózisszámításában. A RayStation-ben lévő MLC leveleket csak akkor veszik figyelembe a protondózismotorok, ha az MLC-t kollimálónak tekintik. Az MLC levelek akkor tekinthetők nem kollimálónak, ha az MLC levelek a legvisszahúzottabb helyzetben vannak (az orr belső méretén kívül), vagy ha az MLC levelek egy blokknyíláson kívül vannak elhelyezve. Az ilyen MLC-beállítások dóziseloszlására gyakorolt bármilyen hatás nem tükröződik a dózisszámításban. A számított terv és a leadott terv közötti dóziskülönbséget a felhasználónak értékelnie kell a RayStation üzembe helyezése, valamint a betegspecifikus minőségbiztosítás során. [371452]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A zárt MLC levelek a központi tengely mentén elhelyezhetőek. Az MLC levelek automatikus vagy manuális elhelyezésekor a zárt levélpárok helyzete automatikusan be van állítva. Bizonyos esetekben a zárt leveleket az MLC levélpozíciós korlátozásai miatt nem lehet a gépben meghatározott alapértelmezett zárt levelek pozíciójába tenni. Ilyen esetekben előfordulhat, hogy a zárt levelek a központi tengelyhez igazodnak. Ez a dózis szivárgását eredményezheti azon a területen, ahol a zárt levélpár található, amit a RayStation iondózis számítása során nincs figyelembe véve. A felhasználó felelőssége annak biztosítása, hogy a levelek ne legyenek lezárva a központi tengely mentén, vagy hogy az esetleges szivárgás elfogadható legyen. [370014]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az energia-modulátorral rendelkező sugármodellek orrpozíciótól való függése.

Az energia-modulátorral létrehozott protonok vagy más könnyű ionok PBS-sugármodelljét (pl. ripple-szűrő és ridge-szűrő) az energiamodulátor rögzített pozíciójában kell meghatározni, annak a pozíciónak megfelelően, amelyben a sugáradatokat megszerezték. Ha az energia-modulátor mozgatható orra van szerelve, a dózisszámítás során a rendszer nem veszi figyelembe az energiamodulátor pozíciójának változását. Ezáltal a klinikai alkalmazás előtt a sugármodell érvényességét gondosan validálni kell az orrpozíciók teljes hatótávolságára.

[223902]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az átlagolt LET meghatározása. A felhasználónak tisztában kell lennie azzal, hogy a szakirodalomban az átlagolt lineáris energiatranszfer (LET) meghatározása eltérő. A meghatározás többek között a következőkben tér el: a dózisérték átlagolt vagy a nyomon követési hosszát átlagolt LET kerül-e kiszámításra, milyen részecskék kerülnek figyelembevételre, milyen közegre feltételeznek, és milyen energiahatárok kerülnek használatra az átlagolás során. A konkrét meghatározás befolyásolja egy adott LET-eloszlás klinikai következményeit, valamint annak alkalmazhatóságát a további feldolgozásra, például a modellalapú RBE-dózisszámításokra. A LET-számítások validálásakor arra is ügyelni kell, hogy a számítások megfeleljenek a mérésekből vagy független LET-számításokból származó referenciaadatoknak.

A LET kiszámításának és a RayStation-ben történő átlagolásának részletes leírását a *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual* tartalmazza.

[406814]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A LET-értékelés alkalmazásakor mindig értékelje a dóziseloszlást. Egy terv LET-eloszlása egy kiegészítő mennyiség, amely kiegészítő információval szolgál az RBE-súlyozott dózis elsődleges mennyiségéhez. Az átlagolt LET meghatározása úgy került kiválasztásra, hogy megfeleljen annak, ahogyan a szakirodalomban általában a LET-et meghatározzák, és ahogyan azt a biológiai hatás RBE-modellek segítségével történő meghatározásához használják, ahelyett, hogy közvetlenül mérhető mennyiséget állítanának elő.

A LET és a betegekben kiváltott biológiai hatása közötti összefüggés a tudomány egy fejlődő területe. A felhasználónak mindig át kell tekintenie a szakirodalmat, és a LET-értékelés alkalmazását a terület aktuális ismereteire, valamint a klinika-specifikus kezelési technikákra és módokra kell alapoznia.

[408388]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A statisztikai bizonytalanság nem vonatkozik a számított sugár LET-eloszlásra.

A Monte-Carlo proton-sugárdózisokra vonatkozó statisztikai bizonytalanság csak a dóziseloszlásra vonatkozik, a LET-eloszlásra nem.

[406166]

Proton US/DS/Wobbling dózisszámítási figyelmeztetések**FIGYELMEZTETÉS!**

US/SS/DS/Wobbling sugármonitor egységek. A sugármonitor egységeinek RayStation-ben lévő értéke várhatóan nem lesz dozimetrikusan helyes, és csak a RayStation-ben megjelenített dózisszint szabályozására használható. {370010}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Anizotróp oldalirányú sugárszóródás US/SS/DS/Wobbling esetén. A RayStation nem veszi figyelembe az anizotróp oldalaszóródást az uniform szkennelés, az egyszeres szóródás, a kettős szóródás vagy a Wobbling sugarak dózisszámításában. A Sumitomo Wobbling leadó rendszer dózismotoros validálása során megállapították, hogy az oldalsó penumbra hibája jelentős (>2 mm 80–20% penumbra szélesség esetén) a kezelőgép legnagyobb rögzített mezőméret-beállítását és egy 15 cm-es fizikai nyílású apertúrát használó mezőknél, nagy légréssel [25 cm] kombinálva.

Legyen tisztában a dózisszámítás ezen korlátozásával, és legyen különösen óvatos a betegspecifikus minőségbiztosítási folyamatban olyan területeken, amelyek nagy mezőméretek és nagy légrések kombinációját alkalmazzák. {261663}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Pencil Beam dózismotor pontossága proton US/SS/DS/Wobbling sugarakhoz, amelyek vastag sugárnyaláb-vonal komponensekkel rendelkeznek. A RayStation US/SS/DS/Wobbling Pencil Beam dózismotor validálásában a dózispontosságra vonatkozó követelményektől néhány eltérést észleltek a vízi dózisek esetén, különösen sekély mélységekben, olyan beállításoknál, ahol a protonok egy vastag sugárnyaláb-komponensen (pl. energiaváltó, energia-modulátor vagy kompenzátor) haladnak át. Ezek az eltérések a másodlagos protonszállítás légrésen való kezelésével hozhatók összefüggésbe, ami a dózis túlbecsüléséhez vezet, elsősorban a felszíni régióban. A hatás a komponens vastagságával nő. Kompenzátor alkalmazásakor a hatás nagyobb a növekvő légrések esetén. A fúvóka nem mozgatható részére szerelt komponensek esetén a hatás nem elsősorban a légréstől függ.

A felhasználónak tisztában kell lennie a Pencil Beam dózismotor ezen korlátozásaival, és ajánlott minimalizálni a légrést kompenzátor használata esetén. {370009}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Apertúrák élszórási hatása SS/DS/US/Wobbling esetén. Az MLC és a blokk apertúrák széleiből származó szóródás nem szerepel a RayStation US/SS/DS/Wobbling protondózis-számítási algoritmusban.

Az élszóródás hatása az, hogy jellegzetes „füleket” ad az oldalsó dózisprofilok széleihez. Ezek a „fülek” a felszíni régióban a legkifejezettebbek, de a betegben a dózist mélyebben, valamint a központi tengely mélységi dóziszgörbéjének alakját is befolyásolják. A szélszóródási „fülek” alakja és kiterjedése olyan tényezőktől függ, mint például a következők:

- A mért profilok mélysége. A „fülek” sekély mélységeknél élesebbek, nagyobb mélységnél jobban szétszóródnak, és végül egy disztális mélységnél eltűnnek.
- A légrés. A „fülek” nagyobb légrések esetén jobban szétszóródnak.
- A mezőméret. Nagyobb mezőknél több élszóródás várható, mivel az apertúra belső élének nagyobb része van kitéve a sugárnak.

Az élszóródás kihagyásának hatása a dózisszámításban eltérésekhez vezethet a leadott és a számított dózis között, különösen a felületi régióban, és néha mélyebben a betegben.

Legyen tisztában a dózisszámítás ezen korlátozásával, és legyen különösen óvatos a betegspecifikus minőségbiztosítási folyamat során annak megállapítása érdekében, hogy az élszóródás kihagyása elfogadható-e vagy sem a dózisszámításban, minden egyes beteg esetén.

[261664]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A kompenzátor alá szerelt apertúrák US/SS/DS/Wobbling esetén. A RayStation proton dózismotor leadó rendszereknél, ahol az apertúra az energia-kompenzátor alá van szerelve, van egy algoritmus, amelynek célja, hogy ezen beállításnál reprodukálja az oldalsó dózis penumbra élesítő hatását. Ennek az algoritmusnak az egyik műterméke, hogy a mező középső részein [az apertúraéltől távol] lévő energia-kompenzátor által okozott szóródást alábecsüli. Ez a műtermék jelentős hibákat okozhat az olyan kompenzátor geometriák számított dózisában, amelyek nagy grádienseket tartalmaznak a kompenzátor belsejében. A műtermék részletesebb leírása itt található: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

Legyen tisztában a dózisszámítás ezen korlátozásával, és legyen különösen óvatos a betegspecifikus minőségbiztosítási folyamat során olyan leadó rendszerek esetén, ahol az apertúrát az energia-kompenzátor alá szerelik fel. [150310]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Felületi dózis túlbecsülése a Wobbling-hoz. A Sumitomo Wobbling leadó rendszer néhány sugárkonfigurációja során szisztematikusan túlbecsülték a számított dózist a felszíni régióban. A hiba jelentőssé válhat olyan sugárkonfigurációk esetén, amelyek a magas nyalábenergiát egy nagy modulációs ridge-szűrővel és egy vastag kompenzátorral kombinálják. A hiba a nagy mezőméreteknel hangsúlyosabb lesz, bár a hatás kisebb mezőméretek esetén is jelen van.

Legyen tisztában a dózisszámítás ezen korlátozásával, és legyen különösen óvatos a betegspecifikus minőségbiztosítási folyamat esetén, amely a magas nyalábenergia, nagy modulációs ridge-szűrő és vastag kompenzátor kombinációját tartalmazza. [261665]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Lapos fluens az US/SS/DS/Wobbling-hoz. A RayStation US/SS/DS/Wobbling Pencil Beam protondózis-számítási algoritmus a lapos fluens feltételez, kivéve, ha kifejezetten meghatározásra kerül egy radiális fluens korrekció. A felhasználó felelőssége eldönteni, hogy a lapos fluens feltételezése elfogadható-e a besugárzó készülék számára, vagy a sugármódelhez radiális fluens-korrekciós görbét kell-e megadni.

[372132]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Oldalsó penumbra a nagy légrésnél US/SS/DS/Wobbling esetén. Az oldalsó penumbra a rendszer néha jelentősen alábecsüli sekély mélységben, és néhány esetben túlbecsüli a SOBP hatótávolság végén, az apertúra és a beteg közötti nagy légrésű sugarak esetén. Ez a hatás elsősorban a vastag energia modulátorral és/vagy nagy Z anyagú energiaváltóval rendelkező sugarak esetén figyelhető meg.

A felhasználónak tisztában kell lennie a Pencil Beam dózis algoritmus ezen korlátozásával, és ajánlott mindig minimalizálni az US/SS/DS/Wobbling sugarak légrését. [372143]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A végtelen lemezapproximáció hatása a proton US/SS/DS/Wobbling-ra. A US/SS/DS/Wobbling Pencil Beam dózismotor az úgynevezett végtelen lemezapproximáción alapul. Ez az approximáció figyelmen kívül hagyja az egyes sugárnyomok oldalsó

inhomogenitását, amely a beteget fél-végtelen rétegek halmazának fogja látni. Ennek az approximációnak a hatása súlyosabb a nagy oldalsó inhomogenitású betegeknél, főleg a céltérfogat területéhez közelebb. Ez a helyzet gyakori sok tüdő esetben, és jelentős veszteséget okoz a céltérfogat fedettségében. Meg kell jegyezni, hogy más kezelési helyek is érintettek lehetnek.

Ne feledje, hogy a dózis kiszámítása nem biztos, hogy pontos a nagy oldalirányú inhomogenitású betegeknél a sugár irányához képest. [370003]



FIGYELMEZTETÉS!

Hatótávolság-kompenzátor hatása a proton US/SS/DS/Wobbling Pencil Beam dózisszámításra. A proton US/SS/DS/Wobbling Pencil Beam dózismotor bármilyen hatótávolság-kompenzátor készüléket a beteg kiterjesztéseként kezel, és a ceruzasugár nyomkövetése a hatótávolság-kompenzátor bejáratánál kezdődik. Ez azt jelenti, hogy az egyes ceruzasugár-nyomok kiszélesedése jelentőssé válhatott a betegfelület elérésekor, és a végtelen lemezapproximáció által okozott dózishiba bármely oldalsó inhomogenitás jelenlétében nagy lehet. Fontos rámutatni, hogy a beteg körvonala itt nagy oldalsó inhomogenitássá válik, amikor ferde szöveget zár be a sugárnyomokkal. Ez a hiba így növekedni fog a következővel:

- A légrés nagysága
- A sugár és a felület közötti szög
- A céltérfogat sekélyisége
- Belső laterális inhomogenitások

A felhasználónak tisztában kell lennie a Pencil Beam dózismotor ezen korlátozásával. [383008]



FIGYELMEZTETÉS!

A mérőkészlet arányának betegspecifikus kalibrálása US/SS/DS/Wobbling esetén. Az US/SS/DS/Wobbling sugarakra vonatkozó nyalábegység arányának betegspecifikus kalibrálásában használt beállításhoz a lehető legközelebb kell lennie a besugárzási terv beállításához. [522820]



FIGYELMEZTETÉS!

A Mitsubishi Electric Co SELECT BEAM NOZZLE bemeneti dózisának túlbecsülése US módban. A bemeneti régióban kiszámított dózis szisztematikus túlbecsülését találták a Mitsubishi Electric Co SELECT BEAM NOZZLE által US módban leadott US

sugár jelentős számú esetében, a dózismotor validálása során. A hiba jelentőssé válik olyan energia modulátor vastagságot alkalmazó sugaraknál, amely lényegesen nagyobb, mint a jelenlegi hatótávolság opcióhoz (sugáradat) meghatározott minimális energia modulátor-vastagság. A hiba nagyobb lesz, ha hatótávolság-kompenzátor adnak a sugárhoz. Az energia modulátor által okozott hiba csak gyengén függ az orpozíciótól, miközben az energia modulátor által okozott felületi dózishiba a kompenzátor és a beteg közötti növekvő légrésszel nő.

Ez a dózisbeli hiba a másodlagos protonszállításnak a légrésszel való kezeléséhez kapcsolódik, ami elsősorban a dózis túlbecsüléséhez kapcsolódik a felszíni régióban.

A felhasználónak tisztában kell lennie a Pencil Beam dózismotor ezen korlátozásaival, és felelős annak biztosításáért, hogy a rendszer/sugármodell megfelelő számú hatótávolság opciót (sugáradatot) tartalmaz eltolási energia modulátor vastagsággal. [382252]



FIGYELMEZTETÉS!

Oldalsó penumbra olyan sugarakhoz, amelyek blokkapertúrát használnak a Mitsubishi Electric Co SELECT BEAM NOZZLE US mód kompenzátorával kombinálva.

A RayStation v2025 dózismotor validálása során szisztematikus eltérést találtak a Mitsubishi SELECT BEAM NOZZLE US mód (Mitsubishi US) által leadott sugarak számított laterális dózisában, amelyek egy blokkapertúrát használnak hatótávolság-kompenzátorral kombinálva. A vizsgált mezők egy 8x8 cm²-es, négyzet alakú blokkapertúrát használtak egy 3 cm-es vagy 6 cm-es homogén vastagságú hatótávolság-kompenzátorral kombinálva, és egy vízfantomhoz adták le őket. A mért laterális profilok több lekerekített vállat (nagy dózisú mezőéleket) mutatnak, mint a számított profilokban, míg a számított profilok alacsony dózisú része (dózisszint <50%) tökéletesen összhangban van a mérésekkel. Következésképpen a számított profilok jelentősen szélesebbek lehetnek, mint a mért profilok például a D95% szinten, és a 20–80% laterális penumbra különbsége több esetben is meghaladja a 2 mm-t. A hibaarány a profilok Gamma (3 mm, 3%) elemzése során viszonylag gyakran az 5%-ot is meghaladta.

Ezek az eltérések nem voltak megtalálhatók az MLC-t elsődleges kollimátorként alkalmazó Mitsubishi US mezőknél, illetve olyan mezőknél, amelyek hatótávolság-kompenzátor nélkül használtak blokkapertúrát.

További részletekért lásd: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

Legyen tisztában a Pencil Beam dózismotor ezen korlátozásával, és legyen különösen óvatos ennek a viselkedésnek a vizsgálatában a RayStation üzembe helyezése, valamint az azt követő betegspecifikus minőségbiztosítás során.

[1657]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az Optivus kettős szórású rendszer dózispontossága. A RaySearch dózismotor validálása során kiderült, hogy a laterális dózisprofilok vállai nem mindig pontosan reprodukálhatók a RayStation-ben. Ez a dózispontossági követelmény teljesítésének meghiúsulását eredményezi: gamma (3%, 3 mm) megfelelési érték >95%. A nem megfelelt esetekben a számított görbék kerekesebb vállakat mutatnak, mint a mért profilok, ami például D95%-nál a mező szélességének alulbecslését eredményezi. A hatás a nagy mezők (>10 cm) alacsony és középső mélységeinél a legmagasabb energiák esetében a legjelentősebb.

Legyen tisztában a dózisszámítás ezen korlátozásával, és a betegspecifikus minőségbiztosítási folyamat során minden egyes beteg esetén legyen különösen óvatos annak megállapításakor, hogy az eltérés elfogadható-e vagy sem a dózisszámításban.

[410850]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Dóziseltérés <10 mm mélységben kis, sekély proton SS/DS/US/Wobbling nyalábok esetén. A szem protonterápiás kezelési területeinek RaySearch analitikai SS/DS/US/Wobbling dózisu motorjának validálása során kiderült, hogy az oldalsó dózisprofilok vállai nem mindig pontosan reprodukálódnak <10 mm mélységben. Ez az eltérés alacsony energiájú protonok előállítására vezethető vissza, amelyeket egy modulációellenőrző rendszer hoz létre a validáláshoz használt leadórendszer kezelőfűvókájában. Ezek a protonok egyenetlenül oszlanak el a rekesznyíláson, amelyet az analitikai RayStation dózismotor nem támogat. A dózismotor feltételezi, hogy a mezőben lévő protonok oldalirányú fluenciája független az energiától.

A felhasználónak tisztában kell lennie azzal, hogy a modulációellenőrző befolyásolhatja a sekély mélységben mért dózist.

[581160]

Proton PBS dózisszámítási figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

A Pencil Beam dózismotor pontossága proton PBS és vonalszkennel sugarakhoz energia modulátorokkal. A RayStation PBS Pencil Beam dózismotor validálása során a vízben, különösen sekély mélységben, a viszonylag nagy légrésű energia modulátornál a dózispontosságra vonatkozó követelményektől néhány eltérést észleltek. Ezek az eltérések összefüggésbe hozhatók a másodlagos protonszállítás kezelésével a légrés felett, ami a dózis túlbecsléséhez vezet elsősorban a felszíni

régióban, de a spot-alspot diszkretizáció is hozzájárulhat a dózishibához, amikor a betegfelületen lévő spotok nagyon nagyok lesznek.

A felhasználónak tisztában kell lennie a Pencil Beam dózismotor korlátozásaival. Erősen ajánlott a RayStation Monte-Carlo dózisz motort használni a végső dózis kiszámítása érdekében bármilyen sugárra, beleértve az energia modulátort is. [369527]



FIGYELMEZTETÉS!

A proton PBS PB dózismotorra vonatkozó alspotkorlátozások. A RayStation PBS Pencil Beam dózisszámítás során a Gauss spotfluencia 19 alspotra van diszkretizálva. Ez azért történik, hogy minimálisra csökkenjenek a Pencil Beam algoritmus végtelen lemezapproximációja által okozott hibák. A 19-es szám választása kompromisszumot jelent a kezdeti Gauss-fluencia pontos ábrázolása és a beteggeometria megfelelő irányú mintavétele között egyrészt a tipikus spotméretekre, másrészt pedig a számítási sebességre vonatkozóan.

A proton Pencil Beam dózismotor alspotjai közötti távolság a spot méretétől függ. Az alspottávolság a spotméret (spot szigma) körülbelül 85%-a, ami 5 mm-es spot esetén körülbelül 4 mm-es alspottávolságot eredményez. Amikor a spot mérete nagyon nagy lesz, az alspotok közötti távolság nagyobb lehet, mint a beteg geometriai variációja, amelyeket azután a Pencil Beam dózismotor nem vesz figyelembe. A beteg felületére (például tangens sugarakból) tekintő spotok esetén csak a beteg geometriáját (külső ROI) metsző alspotokat kell figyelembe venni. Ennek következtében a felszíni régióban potenciális dózisvesztés alakulhat ki. A nagy spotméretek például akkor gyakoriak, ha nagy légrésű energia modulátort használnak alacsony sugárenergiákkal kombinálva.

További részletekért lásd: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

A felhasználónak tisztában kell lennie a PBS dózisszámítás korlátozásaival, és erősen ajánlott a RayStation Monte-Carlo dózismotort használni a végső dózis kiszámítása érdekében bármilyen sugárra, beleértve az energia modulátort is. [369528]



FIGYELMEZTETÉS!

A Proton PBS PB dózismotor szkennelt mezők méretbeli korlátozásai. A RayStation PBS Pencil Beam dózismotor validálása csak $4 \times 4 \text{ cm}^2$ -ig fedi le a szkennelt mezők méreteit. Legyen különösen óvatos olyan PBS és vonalszkennelés tervek létrehozásakor, amelyek szkennelt mezőmérete kisebb, mint $4 \times 4 \text{ cm}^2$. [369529]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Túl nagy spotsúlyok a blokkon és az MLC apertúrakontúron kívül. Ne feledje, hogy az apertúrakontúron kívüli túl magas spotsúlyok helytelen kezeléshez vezethetnek, ha az apertúra helytelenül van elhelyezve a gépben, vagy ha az apertúra véletlenül kimaradt a kezelés során. {252691}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Robusztus optimalizálás PBS blokkal és MLC apertúrákkal kombinálva. Ha a robusztus optimalizálást a proton PBS-tervek statikus apertúrájával kombinálva használja, győződjön meg arról, hogy az apertúrahatárok elég nagyok (a pozícióbizonyosságot is tartalmazniuk kell), hogy az eredményül kapott terv robusztus legyen. {252705}

**FIGYELMEZTETÉS!**

A proton PBS MC dózismotor mezőméret-korlátozásai. A RayStation Monte Carlo PBS dózismotor csak le a következő kisebb mezőméretekig van validálva:

- Szkennelt mezőméretek $4 \times 4 \text{ cm}^2$ -ig
- MLC apertúrányítások $2 \times 2 \text{ cm}^2$ -ig
- Blokk apertúrányítások $4 \times 4 \text{ cm}^2$ -ig
- A 8–15 mm-es átmérőjű apertúrányítások blokkolása sekély besugárzási mezőknél, a 5–30 mm-es hatótávolságban

Különösen gondosan járjon el, amikor PBS és vonalszkennelés terveket készít olyan szkennelt mezőméretekkel vagy apertúrányításokkal, amelyek kisebbek, mint a dózismotor validálása során beállított értékek.

{369532}

**FIGYELMEZTETÉS!**

A dózis pontossága sekély besugárzási mezőkhöz használt proton MC dózismotoroknál. A RayStation Monte Carlo PBS dózismotor validálása bizonyos eltéréseket mutat a dózispontossági követelményekben a sekély besugárzási mezők méréseivel összehasonlítva. A validálásnak részét képezik az 5–30 mm-es hatótávolságú mezők, melyek 8–15 mm-es apertúrányítás átmérőket használnak. A tesztbeállításban használt kezelő fúvókája olyan energia modulátorral rendelkezik, melyet az apertúrához képest 72 cm-rel előrefelé helyeztek el. Ezekben

a beállításokban a pontossági követelmények a következők: 90% feletti gamma [3%, 0,3 mm] sikerességi arány, és 95% feletti gamma [5%, 0,5 mm] sikerességi arány. A 8 mm-es apertúra átmérőt használó teszteseteknél a RayStation Monte Carlo PBS dózismotor hajlamos a dózis felülbecsülésére a mérésekhez képest, és egy esetben a validálás sikertelen volt, mivel nem érte el a gamma [3%, 0,3 mm] pontossági követelményeket, 14%-os sikertelenségi aránnyal. Hasonló beállításban, de 15 mm-es apertúra átmérőt használó tesztesetekben minden pontossági követelmény teljesült, és a sekély besugárzási mezőket alkalmazó valamennyi tesztesetnél teljesültek a gamma [5%, 0,5 mm] követelmények.

A felhasználónak extra gondosan kell eljárnia, amikor 15 mm-nél kisebb apertúra nyílású terveket hoz létre.

(824407)

**FIGYELMEZTETÉS!**

A végtelen lemezapproximáció hatása a proton PB dózismotorra proton PBS/vonalszkennelés során. A proton PBS/vonalszkennelés Pencil Beam dózismotor az úgynevezett végtelen lemezapproximáción alapul. Ez az approximáció figyelmen kívül hagyja az egyes sugárnyomok oldalsó inhomogenitását, amely a beteget félig végtelen rétegek halmazának fogja látni. Ennek az approximációnak a hatása súlyosabb a nagy oldalsó inhomogenitású betegekben, különösen a céltérfogat területéhez közelebb. Ez a helyzet gyakori sok tüdő esetben, de más kezelési helyek is érintettek lehetnek. Energia modulátoros tüdő esetekben a tumorokhoz meghatározott dózist a tüdőszövetben bizonyítottan akár 10%-kal túlbecsülik a PTV központban, ami a céltérfogat lefedettségének jelentős veszteségéhez vezet a dózis újraszámítása után.

Ne feledje, hogy a dózisszámítás nem feltétlen pontos a sugár irányához képest nagy oldalirányú inhomogenitású betegekben. Erősen ajánlott a RayStation Monte Carlo dózismotor használata a végső dózis kiszámításához minden olyan betegnél, ahol a sugár nagy laterális inhomogenitásokkal találkozhat. [369533]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A Mevion Spot Map Converter (SMC) a Mevion Hyperscanhez használatos. Az Ion Monte Carlo dózismotorral történő végső dózisszámítás során a sugáradatok, például az energiaréteg adatai, a spotpozíciók, a spot MU, a szkennelések száma és a kollimátor kontúrja áthaladnak a Mevion Spot Map Converteren (SMC), amely optimalizálja a spotleadást és az egyéni impulzuskollimációt. Az SMC kimenetét ezután a dózisszámítás során használják fel annak érdekében, hogy az egyes spotokhoz a tényleges kollimátorlevél-pozíciók legyenek megadva. Az optimalizálás során kiszámított dózis azonban a kezdeti spotmintázat alapján használja az SMC

kimenetét. A kezdeti és a végső spotmintázat különbsége eltérést okozhat az optimalizált nem klinikai dózis és a végső klinikai dózis között.

További részletekért lásd: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*. [369117]



FIGYELMEZTETÉS!

Tengelyen kívül dózisvalidálás a Mevion Hyperscan számára. A Mevion Hyperscan dózisének validálása jelentős eltéréseket mutat az olyan tervek esetén, amelyeknél a spotok izocentrumtól való távolsága nagyobb, mint 7 cm az X- vagy Y-tengelyen. Ezek az eltérések vélhetően a kezelés során az egész területen történő szállítás szabálytalanságaiból származnak, ahol a leadott spotegységének a száma magasabb a tervben meghatározottnál. Ez a hatás fokozatosan növekszik az X- és Y-tengely izocentrumtól vett maximálisan 10 cm-es távolsága felé, és legfeljebb 3%-os különbséget ér el a tervezett és a leadott spotmegységek között. Ha a perifériás spotoknak viszonylag magasabb az értéke, a dózis megfelelő eltérése még nagyobb lehet. Ezt a hatást a Mevion Medical Systems is megerősítette.

Ezzel a problémával a Mevion Medical Systems foglalkozott, és a Hyperscan gépek esetében laterális spotmértékelési korrekció áll rendelkezésre. A felhasználóknak végre kell hajtaniuk ezt a javítást, vagy különösen ügyelni kell a tengelyen kívüli mezők beállításakor.

[300]



FIGYELMEZTETÉS!

A Mevion Hyperscannel használt proton MC dózismotor dózispontossága. A Monte Carlo PBS dózismotor Mevion Hyperscanre vonatkozó validálása eltéréseket mutat a dózispontosság követelményeiben a következő esetekben végzett mérések összehasonlítása során:

- Abszolút dózis kis céltérfogatokra

A Mevion Hyperscan dózismotor validálása jelentős eltérést mutat {3% felett} abszolút dózisban a $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$ méretű kocka alakú céltérfogatok esetén különböző mélységekben, valamint a $4 \times 4 \text{ cm}^2$ oldalméretű, egyetlen energiával szkennelt mezőknél. Az eltérés nagyobb lesz a nagyobb légrések esetén.

- Abszolút dózis a mező széli apertúrák használatakor

A Mevion Hyperscan dózismotor validálása azt mutatja, hogy a RayStation jelentősen túlbecsüli a dózist a mezők szélein. A különbség a legkifejezettebb a felület közelében apertúrák használatakor.

Legyen különösen óvatos a Mevion Hyperscan PBS-terveinek létrehozásakor azokban az esetekben, amikor a fent említett eltérések egyike klinikailag jelentős lehet. [384587]



FIGYELMEZTETÉS!

A maximálisan megengedett statisztikai bizonytalanság nem befolyásolja a már kiszámított klinikai Monte Carlo dózist protonok esetén. A klinikai Monte Carlo protondózis maximálisan megengedett statisztikai bizonytalanságának módosításakor vegye figyelembe, hogy a már kiszámított dózisokat ez nem érinti. A változás előtt kiszámított dózisok ezért klinikaiként is megjelölhetők, bár olyan statisztikai bizonytalansággal rendelkeznek, amelynek nem kellene klinikai dózist eredményeznie, ha újraszámításra kerülne. [369534]

Könnyű ion PBS dózisszámítási figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

A végtelen lemezzapproximáció hatása a könnyű ion PBS-re. Ez az approximáció, amely a Pencil Beam algoritmus velejárója, figyelmen kívül hagyja az egyes sugárnyomok laterális inhomogenitásait, amelyeknél a beteget félig végtelen rétegek halmazának tekinti a rendszer. A felhasználónak ezért tisztában kell lennie azzal, hogy a dózisszámítások nem feltétlenül teljesen pontosak a sugárirányhoz képest nagy oldalirányú inhomogenitású betegeknél.

[461]



FIGYELMEZTETÉS!

A szénion PBS mezőméretre vonatkozó korlátozásai. A RayStation dózismotor validálása a $3 \times 3 \text{ cm}^2$ és $20 \times 20 \text{ cm}^2$ közötti mezőméretekre terjed ki. Legyen különösen óvatos amikor olyan mezőméreteket hoz létre, amelyek ezeknél a mezőméretbeli korlátozásoknál kisebbek vagy nagyobbak.

[6483]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A héliumion PBS mezőméretre vonatkozó korlátozásai. A RayStation dózismotor validálása a $3 \times 3 \text{ cm}^2$ és $20 \times 20 \text{ cm}^2$ közötti mezőméretekre terjed ki. Legyen különösen óvatos amikor olyan mezőméreteket hoz létre, amelyek ezeknél a mezőméretbeli korlátozásoknál kisebbek vagy nagyobbak.

[219201]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A Pencil Beam algoritmus korlátozásai. A könnyű ionos dózisszámításoknál használt Pencil Beam algoritmus bizonyos approximációkat és korlátozásokat tartalmaz. Ezek kihatással lehetnek a kiszámított dóziszra a beteg testfelszínén levő voxelekben, különösen energia modulátor és/vagy tangenciális nyalábok jelenlétében. Ezek közé tartoznak az olyan spotokhoz végzett dózisszámítások, amelyek egyáltalán nem metszik a beteget (ilyenek előfordulhatnak bizonyos robusztus optimalizálási szcenáriumoknál), valamint olyan spotoknál, amelyeknek a Bragg csúcса az energia modulátorba kerülnek.

[1311597]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Abszolút dózispontosság hélium ionos PBS-nél energia modulátor használata esetén. Korlátozások állnak fenn a nyalábnak az energia modulátor és a beteg közötti régióban (más néven a légrésekben) történő szóródása modellezésével kapcsolatban, a hélium ionos dózisszámításnál használt analitikai dózismotornál a RayStation rendszerben. A dózismotort sikeresen validálták 40 cm-es légrésekig, míg az ennél nagyobb légréseknél szabálytalanságokat figyeltek meg, különösen a kis területű mezők és/vagy széles energia modulátorok esetén. Emiatt a felhasználóknak különösen nagy figyelemmel kell eljárniuk 40 cm-nél nagyobb légrések használata esetén.

[219202]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A dózisa átlagolt LET pontossága a könnyű ionos PBS-nél a víztől jelentősen eltérő anyagok esetén. A RayStation rendszerben a könnyű ionos dózisszámításnál használt analitikai dózismotor ismert korlátozásokkal rendelkezik a víztől jelentősen eltérő anyagok, például csont- és tüdőszövetek nukleáris kölcsönhatásainak leírásában. Ha a nyaláb a víznél nehezebb anyagokon halad át, akkor a RayStation alulbecsüli a dózisa átlagolt LET-et, míg a víznél könnyebb anyagok esetén felülbecsüli azt. A legtöbb klinikai esetben, ahol a nyaláb különféle anyagokon halad át, ezek a hatások kioltják egymást, és az eltérés kicsi, rendszerint 1% alatti marad. Ha azonban a nyaláb jelentős távolságot tesz meg ugyanazon anyagban, akkor ez a hatás jóval jelentékenyebb is lehet. Ilyen esetekben a dózisa átlagolt LET számítási pontossága érintve van. A felhasználónak különösen nagy gondossággal kell eljárnia, ha a nyaláb jelentős távolságot tesz meg olyan anyagokban, melyek lényegesen különböznek a víztől.

{410378}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az RBE-modellekkel kapcsolatos klinikai gyakorlatok. A felhasználóval szemben elvárás, hogy megfelelően tájékozott legyen a relatív biológiai hatékonyság (RBE) előrejelzésének modelljével kapcsolatos releváns klinikai gyakorlatokban, és szorosan kövesse a témával kapcsolatos közzétett szakirodalmat. Ez magában foglalja az érintett határozatlanságok és az RBE-súlyozott dózis közvetlen mérési nehézségének ismeretét. [261621]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az RBE-súlyozott dózis és a dózisátlagolt LET számítás korlátai. Az RBE-súlyozott dózis és a dózisátlagolt LET számításhoz használt elsődleges és másodlagos részecskeenergia-spektrumokat vízben szimulálták. A felhasználónak tisztában kell lennie ezzel a korlátozással és annak lehetséges hatásával az RBE-súlyozott dózisa és a dózisátlagolt LET-re heterogén régiókban, valamint elsősorban olyan anyagokban, amelyek jelentősen különböznek a víztől.

{5133}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az RBE-súlyozott dózis és a dózisértékelt LET számítás korlátai. Az RBE-súlyozott dózis és a dózisértékelt LET előrejelzése az egyes pozíciók esetén a vegyes sugárzási mezőtől függ. A RayStation-ben ezt szimulált elsődleges és másodlagos részecskeenergia-spektrumok számszerűsítik. A részecskeenergia spektrumában lévő különbségek és bizonytalanságok az RBE kiszámításához használt biológiai modellből eredendő bizonytalanságok mellett a dózisszámításra is átkerülnek.

A felhasználónak tisztában kell lennie a bemeneti részecskeenergia spektrumával szembeni érzékenységgel az RBE-súlyozott dózis és a dózisértékelt LET előrejelzésében.

[2222]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A dózisértékelt LET-számítás pontossága éles csúcsok esetén. A RayStation esetében a könnyű ionokra vonatkozó dózisértékelt LET-számítás pontossága milliméteres szélességű csúcsok leírásakor korlátozott, így emiatt a RayStation alulbecsülheti az értéket. Erre példa az egyetlen Bragg-csúcsból származó, meredek csúcsú dózisértékelt LET. A felhasználónak különösen óvatosnak kell lennie egy ilyen meredek dózisértékelt LET értékelésekor.

[410376]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A nukleáris kölcsönhatások korrekciójának (NIC) korlátjai. A NIC algoritmusban használt nem elasztikus nukleáris kölcsönhatás-keresztmetszeti modell minden vetítésnél és céltérfogatonál érvényes lesz 26 vagy annál kisebb atomszámok esetén. Járjon el nagyon figyelmesen az olyan terveknel, ahol a könnyű ionos nyaláb olyan anyagokon halad át, amelyek anyagának jelentős része 26-nál nagyobb atomtömegű atomokból épül fel.

[719383]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A kevert sugárzási mezők oldalirányú függésének approximációja RBE súlyozott dózis és dózisa átlagolt LET esetén. Az elsődleges részecskék és fragmentumok laterális fluenciaeloszlását trichrom approximációval számítják ki. A trichrom approximáció az MCS-t és a nukleáris halo gauss-eloszlásait használja fel, és azokat különböző részecskefajtákhoz rendeli, hogy az elsődleges részecskék és a fragmentumok fluenciájának valószerű laterális eloszlását érhesse el. Az approximáció jelentős hibákat okozhat a mező azon részein, ahol az elsődleges részecskék és a fragmentumok eloszlása eltér attól, ahol laterális egyensúly áll fenn a kevert sugárzási mezőben, így például a mezőn kívül, egy kis mezőn belül vagy egy nagyobb mező szélénél. Ne feledje, hogy a hatás közvetlenül is látható a dózisa átlagolt LET-ben, de csak másodlagos hatásként járul hozzá az RBE-hez.

[408315]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A LEM modell korlátai nagy dózisok esetén. A nagy frakciódózisa vonatkozó kísérleti adatok korlátozott elérhetősége miatt a helyi hatásmodell (LEM) nem értékelték átfogóan, és a felhasználónak tisztában kell lennie azzal, hogy a modell nagy frakciódózis esetén megbízhatatlan lehet. [261598]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az RBE változásai a LEM-I használatával különböző LET értékekhez. Megfigyelték, hogy a LEM-I hajlamos túlbecsülni az RBE-t alacsony lineáris energiaátviteli (LET) értékeken, valamint alábecsülni az RBE-t magas LET esetén. Klinikai szempontból a szén módozatra vonatkozóan, ezek a tendenciák "helyes" irányba haladnak abban az értelemben, hogy a tényleges hatásnak a bemeneti csatornánál található normál szövetben alacsonyabbnak kell lennie, mint a modell által megjósolt érték, miközben a hatásnak a tumorrégióban magasabbnak kell lennie az előrejelzett értéknél. Hélium módozat esetén azonban ezek a hatások a LEM-I-t alkalmatlanná teszik a klinikai használatra. A felhasználónak tisztában kell lennie ezekkel a hatásokkal.

[458]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az alacsony-dózisapproximáció $s_{\max}$ paramétere. Az RBE LEM alacsony-dózisapproximációjakor történő kiszámításkor az exponenciális dózishatásra való áttérést meredekségét nagy dózisonál az $s_{\max}$ paraméter képviseli. Ez lehet a referenciasugárzási görbe vagy az ionsugárzási görbe meredeksége. A RayStation végrehajtás az utóbbi választást követi, míg más végrehajtások, mint például a TRiP, az előbbi követik. Ennek a különbségnek a hatása az approximációban általában nagyon kicsi, és csak nagy dózisok esetén releváns. Bár az alacsony dózisú approximáció nem használható a klinikai dózis kiszámításához, a felhasználónak tisztában kell lennie ezzel a különbséggel.

[221231]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A LEM Classic ismétlések száma. Az RBE-súlyozott dózis LEM modell szerinti kiszámításakor legalább 1000 ismétlést kell használni a LEM Classic algoritmusban, hogy klinikai dózist érjenek el a RayStation-ben. Meg kell jegyezni, hogy több mint 1000 ismétlésre lehet szükség a megfelelő statisztikai pontosság eléréséhez. A szükséges ismétlések száma a modalitástól, a modellparaméterektől és a fragmentumspektrumoktól függ. A felhasználó felelőssége annak biztosítása, hogy a LEM Classic dózisszámításból származó statisztikai pontosság elégséges legyen.

[221247]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az RBE nyomon követési dózisparaméter-korlátai a LEM-I használatával. Az RBE-súlyozott dózist a LEM-I szerint csak a következő nyomon követési dózisparaméterek alkalmazásával validálták:

- Nyomon követési magsugár = $0,01 \mu\text{m}$
- Előtenyező $\{\gamma\} = 0,05 \mu\text{m} \{\text{MeV/u}\} \cdot \delta$
- Kitevő $\{\delta\} = 1,7$
- Kiefer alacsony energia approximáció nélkül

Noha más paraméterek is választhatók bemenetként a RayStation rendszerben, ekkor különös figyelemmel kell eljárni, mivel ez a helyi hatás modell (Local Effect Model) aktuális klinikai használatának határain kívül van.

[459]

**FIGYELMEZTETÉS!****Sejttípus paraméter korlátozások RBE esetén LEM-I használata mellett.**

A LEM-I szerinti RBE súlyozású dózist szén modalitással validálták, változó sugárérzékenységű sejttípus tartomány használatával. Annak tekintetében, hogy mely sejttípus paraméterek alkalmasak a klinikai használatra, a felhasználónak szorosan kell követnie a közzétett szakirodalmat. A klinikai célokra használni kívánt paraméterek kiválasztását a biztonságosság és a klinikai hatékonyság átfogó értékelése alapján kell elvégezni.

[457]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az RBE sejttípus paraméterre vonatkozó korlátozások a LEM-IV alapján. A LEM-IV szerinti RBE-súlyozott dózist a következő két sejttípus-paraméter felhasználásával validálták a hélium módozatra:

1. készlet

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

2. készlet

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

Ezeket a paramétereket soha nem alkalmazták a klinikai gyakorlatban, és a klinikai célokra történő alkalmazásuk előtt el kell végezni a biztonságosság és a klinikai hatásosság átfogó értékelését.

Különösen ügyelni kell arra is, ha más sejttípus paramétereket használ.

[219180]

**FIGYELMEZTETÉS!**

MKM-et használó RBE dózisszámítási paraméterkorlátok. Az RBE-súlyozott dózist az MKM szerint csak a szénion módozatra validálták a következő dózisszámítási paraméterek alkalmazásával:

- Klinikai skálatényező = 2,41
- Referenciasugárzás $\alpha_r = 0.764 \text{ Gy}^{-1}$
- Referenciasugárzás $\beta_r = 0.0615 \text{ Gy}^{-2}$

Különösen ügyelni kell arra, ha a szénion módozattól eltérő módozatokra vonatkozó terveket használnak.

Bár lehetőség van különböző paramétereket választani a RayStation bemeneteként, ezt különösen óvatosan kell kezelni, mivel kívül esik a validálási tartomány határain.

[66531]



FIGYELMEZTETÉS!

MKM-et használó RBE sejttypus paraméterkorlátozások. Az RBE-súlyozott dózist az MKM szerint csak egyetlen sejttypusra nézve validálták rögzített rádióérzékenységgel, a szénion módozat tervei segítségével. A következő sejttypus paraméterek érvényesek, azaz HSG:

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

Különösen ügyelni kell arra, ha a szénion módozattól eltérő módozatokra vonatkozó terveket használnak.

Bár más sejttypus-paraméterek is importálhatóak a modellbe a RayStation-ben, a felhasználóknak ezt tilos klinikai célokra alkalmazni mindaddig, amíg el nem végezték a biztonságosság és a klinikai hatásosság átfogó értékelését.

[66530]



FIGYELMEZTETÉS!

Felhasználó által definiált RBE modellek. Amikor az RBE-sejttypus paramétereit és adattáblázatait importálja egy felhasználó által definiált RBE modellbe, a felhasználó teljes felelősséggel tartozik ezen adatok érvényességének és klinikai alkalmazhatóságának biztosításáért az RBE-modell üzembe helyezése előtt. Az importált adatok ellenőrzése nem történik meg a RayStation-ben. [262079]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az RBE-súlyozott dózis összehasonlítása különböző RBE modellekkel. A RayStation támogatja az RBE kiszámításának különböző megközelítéseit. Bár minden megközelítés RBE-súlyozott dózist ad [Gy(RBE) egységben], fontos megjegyezni, hogy a dózisok nem hasonlíthatók össze közvetlenül az abszolút értékek tekintetében, és a különböző RBE modelleket használó eredmények összehasonlítását nagyon óvatosan kell elvégezni. [67927]

BNCT dózisszámítási figyelmeztetések**FIGYELMEZTETÉS!**

RBE modell standard BNCT. A felhasználó teljes felelősséggel tartozik a sejtípusokhoz használt paraméterek érvényességének és klinikai alkalmazhatóságának biztosításáért az RBE-modell üzembe helyezése előtt. [611936]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Bórkoncentráció. A dózist az RBE modellben meghatározott sejtípus és a vér bórkoncentrációja szerinti bőreloszlás, valamint a tervezett vér bórkoncentrációja alapján számítja ki a rendszer. A felhasználónak tisztában kell lennie azzal, hogy ha a bórkoncentráció jelentősen eltér a betegben a tervben használt értékhez képest, akkor a betegnek adott dózis jelentősen eltér a számított dózistól. [611940]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az anyagátméretezés approximációja a sejtípus dózisszámításnál. A különböző anyagok figyelembevétele érdekében a fizikai dóziskomponensek átméretezésének a standard BNCT RBE sejtípusú dózisszámításokban való alkalmazása a teljes dózisszámításnak egy approximációja. Emiatt erre a approximációra kihatással vannak a sejtípus dózisszámításához használt anyag és a voxelhez eredetileg hozzárendelt anyag közötti nagy mértékű eltérések. A felhasználónak tisztában kell lennie ezzel a approximációval és annak korlátaival, amikor kiértékeli a sejtípus dózisokat vagy az ezekből számított mennyiségeket [pl. DVH-k, klinikai célok, dózisstatistika és előírások]. További részletekért lásd a *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual Sejtípus dózisszámítás* fejezetét.

1201180

3.1.8 A betegmodellezésre vonatkozó figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

ROI automatikus generálása és módosítása. Mindig ellenőrizze a ROI automatikus generálásának és módosításának eredményét. Különös figyelmet kell fordítani a beteg megfelelő szervmodellének kiválasztására olyan jellegzetes modelltulajdonságok alapján, mint a testrégió, a beteg pozíciója és a kép módozata. Ez minden automatikus szegmentálási módszerre vonatkozik, beleértve a modellalapú szegmentálást, az atlasz alapú szegmentálást és a mélytanulási szegmentálását.

Mélytanulási modellekhez a modell adatlapját felül kell vizsgálni a modell klinikai alkalmazása előtt, mivel az fontos korlátokat és használati információkat sorol fel.

Ne feledje, hogy az elváltozások azonosítására a RayStation-ben semmilyen automatikus szervszegmentálás nem használható.

[9662]



FIGYELMEZTETÉS!

Automatikus képregisztráció. Mindig ellenőrizze az automatikus képregisztráció eredményét.

[9660]



FIGYELMEZTETÉS!

A kezelési helyzetének beállítása céljából importált POI-k módosítása. Az 'Acquisition isocenter' és 'Initial match isocenter' típusú, kezelési helyzetének beállítása céljából importált POI-k módosítása a 'CBCT treatment position alignment' elvégzése előtt hibás beigazítást eredményez.

[9653]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A képsorozat szelettávolsága és a kontúrok extrapolálása. A RayStation rendszerben egy ROI kontúrból való 3D rekonstrukciója feltételezi, hogy az első és utolsó kontúr fél szelettávolságra terjed ki. A rendszer emiatt egy ROI első és utolsó kontúráját fél szelettávolságra extrapolálja a legkülső megrajzolt kontúrhoz képest. Vegye figyelembe, hogy ennek az extrapolációnak nincs korlátja, azaz mindig a fél szelettávolság lesz. A tipikus képsorozatoknál, ahol a szelettávolság 2–3 mm, ez azt jelenti, hogy a RayStation 1–1,5 mm-t extrapolál, ám igen nagy szelettávolságú képsorozat esetén az extrapoláció váratlan viselkedéshez vezethet. Emiatt kifejezetten javasoljuk, hogy mindig olyan CT-ket tervezzen, ahol a szelettávolság legfeljebb 3 mm.

(9492)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Hiányzó köztes ROI kontúrok. Ha hiányoznak a köztes ROI-kontúrok, a program NEM tölti ki automatikusan a hézagot.

Ha vannak olyan képszeletek, ahol hiányzó kontúrok vannak a ROI geometria legkülső kontúrájáig, akkor ezeken a kontúrokon nem történik automatikus interpoláció. Ez mind az importált, mind a RayStation rendszerben generált kontúrookra érvényes.

(9658)

**FIGYELMEZTETÉS!**

A képsorozaton túlterjedő ROI geometria. Ha kontúr műveletet (pl. manuális rajzolás, egyszerű kontúrozás stb.) hajt végre egy olyan ROI-n, amely a képsorozat felső vagy alsó határán kívülre terjed, akkor a ROI-t a képsorozat felső vagy alsó szeleténél vágja le.

(8817)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Tekintse át az átalakuló képillesztést. Mindig tekintse át az átalakuló képillesztést, mielőtt a dózis átalakítására használnák a következők által:

- a regisztráció értékelése Fusion (Fúzió) nézetben.
- a deformált rács értékelése Deformed grid (Deformált rács) nézetben.

- a referencia- és céltérfogat-képsorozatok közötti leképezett struktúrák értékelése.

Ez különösen fontos a dóziskövetésnél és akkor, ha a deformált dózist háttér dózisként használják egy adaptált terv optimalizálása során. Vegye figyelembe, hogy a biomechanikailag deformálható regisztrációk nem feltétlenül invertálhatók, és ezért ezeket különös alapossggal kell kiértékelni.

[9656]



FIGYELMEZTETÉS!

A leképezett struktúrák pontosságának ellenőrzése. Mielőtt a leképezett struktúrákat kezelésbetervezésére vagy értékelés céljára használná fel, mindig ellenőrizze a képkészletek között deformálható regisztrációval leképezett struktúrák pontosságát. Vegye figyelembe, hogy a biomechanikailag deformálható regisztrációk nem feltétlenül invertálhatók, és ezért ezeket különös alapossggal kell kiértékelni.

[9651]



FIGYELMEZTETÉS!

Közös anyag létrehozása új elemi összetétellel. Lehetőség van olyan anyag meghatározására, amely a sűrűség és összetétel szempontjából nem tükrözi a fizikai anyagot. Ügyeljen az atomszámok és a tömegek sorrendjére, hogy mindkettőnek ugyanaz legyen a sorrendje. A RayStation-ben található dózismotorok az emberi testben található anyagokhoz kerültek optimalizálásra. Más anyagok használata csökkentheti a dózispontosságot.

[274572]

3.1.9 A kezelésbetervezésre vonatkozó figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Ütközés elkerülése: Mindig ellenőrizze a beteg helyzetét, a gantryszöveget és a kezelőasztal szögét (vagy a gyűrű szögét az olyan gépeknél, ahol a kezelőasztal forgatását a gyűrű forgatása váltja ki). A beteg/gép beállítását manuálisan ellenőrizni kell minden nyalábnál, hogy elkerülhesse a beteg sérülését vagy a berendezés károsodását okozó ütközéseket. A Helyiség nézetet nem szabad annak az ellenőrzésére használni, hogy az aktuális beteg/gép beállítás esetén nem történik ütközés. A TomoTherapy kezeléseknél lásd még a 254787. sz. figyelmeztetést is (Ütközés elkerülése TomoHelical és TomoDirect esetén).

[3310]



FIGYELMEZTETÉS!

A függőleges vizsgálati helyzetben készült képeket rendszerint HFS címkével látják el. A DICOM szabvány korlátozásai miatt a függőleges vizsgálati helyzetben készült képeket rendszerint fejjel előre, szupinált (head-first supine, HFS) címkével látják el. Az "ÜLŐ" vizsgálati helyzet már nem létezik a DICOM-ban. Az olyan CT-szkennerekkel készült képeknél, ahol a háttámla döntési szöge meg van adva, ez a szög a RayStation grafikus felhasználói felületén a beteg vizsgálati helyzetéhez hozzáadott utótagként jelenik meg.

[1201906]



FIGYELMEZTETÉS!

Válassza ki a megfelelő besugárzási pozíciót. Győződjön meg arról, hogy a megfelelő besugárzási pozíciót (fej/láb elöl) választják ki a beteg számára a besugárzási terv létrehozásakor. A kiválasztott besugárzási pozíció befolyásolja a sugarak irányát a beteghez képest. A helytelen előírás a beteg helytelen kezeléséhez vezethet.

Vegye figyelembe, hogy a terv létrehozásakor kiválaszthat a CT-adatokban a beteg pozíciójától (beteg szkennelési pozíció) eltérő kezelési pozíciót is. Csak akkor használja ezt a lehetőséget, ha a beteget más helyzetben kell kezelni, mint amilyen helyzetben a szkennelés történt. [508900]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Kollimátorszög VMAT, konformális ív és statikus ív esetén. A 0, 90, 180 és 270 fokos kollimátorszögeket lehetőség szerint kerülni kell az ívsugaraknál, mivel ezek felhalmozódott dózisszivárgáshoz vezethetnek. A kollimátor szögeit lehetőleg legalább 10 fokkal el kell mozdítani a fenti értékektől. A levelek közötti átvitel miatt felhalmozódott dózisszivárgást a klinikai dózisszámítás nem reprodukálja. Legyen tisztában ezzel, amikor klinikai döntéseket hoz. A zárt levélpárok valószínűleg a céltérfogat-projekció közepén vannak elhelyezve, ami felhalmozódhat a szivárgás a céltérfogat középpontjába ezeknél a kollimátorszögeknél.

[3305]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Számítási dózis kis struktúrákhoz. Kis méretű struktúrák használatakor fontos tisztában lenni vele, hogy a diszkretizáció jelentősen befolyásolhatja azokat. Fontos, hogy a legkisebb struktúrák alapján válassza ki a dózizrács felbontását, amelyet rekonstruálni kell. Amikor a struktúrákat rekonstruálják a betegnézetekben való megjelenítésre, a struktúra pontos megjelenítéséhez egy struktúraspecifikus nagy felbontású rácsot használnak. A tervoptimalizáláshoz, a dózisszámításhoz és a dózisstatistikákhoz azonban a struktúrák a dózizrácson kerülnek rekonstruálásra. Ha a dózizrács voxelek túl nagyok, a rekonstrukció pontatlanul képviselheti a struktúrákat. Továbbá eltérés lesz a vizualizált struktúrák és a dózisszámításokra ténylegesen használt elemek között. Ezért erősen ajánlott olyan dózizrácsfelbontást használni, hogy egy dózizrács voxelmérete ne haladja meg a rekonstruálni kívánt legkisebb struktúra felét.

[6444]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Anyag megjelenítése. Az anyag nézet a képsorozat értékekből és az anyagfelülírásból származó kombinált voxelsűrűséget jeleníti meg. A külső ROI-n belüli anyagfelülírás ROI-k esetén a rögzítő vagy támogató típusú ROI-k a kiválasztott nyalábkészlet részét képezik, a kiválasztott nyalábhoz hozzárendelt bólus típusú ROI-kat pedig ez a sűrűségszámítás tartalmazza. A megjelenített sűrűségértékek a dózisszámításnál használt voxelsűrűségek.

Ha a lefékező erő arányát (SPR) a proton és könnyű ionos dózisszámítások bemeneteként használják, akkor az anyag nézet a dózisszámításban a fenti helyett a kombinált voxel SPR értékeket jeleníti meg.

A felhasználónak gondosan át kell tekintenie az anyagértékeket (sűrűség vagy SPR) annak ellenőrzésére, hogy a dózisszámításban használt bemenet helyes-e.

Vegye figyelembe, hogy BNCT és Brachy TG43 esetén az anyag megjelenítése nem érhető el. A BNCT technikánál a dózisszámítást egy külső dózismotor végzi el, és az anyagkezelés eltérő, míg a Brachy TG43 dózisszámításnál a rendszer a teljes beteget víznek tekinti.

2638



FIGYELMEZTETÉS!

Az asztal döntése és forgatása befolyásolja a beteggeometriát. Amikor a képkalkulást az asztal döntésével vagy forgatásával tervezi meg vagy hajtja végre, ne feledje, hogy a RayStation nem ellenőrzi, hogy a beteg forgatása a képen megegyezik-e a kezelési tervben szereplő betegforgatással.

(68044)



FIGYELMEZTETÉS!

Kardánszöggel rendelkező nyalábok. Olyan LINAC esetén, amelyet kardántervezés támogatására állítottak be, a kezelőnyalábnál beállítható a pásztázási és a döntési kardánszög is. A DRR-ek, a fizikai mélység és a vízegyenértékű mélység a nyaláb irányában/a kardánszöggel kiigazított virtuális izocentrum irányában (azaz a kardánszöget is figyelembe véve) számítható ki. Az SSD értéket a nyaláb/gép izocentrumára vonatkozóan kell megadni (kardánszögek nélkül).

A nullától eltérő kardánszögű nyalábhoz generált DDR nem alkalmas a beteg beállítására, mivel ez nem a gép izocentruma felé irányul, hanem a kardánszöggel kiigazított virtuális izocentrum felé.

(937534)

3.1.10 Proton- és könnyű ion tervezésre vonatkozó figyelmeztetések

Általános protontervezési figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

A felhasználónak ellenőriznie kell, hogy az ionblokk/MLC/kompenzátor DICOM adatai megfelelően átváltottak-e izocentrumról fizikai síkra. A felhasználónak ellenőriznie kell, hogy a fogadó rendszerek ugyanazt az átalakítást használják-e a fizikai blokk/MLC/kompenzátor eléréséhez, mint a RayStation, a VSAD címkéi, az izocentrum-blokktartó tálca távolság és a DICOM-ban exportált izocentrum tulajdonságai alapján. Ezt számos kollimátorszögnél ellenőrizni kell, ha a gép elforgatott kollimátort (orrot) támogat. [508837]



FIGYELMEZTETÉS!

Az állandó tényezőös modellek figyelmen kívül hagyják az RBE változásait. Az állandó faktorú RBE modellek csak állandó tényezővel osztják be a fizikai dózist a megfelelő RBE dózis megszerzéséhez. A rendszer figyelmen kívül hagyja az RBE minden változását, amely a sugár fizikai jellemzői, például a lineáris energiaátvitel (LET) vagy a beteg anatómiája, például a sejtípusok miatt következett be. Pontosabban, az RBE hatótávolság végi növekedése van figyelmen kívül hagyva. A felhasználónak tisztában kell lennie ezekkel a korlátozásokkal. [612056]

PBS proton- és könnyű ion tervezési figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Légrés értéke rögzített orrok esetén. A rögzített orra vonatkozó légrésértékét csak akkor szabad beállítani vagy megváltoztatni, ha a felhasználó nem izocentrikus kezeléseket tervez. Rögzített orrok esetén a beteg pozíciója a sugár középvonala mentén kerül beállítása a kívánt légrés elérése érdekében. [125586]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Sugárnézet (BEV) ionleadó rendszerekhez. Az objektumok projekciója a fizikális síktól a BEV izocentrum síkjához egyetlen SAD-dal végzett méréssel történik. Ez azt jelenti, hogy az X- és Y-tengelyen eltérő SAD értékkel rendelkező iongépek esetén az orra szerelt objektumok és az izocentrum síkjától távol lévő ROI-k izocentrum projekciója helytelennek tűnhet. A vizualizációs hiba növekszik az objektum izocentrum síktól vett távolságával. A BEV blokkapertúra kontúrjainak projekciói azonban kompenzálták ezt a hatást, és megfelelően vannak megjelenítve. Az izocentrumhoz közeli ROI kontúrok hatása elhanyagolható, de a nem izocentrikus kezelések esetén a hatás megfigyelhető. Ez csak vizualizációs korlátozás, és nem befolyásolja a dózisszámítást. [136852]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A LET_d eloszlás értékelése az optimalizálás után. Ha az optimalizálás során használtak LET funkciókat, akkor a tervet alaposan ellenőrizni kell mind a dózis, mind a LET_d tekintetében. A kombinált dózis és a LET_d funkciók egymással konfliktusban álló optimalizálási célokat eredményezhetnek, és a LET_d csak a biológiai hatás előrejelzője, amennyiben a dózissal együtt elemezték.

[722444]

Specifikus PBS proton tervezési figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

Elkerülendő struktúrák Sumitomo vonalszkennelésnél. Ha a Sumitomo vonalszkennelés Elkerülendő struktúrák funkcióját használja, akkor a felhasználónak ügyelnie kell arra, hogy a vonalszegmensek a kiválasztott elkerülendő ROI-kon belül is elhelyezhetők. Ez akkor történhet, ha a szkennelés irányában a céltérfogat eltérő részei vannak jelen a kiválasztott ROI-k szemközti oldalainál. Eltérő szkennelési irány kiválasztása segít ennek a problémának az elkerülésében.

[144761]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A PBS ívtervek kiértékelése. Ha egy PBS ívterv egy ekvivalens PBS tervvé konvertálódik a kezelés leadásához a Convert to PBS (konvertálás PBS-sé) funkció használatával, akkor ki kell értékelni a konvertált PBS terv minőségét és robusztusságát.

[711947]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az olyan PBS ívszektorok elkerülése, amelyek a kezelőasztal egyik szélén áthaladnak. Ha a PBS ívkezelési technikával végez tervezést, akkor a felhasználónak ügyelnie kell arra, hogy a kezelőasztal szélét átlépő ívek igen érzékenyek lehetnek a beállítási hibákra. A felhasználóknak azt tanácsoljuk, hogy kerüljék az ilyen beállításokat azáltal, hogy az ívet különböző nyalábokban található szektorokra osztják.

[723432]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A PBS ívtervek robusztussága. Mivel a spotokat különböző irányokban adják le a PBS ívtervekben, ezért a robusztusság nagyobb kihívást jelent, mint az IMPT esetén. A beállítás eltolódása, a hatótávolság hibája vagy a beteg anatómiájának megváltozása eltérő hatással van a spotokra a különböző irányokban, és a spotokból kombinált dóziseloszlás súlyosan eltérhet, ha nem teszik meg a megfelelő intézkedéseket. A felhasználónak mindig robusztus optimalizálást kell végeznie ezen probléma kiküszöbölése érdekében, és az eredményül kapott terven igen alapos értékelést kell végeznie.

Megjegyzendő, hogy az anatómia kezelés alatti megváltozása nem mindig vehető figyelembe a robusztus optimalizálásban. A PBS ívterv fokozott érzékenysége miatt a felhasználónak mindig ajánlatos kiértékelnie a PBS ívtervek frakciók közötti robusztusságát, ha az anatómia a frakciók között megváltozik.

[723485]

US/SS/DS/Wobbling protontervezési figyelmeztetések**FIGYELMEZTETÉS!**

Mindig ellenőrizze, hogy a Proton beam design modulban létrehozott kompenzátorok legyárthatók-e. A RayStation rendszeren belül nem lehet a kompenzátorok gyártására vonatkozó valamennyi korlátozást meghatározni. A felhasználó felelőssége annak biztosítása, hogy a kompenzátor a fúrási mélységekre vonatkozó korlátok figyelembevételével gyártható legyen, mivel ezt a RayStation nem kezeli kifejezetten. Mindazonáltal a maximális fúrási mélység implicit módon figyelembe vehető a kompenzátor megadott minimális és maximális vastagságánál, melyeket a besugárzási mezők hozzáadásakor vagy szerkesztésekor kell megadni. [508893]

3.1.11 Figyelmeztetések a TomoHelical és TomoDirect tervezéssel kapcsolatban**FIGYELMEZTETÉS!**

Ütközés elkerülése TomoHelical és TomoDirect esetén. Az izocentrum beállításai után mindig győződjön meg arról, hogy a beteg kényelmesen illeszkedik az asztalra a gantryfuratban. A 2D és 3D nézetek gépspecifikus FOV és Bore vizualizációt tartalmaznak, ami felhasználható annak ellenőrzésére, hogy nem történik ütközés. Ne használja a Room (Szoba) nézetet az ütközés elkerülésének ellenőrzésére. [254787]

**FIGYELMEZTETÉS!**

TomoDirect kezelés az asztalon keresztül. A TomoTherapy asztal egy rögzített alsó asztalból és egy mozgatható felső asztalból áll. A leadás során a felső asztal pozíciója eltérhet a tervezési pozíciótól az oldalsó betegbeállítások miatt. Ez befolyásolhatja a felső asztal szélére belépő vagy ahhoz közeli sugarak dózisértékét. A gantryforgás napi korrekciója is megváltoztathatja a sugár útját az asztalon keresztül. A felső asztal szélén keresztül vagy ahhoz közel belépő sugarak dózisértékének nagy frakciójával rendelkező TomoDirect tervek létrehozását kerülni kell.

[5062]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Egy beteg DB/iDMS. Az iDMS csak egy beteg DB-ból kaphat adatokat a konzisztenciahibák elkerülése érdekében. A beteg DB-ben lévő betegzár biztosítja, hogy ugyanazt a beteget nem exportálják az iDMS-be egyidejűleg két RayStation esetben.

[261846]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Mozgásszinkronizálás TomoHelical tervek esetén. Ha mozgásszinkronizálást használ egy TomoHelical tervhez, három képkalkuló szög (0, 90, 270 fok) jön létre kiindulási pontként. A felhasználónak manuálisan kell szerkesztenie a szögeket, értékelnie kell azokat, és meg kell győződnie arról, hogy azok megfelelőek a kiválasztott céltérfogatok nyomon követéséhez.

Jóváhagyáskor vagy exportáláskor megtörténik a szögek validálása annak biztosítása érdekében, hogy nem sértenek meg bizonyos korlátozásokat. Például minden szöget legalább 30 fokkal el kell különíteni. Ne feledje azonban, hogy nincs validálás arra nézve, hogy a szögek megfelelőek a céltérfogatok nyomon követéséhez.

[143545]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A TomoHelical Synchrony-val történő használatakor ne használja a „Fiducial” nevet a ROI/POI nevekben. A valós idejű nyomon követési és mozgáskezelési támogatást használó TomoHelical tervekhez a „Fiducial” nem használható ROI/POI névben. A kezelésleadó rendszer az elnevezési szabály alapján azonosítja, hogy mely kiindulási pontokat kell nyomon követni. A „Fiducial” név használata a ROI/POI nevekben problémákat okozhat a leadási oldalon, mivel a helytelen ROI/POI-nyomon követését állítja be, valamint ismétlődő ROI/POI neveket okozhatnak. A kiindulási pontok helytelen használata azt eredményezi, hogy nem sikerül teljesíteni a tervet a gépen.

[282912]

3.1.12 A CyberKnife kezeléstervezésre vonatkozó figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

A létrehozott 1-nézetű margó ROI nem függ a kiválasztott követési technikától vagy a forrásROI-tól. Az 1 nézetű margó ROI létrehozása után nem függ a sugárkészlet mozgásszinkronizálási technikájától, sem a forrás ROI-tól. Ha a mozgásszinkronizálás módosul, vagy a forrás ROI-t frissítik, akkor újragenerálja a margó ROI-t.

[341543]

3.1.13 Figyelmeztetések a BNCT kezelésbetervezéssel kapcsolatban



FIGYELMEZTETÉS!

BNCT ütközés elkerülése. A beteg/gép beállítását manuálisan ellenőrizni kell minden nyalábnál, hogy elkerülhesse a beteg sérülését vagy a berendezés károsodását okozó ütközéseket. A RayStation rendszerben nem történik meg annak az ellenőrzése, hogy a kollimátor a beteggel ne kerüljön átfedésbe. [611925]



FIGYELMEZTETÉS!

BNCT anyag kezelése. A BNCT dózisszámításoknál minden dózísrács voxel pontosan egy ROI-hoz van hozzárendelve, amelyből a megfelelő anyag és sejttípus információk származnak, és amelyet a külső dózismotor használ, feltételezve, hogy a teljes voxel ezekkel a tulajdonságokkal rendelkezik. A legnagyobb relatív térfogatú ROI lesz a teljes térfogathoz hozzárendelve. Azon ROI-k vagy ROI-k részei, amelyek a dózísrács voxelekhez képest kis méretűek, emiatt nem kerülnek bele a dózisszámításba. A dózísrács voxelméretének megválasztásakor kellő gondossággal kell eljárni.

Vegye figyelembe, hogy a beteg felszínén lévő voxelekhez a legnagyobb lefedettségű ROI-t rendeljük, még akkor is, ha a ROI a voxelnek csak egy kis részét fedi le. Emiatt a betegfelszín értelmezése a dózisszámításokban nagyobb lehet, mint a képadatoknál. A felhasználónak ügyelnie kell erre a korlátozásra a BNCT dózisszámításoknál.

[724224]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Sejttípus dózisos használata a BNCT tervjelentésekben. A BNCT tervekhez tartozó tervjelentések (DVH-k; klinikai célok; előírt dózis referenciák és dózisstatistikák) a megfelelő sejttípus dózisos alapján értékelődnek ki a megadott sejttípussal és anyag-hozzárendeléssel rendelkező ROI-knál, kivéve a Külső esetén.

Csak az alapértelmezett (nincs sejttípus) dózis jelenik meg 2D nézetben.

1201289

3.1.14 A brachyterápiás kezelés tervezésével kapcsolatos figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az alkalmazás beállítási tulajdonságainak validálása a klinikai használat előtt.

A felhasználó felelőssége annak ellenőrzése a klinikai használat előtt, hogy az alkalmazásbeállításához megadott paraméterek megfelelően képviselik-e az adott applikátort. Különösen a tartózkodási pontok helyes pozícióját kell ellenőrizni.

[283879]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A tartózkodási idő korlátai. A RayPhysics rendszerben a tartózkodási idő korlátai a referencia levegő kerma sebességen alapulnak, melyet az aktuális forráshoz meghatározott referencia dátumok szerint és időpontban vesznek; és a tervezés során nem alkalmaznak bomlási korrekciót. Gondoskodjon róla, hogy a megadott határértékek figyelembe vegyék a forrás élettartama alatt várható teljes bomlási korrekciós tényező tartományát – különösen azért, hogy elkerülje az áthágását a maximálisan megengedett tartózkodási időre vonatkozóan az utántöltőre fennálló korlátozásoknak.

[283881]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Brachyterápiás tartózkodási pontok pozicionálása. A betegen belüli dóziseloszlás helyessége erősen függ a csatornák és a tartózkodási pontok pozicionálásának pontosságától. A felhasználó felelőssége annak ellenőrzése, hogy a csatornák az egyes betegek számára megfelelően vannak-e pozicionálva, és hogy a csatornákon belüli tartózkodási pontok ábrázolása helyes-e.

[283361]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Jelentett dózis brachyterápiához. A RayStation-ben minden dózisértéket elnyelt fizikai dózisként kell jelenteni brachyterápiához. Ajánlott a brachyterápiás besugárzási tervek klinikai értékelését elvégezni a biológiaiilag súlyozott EQD2 dózis felhasználásával az elnyelt dózis mellett. Jelenleg a grafikus felhasználói interfészen nincs közvetlen megjelenítése EQD2 dózisoknak, és a felhasználó feladata a jelentett dózisértékek átalakítása EQD2 dózissá.

[284048]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A brachyterápia és a külső sugárterápiás dózisok összegzése. A brachyterápiás besugárzási tervek általában lényegesen nagyobb frakcionált dózisokat tartalmaznak, mint a külső sugárterápiás tervek. Ha nagy különbségek vannak a frakcionált dózissra vonatkozó előírásokban, a dózisokat nem szabad közvetlenül összegezni anélkül, hogy figyelembe vennék a radiobiológiai hatásokat (olyan fogalmak segítségével, mint a BED és az EQD2).

[283362]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az EQD2 formalizmus korlátai. A RayStation helyen alkalmazott, 2-Gy frakciókban kifejezett izoeffektív dózis (EQD2) a standard lineáris-kvadrátikus (LQ) modellen alapul, amellyel kapcsolatban a felhasználónak a következővel kell tisztában lennie:

- A modell teljes repair feltételez a frakciók között, és figyelmen kívül hagyja a tumorsejtek repopulációját. Ezért azokban az esetekben, amikor a frakciók közötti teljes repair nem valósul meg, a biológiai hatások nem lesznek megfelelően modellezhetők. Továbbá, ha a tumorsejtek repopulációja fontossá

válík, például a kezelés megszakítása vagy gyorsan proliferáló tumorok esetén, az EQD2 dózis nem lesz teljesen helyes.

- Az LQ modell bizonytalanságai frakciónként nagyobbak lesznek az alacsony előírt dózisok (1 Gy alatt) és a magas előírt dózisok (8 Gy) esetén. Ebből következően az ilyen dózisszintek esetében az EQD2 dózisok kevésbé megbízhatóak.
- Az EQD2 dózisok erősen függenek az értékelés során használt α/β -értékektől. A felhasználónak ajánlott az értékelés során az α/β -értékek tartományát figyelembe venni, és megvizsgálni az EQD2-re vonatkozó legrosszabb forgatókönyveket, különösen akkor, ha a normál szöveti tolerancia veszélybe kerülhet.
- Az EQD2 dózisok nem függenek lineárisan a fizikai dózistól, ami azt jelenti, hogy a hideg és meleg pontok a fizikai dózis EQD2-be való átfordításakor felerősítődnek, és az EQD2 eloszlásban lévő gradiens erősebb lesz, mint a fizikai dózis eloszlásában. Emiatt nem javasolt a EQD2 egyetlen pontban való kiértékelése, ehelyett használjon többpontos kiértékelést, hogy a térfogaton belüli eltéréseket is figyelembe vegye. Továbbá ha az EQD2 értékelés a DVH-ban lévő térfogatokon alapul, akkor ajánlott több klinikai célt használni. Így például az EQD2(D90) egy klinikai célját kiegészíthetik a teljes ROI térfogat 90%-ánál nagyobb egyéb felhalmozott térfogatokra vonatkozó klinikai célok. A térfogat hatását tovább lehet elemezni a teljes EQD2 eloszlásban, melyet a Plan evaluation EQD2 számításából kapnak.

[406776]



FIGYELMEZTETÉS!

Az EQD2 eloszlások értelmezése. Az EQD2 eloszlás a megfelelő fizikai dóziseloszlástól több szempontból is eltér, és az EQD2 dóziseloszlások értelmezésekor kiemelt gondossággal kell eljárni:

- A fizikai dózissra vonatkozó értékelési kritériumok közvetlenül az EQD2 eloszlások értékelésénél nem használhatók. A fizikai dózis kritériumait először mindig át kell konvertálni az EQD2 tartományba. Ez elengedhetetlen a tumor frakciónkénti 2 Gy-vel előírt kezelések esetében is: még akkor is, ha a tumorra előírt dózis mind fizikai dózisban, mind EQD2-ben frakciónként 2 Gy lesz, a tumoron belüli hideg és meleg pontok az EQD2-tartományban felerősödnek. Ennél is fontosabb, hogy a 2 Gy-frakcionált kezelések esetében is a normál szöveti tolerancia jelentősen eltérhet a fizikai dózis és az EQD2 eloszlás között.
- A Plan evaluation EQD2 eloszlás számításánál a szomszédos vagy átfedő ROI-k különböző α/β -értékekhez rendelhetők hozzá, és az EQD2 eloszlás folytonossága megszakadhat az eltérő α/β -értékekkel rendelkező ROI-k határai között. Átfedő ROI-k esetén az EQD2 számításban a ROI-k között fennálló

prioritást határozza meg, hogy melyik α/β -értéket kell használni egy olyan voxelnél, ami több ROI-hoz is tartozik. Az eredmény az, hogy az egy adott ROI-ra specifikus α/β -érték csak ezen ROI részeként használható.

- Annak biztosítása érdekében, hogy egy adott α/β -értéket használjanak egy klinikai cél értékelésére az EQD2-tartományban, ajánlott először a fizikai dózisa vonatkozó klinikai célt kivonni, majd a választott α/β -értékkel EQD2-re konvertálni, ahelyett, hogy a klinikai célt közvetlenül az EQD2-eloszlásból vonnánk ki. Az EQD2 mérőszámok jelentése gyakori a brachyterápiában, és a RayStation támogatja az EQD2 klinikai célokat a brachyterápiás modulban, amely automatikusan elvégzi az ajánlott átalakítást.

[408774]



FIGYELMEZTETÉS!

A brachyterápiás applikátor modelleket a klinikai használat előtt validálni kell. A felhasználó felelőssége, hogy minden brachyterápiás applikátor modellt validáltasson, mielőtt ezeket a klinikai brachyterápiás besugárzási tervekben felhasználnák.

A RayStation úgy lett tervezve, hogy képzett sugárterápiás szakemberek használják. A felhasználóknak erősen ajánlott követniük a brachyterápiás applikátorokra és a kezelés tervezésére vonatkozó minőségbiztosítási szabványokat. Ennek része a dozimetriás hitelesítés végzése olyan módszerekkel, mint például a Gafchromic filmes mérések, az Amerikai Orvosi Fizikusok Társasága (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) *Task Group 56 (TG-56) on the quality assurance of brachytherapy equipment and Medical Physics Practice Guideline 13.a* dokumentumában megadott ajánlásait követve.

Szintén erősen ajánlott a szerkezet templát létrehozása, és a megfelelő minőségbiztosítási ellenőrzése befejezése után a templát jóváhagyása annak érdekében, hogy garantálja, hogy ne történjenek véletlen módosítások az applikátor szerkezetében. A kezelésetervezési folyamat alatt a felhasználóknak csak olyan struktúrákat kell használnia, amelyek ezekből a jóváhagyott templátokból származnak, hogy megőrizhető legyen a konzisztencia és pontosság a kezelés leadásakor.

[726082]



FIGYELMEZTETÉS!

A csatornahosszok áttekintése. A belső és effektív csatornahossz két olyan kritikus érték, melyet a besugárzási terv végrehajtásához közvetlenül átadnak az utántöltőnek. Fontos tudatában lenni annak, hogy a csatornahosszokban fennálló

bármiféle eltérést a gép nem észleli. Az ezekben az értékekben fennálló hibák a kezeléstől való jelentős eltéréshez vezethetnek.

Ha a csatornahosszokat a kezelés betervezése során szerkesztik, akkor alapvetően fontos annak ellenőrzése, hogy minden módosított hossz pontosan tükrözze a tervezett kezelési beállítást, még mielőtt a besugárzási terv végleges jóváhagyása és leadása megtörténne.

[936234]

3.1.15 A robusztus optimalizálásra vonatkozó figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Értékelje a dózist robusztus optimalizálás után. Robusztus optimalizálást követően a felhasználónak erősen ajánlott a dózis értékelése robusztus értékeléssel, tervértékeléssel vagy a RayStation-ben található parancsfájlok futtatásával annak ellenőrzése érdekében, hogy a terv robusztus-e a leadás során az összes releváns bizonytalanság tekintetében.

[10775]



FIGYELMEZTETÉS!

Figyeljen arra, hogy a robusztusság különféle típusai hogyan hatnak a terv optimalizálására. A robusztusság különböző típusai (szisztémás, frakciók közötti, frakción belüli) az alapul vett bizonytalanság különböző feltételezéseitől függenek, és különböző típusú terveket eredményeznek. A felhasználónak tisztában kell lennie a robusztusság beállításainak hatásával, és a tervet annak a bizonytalanságnak a típusa tekintetében kell értékelní, amellyel szemben a robusztusságot beállították.

Vegye figyelembe, hogy a Robust evaluation modulba beépített robusztusság-ellenőrző eszközök a szisztémás bizonytalanságot minden nyaláb és izocentrum esetén csak azonos bizonytalansággal képesek figyelembe venni. Azoknál a terveknél, amelyek robusztusságát független nyalábokkal, független izocentrumokkal, illetve frakciók közötti vagy frakción belüli bizonytalansággal optimalizálták, a felhasználónak a robusztusságot más módon kell értékelní, például a Plan evaluation modulból származó értékelési dózisok kombinációjával.

[283855]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Ellentmondó robusztus optimalizálási funkciók. A robusztus optimalizálási funkciók [pl. a céltérfogat robusztus minimális dóziszfunkciója és az OAR maximális dóziszfunkciója] ellentmondásosak lehetnek akkor is, ha olyan ROI-kra alkalmazzák őket, amelyek nem fedik át egymást, a különböző helyzetek miatt. Ez a dózis túl- vagy alulbecsüléséhez vezethet. {115551}

**FIGYELMEZTETÉS!**

A robusztus optimalizálási funkciók konfliktusban lehetnek a nem robusztus optimalizálási funkciókkal. Egy robusztus korlátozás például konfliktusban állhat a mimikai dózis funkcióval egy leadási terv létrehozásakor a Multi-criteria optimization modulban. Az optimalizálás a nem robusztus funkciókat a robusztus funkciók elé sorolhatja, ami a robusztusság csökkenését eredményezi. {370077}

**FIGYELMEZTETÉS!**

A tartalék [Fallback] tervek nem veszik figyelembe a robusztusságot a dózismimikálás optimalizálása során. Ha az eredeti tervet robusztus optimalizálási funkciókkal optimalizálták, és tartalék [Fallback] tervet hoztak létre, a tartalék [Fallback] terv megpróbálja mimikálni az eredeti terv dóziséát anélkül, hogy figyelembe venné a robusztusságot. {115556}

**FIGYELMEZTETÉS!**

A LET_d eloszlás értékelése a robusztus optimalizálás után. Egy LET funkciókkal történő robusztus optimalizálás után a felhasználó számára kifejezetten javasolt a LET_d eloszlás értékelése a Plan evaluation funkcióval vagy a RayStation parancsfájl funkciójával annak ellenőrzésére, hogy a terv a leadás során minden releváns bizonytalanság tekintetében robusztus-e.

{722447}

3.1.16 A dózisértékelésre vonatkozó figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Az interpolált dózisértékek a betegnézetekben jelennek meg. Az interpolált dózisértékek alapértelmezés szerint a betegnézetekben jelennek meg. Győződjön meg arról, hogy az adott besugárzási tervezési helyzethez megfelelő dózisirács-felbontást használja.

(3236)



FIGYELMEZTETÉS!

A teljes dózis megjelenítése. Mindig az összes tervezett frakció teljes dózisa jelenik meg a betegnézetekben, a DVH grafikonon, a dózisstatistikákban és a klinikai célok listájában.

Kivételek a QA modulok, ahol a dózis egy frakciónál látszik, és a Dose tracking modul, ahol a felhasználó a megjelenített dózis különböző skálázásait választhatja ki.

(3233)



FIGYELMEZTETÉS!

Rendszerellenőrzés jóváhagyáskor. Ne feledje, hogy a jóváhagyás előtti alábbi ellenőrzésekre csak tervezési dózisok esetén kerül sor:

- Sugárbelépési pont-validáció.
- Létezik bólus ROI geometria.
- Létezik támogató [Support] ROI geometria.
- Létezik rögzítő ROI geometria.
- A dózisirács felbontása minden irányban kisebb, mint 5 mm.

Az értékelő dózisok esetén a felhasználó felelős ezen ellenőrzések elvégzéséért.

Ne feledje, hogy a külső ROI-t, a támogató ROI-kat, a rögzítő ROI-kat és a bólus ROI-kat tartalmazó tervezési dózisirács nem garantálja, hogy az összes érintett régió szerepel a további adatkészletek dózisszámításában. {508962}

**FIGYELMEZTETÉS!**

A hozzávetőleges dózis csak közbeeső kezelésbetervezési lépésekhez szolgál.

A hozzávetőleges dózis kisebb pontossággal rendelkezik, mint a „Clinical”-ként megjelenített dózis, és nem használható klinikai döntésekhez. A hozzávetőleges dózissal rendelkező tervek nem hagyhatók jóvá vagy exportálhatók.

[9405]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A RayCare leadási idői nem kerülnek visszajelentésre a RayStation dóziskövetés kezelési folyamatba. Ez azt jelenti, hogy a Dose tracking munkaterületen kiértékelt biológiai klinikai célok újra benépesítési és helyreállítási tényezői nem veszik figyelembe a leadási idők változásait.

[142227]

3.1.17 A biológiai optimalizálásra és értékelésre vonatkozó figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

Biológiai funkciók használatakor mindig értékelje a dóziseloszlást. A biológiai funkciók használhatók eszközként egy terv létrehozásához és értékeléséhez, de az így kapott dóziseloszlást mindig értékelni kell. [508965]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Biológiai modellek. Biológiai modellek használatakor alaposan tekintse át a modellparaméterek kiválasztását a klinikai használat előtt. [508966]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Biológiai modellparaméterek. A biológiai modellparaméterek csak akkor érvényesek, ha a ROI létrehozásakor meghatározták a megfelelő referencia-térfogatot. [508967]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Gyári alapértelmezett biológiai modellek. A gyári alapértelmezett biológiai modellparaméterek adatbázisa fotonokra vonatkozóan közzétett klinikai és preklinikai vizsgálatokból származik. Ennek ellenére ez egy fejlődő tudományterület, és újabb tanulmányok bizonyíthatják, hogy más biológiai modellparaméterek alkalmasabbak klinikai használatra.

A felhasználónak mindig át kell tekintenie a szakirodalmat, és a biológiai modellparaméterek használatát a területtel kapcsolatos aktuális tudásukra, valamint a klinikaspecifikus kezelési technikákra és modalitásokra kell alapoznia. [508968]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Biológiai értékelés és optimalizálás protonok számára. Az értékeléshez és optimalizáláshoz használt biológiai modellek a RayStation-ben fotonok vizsgálatán alapulnak. A protonok biológiai értékelése és optimalizálása során fotonegyenérték-dózist kell alkalmazni, ezért a gépmodellnek vagy RBE tényezőt kell tartalmaznia az abszolút dozimetriában, vagy RBE modellel együtt kell használni. [508969]

3.1.18 Az automatizált tervezésre vonatkozó figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

Tervgenerálási protokollok. Ne feledje, hogy bármely felhasználó szerkesztheti a tervgenerálási protokollokat. Ezek a változások az összes többi felhasználót is érintik a klinikán. [508799]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Tartalék tervezés. Ne feledje, hogy bármely felhasználó szerkesztheti a tartalék tervtípusokat és protokollokat. Ezek a változások a klinika minden más felhasználójánál is érvényre jutnak.

[4022]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Tartalék tervezés protonoknál. A proton tervből létrehozott foton tartalék terv azt igényli, hogy a proton sugármodell tartalmazzon egy RBE méretezési tényezőt a sugármodellben vagy hogy egy RBE modellel együtt használják annak érdekében, hogy a foton és proton tervekből származó dózisok egyenértékűek legyenek. [252951]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Automatizált emlőtervezés. A beteget sugárzást nem áteresztő markerek és drótok pontos beállításával elő kell készíteni a CT-felvétel előtt. Fontos, hogy a markerek elhelyezése és a külső ROI alakja megfelelő legyen. Az automatikus tervgenerálási folyamat folytatása előtt ezeket alaposan ellenőrizni kell. A céltérfogati ROI-k és az OAR ROI-k ezen jelölők alapján generálódnak. Az eredményül kapott ROI-k emellett a kép minőségétől és a beteg anatómiájától is függenek. Mindig ellenőrizze az automatikus ROI-generálás eredményét.

[10431, 594]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Automatizált emlőtervezés. Az Automatic breast planning modul úgy lett kialakítva, hogy kizárólag tangenciális emlő- vagy mellkasfali besugárzási tervekhez legyen használható. Nem használható szomszédos szupraklavikuláris területtel együtt a kollimátorszög automatikus tangenciális terv létrehozása során történő optimalizálás miatt. Ez felül- vagy aluldózisosztott régiókat eredményezhet a mell/mellkasfal és a szupraklavikuláris területek találkozásánál. Ha szupraklavikuláris mezőt kell létrehozni, akkor ajánlott a klinika gyakorlatának megfelelően egy másik kezelési technikával tervet készíteni.

[7534]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Kezelési beállítások az Automated breast planning funkcióhoz. Vegye figyelembe, hogy a haladó beállítások szerkeszthetők a Site (helyszín) és Mode (mód) kezelési beállítások kiválasztása után. Ezért a haladó beállítások nem tükrözik a Site (helyszín) és Mode (mód) gombok aktuális állapotát.

[10384]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Automatizált tervezés. Mivel kevesebb felhasználói tevékenység szükséges a terv automatizált eszközökkel történő létrehozásában, különös gondosságot kell fordítani a terv minőségének manuális ellenőrzésére a terv jóváhagyási munkaterületen.

[564]

3.1.19 Figyelmeztetések a sugár üzembehelyezésével kapcsolatban

A sugár általános üzembehelyezés

**FIGYELMEZTETÉS!**

A sugármodell minősége a sugáradatoktól függ. A sugármodell minősége kritikusan függ a sugáradatok minőségétől és hatókörétől, például a dózisgörbétől, a kimeneti és éktényezőktől, az abszolút kalibrálástól, a fantommérettől, és a kollimációs beállításoktól függően befolyásolják mind a beállítási mezők görbáját. A megadott mérési feltételeknek meg kell egyezniük a mérési technikával. A mért mezők méretének ki kell terjedni a sugármodell jövőbeli alkalmazási területeinek mezőméretére.

Minden bemeneti adatnak, például a mért görbéknek és kimeneti tényezőknek koherensnek kell lenniük, és meg kell felelniük az üzembe helyezésre vonatkozó kezeléleadó rendszernek. Ellenkező esetben a generált sugármodell nem lesz képes kiszámítani a helyes dózist.

További információkért lásd: *RSL-D-RS-v2025-BCDS, RayStation v2025 Beam Commissioning Data Specification.*

[3188]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Gépi korlátozások. Ha a RayPhysics-ben meghatározott gépi korlátozások nem tükrözik a kezelőgép és a R&V-rendszer viselkedését, a terveket le lehet állítani leadáskor, vagy átalkalmaztatni a RayStation-ön kívül, olyan helyzetre állítva, amikor a leadott dózis eltér a jóváhagyott dózistól. Amikor templátból hoz létre egy gépmodeellt, győződjön meg arról, hogy az összes gépi korlátozási paraméter igazodik az adott kezelőgéphez.

Még ha a RayStation be is tartja a RayPhysics-ben meghatározott összes gépi korlátozást, nincs garancia arra, hogy minden tervet lehetséges leadni. Győződjön

meg arról, hogy a terveket megfelelő értékelés nélkül nem módosítják a RayStation-on kívül olyan módon, amely jelentősen befolyásolja a dózist.

[3185]



FIGYELMEZTETÉS!

Sugármodell-paraméterek. A dózisszámítás pontossága kritikusan függ a sugár beállítása során megállapított sugármodell-paraméterektől. A gép üzembe helyezése előtt minden sugármodell paramétert alaposan át kell tekintenie egy megfelelő képzéssel rendelkező személynek.

[9377]



FIGYELMEZTETÉS!

Az importálás után mindig tekintse át a görbéket. A mérési helyzettel való összhang biztosítása érdekében az importálás után mindig tekintse át a görbéket. A sugármodell minősége kritikusan függ az importált adatok helyességétől.

[9373]

C-kar, TomoTherapy és CyberKnife LINAC sugár üzembe helyezése



FIGYELMEZTETÉS!

A modulált dinamikus ívgépek információt igényelnek a kollimátor mozgásáról, a gantry mozgásáról és a dózisteljesítményről. A kiválasztott értékek és a LINAC/R&V-rendszer viselkedése közötti eltérés különbségeket eredményezhet a leadott dózis és a RayStation-ben jóváhagyott dózis között.

[3183]



FIGYELMEZTETÉS!

Siemens virtuális ék. A Siemens virtual wedge paraméterek átlagos lineáris csillapítás és kalibrálás értékét az alapértelmezett értékekről a LINAC megfelelő értékeire kell állítani. Ennek elmulasztása a számított klinikai dózis hibáját okozhatja.

[3180]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Dózisgörbe ék iránya. Az ékkel rendelkező görbék ék irányát az importáláskor a görbe határozza meg. Minden ékszöget azonos iránnyal kell mérni. Ha nem mindegyik görbe rendelkezik azonos ék iránnyal, akkor az ívek nem lesznek importálva. Az olyan görbékénél, ahol az irány nem határozható meg, feltételezzük, hogy megegyezik az egyidejűleg importált többi görbével.

[9371]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A kollimátor kalibrálása. A kollimátor kalibrálásai (eltolás, erősítés és görbület) a kollimátor pozíciójának eltolására szolgálnak a tervben lévő pozícióból (a Beam's Eye nézetben, a sugárlistában, a jelentésekben, a DICOM exportálásokban stb. látható) a dózisszámításban szereplő effektív pozícióra. A dózisgörbékénél ez csak a félárnyékot tolja el, de VMAT, SMLC vagy DMLC mezőknél több szegmens adódik össze, és ez a teljes dózisszintet jelentősen eltolhatja. Ellenőrizze, hogy a kollimátor eltolása a sugármodellben valóban szándékos-e. Legyen különösen figyelmes az erősítés és görbület olyan eltolásainál, amelyek megnövelik az origótól való távolságot. Az automatikus modellezésű kollimátor kalibrálási lépések eredményét ellenőrizni kell a klinikai használat előtt.

[9368]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Sugárprofil korrekciók és tengelyen kívüli gyengítések nagy mezősugarak esetén. A *Sugárprofil korrekció* és *Tengelyen kívüli gyengítés* foton sugármodell paraméterek nem értékelhetők nagy sugaraknál a Sugár üzembe állítása modulban anélkül, hogy olyan átlós profilokat importálnának, amelyek a mező sarkain túlnyúlnak. Különleges figyelmet kell fordítani az automatikus modellezésre a *Sugárprofil korrekció* és *Tengelyen kívüli gyengítés* paramétereknél, ha csal x és y profilgörbéket importáltak a Sugár üzembe állítása modulba. Ne feledje, hogy nagy sugaraknál ezeknek a paramétereknek a manuális beállítása szükséges, miután átlós görbék nélkül automatikus modellezést végzett. A fizikai mód alkalmazás használható a teljes mező kiszámított dózisének ellenőrzésére (a sarkokat is beleértve) a gép üzembe állítása előtt.

[3438]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Nem szabványos fluencia mód. A fotonsugár minőségének nem szabványos fluencia móddal (FFF/SRS) való modellezésekor a sugárminőség hozzáadásakor elengedhetetlen a megfelelő fluencia mód kiválasztása. Ha a fluencia mód nincs megfelelően beállítva, a LINAC félreértelmezheti a sugárminőséget használó terveket, ami helytelen leadott dózishoz vezet.

Ha a sugárminőséghez szabványos fluencia módot használnak, az RT-tervek a „Fluence mode” értéket „STANDARD”-re állítják, és a Fluence mode ID nem kerül exportálásra.

Ha nem szabványos fluencia módot választ, az RT-tervek a „Fluence mode” (Fluencia mód) értéket „NON_STANDARD”-re, a Fluence mode ID-t (Fluencia mód azonosító) pedig a kiválasztott fluencia módra (FFF/SRS) állítják.

(9365)

**FIGYELMEZTETÉS!****Dózisszámítási fotonnyaláb-energia és nominális fotonnyaláb-energia.** A

RayStation foton dózisszámítása belsőleg használ fotonenergia-meghatározást a BJR #11 [British Journal of Radiology 11. száma] szerint. Meg lehet határozni egy nominális fotonnyaláb-energiát, amely eltér a dózisszámítási energiától, hogy például a BJR #17 szerinti fotonenergia-meghatározást használja.

A nominális energia a RayStation felhasználói interfészen jelenik meg, amelyet jelentésekben és DICOM nominális nyalábergiaként használnak mind a DICOM importálásban, mind az exportálásban.

A dózisszámítási energiát fotondózis-számításhoz használja a rendszer, beleértve a Varian Enhanced Dynamic ékkel való dózisszámítás helyes GSTT paramétereinek megkapása érdekében. Ezért alapvető fontosságú a helyes dózisszámítási energia beállítása, függetlenül a kiválasztott energiadefiníciótól.

(4889)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Nagy dózisu technika típusának beállításai. A küszöbértékeket csak az olyan kezelési technikáknál kell beállítani, amelyeket nagy dózisu technika típusokkal használnak. A küszöbértékek lehetővé teszik a kezelőgép biztonságos vezérlésének felülbírálását. Ez potenciálisan ártalmas kezeléshez is vezethet, ha az értékeket helytelenül állítják be. Emellett a megfelelő maximális nyaláb MU határértéket is be kell állítani.

[825142]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A TomoTherapy levél látencia kiegyenlítések befolyásolják a dózis kimenetét és alakját. A levél látencia kiegyenlítések importálása az iDMS-ből történik, és a RayPhysics-ben is szerkeszthető. A levél látencia kiegyenlítés változásai eltérő hatást gyakorolnak a különböző blendepofa-mező méretekre, a projekciós időkre és a levélnyitási időkre. A modell klinikai használata előtt győződjön meg arról, hogy a dózis pontosságát az összes blendepofa-nyílásra, valamint és a klinikailag releváns projekciós idők és levélnyitási idők teljes tartományára validálták.

[1404]

**FIGYELMEZTETÉS!**

TomoTherapy dózisszámítás pontossága a rövid levélnyitási idők és a rövid levélzárási idők esetén. A nagyszámú rövid levélnyitási idővel vagy nagyszámú rövid levélzárási idővel rendelkező TomoHelical és TomoDirect tervek esetén a leadott dózis jelentősen eltérhet a számított dózistól. Ennek az az oka, hogy a gyors levélmozgások esetén a kezelőgép nem nyitja ki/zárja be a leveleket a dózisszámításban használt modellnek megfelelően.

A rövid levélnyitási idők és a rövid levélzárási idők elkerülése érdekében a RayStation-ben lévő tervek létrehozásakor használja a *Minimum leaf open time* és *Minimum leaf close times* sugármodell-paramétereket. A probléma bizonyos gépspecifikus levél nyitási/zárási idők esetén fordul elő, de a körülbelül 50 ms érték általában megfelelő a *Minimum leaf open time* és *Minimum leaf close time* esetén is.

Az egyes TomoTherapy besugárzási egységekre vonatkozó *Minimum leaf open time* és *Minimum leaf close time* megfelelő értékek megtalálásához a levél látenciaadatait lehet mérni, ahogy az ebben a tanulmányban olvasható: *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. Másik lehetőségként parancsfájlokat használhat a teszttervek létrehozásához konstans levélnyitási idővel minden levélre vonatkozóan, majd megvizsgálhatja a mért dózis és a nyitási idő közötti összefüggést.

[7551]

3.1.20 A parancsfájlokkal kapcsolatos figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Minden parancsfájl ellenőrzése a rendeltetésszerű használat szempontjából.

A klinikai használat előtt gondosan validálja az összes parancsfájlt. Ne feledje, hogy nem minden művelet végezhető el parancsfájllal/nem mind rögzíthető. A parancsfájlok használata nem jogosulatlan, a RayStation címkézésében leírt rendeltetésen kívüli használatra szolgál. Egy rögzített parancsfájl nem feltétlenül azonos a RayStation grafikus felhasználói felületén a rögzítés során elvégzett lépésekkel.

[508971]



FIGYELMEZTETÉS!

A kivételek kezelését odafigyeléssel végezze. Egy parancsfájl végrehajtásakor a parancsfájlból nem rögzített kivételeket a parancsfájl keretrendszere automatikusan kezeli, így a parancsfájl végrehajtása leáll, és hibaüzenet jelenik meg.

Ha a kivételek manuálisan kerülnek a parancsfájlba (a parancsfájl kivételkezelésének hozzáadásával), az felülírhatja a parancsfájlkeret kivételkezelését, és ennek következtében a hibaüzenet nem jelenik meg.

Ha kivételkezelést ad hozzá a parancsfájlhoz, győződjön meg arról, hogy minden fontos hibaüzenet megjelenik. [508972]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A grafikus felhasználói felület figyelmeztetései és tájékoztatásai parancsfájl használata során. A felhasználónak tisztában kell lennie azzal, hogy egy parancsfájl munkafolyamat futtatásakor, ha ezt nem követi nyomon a grafikus felhasználói felületen, akkor fontos figyelmeztetésekről és tájékoztatásokról maradhat le. A felhasználó felelőssége annak biztosítása, hogy a parancsfájl használatával kapott minden információ érvényes legyen, amikor a grafikus felhasználói felület áttekintésével ezeket klinikai döntésekhez felhasználja. Ez különösen fontos akkor, ha értékelési dózissokból vagy robusztus értékelési forgatókönyv csoportokból nyer információkat, mivel ezek nem képezik részét a terv jóváhagyási folyamatának.

{723283}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Koordináta rendszerek a parancsfájlokban. A parancsfájlokban a koordináták értelmezése mindig a DICOM koordináta-rendszer meghatározásai szerint történik. A gépkoordináta-rendszerek esetében az IEC szabvány és a DICOM szabvány egyenértékű, de a betegkoordináták esetében különböznek, lásd *rész 5.1 A beteg koordináta-rendszere a x. oldalon 130 és rész 5.2 Betegkoordináta-rendszer a DICOM exportálásban a x. oldalon 131*. A gépskálait nem veszik figyelembe.

{508973}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Dózis mértékegységek a parancsfájlokban. A parancsfájlban a dózist mindig cGy-ben mérik. A Gy/cGy klinika beállításait nem veszik figyelembe.

{3200}

**FIGYELMEZTETÉS!**

LET mértékegységek a parancsfájlokban. A parancsfájlokba a LET mindig MeV/cm-ben van megadva, míg a RayStation felhasználói felületen keV/μm-ben.

{407284}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Dozimetriai egység a parancsfájlokban. A parancsfájlokban az elsődleges dozimetriai egység mindig MU. Az egyéb elsődleges dozimetriai egységek konfigurációját nem veszik figyelembe. A nyaláb egységére vonatkozó összes paraméter MU-nak nevezik el, és MU értékeket tartalmaz. Léteznek azonban olyan parancsfájlmodszerek, mint a GetBeamNP() és a SetBeamNP() az NP elsődleges doziméter egységgel rendelkező ionsugarakon. {126108}

**FIGYELMEZTETÉS!****Az aktuális cél háttér parancsfájlokhoz való beállításakor gondosan kell eljárni.**

Egy háttér parancsfájl egy olyan parancsfájl, amelyet a számítási szolgáltatások alatti futtatásra jelöltek meg. A számítási szolgáltatás a háttér parancsfájlokat betegeknél, eseteknél, terveknél, nyalábkészleteknél és vizsgálatoknál támogatja. A beteg objektum nem változtatható meg a háttér parancsfájlból. Az eset, a terv, a nyalábkészlet és a vizsgálat megváltoztatható – még akkor is, ha bemeneti paraméterként kifejezetten meg van adva.

{141838}

**FIGYELMEZTETÉS!**

RayStation parancsfájlok által végrehajtott RayCare műveletek nem állíthatók vissza. Amikor RayCare a műveleteket hajtanak végre a RayStation-ben RayCare parancsfájlcsomag használatával, a módosítások a műveletek befejeződése után a RayCare adatbázisra lesznek alkalmazva. Ezáltal ezek a műveletek nem vonhatók vissza és nem ismételhetők a RayStation-ben lévő visszavonás/megismétlés funkciókkal a parancsfájl elkészülte után. A műveletek akkor sem állíthatók vissza, ha a parancsfájl végrehajtását a felhasználó megszakítja, vagy az a parancsfájl hibája miatt leáll. Ilyen esetekben a felhasználónak vagy manuálisan kell visszavonnia a befejezett RayCare-műveleteket, vagy úgy kell megírnia a parancsfájlt, hogy a már végrehajtott műveletek kimaradjanak a parancsfájl ismételt végrehajtásakor.

{282739}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Értéktúlcsoordulás. A különböző Python-értelmezők másképp kezelik az értéktúlcsoordulást és a végtelent. Ügyeljen arra, hogy ezeket az eseteket mindig manuálisan kezelje.

[934492]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A mentés kerülendő a háttér parancsfájlokban. A háttér parancsfájlt egy számítási szolgáltatás hajtja végre. A beteg állapota automatikusan mentésre kerül a parancsfájl végrehajtása után.

A parancsfájl végrehajtása alatti rendszer-összeomlásoknál a parancsfájl automatikusan újra futtatásra kerül. Ha a parancsfájl mentést is tartalmaz, akkor a parancsfájlnak biztosítania kell, hogy az ismételt futtatási próbálkozások nem okozhatnak váratlan állapotokat. A tartományi modellszabályok továbbra is érvényesek.

Ha lehetséges, kerülje el a beteg kifejezett mentését a háttér parancsfájlban.

[934662]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A háttér parancsfájlnak kerülnie kell a felhasználói beavatkozást igénylő kimenet generálását. A háttér parancsfájlnak nincs lehetősége a felhasználó felé a parancsfájl kimenetének a visszaadására. Ez alól a RayCare által kiváltott parancsfájlok kivételek, ahol a kimeneti információk a RayCare felé továbbítódnak megjelenítésre.

A háttér parancsfájlnak kerülnie kell az olyan kimenetek előállítását, amelyre a felhasználónak reagálnia kell.

[934663]

3.1.21 A minőségbiztosítással kapcsolatos figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Használja az exportált besugárzási tervet a terv ellenőrzésére. A minőségbiztosítási mérések besugárzási tervének használata lehetőséget nyújt az adatátviteli vagy dózisszámítási hibák észlelésére. Javasoljuk, hogy a minőségbiztosítási tervet csak a minőségbiztosítási dózis számításához és a minőségbiztosítási mérések elvégzéséhez használja a besugárzási terv segítségével. Ha valamilyen oknál fogva nem lehet használni a besugárzási tervet a minőségbiztosítási mérések elvégzésére, győződjön meg arról, hogy a minőségbiztosítási terv beállítása a lehető legközelebb van a besugárzási terv beállításához, és hogy megértette a különbségek hatásait. [9438]



FIGYELMEZTETÉS!

Különböző sugárbeesési szöggel rendelkező, különböző sugármodelleket használó ionkezelő gépek minőségbiztosítási tervében kerülje a sugárbeesési szögek megváltoztatását. Amikor különböző sugárbeesési szöggel rendelkező, különböző sugármodelleket használó ionkezelő gépek segítségével hoz létre besugárzási tervet, a rendszer a megfelelő sugárbeesési szögből választ ki egy sugármodellt egy adott sugárhoz. Ha a minőségbiztosítási tervben lévő sugárbeesési szögek megváltoznak a besugárzási tervben lévőhöz képest (pl. az összes sugárbeesési szöget egy kiválasztott sugárbeesési szögre csukják össze), a minőségbiztosítási terv dózisszámítása a besugárzási tervtől eltérő sugármodell-kombináción alapul. A felhasználónak ezért kerülnie kell a minőségbiztosítási tervben a sugárbeesési szögek megváltoztatását, vagy ha ilyen változtatásra van szükség, gondosan értékelnie kell a minőségbiztosítási terv érvényességét. [149548]



FIGYELMEZTETÉS!

A gantryszög összeomlása ívsugár QA esetén. A gantryszög egyszerű szöggé való összeomlása ívnyaláboknál (VMAT és konformális ív) a QA preparation modulban szándékos az olyan QA esetén, ahol egy detektor a kezelőnyalábra merőleges helyzetű és a gantryval forog. A QA preparation modulban számított dózis használható, de a QA leadást forgó gantryval kell elvégezni annak észlelésére, hogy vannak-e leadási problémák a gantry forgása miatt. Az ívnyalábokhoz és összeomlott ívnyalábokhoz tartozó dózisszámítás részleteit lásd: *RSL-D-RS-v2025-REF, RayStation v2025 Reference Manual*.

[2380]

3.1.22 A EPID minőségbiztosítási funkciókra vonatkozó figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Az EPID QA funkcióját csak egy validált virtuális fantommal együtt szabad használni. Az előrejelzett relatív EPID QA válasz erősen függ az EPID QA által használt virtuális fantomtól. Az EPID detektorban a relatív válasz helyes reprodukálásához egy vékony lemezt használnak anyagfelülírással az EPID detektorban lévő fémlemez lemodellezéséhez. A relatív válasz érzékeny a lemez vastagságára és az anyag tulajdonságaira. Emiatt az EPID QA funkcióját csak validált virtuális fantomokkal együtt szabad használni.

[271755]



FIGYELMEZTETÉS!

Az EPID QA dózisok a QA előkészítési modulban relatív dózisokat jelentenek. Az EPID QA számításból eredményként kapott dózis, amely a QA preparation modulban jelenik meg, egy korrigált, relatív dózis, még ha a színskála abszolút dózisértéket jelez is. Az eredmény dózishoz csak akkor van relevanciája, ha relatív dózis sikként exportálják, ugyanazon a síkon, mint a detektor, és összehasonlítják az EPID válasszal.

[271854]



FIGYELMEZTETÉS!

Az exportált RTImage csak a relatív választ tartalmazza. Az exportált EPID dózist RTImage-ként exportálja a rendszer a EPID detektor válaszával való összehasonlítás céljából. A képeket az összehasonlítás előtt normalizálni kell, mivel a RayStation kimenet nincs kalibrálva, hogy helyes abszolút dózisértékeket biztosítson. Ezért ezzel a módszerrel nem lehet észlelni a MU méretezés hibáit. Csak a relatív fluencia hibáit észleli a rendszer. Azt is vegye figyelembe, hogy a mért és az előrejelzett válasz összehasonlítása érzékeny az alkalmazott normalizálási módszerre.

[271756]

3.1.23 A RayStation tárolóeszközeire vonatkozó figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Index szolgáltatás. A RayStation 5 és újabb verziókban az index szolgáltatás segít a felhasználónak nyomon követni az eltérő adatbázis-verziókkal rendelkező különféle adatbázisokban elhelyezkedő betegeket. A korábbi RayStation verziókban ez nem volt lehetséges, és nem volt figyelmeztetés, ha egy beteg nem volt átmigrálható egy későbbi adatbázis-verzióba.

[2519]



FIGYELMEZTETÉS!

Az adatbázis konzisztenciájának validálása a frissítés előtt. Egy új rendszernek a RayStation Storage Tool eszközben egy meglévő rendszer alapján történő létrehozása előtt a felhasználónak ellenőriznie kell az adatok konzisztenciáját a meglévő rendszerben. Ez a *Validate* paranccsal végezhető el a Storage Tool eszközben a RayStation 7 vagy újabb alapú rendszerekben; korábbi verziókon alapuló rendszereknél a ConsistencyAnalyzer eszközt kell használni.

[10241]



FIGYELMEZTETÉS!

RayStation Storage Tool. Ha a RayStation Storage Tool a ResourceDB egy korábbi verzióját nyitja meg, a ResourceDB frissül, és nem használható korábbi verziókkal.

[261396]



FIGYELMEZTETÉS!

Átviteli mód másodlagos adatbázisokhoz. Ha egy betegadatbázist egynél több rendszerben másodlagos adatbázisként használnak, akkor az átviteli mód ugyanaz.

[466425]

3.1.24 Gépi tanulással kapcsolatos figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Minden gépi tanulási modellt a klinikai alkalmazás előtt a felhasználónak kell beállítania.

[69047]



FIGYELMEZTETÉS!

A gépi tanulási tervezés az adaptív újratevezéshez nem validált

[410648]



FIGYELMEZTETÉS!

A modell adatlap ellenőrzése a gépi tanulási modell klinikai használata előtt.

A gépi tanulási modell klinikai használata előtt a felhasználónak ellenőriznie kell a kapcsolódó modell adatlapot, hogy megértse a modell korlátjait és tervezett rendeltetését.

[1202413]



FIGYELMEZTETÉS!

Az előrejelzett gépi tanulási dózis nem használható klinikai döntések meghozatalára. Az előrejelzett gépi tanulási dózis csak megjelenítésre szolgál, hogy a felhasználó tisztában legyen a gépi tanulási modell kimenetével.

[936842]

3.1.25 Az orvosi onkológiával kapcsolatos figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

Ciklus jóváhagyása leadás előtt. A RayStation ellenőrzi az adagolási dóziskorlátokat és az élettartamra vonatkozó dóziskorlátokat, valamint azt, hogy az életjelek és a hatóanyagok szerepelnek-e az adatbázisban, és nem elavultak-e. Annak biztosítása érdekében, hogy a tervezett ciklus minden biztonsági feltételnek megfeleljen a RayStation-ben, a ciklust a felhasználónak leadás előtt jóvá kell hagynia.

[226201]



FIGYELMEZTETÉS!

Kezelési jelentések. A RayStation nem követi nyomon az orvosi onkológiai tervekhez készített jelentéseket. A felhasználó felelőssége, hogy nyomon kövesse az orvosi onkológiai tervekhez készített jelentéseket.

[141788]



FIGYELMEZTETÉS!

Számított dózis mértékegysége. A számított dózishoz mértékegységként kizárólag a mg használható. A dózist két tizedesjegy pontossággal számítja ki a rendszer.

[144557]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Egy hatóanyag maximális élettartamdózisa. Ha egy hatóanyag összesített élettartamdózisa meghaladja az adott hatóanyag maximális élettartamdózisát, a RayStation egy figyelmeztetést jelenít meg és a felhasználó jóváhagyását kéri. A maximális élettartamdózis akkor kerül beállításra, amikor új hatóanyagot ad meg a RayPharmacy-ban. Egy hatóanyag összesített élettartamdózisa a hatóanyag számított dózisának, az azonos hatóanyagú gyógyszerek dózisainak, valamint az aktuális gyógyszerkezést megelőző, az aktuális kezeléshez kapcsolódó, azonos hatóanyagot alkalmazó beavatkozások számított dózisának az összege. A felhasználó felelőssége, hogy a bevitt gyógyszerkezési nyilatkozatok a valóságnak megfeleljenek, hogy az aktuális kezelést megelőző minden gyógyszerbevitel rögzítésre kerüljön, és hogy a hatóanyag maximális élettartamdózisa is megfelelő módon megadásra kerüljön. Ne feledje, hogy más tervek vagy kezelések gyógyszerkezései nem kerülnek figyelembe vételre.

[144428]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Hatóanyag maximális adagolási dózisa. Ha egy hatóanyag meghaladja a maximális adagolási dózist, a RayStation egy figyelmeztetést jelenít meg és a felhasználó jóváhagyását kéri. A maximális adagolási dózis akkor kerül beállításra, amikor új hatóanyagot ad meg a RayPharmacy-ban. A felhasználó felelőssége, hogy a maximális adagolási dózis megfelelően legyen megadva. A maximális adagolási dózis csak egy adott gyógyszerkezési műveletre vonatkozik. Ugyanazon kezelési napon több gyógyszerkezési művelet nem kerül összeadásra, így azt sem jelzi a rendszer, hogy az összesített dózis meghaladja-e a maximális adagolási dózist.

[144555]

3.1.26 Az MapRT mozgástér-ellenőrzésével kapcsolatos figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

A mozgástér ellenőrzését nem szabad az ütközések elleni végső védelemként alkalmazni a kezelőszobában. A mozgástér ellenőrzése csak hozzávetőleges pontosságú. A célja az, hogy a kezelés előtti standard betegütközés elkerülési ellenőrzésnél csökkentse az ütközés valószínűségét. A mozgástér ellenőrzése nem váltja ki a beteg kezelését megelőzően elvégzendő standard betegütközés-elkerülési ellenőrzést.

[1095407]



FIGYELMEZTETÉS!

Elképzelhető, hogy a külső géptartozékokat a mozgástér ellenőrzése nem veszi figyelembe. A külső géptartozékokat (blokkok, kúpok, ékek és elektron applikátorok) a mozgástér ellenőrzése nem veszi figyelembe, hacsak azok kifejezetten nincsenek jelen a MapRT helyiségmodellben. A RayStation rendszerben látható mozgástér leképezések nem megbízhatók az ilyen nyaláboknál, és a valóságban nagyobb vagy kiegészítő ütközési régiókat is tartalmaznak.

[1096363]



FIGYELMEZTETÉS!

A mozgástér ellenőrzése csak a felületi felvételt használja bemenetként. Egy adott nyalábnál a bólus jelenlétét vagy hiányát a mozgástér ellenőrzése nem veszi figyelembe.

[1095417]



FIGYELMEZTETÉS!

A képsorozat és a kezelési helyzet ellenőrzése. A felhasználónak a 2D és 3D betegnézetek megtekintésével ellenőriznie kell, hogy az importált felületi felvétel geometriája megegyezik-e a megfelelő képsorozattal. A felhasználónak emellett azt is ellenőriznie kell, hogy a felületi felvétel megfelel-e a beteg tervezett kezelési pozíciójának.

[1095410]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az elegendő pontosság ellenőrzése. Egyes rögzítési- és segédeszközök, valamint a beteg részei hiányozhatnak a CT-képről és a felületi felvételtől. Egyes esetekben a beteg felületi felvételén artefaktumok vagy hiányok lehetnek. Az ilyen felületi felvételeknél valószínűleg nincs elegendő pontosság a megbízható mozgástér ellenőrzéshez. Emiatt a felhasználónak meg kell vizsgálnia az importált felületi felvételt, és ellenőriznie kell, hogy az kellő pontossággal jeleníti-e meg a beteget és más fontosabb tárgyakat.

[1153638]

3.1.27 Ütközésellenőrzésre vonatkozó figyelmeztetések

**FIGYELMEZTETÉS!**

A kezelőhelyiségben történő ütközések ellen nem szabad kizárólag a RayStation ütközésellenőrzés funkciójára támaszkodni. Az ütközésellenőrzés pontossága hozzávetőleges. Az ütközésellenőrzés célja, hogy előre jelezze, ha fennáll egy ütközés veszélye. A felhasználónak folyamatosan felügyelnie kell a kezelőasztal és a besugárzó készülék mozgását a kezelőhelyiségben.

[408937]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Egy terv egy elavult képkalkoló eszköz átalakításán alapuló ütközéssel jóváhagyható/exportálható. Az RayStation ütközésellenőrzésének eredménye nem lesz érvénytelen, ha a kezelőhelyiség képkalkoló eszközének átalakítási (IDT) vektora módosításra kerül a Klinikai beállításokban. A felhasználó felelőssége, hogy az IDT frissítése esetén az ütközésellenőrzést újra lefuttassa a nem jóváhagyott sugárkészletekre.

[409517]

**FIGYELMEZTETÉS!**

Avatár létrehozása és regisztrálása. A *CreateAndRegisterAvatar* eljárás egy parancsfájllal ellátható eljárás, mely a beteghez hasonló avatárt hoz létre, mely az ütközés észlelésére használható.

Az avatarát egy adott alapmodellből hozzák létre férfiak, nők és gyermekek esetén. Az alapmodell a felhasználó által megadott testsúly és testmagasság alapján átméreteződik. A háló átméretezéséért felelős algoritmus az avatar szélességét kb. 50 cm-re korlátozza, ami bizonyos testsúly és testmagasság kombinációk esetén a reálistól eltérő megjelenésű avatarát eredményez.

A felhasználónak ügyelnie kell arra, hogy az avatar csak approximáns megjelenítése a betegnek, és a felhasználó felelőssége annak ellenőrzése, hogy az avatar megfelelően regisztrálódjon az adott beteg ROI-nál, mielőtt az ütközés észlelésére felhasználnák. Az avatar képes a lehetséges ütközés korai előrejelzésére, ha az ütközés észlelésénél használják, de nem szabad az ütközés elleni utolsó védelemként alkalmazni.

[719240]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A beszkenelt avatar regisztrálása. A beszkenelt avatar regisztrálása eljárás egy parancsfájllal ellátható eljárás, mely regisztrál egy avatarát, melyet az ütközés észleléséhez lehet felhasználni.

A felhasználóknak meg kell győződniük róla, hogy az avatar alkalmas módon reprezentálja a beteget, és hogy megfelelően van regisztrálva az adott beteg ROI-hoz, mielőtt az ütközés észlelésére felhasználnák. Az avatar képes a lehetséges ütközés korai előrejelzésére, ha az ütközés észlelésénél használják, de nem szabad az ütközés elleni utolsó védelemként alkalmazni.

[824789]

3.2 BETEGADATOK IMPORTÁLÁSA

Az összes betegadatot a DICOM segítségével importálja a rendszer. A betegadatok importálási eljárását a felhasználói kézikönyv, a *RSL-D-RS-v2025-USM, RayStation v2025 User Manual*, és DICOM konformitási nyilatkozat, *RSL-D-RS-v2025-DCS, RayStation v2025 DICOM Conformance Statement* írja le.

3.3 BEMENETI ADATOK

A rendszer minden felhasználói bemeneti adatot validál a bevitelkor. A rendszer elutasítja a helytelen értékeket vagy szöveget, megjeleníti a helyes korlátokat vagy formátumot, és a rendszer új bemenetet igényel.

3.4 PARANCSFÁJLÍRÁS [SZKRIPTING]

Annak biztosítása érdekében, hogy minden a várt módon került végrehajtásra, alaposan tanulmányozza a parancsfájl végrehajtásának részleteit a parancsfájl végrehajtása után. Azt is javasoljuk, hogy tanulmányozza minden olyan terv tervjelentését, amelyet parancsfájlokkal módosítottak.

A parancsfájlt a klinikai alkalmazás előtt validálni kell. Jóváhagyás előtt figyelmesen tekintse át a parancsfájl tartalmát.

Egy jóváhagyott parancsfájl az adatbázisban csak egy másik jóváhagyott parancsfájlt tud előhívni.

3.5 MEGJELENÍTÉSI FORMÁTUM

A RayStation-ban a dátum és az idő „nn HHH ÉÉÉÉ, óó:pp:mm (óra:perc:mp)” formátumban jelenik meg, pl. „14 jan. 1975., 08:20:42 (óra:perc:pm)”.

4 TELEPÍTÉSI UTASÍTÁSOK

Ez a fejezet a RayStation v2025 rendszer telepítésével kapcsolatos folyamatokat és teszteket ismerteti.

Ebben a fejezetben

Ez a fejezet a következő részeket tartalmazza:

4.1	Telepítési kézikönyv	p. 128
4.2	Rendszerkörnyezet-elfogadási teszt	p. 128
4.3	Hardverdiagnosztikai ellenőrzések	p. 128
4.4	Távoli környezetbeállítás	p. 128
4.5	Adatkommunikációs környezet	p. 128

4.1 TELEPÍTÉSI KÉZIKÖNYV

A telepítési útmutatót lásd: *RSL-D-RS-v2025-CIRSI, RayStation v2025 Customer Instruction for RayStation Installation*.

4.2 RENDSZERKÖRNYEZET-ELFOGADÁSI TESZT

Az alkalmazás telepítésének és teljesítményének ellenőrzése érdekében a rendszerkörnyezet-elfogadási tesztet minden egyes telepítés, illetve az alkalmazást üzemeltető hardver- vagy szoftverplatform megváltoztatása (pl. az operációs rendszer frissítéséhez) esetén futtatni kell. A vizsgálat leírását itt találja: *RSL-D-RS-v2025-SEAT, RayStation v2025 System Environment Acceptance Test Protocol*.

4.3 HARDVERDIAGNOSZTIKAI ELLENŐRZÉSEK

A RayStation és a RayPhysics hibás hardverkörnyezetben történő futtatásának megakadályozása érdekében minden egyes művelet elején egy GPU-számítást igénylő önteszt fut le. Attól függően, hogy milyen műveletet szeretne végrehajtani (pl. Collapsed Cone fotondózis), egy adott teszt kerül elvégzésre, és az eredmény összehasonlításra kerül egy jóváhagyott környezetekben készített eredményeket tartalmazó listával. A sikeres teszt a RayStation vagy a RayPhysics bezárásáig érvényes, és önellenőrzés ugyanezzel a tesztrel védett későbbi művelet elvégzése előtt nem kerül lefuttatásra.

Ha a teszt sikertelen lesz, a felhasználó értesítést kap, és a sikertelen önellenőrzés által védett művelethez nem lehet GPU-számításokat használni. Más GPU-számítások, ahol az önellenőrzés sikeres volt, továbbra is futtathatók.

A tesztet akkor is lefuttatja a rendszer, amikor gyorsított számításokhoz használná a GPU-kat. Mindazonáltal a felhasználó felelőssége, hogy teljes mértékben biztosítsa, hogy a kiválasztott kártyák az operációs rendszer verziójával, az illesztőprogram verziójával és az egyéb környezeti adatokkal együtt érvényes kombinációként szerepeljenek a *RSL-D-RS-v2025-SEG, RayStation v2025 System Environment Guidelines*-ben. Ezenkívül a klinikai alkalmazás előtt a GPU-számítások működését szakképzett fizikusnak kell ellenőriznie a *RSL-D-RS-v2025-SEAT, RayStation v2025 System Environment Acceptance Test Protocol* segítségével.

4.4 TÁVOLI KÖRNYEZETBEÁLLÍTÁS

A távoli környezetet RaySearch jogosult személyzet állítja be és validálja, és a klinika nem változtathatja meg a *RSL-D-RS-v2025-SEAT, RayStation v2025 System Environment Acceptance Test Protocol* szerinti vizsgálat nélkül. A klinika felelős annak biztosításáért, hogy a távélérési irányelv konfigurációja veszteségmentes grafikus átvitelt és a hasonló orvosi képi követelményeket biztosítson.

4.5 ADATKOMMUNIKÁCIÓS KÖRNYEZET

A RayStation v2025 rendszer a DICOM segítségével kommunikál más rendszerekkel. Részletes információkért lásd: *RSL-D-RS-v2025-DCS, RayStation v2025 DICOM Conformance Statement*. A felhasználói klinika felelőssége annak megállapítása, hogy a RayStation és azok a rendszerek közötti csatlakozás, amelyekből adatokat importál, az elvárásoknak megfelelően működik-e, és az exportált adatokat helyes kezelik-e a fogadó rendszerek.

5 KOORDINÁTÁK, MOZGÁSOK ÉS SKÁLÁK MEGJELENÍTÉSE

A RayStation v2025 az IEC 61217³ szabványt használja a koordináták, mozgások és méretezések megjelenítésekor, néhány kivétellel. A gantry, a kollimátor és a kezelőasztal szögek, valamint a mező koordináta-rendszer a felhasználó által C-kar LINAC szerint nem IEC-ként konfigurálható lehet. Emellett egyes kezelőgépek részlegesen leírhatók nem IEC koordináta-rendszerekkel. A felhasználó által definiált kivételek részleteiért, valamint a kezelőgép kivételeiért lásd: rész 5.3 A kezelőgép koordináta-rendszere a x. oldalon 132.

Megjegyzés: A RayStation v2025 a következő betegpozíciókat támogatja: fejjel előre háton fekvő (HFS), fejjel előre hason fekvő (HFP), lábbal előre háton fekvő (FFS), lábbal előre hason fekvő (FFP), fejjel előre bal oldalon fekvő (HFDL), fejjel előre jobb oldalon fekvő, (HFDR), lábbal előre bal oldalon fekvő (FFDL), lábbal előre jobb oldalon fekvő (FFDR) és ülő. Azonban nem minden betegpozíció támogatott minden kezelési technikában.

Ebben a fejezetben

Ez a fejezet a következő részeket tartalmazza:

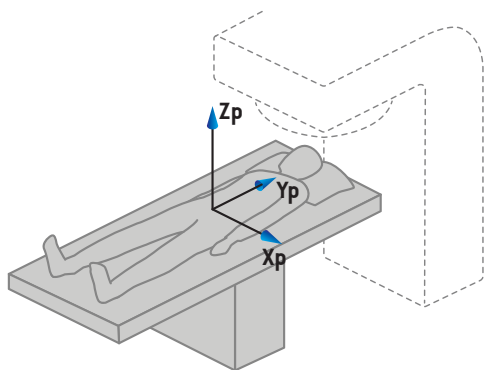
5.1	A beteg koordináta-rendszere	p. 130
5.2	Betegkoordináta-rendszer a DICOM exportálásban	p. 131
5.3	A kezelőgép koordináta-rendszere	p. 132
5.4	A blendepofa és az MLC címkézési szabvány	p. 148

3 IEC 61217:2011 Sugárterápiás berendezések – Koordináták, mozgások és skálák.

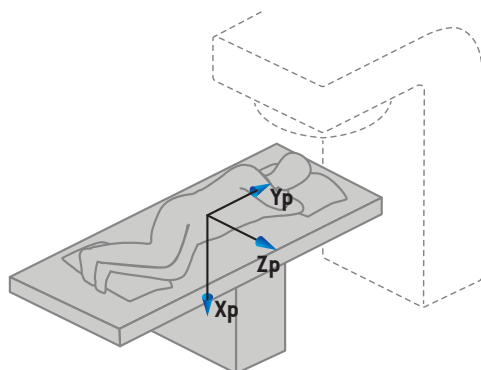
5.1 A BETEG KOORDINÁTA-RENDSZERE

A beteg koordináta-rendszere a pozitív x tengellyel a beteg bal karja felé, a pozitív y tengellyel a beteg feje felé, és a pozitív z tengellyel anterior irányba orientálódik. A koordináta-rendszer a beteg tájolását követi: fejjel előre vagy lábbal előre, szupinálás vagy pronálás, dekubitusz jobbra vagy dekubitusz balra, ülés arccal a szék eleje felé. Az ülés azt jelenti, hogy a beteg rendszere a háttámla szögével hátrafelé dől. Az IEC 61217 koordináta-rendszer hierarchiájában a beteg koordináta-rendszere szülő rendszerként az asztal tetejének koordináta-rendszerét kapja.

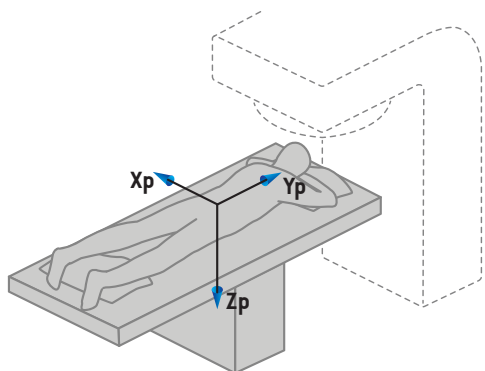
A RayStation v2025 dózis és a dóziskülönbség eloszlásai a beteg koordináta-rendszerében láthatók. Általánosságban elmondható, hogy a RayStation v2025-ben a beteg koordinátái **Right-Left** (Jobb-Bal), **R-L**-ként (J-B) (jobb-bal = x -/+), **Inf-Sup** (Inferior-Superior), **I-S** (I-S) (inferior-superior = y -/+) és **Post-Ant** (Posterior-Anterior), **P-A**-ként (P-A) (posterior-anterior = z -/+) kerülnek jelentésre.



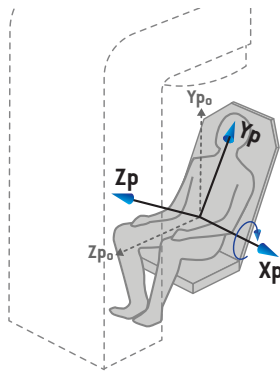
A) Fejjel előre, háton fekvő



B) Fejjel előre, bal oldalon fekvő



C) Fejjel előre, hason fekvő



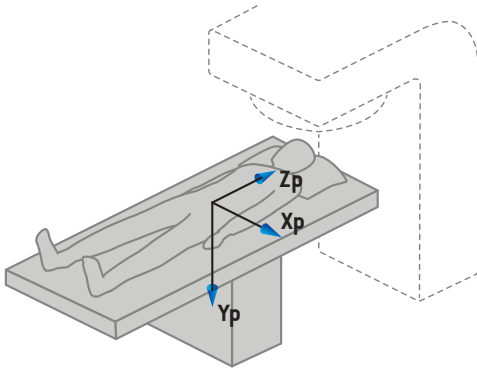
D) Ülő

Ábra 2.

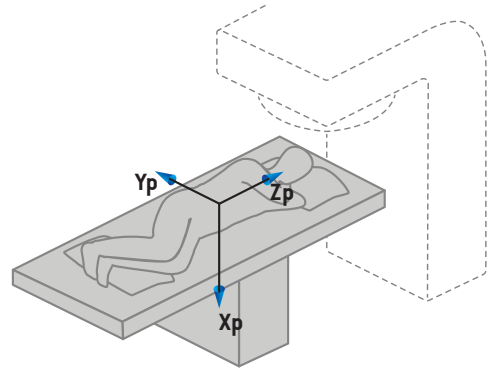
A beteg koordináta-rendszere. A támogatott pozíciókból néhány példa ábrázolása: A) Fejjel előre, szupinálva (HFS), B) Fejjel előre, dekubitusz balra (HFDL), C) Fejjel előre, pronálva (HFP) és D) Ülve, ahol a beteg a háttámla dőlésszögével hátrafelé dől.

5.2 BETEGKOORDINÁTA-RENDSZER A DICOM EXPORTÁLÁSBAN

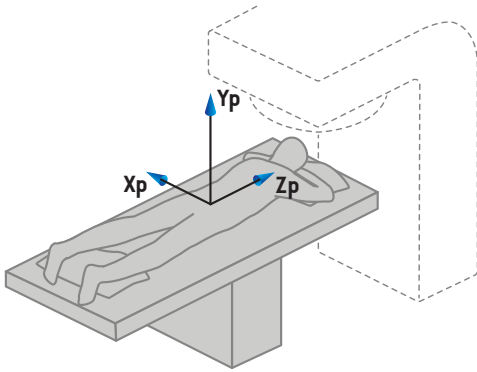
A DICOM exportált adatkészletekben a betegkoordináták a DICOM szabványt követik, a pozitív x-tengely a beteg bal karja felé, a pozitív z-tengely a beteg feje felé, a pozitív y-tengely pedig a hátsó irányba néz. A koordináta-rendszer követi a beteg orientációját: fejjel előre vagy lábbal előre, háton fekvő vagy hason fekvő, jobb oldalon fekvő vagy bal oldalon fekvő, valamint ülő helyzet, amely során a fej a szék eleje felé néz.



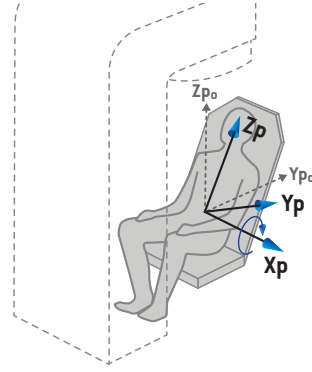
A) Fejjel előre, háton fekvő



B) Fejjel előre, bal oldalon fekvő



C) Fejjel előre, hason fekvő



D) Ülő

Ábra 3.

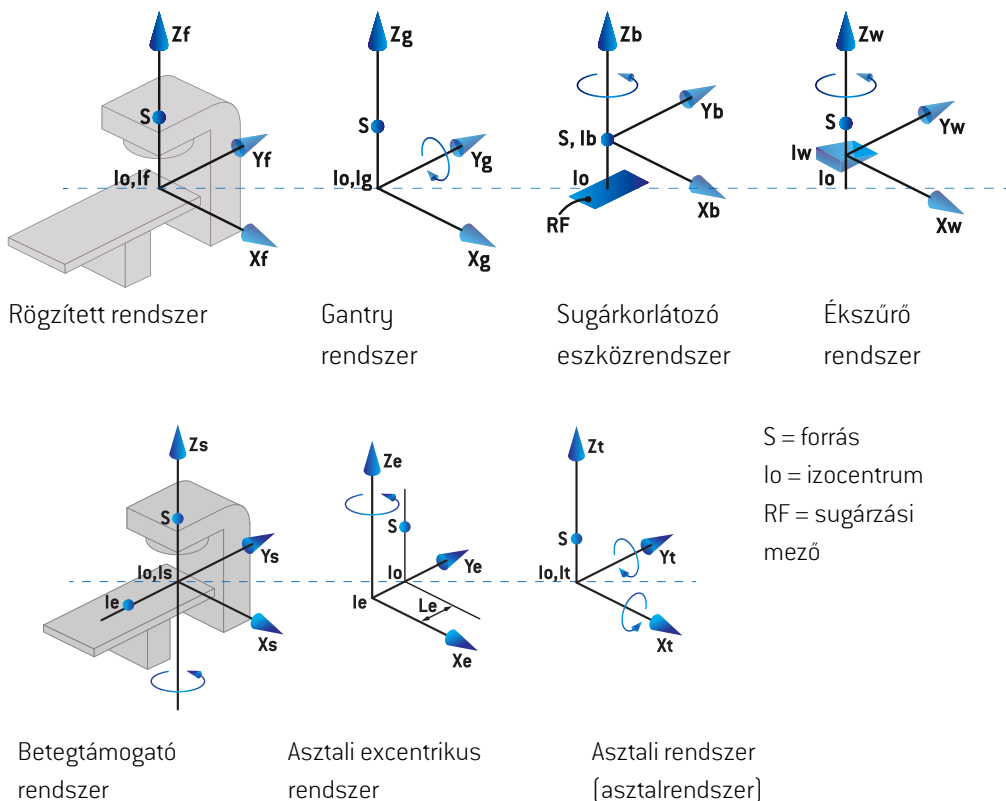
A DICOM exportálásban a beteg koordináta-rendszere a DICOM szabványt követi. A támogatott pozíciókból néhány példa ábrázolása: A) Fejjel előre, szupinálva (HFS), B) Fejjel előre, dekubitusz balra (HFDL), C) Fejjel előre, pronálva (HFP) és D) Ülve, ahol a beteg a háttámla dőlésszögével hátrafelé dől.

5.3 A KEZELŐGÉP KOORDINÁTA-RENDSZERE

A RayStation v2025 az IEC 61217 szabványt használja a LINAC koordináták, mozgások és méretezések megjelenítésére a kezeléstervezés alatt, a gantry, a kollimátor és a kezelőasztal szögek, valamint a mező koordináta-rendszer kivételével, melyek a C-kar LINAC szerint nem IEC-ként konfigurálhatók. Emellett két lehetőség van a blendpofa címkézésére. A beállító képalkotók leírhatók nem IEC-szabvány szerinti forgatásokkal is, lásd: *rész 5.3.11 Beállítási képalkotó koordináta-rendszerei a x. oldalon 146*. A CyberKnife besugárzási fej mozgásai, valamint a bizonyos gépeken (pl. OXRAY) használt kardánszögek nem írhatók le az IEC 61217 szabvány használatával, lásd: *rész 5.3.8 A CyberKnife sugárzásforrás koordináta-rendszere a x. oldalon 140 és rész 5.3.9 A kardán koordináta-rendszer a x. oldalon 143*.

5.3.1 A gépkordináta-rendszerek áttekintése

Az IEC 61217 gép koordináta-rendszerei az anyakordináta-rendszerükhöz viszonyítva meghatározott koordináta-rendszerek összességét jelentik, kezdve egy rögzített koordináta-rendszerrel, amelynek kiindulási pontja az izocentrumban van, a pozitív x irány jobbra a gantryra néző megfigyelő szempontjából, a pozitív y-tengely az izocentrumtól a gantry felé a gantryforgás tengelye mentén, a pozitív z-tengely pedig az izocentrumtól felfelé néz.



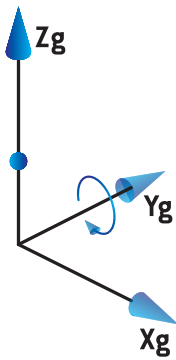
Ábra 4. A gép koordináta-rendszerei az IEC 61217 szabvány szerint.

Ha a gép arra lett üzembe állítva, hogy a kezelőasztal forgását a gyűrű forgásával váltsa fel, akkor a beteg koordináta-rendszerében a Zs tengely körüli forgást leváltja egy ellenkezőirányú Zg tengely körüli forgás a gantry koordináta-rendszerében. A beteg és a gantry rendszerei közötti kapcsolat így fenn van tartva.

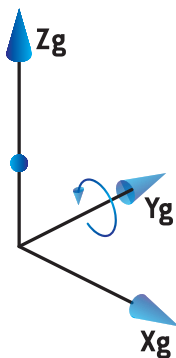
5.3.2 A gantry koordináta-rendszere

A gantry koordináta-rendszere forog az a gantryvel. A gantry koordináta-rendszer anyarendszere a rögzített koordináta-rendszer.

- Az **IEC-szabvány** esetén úgy van meghatározva, hogy egybeessen a rögzített koordináta-rendszerrel, amikor a gantryszög nulla. A gantryszög fokozatosan növekszik az óramutató járásával megegyező irányú forgatáshoz, ahogy azt a gantryra néző megfigyelő szemléli.



- A **nem IEC gantry skála (Varian szabvány)** esetén a gantryszög 180 fok, amikor a sugár felülről lép be. A gantryszög fokozatosan növekszik az óramutató járásával ellentétes irányban történő elforgatáshoz, ahogy azt a gantryra néző megfigyelő szemléli.



Megjegyzés: Ha a LINAC úgy van konfigurálva, hogy a gantryszöget IEC 61217-ként használja, a szögegység a következőként van megadva: [deg].

Megjegyzés: Ha a LINAC úgy van konfigurálva, hogy a gantryszöget Non-IEC ("Varian Standard")-ként használja, a szögegység a következőként van megadva: [deg Non-IEC].

5.3.3 A sugárkorlátozó eszköz koordináta-rendszere

A sugárkorlátozó eszköz koordináta-rendszere a gantrysugár-korlátozó eszközben van rögzítve. A sugárkorlátozó eszköz koordináta-rendszer anyarendszere a gantry koordináta-rendszere.

A RayPhysics-ben három beállítás befolyásolja a szögek, pozíciók és nevek viselkedését ebben a koordináta-rendszerben; a **Gantry and collimator coordinate system definitions** (Gantry és kollimátor koordináta-rendszer meghatározásai), a **Field coordinate system definitions** (Mező koordináta-rendszer meghatározásai) és a **Jaw labeling standard** (Blendepofa-címkézési szabvány). Ha mindhárom beállítás „IEC 61217” beállításra van állítva, a definíciók összhangban vannak az IEC 61217 szabványban található beállításokkal.

A Gantry and collimator coordinate system definitions beállítás

A RayPhysics-ben lévő **Gantry and collimator coordinate system definitions** (Gantry és kollimátor koordináta-rendszer meghatározásai) beállítás szabályozza a sugárkorlátozó eszköz forgatási szögének jelentését:

- Az **IEC-szabvány** esetén a tengelyek egybeesnek a gantryrendszerrel, amikor a kollimátor szöge nulla. A kollimátor szöge meghatározás szerint pozitív az óramutató járásával ellentétes elforgatáshoz a Beam's eye view (Sugárnézet) nézetben, azaz a forrás felől nézve. Ehhez a koordináta-rendszerhez a kollimátor szöge általában 180 fok, amikor a blokktartótálca-nyílás a Varian gépek gantryjával szemben van.
- A **nem IEC (Varian szabvány)** esetén a kollimátor koordináta-rendszere 180 fokkal el van forgatva az IEC-szabványhoz képest, és a kollimátor szöge meghatározás szerint pozitív az óramutató járásával megegyező elforgatáshoz a Beam's eye view (Sugárnézet) nézetben, azaz a forrás felől nézve. Ehhez a koordináta-rendszerhez a kollimátor szöge általában nulla fok, amikor a blokktartótálca-nyílás a Varian gépek gantryjával szemben van.

Megjegyzés: Ha a LINAC úgy van konfigurálva, hogy IEC 61217 kollimátorszöget használjon, a szögegység a következőként van megadva: [deg].

Megjegyzés: Ha a LINAC úgy van konfigurálva, hogy nem IEC kollimátorszöget használjon, a szögegység a következőként van megadva: [deg Non-IEC].

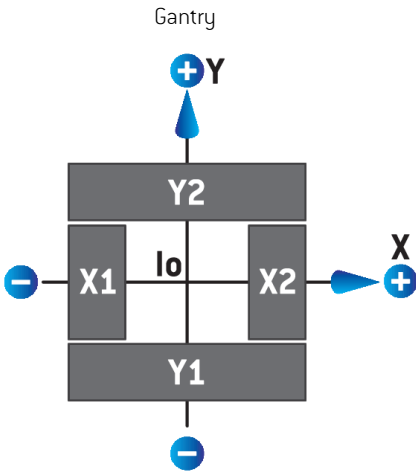
A Field coordinate system definitions beállítás

A RayPhysics-ben lévő **Field coordinate system definitions** (Mező koordináta-rendszer meghatározásai) beállítás meghatározza, hogy a blendepofa- és MLC levélpozíciók hogyan kerülnek jelentésre és meghatározásra. A következő leírás az IEC 61217 szabvány szerinti blendepofa-elnevezési konvenciót használja.

Megjegyzés: Ha a LINAC úgy van konfigurálva, hogy a IEC 61217 mezőkoordináta-rendszert használja, a blendepofa- és levélpozíciók egysége [cm]-ként lesz megadva.

Megjegyzés: Ha a LINAC úgy van konfigurálva, hogy a nem IEC mezőkoordináta-rendszert használja, a blendepofa- és levélpozíciók egysége [cm Non-IEC]-ként lesz megadva.

Kollimátorpozíciók az IEC 61217 szerint



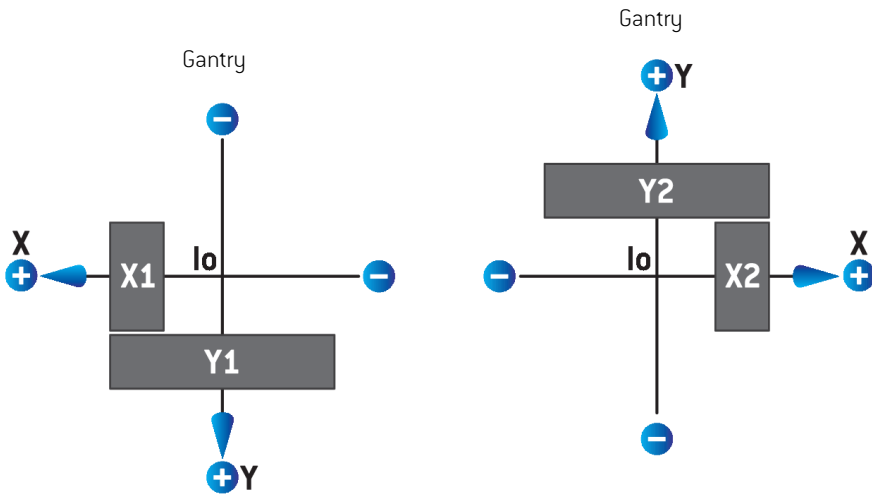
Ábra 5. A kollimátor pozíciói a Beam's eye (Sugárnézet) nézetben az IEC 61217 szabvány szerint.

A kollimátor pozíciói IEC 61217 a szabvány szerint, a [IEC] 0-s kollimátorszögű sugárra a forrás felől nézve az alábbi táblázatban találhatók.

Amikor a ... széle	a ...-hez való pozicionálva	az izocentrum tengely, a pozíció leolvasási értéke ...
X1, X2 (blendepofa vagy MLCX levél)	jobb	pozitív
X1, X2 (blendepofa vagy MLCX levél)	bal	negatív
Y1, Y2 (blendepofa vagy MLCY levél)	gantry oldal	pozitív
Y1, Y2 (blendepofa vagy MLCY levél)	nem gantry oldal	negatív

Kollimátorpozíciók nem IEC (Varian szabvány) szerint

Nem IEC esetén a pozitív helyzetkoordináták minden irányban jelentésre kerülnek azon blendepofák és levelek számára, amelyek nem lépték át a középvonalat. Ez azt jelenti, hogy túlhaladás esetén negatív koordináták kerülnek jelentésre.



Ábra 6. A kollimátor pozíciói a Beam's eye (Sugárnézet) nézetben a nem IEC (Varian szabvány) szerint. Ne feledje, hogy a Beam's eye (Sugárnézet) nézetben megjelenített koordináták a RayStation-ben mindig az IEC 61217 koordináta-rendszert használják.

A kollimátor nem IEC (Varian szabvány) szerinti pozíciói 0-s kollimátorszögű sugár esetén (IEC), a forrás felől nézve az alábbi táblázatban találhatók.

Amikor a ... széle	a ...-hez való pozicionálva	az izocentrum tengely, a pozíció leolvasási értéke ...
X1 (blendepofa vagy MLCX levél)	jobb	negatív
X1 (blendepofa vagy MLCX levél)	bal	pozitív
X2 (blendepofa vagy MLCX levél)	jobb	pozitív
X2 (blendepofa vagy MLCX levél)	bal	negatív
Y1 (blendepofa vagy MLCY levél)	gantry oldal	negatív

Amikor a ... széle	a ...-hez való pozicionálva	az izocentrum tengely, a pozíció leolvasási értéke ...
Y1 (blendepofa vagy MLCY levél)	nem gantry oldal	pozitív
Y2 (blendepofa vagy MLCY levél)	gantry oldal	pozitív
Y2 (blendepofa vagy MLCY levél)	nem gantry oldal	negatív

A Jaw labeling standard beállítás

A RayPhysics-ben lévő **Jaw labeling standard** (Blendepofa-címkézési szabvány) beállítást itt jellemezzük: rész 5.4 A blendepofa és az MLC címkézési szabvány a x. oldalon 148.

5.3.4 Az ékszűrő koordináta-rendszer

Az ékszűrő koordináta-rendszere az ékkel és a pozitív y tengelypontokkal forog az ék sarkától a lábujjáig. Az ékszűrő koordináta-rendszer anyarendszere a sugárkorlátozó eszköz koordináta-rendszere. A RayPhysics-ben és a fő RayStation v2025 alkalmazásban az ékkoordináta-rendszer úgy van definiálva, hogy egybeessen a kiválasztott kollimátor koordináta-rendszerrel (IEC 61217 vagy nem IEC) nulla fokos ékirány esetén.

- Az **IEC 61217** kollimátor koordináta-rendszer esetén az ék iránya nulla fok, amikor a lábujj a gantry felé néz, nulla fokos kollimátorszög esetén.
- A **nem IEC** kollimátor koordináta-rendszer esetén az ék iránya nem IEC nulla fok, amikor a lábujj a gantry felé néz, nem IEC nulla fokos kollimátorszög esetén.

Az ék iránya fokozatosan növekszik az óramutató járásával ellentétes irányú forgatáshoz.

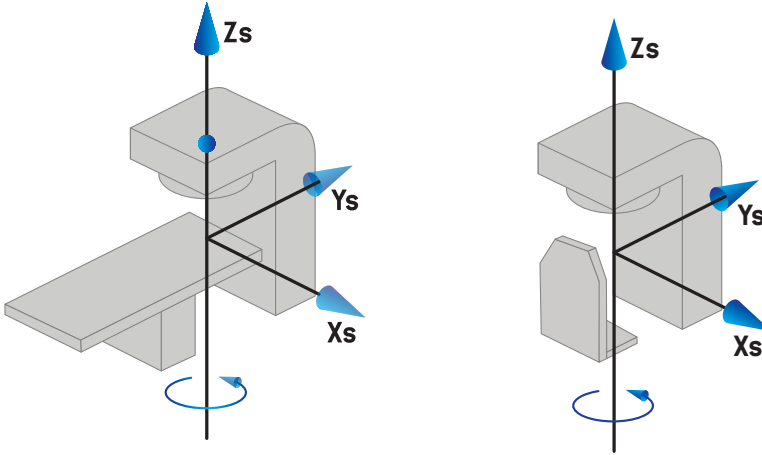
Megjegyzés: Ha a LINAC úgy van konfigurálva, hogy az IEC 61217 szerinti kollimátorszöget használjon, az éktájéjolási szögegység [deg]-ként van megadva.

Megjegyzés: Ha a LINAC úgy van konfigurálva, hogy a nem IEC szerinti kollimátorszöget használjon, az éktájéjolási szögegység [deg Non-IEC]-ként van megadva.

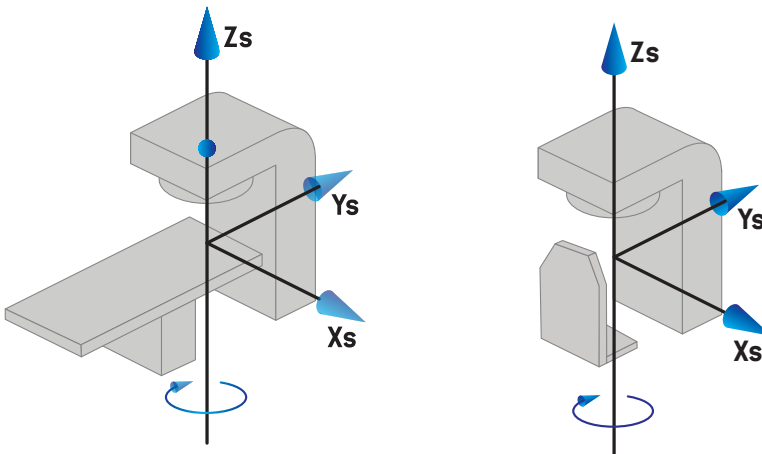
5.3.5 A betegrögzítő koordináta-rendszer

A betegtámogató koordináta-rendszer a betegtámasz azon részével forog, amely a Zs függőleges tengely körül forog. A betegtámogató koordináta-rendszer anyarendszere a rögzített koordináta-rendszer.

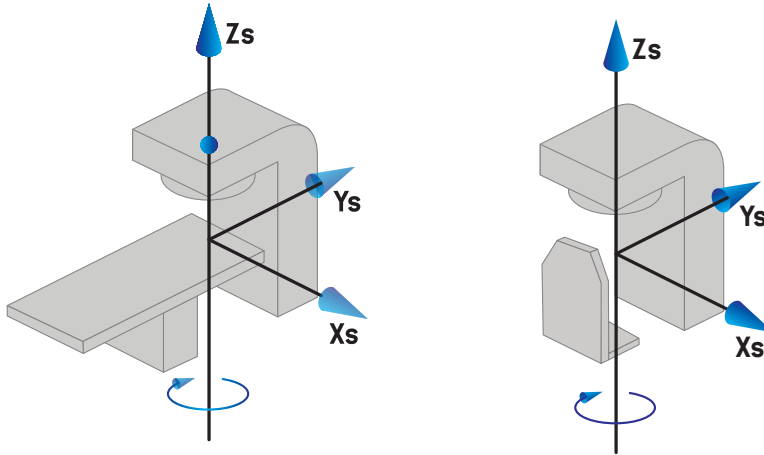
- Az **IEC szabványnál** a beteg támogatási rendszere egybeesik a rögzített rendszerrel, ha a kezelőasztal/szék szöge nulla. A pozitív forgásirány definíció szerint felülről nézve az óramutató járásával ellentétes irány.



- A **nem IEC 1 (Varian IEC)** gépméretezésnél a beteg támogatási rendszere egybeesik a rögzített rendszerrel, ha a kezelőasztal/szék szöge nulla. A pozitív forgásirány definíció szerint felülről nézve az óramutató járásával azonos irány.



- A **nem IEC 2 (Varian Standard)** gépméretezésnél a kezelőasztal szöge 180 fok, ha az IEC kezelőasztal/szék szöge nulla fok. A pozitív forgásirány definíció szerint felülről nézve az óramutató járásával azonos irány.



Megjegyzés: Ha a LINAC úgy van konfigurálva, hogy az asztalszöget IEC 61217-ként használja, a szögegység [deg]-ként van megadva.

Megjegyzés: Ha egy LINAC úgy van konfigurálva, hogy az asztalszöget nem IEC 1-ként („Varian IEC”) használja, a szögegység [deg Non-IEC]-ként van megadva a felhasználói interfészen és [deg Non-IEC CW]-ként a tervjelentésekben.

Megjegyzés: Ha egy LINAC úgy van konfigurálva, hogy az asztalszöget nem IEC 2-ként („Varian szabvány”) használja, a szögegység [deg Non-IEC]-ként van megadva a felhasználói interfészen és [deg Non-IEC CW]-ként a tervjelentésekben.

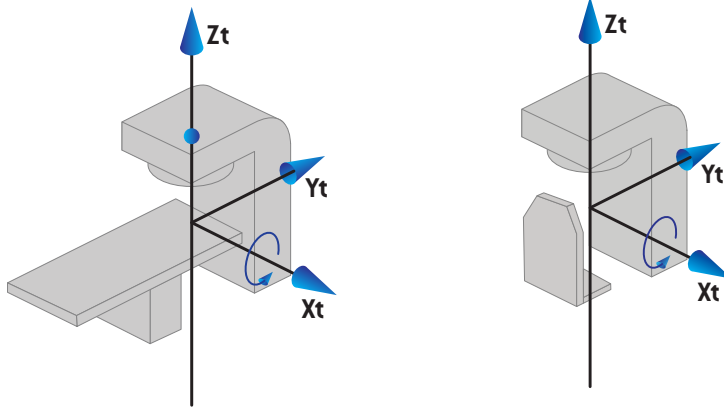
5.3.6 Az asztal excentrikus koordináta-rendszer

A RayStation-ben csak nulla fokos excentrikus asztali elforgatási szög és nulla fordítási távolság támogatott, így az asztali excentrikus koordináta-rendszere mindig egybeesik a betegtámogató koordináta-rendszerrel. Az asztali excentrikus koordináta-rendszer anyarendszere a betegtámogató koordináta-rendszer.

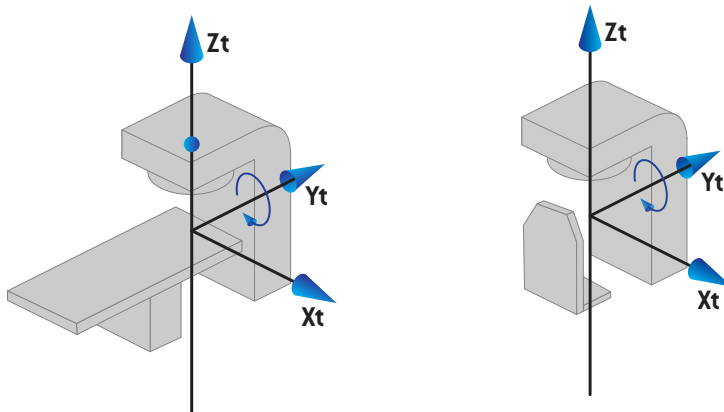
5.3.7 Az asztal koordináta-rendszer

A RayStation-ben az asztali felső koordináta-rendszer anyarendszere az asztali excentrikus koordináta-rendszer. Az elfordulási és gördülési szögek mindig az IEC szabvány segítségével vannak kifejezve. A későbbi elforgatások meghatározása a következő sorrendben történik: elfordulási szög, majd gördülési szög.

- Az asztal elfordulási [pitch] szöge definíció szerint az Xt tengely körüli forgás. Az elfordulási szög növekedése megfelel az asztal óramutató járásával megegyező elforgatásának, az asztal koordináta-rendszerének kiindulási pontjáról nézve a pozitív Xt tengely mentén.



- Az asztal gördülési [roll] szöge definíció szerint az Y_t tengely körüli forgás. A gördülési szög növekedése megfelel az asztal óramutató járásával megegyező elforgatásának, az asztal koordináta-rendszerének kiindulási pontjáról nézve a pozitív Y_t tengely mentén.



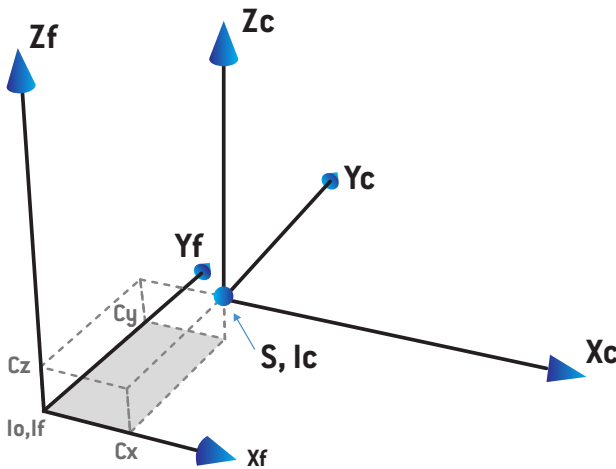
5.3.8 A CyberKnife sugárzásforrás koordináta-rendszere

A CyberKnife sugárzásforrás koordináta-rendszer a CyberKnife besugárzási fejjel együtt mozog, origója a sugárzásforrásnál helyezkedik el. A CyberKnife sugárzásforrás koordináta-rendszer az anyarendszerhez hasonlóan rögzített koordináta-rendszerrel rendelkezik. A CyberKnife kezelések esetében a CyberKnife sugárzásforrás koordináta-rendszer a sugárkorlátozó eszköz koordináta-rendszerének anyarendszere.

Hat értékből álló halmaz határozza meg a CyberKnife sugárzásforrás koordináta-rendszert az anyarendszerhez viszonyítva. A hat érték a forráspozíció koordináták (C_x, C_y, C_z) és a forgási szögek (fordítás, forgatás, döntés).

Forráspozíció

A forráspozíció (C_x, C_y, C_z) határozza meg a CyberKnife sugárzásforrás koordináta-rendszer lc origóját a rögzített koordináta-rendszer koordinátaiban.



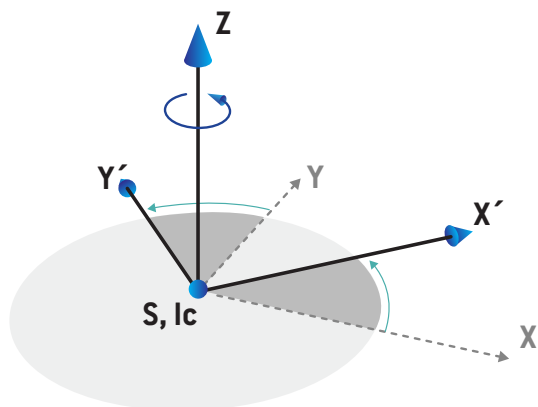
Ábra 7. A forráspozíciót ábrázoló képen: lo = izocentrum, S = forrás, c = CyberKnife sugárzásforrás koordináta-rendszer és f = rögzített koordináta-rendszer.

Rotáció

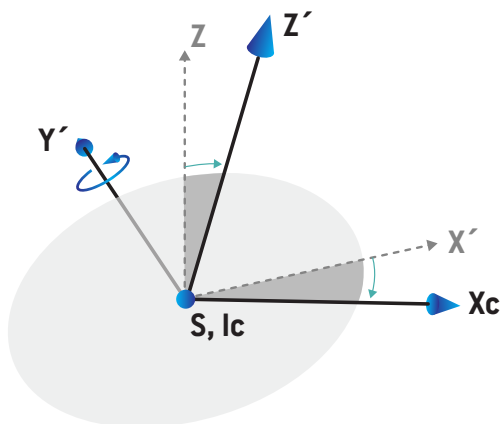
A fordítás, forgatás, döntés határozza meg a CyberKnife sugárzásforrás koordináta-rendszer tájolását a saját referenciaorientációjához képest. A referenciaorientációban a fordítás, forgatás, döntés szögei mind 0 -k, és az X_c, Y_c, Z_c tengelyek párhuzamosak az X_f, Y_f, Z_f tengelyekkel. A rendszer először a fordítást, majd a forgatást, végül a döntést végzi el. A forgatás és a döntés a korábbi egy vagy két rotáció által kapott tengelyekhez kötődnek.

- A **fordítás** az X és Y tengelyek rotációja a Z körül. A fordítási szög az óramutató járásával ellentétes irányba történő rotáció során fokozatosan növekszik, ha azt a pozitív Z tengely

felől nézzük az origó felé. Az X , Y és Z a referenciaorientáció tengelyei. Az X' , Y' és Z a fordítás rotáció után kapott tengelyek.

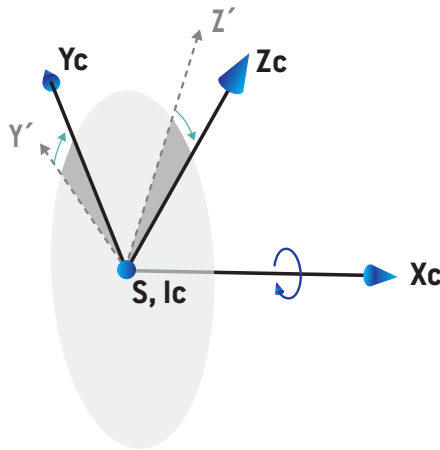


- A **fordítás** a Z és X' tengelyek rotációja az Y' körül. A forgatási szög az óramutató járásával ellentétes irányba történő rotáció során fokozatosan növekszik, ha azt a pozitív Y' tengely felől nézzük az origó felé. Az X_c , Y' és Z' a fordítási, majd a forgatási rotációk után kapott tengelyek.



- A **döntés** az Y' és Z' tengelyek rotációja az X_c körül. A döntési szög az óramutató járásával ellentétes irányba történő rotáció során fokozatosan növekszik, ha azt a pozitív X_c tengely

felől nézzük az origó felé. Az X_c , Y_c és Z_c a három rotáció után (fordítás, majd forgatás, végül döntés) kapott tengelyek.



5.3.9 A kardán koordináta-rendszer

A kardán koordináta-rendszer a kardángyűrűvel együtt mozog, és az origója a sugárforrás. A kardán koordináta-rendszer szülő rendszere a gantry koordináta-rendszer. Kardános kezelésekénél a kardán koordináta-rendszer a sugárkorlátozó készülék koordináta-rendszer szülő rendszere.

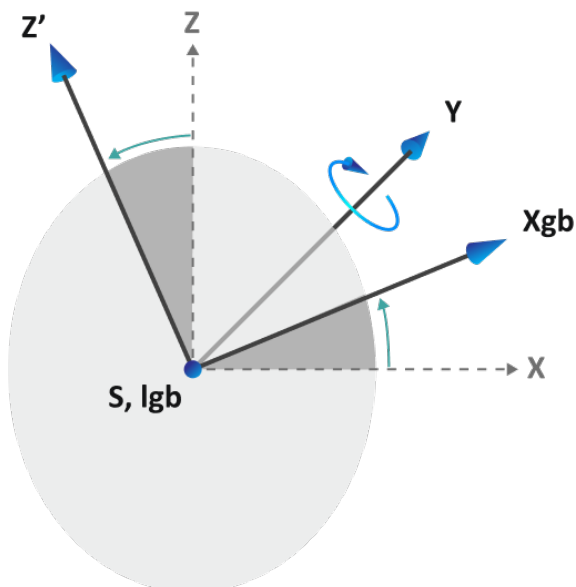
Egy négy értékből álló készlet határozza meg a kardán koordináta-rendszer szülő rendszerhez viszonyított helyzetét. A négy érték a forrás tengelytávolság, a kardán forgásközpont forrástengelytől való távolsága és a kardánszögek (pásztázás és dőlés).

Rotáció

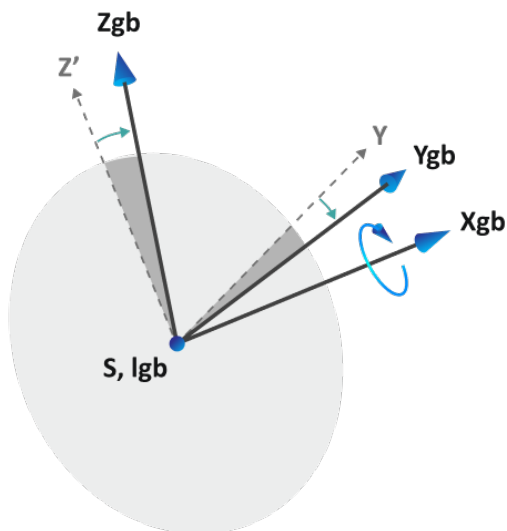
A két forgási pásztázás és dőlés a kardán koordináta-rendszer tájolását adja meg a saját referencia tájolásukhoz viszonyítva. A referencia tájolásban a pásztázás és dőlés szögek értéke egyaránt 0, az X, Y és Z tengelyek pedig párhuzamosak a megfelelő X_g , Y_g és Z_g tengelyekkel. A forgások pásztázás és dőlés sorrendben kerülnek alkalmazásra, ahol a dőlés a pásztázási forgatás eredményeként kapott tengely körüli forgás.

- A **pásztázás** az X és Z elforgatása az Y körül. A pásztázási szög az óramutató járásával egyező irányú forgatásnál fokozatosan nő, egy, a pozitív Y tengelyen lévő pontból az

origó felé nézve. X , Y és Z a referencia tájolás tengelyei. X_{gb} , Y és Z' a pásztázó forgatásból származó tengelyek.



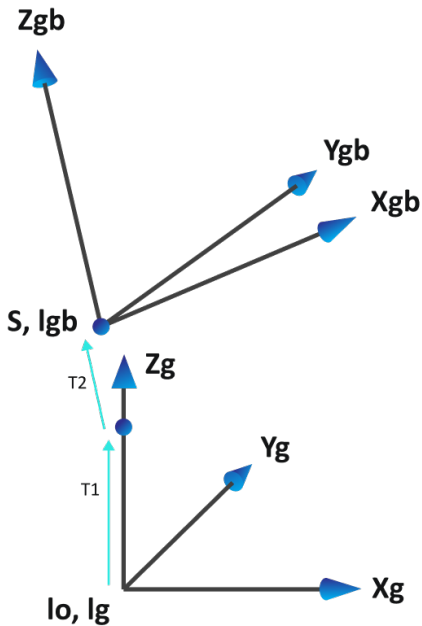
- A **dőlés** az Y és Z' elforgatása az X_{gb} körül. A dőlési szög az óramutató járásával egyező irányú forgatásnál fokozatosan nő, egy, a pozitív X_{gb} tengelyen lévő pontból az origó felé nézve. X_{gb} , Y_{gb} és Z_{gb} a pásztázó forgatást követő dőlési forgatásból származó tengelyek.



Forráspozíció

A kardán koordináta-rendszer origója a sugárforrás. Az origó pozíciója a fent leírt két forgatásból kapott tengelyek két eltolásával definiálható: X_{gb} , Y_{gb} és Z_{gb} .

- Az első elmozdulás a Z_g tengely mentén a kardán forgásközpont felé történik. Az elmozdulási távolság a forrás és a forrástengely távolsága mínusz a kardán forgásközpont forrástól való távolsága.
- A második elmozdulás a Z_{gb} tengely mentén a sugárforrás felé történik. Az elmozdulási távolság a kardán forgásközpont és a forrás távolsága.

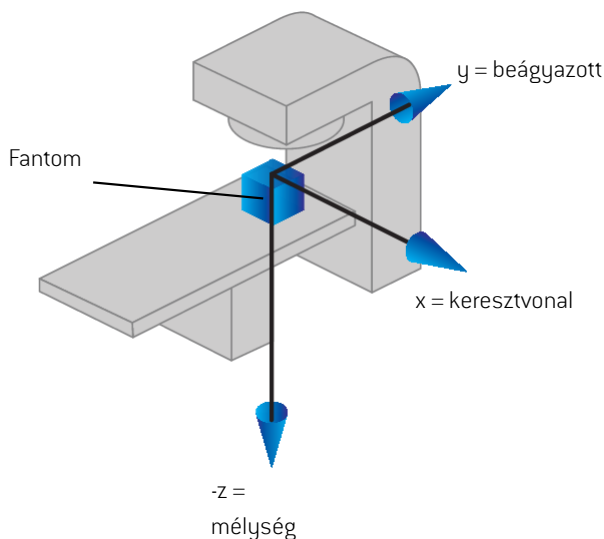


Ábra 8.

A forráspozíciójának ábrázolása, ahol: I_o = izocentrum, S = forrás, gb = kardán koordináta-rendszer, g = gantry koordináta-rendszer, T_1 = első elmozdulás, T_2 = második elmozdulás.

5.3.10 Dózisgörbe koordináta-rendszer itt: RayPhysics

A Beam Commissioning modul dózisgörbe koordináta-rendszere megfelel az IEC gantry koordináta-rendszernek, amely úgy van lefordítva, hogy a kiindulási pont a vízfantom felszínén, a központi tengelyen legyen. Az x-tengely a keresztirányú tengelyhez van igazítva. Az y-tengely a hosszában menő tengelyhez van igazítva úgy, hogy a pozitív irány a gantry felé néz. A negatív z-irány, a forrástól az izocentrumig, a mélységi irányhoz van igazítva. A gantry és a kollimátor szögeit mindig nulla foknak tekinti a rendszer a Beam Commissioning modulban lévő dózisgörbék esetén. A modell teljesen visszaverődő szimmetrikus az xz- és az yz-síkban, míg a mérések néha enyhén aszimmetrikusak lehetnek.



Ábra 9. A dózisgörbe koordináta-rendszer.

5.3.11 Beállítási képkalkotó koordináta-rendszerei

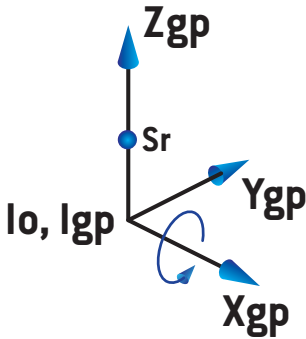
A RayStation-ben lévő beállítási képkalkotókat a röntgenkép receptor koordináta-rendszere írja le. A beállítási képkalkotó eszközökhöz képest rögzítve van. A röntgenkép receptor koordináta-rendszer az IEC rögzített koordináta-rendszerhez viszonyított orientációja három rotáció segítségével írható le.

Az első elforgatás a gantry elforgatása a rögzített koordináta-rendszer y tengelye körül, amelynek leírása itt található: *rész 5.3.2 A gantry koordináta-rendszere a x. oldalon 133.*

Megjegyzés: A rotáció nem feltétlenül a kezelőgantry rotációja, hanem a rögzített koordináta-rendszer y-tengelye körüli rotáció. A beállítási képkalkotók csak az IEC gantryk rotációját támogatják.

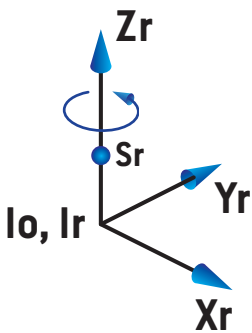
A második koordináta-rendszer, a gantrymagasság koordináta-rendszer (Ábra 10) anyarendszere a gantry koordináta-rendszer, és a gantry koordináta-rendszer x-tengelyének forgatása. Ha a gantry elfordulási szöge nulla, a gantrymagasság koordináta-rendszere

egybeesik a gantry koordináta-rendszerével. A pozitív elforgatási irány az óramutató járásával megegyező irányban történik, ha a gantry koordináta-rendszer pozitív x-tengelye mentén, a kiindulásból nézik. Sr a képkötő sugárforrása.



Ábra 10. A gantrymagasság koordináta-rendszere.

A röntgenkép receptor koordináta-rendszer (Ábra 11) anyarendszere a gantrymagasság koordináta-rendszer, és a gantrymagasság koordináta-rendszer z-tengelyének forgatása. Ha a röntgenkép receptor szöge nulla, a röntgenkép receptor rendszer egybeesik a gantrymagasság koordináta-rendszerével. A pozitív forgatásirány az óramutató járásával ellentétes irányban történik, ha a pozitív z-tengelynek egy olyan pontjából nézik, amely a kiindulás felé nézik. Sr a képi sugárforrás.



Ábra 11. A röntgenkép receptor koordináta-rendszere.

Beállítási képkötő rendszerek és beállítási képkötők

A RayStation-ben a beállítási képkötő rendszer egy vagy több beállítási képkötőt tartalmaz. Minden beállítási képkötő egy kép sugárzásforrás egy kapcsolódó képreceptorral. A beállítási képkötők a kezelőhelyiségben lehetnek gantryre szereltek vagy fixek.

Gantry-re szerelt beállítási képkalkotók

A gantry-re szerelt képkalkotó a gantry-vel együtt mozog (kezelő gantry vagy képkalkotó gantry). Egy gantry-re szerelt képkalkotónak lehet gantry-szögeltolása.

A gantryra szerelt képkalkotó csak gantryforgatással rendelkezik, azaz a röntgenkép receptor koordináta-rendszer egybeesik a gantry koordináta-rendszerrel. A gantry elforgatását a sugár vagy a (beteg)beállítási nyíláb gantryszöge, valamint a képkalkotó gantry szögeltolásaként adják meg.

Fix beállítási képkalkotók

Egy fix képkalkotó a kezelőhelyiségben rögzítve található. Egy fix képkalkotó mindhárom rotációra képes, azaz a gantry forgatására, a gantry döntésére és a röntgenkép receptor fogatására.

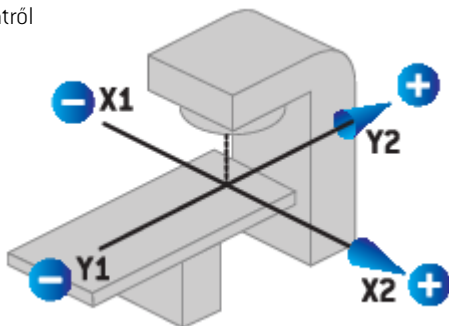
5.4 A BLENDEPOFA ÉS AZ MLC CÍMKÉZÉSI SZABVÁNY

A RayStation v2025-ben a blendepofákat a IEC 61217 vagy IEC 601-2-1 szabványok egyike szerint lehet címkézni. Az ebben a szakaszban található leírás az IEC 61217 Field coordinate system definitions beállítást használja.

5.4.1 Az IEC 61217 blendepofa-címkézési szabvány

Az **IEC 61217** esetén az Y2 közel van a gantryhoz, az Y1 távol van a gantrytól, az X1 balra, az X2 pedig jobbra helyezkedik el a gantryra néző megfigyelő esetén, amikor a gantry- és kollimátorszög nulla az IEC 61217 koordináta-rendszerben.

Gantry
besugárzás
fentről

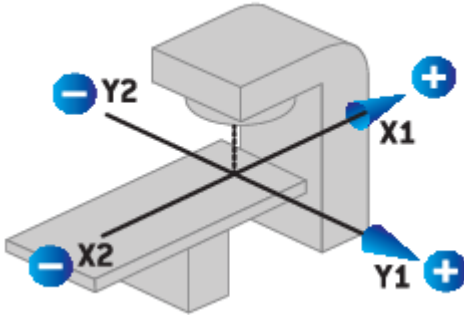


Ábra 12. A blendepofa és az MLC címkék (IEC 61217).

5.4.2 Az IEC 601 blendepofa-címkézési szabvány

Az **IEC 601** esetén az X1 közel van a gantryhoz, az X2 távol van a gantrytól, az Y2 balra, az Y1 pedig jobbra helyezkedik el a gantryra néző megfigyelő esetén, amikor a gantry- és kollimátorszög nulla az IEC 61217 koordináta-rendszerben.

Gantry
besugárzás
fentrő



Ábra 13. A blendepofa és az MLC címkék (IEC 601).

Megjegyzés: A blendepofa-címkézési szabványbeállítás csak a kollimátorok nevét érinti a RayStation-ben, valamint a gép munkafelületének tulajdonságait a RayPhysics-ben. Vegye figyelembe, hogy a koordinátatengelyek továbbra is az IEC 61217 szerint vannak címkézve, például a RayPhysics Beam model (Sugármódel) munkafelületének dóziszgörbecímkéi és paramétere.

6 A RENDSZER INTEGRITÁSA ÉS BIZTONSÁGA

Ez a fejezet a rendszer integritásával és biztonságával kapcsolatos releváns folyamatokat ismerteti.

A felhasználónak nem kell szerkesztenie, hozzáadnia vagy eltávolítania a rendszeradatokat bizonyos részeit. Minden ilyen módosítást a speciálisan képzett szervizszemélyzet végez el. A szerviz személyzete segíthet a rendszer helyi informatikai házirendeknek megfelelő beállításában. A RayStation-höz előírt és ajánlott biztonsági ellenőrzések beállítására és fenntartására vonatkozó iránymutatásokért lásd: *RSL-P-RS-CSG, RayStation Cyber Security Guidelines*.

Rendszerbiztonsági riasztások adhatók ki, ha a RaySearch biztonsági résekről szerez tudomást. A biztonsági riasztások a RayCommunity-ben (a RaySearch online felhasználói közösségben) találhatóak.

Ebben a fejezetben

Ez a fejezet a következő részeket tartalmazza:

6.1	Védelem a jogosulatlan használat ellen	p. 152
6.2	Biztonsági mentési rutinok és adatbázis-karbantartás	p. 153
6.3	Adatbázis-hozzáférési engedélyek	p. 154
6.4	ECC RAM	p. 154
6.5	A rendszer leszerelése	p. 154

6.1 VÉDELEM A JOGOSULTALAN HASZNÁLAT ELLEN

Az alábbi táblázat felsorolja a különböző védelmi típusokat a RayStation v2025-ben.

Védelem típusa	Leírás
Jelszóvédelem	Az operációs rendszer minden felhasználói fiókjának jelszóval védettnek kell lennie, hogy megakadályozza a rendszerhez és az adatbázisokhoz való jogosulatlan hozzáférést.
Hálózati biztonság	A jogosulatlan hálózati hozzáférés kockázatát a felhasználói szervezetnek kell értékelnie. Javasoljuk, hogy a környezet integritásának védelme érdekében a legjobb biztonsági gyakorlatot alkalmazza, például használjon tűzfalat a hálózaton, és rendszeresen végezze el a számítógépek biztonsági javítását.
Védelem a jogosulatlan fizikai hozzáférés ellen	A felügyelet nélküli munkamenethez való jogosulatlan fizikai hozzáférés kockázatát a felhasználói szervezetnek kell értékelnie. Javasoljuk, hogy használjon munkamenet időkorlátot, amelyet a felhasználó a Windows Active Directory funkciói segítségével állíthat be.
Vírusvédelem	A legkorszerűbb vírusvédelmet engedélyezni kell a rendszer minden részére, beleértve a teljes számítógépes hálózatot is, ha van ilyen. Ennek magába kell foglalnia az automatikus frissítéseket vagy hasonlót a védelem naprakészen tartása érdekében.
Licencvédelem	A RayStation v2025 hardveralapú licencvédelmi rendszert használ a rendszer használható példányai létrehozásának megtiltása érdekében.
Adatbázisok és ellenőrzőösszegek	A RayStation v2025 nem telepített verzióhoz tartozó program- vagy adatfájlok használatának megtiltása érdekében a fájlok ellenőrzőösszegek használatával védettek az adatcserétől. Az adatbázis kialakítása megakadályozza az adattárolás módosítását a RayStation v2025 programok használatán kívül. A fizikai adatfájlok ellenőrzőösszegei megakadályozzák a fájlok módosítását, vagy az alkalmazás nem indul el.
Az operációs rendszer adminisztrátor jogosultságai	Az adatbázisokban tárolt adatokhoz való közvetlen hozzáférést lehetővé tevő eszközöket úgy kell beállítani, hogy az operációs rendszer adminisztrátori jogosultságait megkövetelje.
Programkódvédelem	A RayStation v2025 programkódhoz és az adatokhoz csak a kézikönyvben leírtak szerint lehet hozzáférni és módosítani. Ne módosítsa illetéktelenül a programkódot vagy az adatokat!

6.2 BIZTONSÁGI MENTÉSI RUTINOK ÉS ADATBÁZIS-KARBANTARTÁS

Az adatbázis biztonsági mentését és helyreállítását szabványos SQL-adatbáziskezelő eszközökkel kell elvégezni. Javasoljuk, hogy minden RayStation v2025 adatbázist állítson teljes helyreállítási modellt. Ez az opció lehetővé teszi a biztonsági mentések gyakori futtatását, és minimalizálja az adatvesztés kockázatát az adatbázis összeomlása esetén.

Karbantartás típusa	Leírás
Rendszeres biztonsági mentések	Az összes RayStation adatbázis rendszeres biztonsági mentését ütemezni kell, és a biztonsági mentések sikerét rendszeresen ellenőrizni kell. Teljes biztonsági mentések: Javasoljuk, hogy a teljes biztonsági mentést olyan gyakran hajtsák végre, amilyen gyakran az idő, a tér és a rendszerhasználat lehetővé teszi. Differenciális biztonsági mentések: Javasoljuk, hogy a differenciális biztonsági mentést olyan gyakran hajtsák végre, amilyen gyakran az idő, a tér és a rendszerhasználat lehetővé teszi. Tranzakciónapló biztonsági mentései: Javasoljuk, hogy a tranzakciónapló biztonsági mentéseit óránként hajtsák végre, de a gyakoriság növelhető vagy csökkenthető az adott klinikai igények alapján. Javasoljuk, hogy az adatbázis biztonsági mentését a helyszínen kívülre naponta hajtsák végre.
SQL szerver operációs rendszer karbantartása	Javasoljuk, hogy ellenőrizték az SQL adatfájlokat tartalmazó meghajtók töredezettségét. Ha töredezettségmentesítésre van szükség, azt a karbantartási időszakban kell elvégezni.
Indexelés	A betegtervek kiegészítésével, szerkesztésével és módosításával az adatbázisok (különösen a betegadatbázis) töredezetté válhatnak. Javasoljuk, hogy az adatbázisok ismételt rendszerezéséhez szükséges további feladat szerepeljen az adatbázis karbantartási tervében egy megfelelő időpontban (pl. közvetlenül a teljes biztonsági mentést követően hetente egyszer).
Statisztika	A statisztika frissítése fontos annak biztosítására, hogy a lekérések naprakész statisztikát állítsanak össze. Azt javasoljuk, hogy az adatbázisok AUTO_CREATE_STATISTICS beállítását állítsa ON értékre, és ütemezze be a statisztika frissítése feladatát az újraindexelési folyamattal együtt, hogy a statisztikát naprakészen tarthassa, amikor az adatbázisokban tárolt adatok változnak.

Karbantartás típusa	Leírás
A tanúsítvány és a mesterkulcs biztonsági mentése	Az SQL-kiszolgálói tanúsítványok és a mesterkulcs az adatbázis titkosításának alapvető elemei. Emiatt ha egy tanúsítvány vagy mesterkulcs elveszett, akkor az adatbázis összes adata is elvész. Emiatt az SQL-szerver tanúsítványáról és a mesterkulcsról biztonsági mentést kell készíteni, mielőtt az adatbázist titkosítaná.

6.3 ADATBÁZIS-HOZZÁFÉRÉSI ENGEDÉLYEK

Az adatbázishoz való biztonsági mentés alapértelmezett jogosultágai a *RayStation-Users* Active directory-csoportban vannak beállítva. Ez a csoport a RayStation adattárolás eszközével megváltoztatható. Azt javasoljuk, hogy használjon egy specifikus csoportot, mely tartalmazza a RayStation felhasználókat.

6.4 ECC RAM

A CPU memóriához hibajavító kódmemóriára (ECC RAM) van szükség. Ez a számítógépes adattárolás olyan típusa, amely képes észlelni és kijavítani a leggyakoribb belső adatsérelemeket.

6.5 A RENDSZER LESZERELÉSE

A RayStation személyes és egészségügyi adatokat tárol. A rendszer leszereléskor szükség esetén forduljon a RaySearch ügyfélszolgálathoz, hogy megbizonyosodjon arról, hogy az ilyen adatok minden tárolási helyét azonosították.

A DEFINÍCIÓK

Kifejezés	Jelentés
BEV	Sugár nézete
CBCT	Kúpsugár komputertomográfia
CT	Komputertomográfia
DCR	Digitálisan összeállított röntgenfelvétel
DICOM	Nemzetközi szabvány az orvosi képalkotó információk továbbítására, tárolására, visszakeresésére, nyomtatására, feldolgozására és megjelenítésére
DVH	Dózistérfogat hisztogram
deg	Ha a deg kifejezés látható a RayStation v2025-ben, az a fokra utal
DMLC	Dinamikus, többleveles kollimátor
DRR	Digitálisan rekonstruált röntgenfelvétel
EUD	Egyenértékű egységes dózis
Külső ROI [External ROI]	A beteg körvonalának meghatározására használt ROI. Meghatározza a dózis kiszámításához használt régiót a sugár BÓLUSÁVAL, a TÁMOGATÁSSAL és RÖGZÍTŐ ROI-kal együtt.
FoR	Referenciakeret
GUI	Grafikus felhasználói interfész
HDR	Magas dózisteljesítmény
IMRT	Modulált intenzitású sugárterápia
LEM	Helyi hatás modell
LET	Lineáris energiatranszfer
LET _d	Dózisátlagolt LET
LINAC	Lineáris gyorsító, hagyományos sugárterápiás kezelési egység.
LS	Vonalszkennelés
Könnyű ionok	Szén- és héliumionok

Kifejezés	Jelentés
MBS	Modell alapú szegmentálás
MCO	Több kritériumos optimalizálás [Multi-Criteria Optimization - MCO]
MKM	Mikrodozimetrikus kinetikus modell
MU	Monitoregységek
NP	Részecskék száma. Protonok esetén a MU mezőt a részecskék száma (NP) helyettesíti, ha a gép elsődleges dozimetriai egység értéke részecskék száma lehetősége van beállítva.
NTCP	Normál szöveti komplikációs valószínűség
OAR	Kockázatnak kitett szerv
P+ vagy PPLUS	Szövődménymentes daganatszabályozás valószínűsége
PBS	Pencil Beam szkennelés
PHY	Fizikális dózis
POI	Vizsgált pont
RBE	Relatív biológiai hatásosság
RBE dózis	Az RBE súlyozott dózis a RayStation-ben és a jelen kézikönyvben található, és RBE dózisként utalunk rá.
ROI	Vizsgált régió
ROI geometria	Egy ROI képsorozat-specifikus geometriai reprezentációja
SMLC	Szegmentális többleveles kollimátor
SOBP	Szétszórt Bragg csúcs
SSD	Forrás és bőr távolsága/forrás és felszín távolsága
SUV	Standardizált felvételi érték
SVD	Singular Value Decomposition
TCP	Daganatszabályozási valószínűség
UI	Felhasználói interfész
VMAT	Volumetrikus modulált ívterápia



KAPCSOLAT



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

Contact details head office

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

RaySearch Americas

Phone: +1 347 477 1935

RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

RaySearch India

E-mail:
manish.jaiswal@raysearchlabs.com

RaySearch Singapore

Phone: +65 8181 6082

RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

RaySearch France

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

RaySearch Japan

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

RaySearch UK

Phone: +44 (0)2039 076791

RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

RaySearch Germany

Phone: +49 (0)172 7660837

RaySearch Korea

Phone: +82 01 9492 6432