

RAYSTATION v2026

Kiadási megjegyzések



RayStation

v2026

Traceback information:
Workspace Main version a1134
Checked in 2026-06-30
Skribenta version 5.6.024

Jogi nyilatkozat

A szabályozási okokból nem elérhető funkciókról szóló információkért lásd a RayStation használati utasításában található szabályozói információkat.

Megfelelőségi nyilatkozat

CE 2862

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

Biztonsági értesítések

A felhasználói dokumentációban szereplő figyelmeztetések és óvintézkedések a termék biztonságos használatáról tájékoztatnak, és ezeket be kell tartani.



FIGYELMEZTETÉS!

A figyelmeztetések testi sérülés vagy halál kockázatáról tájékoztatnak. A legtöbb esetben a kockázat a beteg helytelen kezeléséhez kapcsolódik.



FIGYELEM!

Az óvintézkedésre felhívó üzenetek a berendezés, a szoftver vagy az adatok károsodásának kockázatáról tájékoztatnak.

Megjegyzés: A megjegyzések hasznos kiegészítő információkkal szolgálnak, tippeket adnak vagy emlékeztetőket jelenítenek meg.

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. © 2026, 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	7
1.1	A dokumentumról	7
1.2	A gyártó elérhetősége	7
1.3	A rendszer-üzemeltetés során előforduló incidensek és hibák jelentése	7
2	ÚJDONSÁGOK ÉS FEJLESZTÉSEK ITT: RAYSTATION v2026	9
2.1	Legfontosabb újdonságok	9
2.2	Az ismételt besugárzás támogatása	9
2.3	EPID QA	10
2.4	A tervekészítési protokoll támogatása a PBS számára	10
2.5	Általános rendszerfejlesztések	10
2.6	Patient Modeling [Betegmodellezés]	11
2.7	Mélytanulási szegmentálás	11
2.8	Plan explorer	13
2.9	Brachyterápiás tervezés	13
2.10	Plan setup [Besugárzási terv beállítása]	14
2.11	3D-CRT sugárkialakítás	14
2.12	Tervoptimalizálás	14
2.13	Gépi tanulás tervezése	14
2.14	Spirális fotonív-tervezés	15
2.15	Proton Pencil Beam Scanning planning (Proton Pencil Beam szkennelés tervezése)	15
2.16	Protonív-tervezés	15
2.17	Könnyű ion Pencil Beam szkennelés tervezése	15
2.18	Adaptív újratervelés [a RayStation v2025 SP2 verzióban frissítések kerültek bevezetésre]	16
2.19	Automatizált adaptív újratervelés	16
2.20	DICOM	17
2.21	Parancsfájlírás [szkripting]	17
2.22	Ionsugár üzembehelyezése	18
2.23	RayStation dózismotor frissítései	18
2.24	A korábban kiadott funkciók megváltozott viselkedése	20
2.25	A vonalszkennelés sugármodell frissítése egy, a v2025 előtti RayStation verzióról	23
2.26	Megoldott helyszíni biztonsági közlemények (FSN-ek)	24
2.27	Új és jelentősen frissített figyelmeztetések	25
2.27.1	Új figyelmeztetések	25
2.27.2	Jelentősen frissített figyelmeztetések	30
3	A BETEGBIZTONSÁGGAL KAPCSOLATOS ISMERT PROBLÉMÁK	35
4	EGYÉB ISMERT PROBLÉMÁK	37
4.1	Általános	37
4.2	Jelentések importálása, exportálása és megtervezése	37

4.3	Brachyterápiás tervezés	38
4.4	Tervkivitel és 3D-CRT sugártervezés	39
4.5	Tervoptimalizálás	39
4.6	CyberKnife tervezés	40
4.7	Kezelési adaptáció	40
4.8	RayPhysics	41
4.9	Parancsfájlírás [szkripting]	41
FÜGGELÉK A - EFFEKTÍV DÓZIS PROTONOK SZÁMÁRA		43
A.1	Háttér	43
A.2	Leírás	43

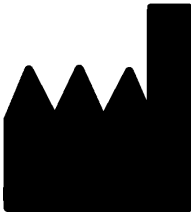
1 BEVEZETÉS

1.1 A DOKUMENTUMRÓL

Ez a dokumentum fontos megjegyzéseket tartalmaz a RayStation v2026 rendszerről. Betegbiztonsággal kapcsolatos információkat tartalmaz, és felsorolja az új funkciókat, az ismert problémákat és a lehetséges megoldásokat.

A RayStation v2026 minden felhasználójának tisztában kell lennie ezekkel az ismert problémákkal. A tartalommal kapcsolatos kérdéseivel forduljon a gyártóhoz.

1.2 A GYÁRTÓ ELÉRHETŐSÉGE



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

1.3 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 ÚJDONSÁGOK ÉS FEJLESZTÉSEK ITT: RAYSTATION v2026

Ez a fejezet a RayStation v2026 verziójának az újdonságait és fejlesztéseit ismerteti a RayStation v2025 verzióhoz képest.

2.1 LEGFONTOSABB ÚJDONSÁGOK

- Az online kezelési adaptáció támogatása a RayCare rendszerrel integrálva (a RayStation v2025 SP2 verzióban került bevezetésre)
- Az ismételt besugárzás továbbfejlesztett támogatása kumulatív dózisértékeléssel
- Új modul a betegspecifikus EPID QA számára
- Az adaptív újratevezés továbbfejlesztései
- Továbbfejlesztett automatizált tervezés a javított konfigurálás támogatásával
- A mélytanulósos szegmentálási modellek és minőségi mutatók kiterjesztett lefedettségével
- Gyorsabb mélytanulósos tervezés az új és frissített modelleknek köszönhetően
- Az egyedi ROI és POI geometriák jóváhagyása, továbbfejlesztett többképes nézetek
- Új spirális fotonív-tervezési funkciók
- Tervkészítési protokoll a PBS számára
- Gyorsabb proton PBS optimalizálás a GPU kihasználásával
- A titkosított DICOM-kommunikáció támogatása

2.2 AZ ISMÉTELT BESUGÁRZÁS TÁMOGATÁSA

- Lehetőség van előzetes kezelés hozzáadására a besugárzási tervhez.
 - Az előző dózis automatikusan leképeződik a tervezési képre, és kiszámításra kerülnek a kumulatív dózisok.
 - A kumulatív dózissal optimalizálási funkciók és klinikai célok társíthatók.
 - Minden modalitás és kezelési technika támogatott, kivéve a bőr-neutronbefogósos terápia (BNCT).

- Egyenértékű dózis 2 Gy-es frakciókban (EQD2).
 - Az EQD2 paraméterek (α/β -arány és szöveti regenerálódási tényezők (TRF-ek) ROI-onként határozhatók meg, és a besugárzási tervben tárolhatók.
 - Az EQD2 eloszlásai és statisztikai adatai a Plan evaluation modulban tekinthetők meg.
 - Az optimalizálási funkciók és a klinikai célok kiértékelhetők az EQD2 tekintetében, akár a TRF-ekkel való korrekciókkal, akár azok nélkül is.
 - A rendszer kiszámítja a paraméterspecifikus EQD2 eloszlásokat a ROI-khoz használt α/β -arányhoz és TRF kombinációhoz. Ezeket az eloszlásokat a rendszer a DVH görbékhez, a dózisstatisztikákhoz, az optimalizálási funkciókhoz és a klinikai célokhoz használja fel. Ez azt jelenti, hogy a helyes EQD2 paramétereket mindig a teljes ROI térfogatra alkalmazzák, beleértve a más ROI-kkal megosztott voxeleket is, például a ROI-k határánál vagy átfedő régióknál.
- Szükséges licenc: raySequel.

2.3 EPID QA

- Új modul a betegspecifikus EPID QA elvégzéséhez.
- Ellenőrzési tervek létrehozása az EPID-del való leadáshoz.
- A mért EPID képek importálása a Varian készülékektől.
- Az EPID képek kiszámítása a LINAC készülékmodelben meghatározott EPID modell használatával.
- A mért és a kiszámított EPID képek összehasonlítása a válaszkülönbségek, vonalprofilok és gamma értékek felhasználásával.
- Szükséges licenc: rayEpid

2.4 A TERVKÉSZÍTÉSI PROTOKOLL TÁMOGATÁSA A PBS SZÁMÁRA

- A tervkészítési protokoll már támogatja a Pencil Beam Szkennelés (PBS) tervek automatikus létrehozását. A protokoll lépései kibővítésre kerültek az RBE modellválasztás engedélyezésével, a robusztussági beállítások konfigurálásával, a PBS optimalizálási beállításokkal és a PBS nyalábok besugárzási mezőszámítási beállításával.

2.5 ÁLTALÁNOS RENDSZERFEJLESZTÉSEK

- Az alapértelmezett színtáblázat a *Adjust color tables* párbeszédpanelen állítható be.
- Már lehetőség van a tervezési tevékenységek és modulok közötti váltásra a billentyűzettel is, mint egy alternatíva a tevékenységre vagy a modulra való kattintás mellett. Nyomja meg az Alt gombot és a tevékenység vagy modul nevében aláhúzott betűt (pl. Alt+M a Patient modeling vagy Alt+O a Plan optimization lehetőségre váltás esetén).
- A Microsoft SQL Server 2025-ös verziójának támogatása.
- A *Measure* eszköz az M billentyűvel be- és kikapcsolható.

- A RayStation érvényesítve van az NVIDIA Blackwell GPU-knál (a RayStation v2025 SP2 óta).

2.6 PATIENT MODELING (BETEGMODELLEZÉS)

- Már lehetőség van egyedi ROI és POI geometriák jóváhagyására.
 - A jóváhagyott geometria szerkesztése a kiválasztott képsorozaton zárva lesz.
 - A ROI és POI tulajdonságai (például a név, a szín vagy az anyag) továbbra is szerkeszthetők, ha a geometria jóvá van hagyva.
 - A jóváhagyási információk bekerülnek az auditnaplóba.
 - Az opció engedélyezve van a RayStation-PlanApproval csoporthoz tartozó felhasználóknál.
 - Az egyszeri bejelentkezés (SSO) engedélyezhető a geometriák jóváhagyásához a Clinic settings menüben.
- Többszörös képelrendezés: Mostantól három kép jeleníthető meg egymás mellett. A bal szélső mindig az elsődleges képsorozat lesz, amelyen a kontúrok módosulnak, amikor a kontúrozási eszközöket használja, a másik két nézet pedig tetszőleges képet jeleníthet meg mellette. Ha egy képsorozat regisztrálva van az elsődleges képkészletbe, akkor a szinkronizált görgetés engedélyezett és a kontúrozás is lehetséges.

2.7 MÉLYTANULÁSI SZEGMENTÁLÁS

- A kiindulásként mélytanulósos szegmentálással (DLS) generált ROI geometriáknál a Dice hasonlósági együttható kiszámításra kerül a jóváhagyásnál, hogy számszerűsítsék az eredeti DLS kimenet és a felhasználó által végzett manuális módosítások közötti eltéréseket. Emellett a geometria különféle mutatói (pl. térfogat, tömegközéppont, határoló keret) mind az eredeti DLS, mind a szerkesztett geometriák esetén kiszámításra kerülnek és tárolódnak. Az eredmények a RayIntelligence-en keresztül és szkriptínggel érhetők el.
- Az RSL DLS CT modell tartalmaz 11 továbbfejlesztett ROI-t, amelyeket az alábbiakban ismertetünk.
 - Anorectum
 - + Kiterjesztett támogatás a női medencét érintő és a prosztatektómiás esetekhez.
 - + Javított anatómiai folytonosság a Colon_Sigmoid terén.
 - Bladder
 - + Kiterjesztett támogatás a női medencét érintő és a prosztatektómiás esetekhez.
 - + Javított robusztusság a hólyag teltségének különféle szintjeihez.
 - Colon_Sigmoid
 - + Kiterjesztett támogatás a női medencét érintő és a prosztatektómiás esetekhez.
 - + Javított anatómiai folytonosság az Anorectum terén.

- Spc_Bowel
 - + Frissített definíciók: Még tovább terjed kraniális irányban, így magába foglalja az összes bélszerkezetet.
 - + Kiterjesztett támogatás a női medencét érintő és a prosztatektómiás esetekhez.
- PenileBulb
 - + Kiterjesztett támogatás a prosztatektómiás esetekhez.
 - + Javított kraniális és kaudális végek.
- Heart, Kidney_L/R, Lung_L/R, SpinalCanal
 - + Kiterjesztett támogatás a pediátriai esetekhez.
- Egy ROI eltávolításra került a RSL DLS CT modellből: L6 vertebra.
- Az RSL DLS CT modell 32 új ROI-t is tartalmaz, melyek felsorolása lentebb található.

Csoport	Modalitás	Vizsgált területek
Bowels	CT	Colon Duodenum Jejunum_Ileum Jejunum_Ileum_Colon
Pelvis	CT	Canal_Anal Rectum
Female Pelvis	CT	Female_Genital_Tract LN_Gyne_Iliac LN_Gyne_Inguinofem_L LN_Gyne_Inguinofem_R LN_Gyne_Paraaortic LN_Gyne_Presacral LN_Gyne_Pelvic_Sidewall Parametrium_L Parametrium_R
Prostate Bed	CT	ProstateBed_ESTRO ProstateBed_PERYTON
Bronchial Tree	CT	Bronchus_Lingular Bronchus_Lobar_Inferior_L Bronchus_Lobar_Inferior_R Bronchus_Lobar_Middle Bronchus_Lobar_Superior_L Bronchus_Lobar_Superior_R ProximalBronchialTree

Csoport	Modalitás	Vizsgált területek
Artificial Hip & Femur	CT	Artificial_Hip_L Artificial_Hip_R Femur_L Femur_R
Vessels	CT	A_Femoral_L A_Femoral_R V_Femoral_L V_Femoral_R

- Az RSL DLS CT modellhez számos neurológiai hálózatot újra betanítottak a műszaki frissítés részeként. Ez kihatással van a következő ROI-k generálására:
 - Bone_Pelvic_L/R, Bronchus_InterM, Bronchus_Main_L/R, C1–C7, Carina, Coccyx, Femur_Head_L/R, L1–L5, Prostate, Prostate_minus_VenousPlexus, Sacrum, SeminalVesicles és T1–T12.
 - A hálózati súlyozások frissítése kisebb eltéréseket eredményezhet a generált ROI-kban a korábbi verziókhöz képest.

2.8 PLAN EXPLORER

- A tervekészítési protokollok már támogatják a PBS tervek automatikus létrehozását. Ez a következőket jelenti:
 - A PBS feltárási tervek közvetlenül létrehozhatók a Plan explorer modulban.
 - A feltárási templátokba belefoglalhatók a PBS tervek is.
- Javított válaszkészség a feltárási tervek nagyobb készletével való munka során. Ez különösen érvényes arra, ha a tervek kiválasztását vagy eltávolítását feltárási szűrők segítségével végzi, és ha létező terveket ad hozzá egy tervfeltáráshoz.
- Mostantól egyetlen kattintással több feltárási tervet is megjelölhet jelöltként.
- A tervekészítési protokollal vagy feltárási templátokkal készített feltárási tervek már nem lesznek alapértelmezetten láthatók a *Plan* legördülő listában. Ez nagy számú terv automatikus generálásakor segít elkerülni a hosszú tervlistát. A tervek *Plan* legördülő listában való láthatóvá tételéhez a terv ikon helyi menüjéhez hozzáadásra került az új *Show in other modules* opció.
- A *Compare* munkafelületen található klinikai célok listája már hasonló kialakítású, mint az egyéb moduloknál.

2.9 BRACHYTERÁPIÁS TERVEZÉS

- A csatornarekonstrukció során a nézetek már automatikusan hozzáigazodnak a csatorna irányához.
- Bővült a bázispont létrehozásának támogatása.

- A tartózkodási pontok adatainak jobb megjelenítésére került azáltal, hogy minden tartózkodási pont esetében megjelenik a forráserősséggel korrigált kezelési idő, valamint a tartózkodási pontok helyzete egy előre beállított referenciaponthoz viszonyítva.
- A TG43 és a brachyterápiás Monte Carlo dózisok felső határa 100 Gy a dózisszámítás során.
- A *Zoom to max D90* jelölőnégyzet hozzáadásra kerül a DVH grafikonhoz, hogy lehetővé váljon a grafikonon való gyors zoomolás.
- Már létrehozható applikátor modell szkriptinggel a struktúrákból (ROI-k, LOI-k és POI-k).
- A TG43 dózis már kiszámítható a CBCT képekben is.

2.10 PLAN SETUP [BESUGÁRZÁSI TERV BEÁLLÍTÁSA]

- Ha a beteg és az eset már létezik a RayCare rendszerben, akkor az előírást alternatívaként most a RayCare-ből is át lehet másolni, így nem szükséges azt a RayStation-ben külön megadni. A RayCare-ben megadott frakciószám leváltja a RayStation értékét.

2.11 3D-CRT SUGÁRKIALAKÍTÁS

- A konformális ív szegmensek előállíthatóak a hullámív pályákhoz az ezzel a képességgel rendelkező LINAC-oknak (pl. Hitachi OXRAY).

2.12 TERVOPTIMALIZÁLÁS

- A "treat" funkció alkalmazható a hullámív pályákat tartalmazó VMAT tervek optimalizálása során az ezzel a képességgel rendelkező LINAC-okhoz (pl. Hitachi OXRAY).
- A VMAT és a konformális ív megváltozott viselkedése: Ha a kollimátor szöge vagy a kezelőasztal szöge megváltozott, a sugárnyalábszegmens eltávolításra kerül.
- Az ECHO és ML tervautomatizálási stratégiák már konfigurálhatók a felhasználói interfészen keresztül. A konfigurációs párbeszédpanel az *Automation* lapon át érhető el.

2.13 GÉPI TANULÁS TERVEZÉSE

- A gépi tanulási tervezési háttérrendszert refaktorálták, ezáltal jelentősen gyorsabbá válik a dózis-előrejelzés, és nincs szükség szkripting környezetre. Emiatt a frissítés miatt kisebb különbségek várhatók az optimalizált eredményekben. Az ML stratégiával létrehozott leadandó dózis minőségét ellenőrizni kell a frissítés után.
- Új modellek:
 - RSL Breast Locoregional: Egyszintű lokoregionális emlőmodell az emlő vagy a mellkasfal kezelésére, beleértve a regionális nyirokcsomókat is.
 - RSL Lung Proton: protonmodell a tüdőben található elsődleges és/vagy nodális tumorok kezelésére.
 - RSL Prostate SVs Nodes 2LVS: A RSL Prostate SVs Nodes 2LVS modell új frissített verziója, a prosztata, az ondóhólyagok és a nyirokcsomók kezelése.

2.14 SPIRÁLIS FOTONÍV-TERVEZÉS

- A foton sugár már képes a spirális ívpálya használatára, ami lehetővé teszi az asztallap hosszirányú mozgását, miközben a gantry a leadás során forog. Ez lehetővé teszi a továbbfejlesztett spirális ívkezelés tervezését a kompatibilis LINAC berendezéseken.
- Szükséges licenc: rayHelicalArc

2.15 PROTON PENCIL BEAM SCANNING PLANNING (PROTON PENCIL BEAM SZKENNELÉS TERVEZÉSE)

- A proton PBS optimalizáló algoritmus átkerült a GPU-ba, ami az optimalizálást gyorsabbá teszi. A felgyorsítás az esettől és az elérhető hardvertől függ.
- Támogatás lett hozzáadva a dózisvezérelt folyamatos szkenneléshez (DDCS) a Hitachi protonberendezéseknél.
 - Ha a Hitachi berendezés rendelkezik DDCS opcióval, akkor a RayStation olyan terveket hoz létre, amelyek teljesítik a leadási követelményeket. Ebbe beletartoznak a minimális és maximális spotsúlyok, az, hogy a sugár be- vagy ki van-e kapcsolva a következő pontra történő átváltáskor, illetve az az egyes energiaszintekre vonatkozó optimális meterset sebesség, amely a leggyorsabb sugárzási időt biztosítja a terv minőségének megőrzése mellett.
 - Szükséges licenc: rayContinuousScanning

2.16 PROTONÍV-TERVEZÉS

- Támogatás hozzáadva az függőleges helyzetű statikus PBS ívekhez, ahol a szék az energiaszintek között forog.
 - A statikus PBS ívek a forgó székekkel együtt hasonlóak ahhoz, ahol a statikus ívnél a gantry forog (a RayStation korábbi verzióiban támogatva).
 - Minden proton PBS berendezés, amely a beteg tartására széket használ, konfigurálható úgy, hogy támogassa a PBS ívek tervezését forgó székeknek.
 - A forgó székekkel ellátott PBS ívtervet a leadás előtt normál PBS tervvé kell átalakítani.
- A PBS ív tervezése már elérhető ferde képsorozatoknál is.

2.17 KÖNNYŰ ION PENCIL BEAM SZKENNELÉS TERVEZÉSE

- A könnyű ionokhoz tartozó dózisszámítás már korlátozva van, ha Bragg csúcsot tartalmaznak az energiamodulátorban. Az optimalizáló már nem hoz létre olyan terveket, amelyek ilyen spotokat tartalmaznak. Mindazonáltal ezek továbbra is jelen lehetnek azokban a tervekben, amelyeket manuálisan szerkesztett a felhasználó, vagy a RayStation korábbi verziójával hoztak létre. Ilyen esetekben egy üzenet jelenik meg, amely azonosítja az érintett sugármennyiséget és az energiaszintet, és a tervet vissza kell állítani és újra optimalizálni kell, vagy pedig a problémás energiaszintet manuálisan el kell távolítani.
- Támogatás lett hozzáadva a Hitachi szénionos rendszerekhez.

- Az energia modulátor finomhangolása.
- Dózisvezérelt folyamatos szkennelés (DDCS):
 - + A RayStation olyan terveket hoz létre, amelyek teljesítik a leadási követelményeket. Ebbe beletartoznak a minimális és maximális spotsúlyok, az, hogy a sugár be- vagy ki van-e kapcsolva a következő pontra történő átváltáskor, illetve az az egyes energiaszintekre vonatkozó optimális meterset sebesség, amely a leggyorsabb sugárzási időt biztosítja a terv minőségének megőrzése mellett.
 - + Szükséges licenc: rayContinuousScanning
- Az energia modulátor légrés modell már hozzáadható a könnyű ionos gépek modelleihez. A modell bevezet egy korrekciós tényezőt a dózishoz az energia modulátor vastagsága és a légrés függvényében, mellyel lehetővé teszi azon szóródó részecskék modellezését, amelyek a nagy légrés miatt nem találják el a beteget.

2.18 ADAPTÍV ÚJRATERVEZÉS (A RAYSTATION V2025 SP2 VERZIÓBAN FRISSÍTÉSEK KERÜLT BEVEZETÉSRE)

- Az Automated replanning modul javított integrációt biztosít a RayCare rendszerrel a Varian TrueBeam kezelőberendezésen való leadáshoz. Az online adaptív munkamenetekhez eszközöket biztosít az adatok továbbításának és a RayCare rendszerrel való kommunikációnak a támogatására, beleértve a képsorozat és a képregisztráció importálására szolgáló egyszerűsített munkafolyamatot is. Az áttekintés és az adaptált tervkészlettel való folytatás melletti döntés után az *Assign adapted* lehetőség kiválasztásával a tervkészlet elérhető lesz a RayCare rendszerben, és automatikusan hozzárendelődik a megfelelő frakcióhoz. Ha a döntés az, hogy az eredeti tervkészlettel kell folytatni, akkor a *Proceed with scheduled* lehetőség használható. A már beütemezett tervkészlet leadása ezután folytatható a RayCare rendszerben.
- Adaptált nyalábkészlet létrehozásakor a kezelési besugárzási mezők új alapértelmezett nevet kapnak, hogy jelezzék, hogy egy adaptált nyalábkészlethez tartoznak. Az adaptált nyalábnév tartalmazza az eredeti nyalábnevet és a hozzáadott utótagot. Az utótag "A[n]" formátumú, ahol "n" a frakciószám.
- Az adaptált terv jóváhagyása során a rendszer összehasonlítja a tervet a referencia tervvel, és figyelmeztető párbeszédpanel jelenik meg, ha jelentős eltérés észlelhető köztük. A rendszer a különbségeket a sugárkonfiguráció, az előírás, a frakciónkénti teljes meterset, a kezelési technika és a hozzárendelt kezelőberendezés tekintetében értékeli ki. A meterset eltérés küszöbértéke konfigurálható.

2.19 AUTOMATIZÁLT ADAPTÍV ÚJRATERVEZÉS

- Egy szintetikus CT újrászámításakor az átalakuló képregisztráció is újra kiszámítódik.
- Már további opciók is elérhetők a ROI-k és POI-k szerkezet templátból történő lineáris képregisztráció segítségével. A meglévő referenciakeret regisztráció használható, valamint

a *Discard rotations*, *Focus on bone structures* és *Focus on ROI* opciók is, amikor egy regisztrációt létrehoznak.

- A képkonvertálás már támogatja a kimenet felbontás kiválasztását a korrigált CBCT képsorozatokhoz, beleértve a referencia CT felbontás használatának a lehetőségét is. Ha látótér (FOV) ROI-t használnak, akkor már lehetőség van a lefedett felső-alsó tartomány kiválasztására a referencia képészletből. Ha nincs tartomány meghatározva, akkor alapértelmezésben a referencia képészlet teljes felső-alsó tartománya használható.
- Az automatizált újratervezés munkafolyamat leállításának és folytatásának a támogatásán javítottak. Az automatizált újratervezés most már gyorsan leállítható az aktuálisan futó lépés visszavonásával. A leállítás után a munkafolyamat az első befejezetlen lépéstől folytatható.

2.20 DICOM

- A RayStation támogatja a DICOM Transport Layer Security (TLS) kódolást a megfelelő DICOM rendszerekkel való biztonságos és titkosított adattovábbítás érdekében.
- Már lehetőség van DICOM importálásra egy PACS forrásból a PACS lapon.
- A kiexportált tizedes értékeknél fokozott pontosság és konfigurálható kerekítés lett hozzáadva.
- Már támogatottak a "RECON TOMO" multiframe NM (SPECT) adatok (beleértve a DICOM importálást és exportálást, a megjelenítést, a regisztrálást és a kontúrozást). Valós átváltást nem tartalmaz (az adatok mértékegység nélkül jelennek meg).
- A kiexportált QA tervdózisok már kitöltik az Image Orientation (Patient) {0020,0037} részt a párbeszédpanelen kiválasztottaknak megfelelően. A korábbi verziókban a kép koronális és szagittális nézetekhez való tájolása helytelenül exportálódhatott, ami helytelen tájolásokhoz vezetett. Ezt a RayStation v2025 SP2 verzióban javították.

2.21 PARANCSFÁJLÍRÁS [SZKRIPTING]

- A betegbeállítási nyálábhoz tartozó két új művelet, a CopySetupBeamAction és a DeleteSetupBeamActions már kezelhető szkriptínggel és elérhető a szkriptíng API-n keresztül.
- A felhasználói felületen a "Gender" helyett a "Sex" jelenik meg. Mindamellet a "Gender" szkriptínggel továbbra is elérhető.
- A Beam.ArcRotationDirection és Beam.ArcStopGantryAngle tulajdonságok törlésre kerültek. Ívsugaraknál a következő eljárások és tulajdonságok használhatók a sugárbeesési szöggel kapcsolatos beállítások írására és olvasására:

Olvasás	Írás	Megjegyzés
GetArcRotationDirection	SetArcRotationDirection	
GantryAngle	SetGantryAngle	A kezdő gantryszöget jelenti az olyan ívsugaraknál, ahol a gantry forog.

Olvasás	Írás	Megjegyzés
GetGantryArcStopAngle	SetGantryArcStopAngle	Csak olyan íveknél alkalmazható, ahol forgó gantry található.
CouchRotationAngle	SetCouchRotationAngle	A kezelőasztal/szék kezdő szögét jelenti az olyan ívsugaraknál, ahol a kezelőasztal/szék forog.
GetCouchArcStopAngle	SetCouchArcStopAngle	Csak olyan íveknél alkalmazható, ahol forgó kezelőasztal vagy szék található.
InitialCollimatorAngle	SetCollimatorAngle	

Ne feledje, hogy a GantryAngle, CouchRotationAngle és InitialCollimatorAngle tulajdonságok nem állíthatók be közvetlenül egy ívsugárnál. Ehhez a megfelelő beállítási eljárást kell használni.

- A Beam.DeleteArcTrajectory eljárás törlésre került.
- A Beam.SetArcTrajectory eljárást átnevezték a következőre: SetWaveArcTrajectory.
- A TomoSegment.CouchYOffset eljárást felváltotta a TomoSegment.TableTopLongitudinalOffset (csak Tomo Helical esetén érvényes).
- Új parancsfájl művelet kerül hozzáadásra a PhotonBeam számára: SetHelicalArcTrajectory
- A SetWaveArcTrajectory egy új argumentummal rendelkezik: TableTopLongitudinalOffsets
- A CreateQAPlan egy új argumentummal rendelkezik: CenterHelicalArcBeams

2.22 IONSUGÁR ÜZEMBEHELYEZÉSE

- A dózisvezérelt folyamatos szkennelés (DDCS) paraméterek már láthatóak a Hitachi proton szénion berendezéseinek *Scanning data* lapján.
- Az intenzitás (meterset sebesség) számítási beállítások már láthatók a Toshiba szénion berendezések *Scanning data* lapján.

2.23 RAYSTATION DÓZISMOTOR FRISSÍTÉSEI

A dózismotorok változásait a RayStation v2026 esetén az alábbiakban soroljuk fel.

Dózis motor	v2025	v2026	Ismételt üzembe állítás szükséges	Dózishatás ⁱ	Megjegyzés
Mind	-	-	-	Elhanyagolható	Kisebb változás a voxel ROI konvertálásában. A ROI térfogatok enyhén eltérőek lehetnek, ha a RayStation korábbi verzióiban lévő azonos ROI-kkal összehasonlítják őket.
Foton Collapsed Cone	5.11	5.12	Nincs	Elhanyagolható	Rutinszerű verziónövekedés
Foton Monte Carlo	3.3	3.4	Nincs	Elhanyagolható	Rutinszerű verziónövekedés
Elektron Monte Carlo	5.3	5.4	Nincs	Elhanyagolható	Rutinszerű verziónövekedés
Proton PBS Monte Carlo	5.8	5.9	Nincs	Elhanyagolható	Kisebb eltérések a LET _d számításában.
Proton PBS Pencil Beam	6.8	6.9	Nincs	Elhanyagolható	Rutinszerű verziónövekedés
Proton US/DS/ Wobbling Pencil Beam	4.13	4.14	Nincs	Elhanyagolható	Rutinszerű verziónövekedés
Szén PBS Pencil Beam	7.2	7.5	Nincs	Elhanyagolható	Rutinszerű verziónövekedés
Brachy TG43	1.7	1.8	Nincs	Elhanyagolható	A frakciódózis értékek maximuma 100 Gy. Ez egy utószámítási lépés a dózisszámításban. Magát a dózisszámítást, illetve a dózisok kiértékelését nem érinti.

Dózis motor	v2025	v2026	Ismételt üzembe állítás szükséges	Dózishatás ⁱ	Megjegyzés
Brachy Monte Carlo	1,1	1.2	Nincs	Elhanyagolható	A frakciódózis értékek maximuma 100 Gy. Ez egy utószámítási lépés a dózisszámításban. Magát a dózisszámítást, illetve a dózisok kiértékelését nem érinti.

ⁱ A dózishatás (elhanyagolható/kicsi/nagy) azt a hatást jelenti, amikor a gépmódel ismételt üzembe állítását nem végezték el. A sikeres ismételt üzembe állítást követően a dózis változásának kicsinek kell lennie.

2.24 A KORÁBBAN KIADOTT FUNKCIÓK MEGVÁLTOZOTT VISELKEDÉSE

- Vegye figyelembe, hogy a RayStation v2026 változásokat vezetett be a proton PBS optimalizálásában. Az algoritmus egy részét áthelyezték a GPU-ba, és az optimalizáláshoz használt spotdózisok kis dóziséjú térfogatait most már a dózisirácsban megadottnál ritkább rácson veszik mintába. Az optimalizálási eredmények emiatt kissé eltérhetnek a korábbi verziók azonos optimalizálási problémára adott eredményeitől. Ha egy korábbi verzióból származó optimalizálási problémát a v2026 verzióban használnak, akkor a célkitűzések, a korlátozások és a kapcsolódó súlyozások finomhangolást igényelhetnek a legjobb terv elérése érdekében.
- Megjegyzendő, hogy az RayStation 11A esetében némi változás történt az előírások tekintetében. Ez az információ akkor fontos, ha RayStation-t egy 11A-nál korábbi verzióról frissíti:
 - Az előírások mostantól mindig külön-külön írják elő az egyes sugárkészletek dózisát. A 11A előtti verziójú RayStation-ben meghatározott előírások a sugárkészlet és háttér dózis kapcsán elavultak. Az ilyen előírással rendelkező sugárkészletek nem hagyhatók jóvá, és az előírást a sugárkészlet DICOM exportálásakor nem fogja tartalmazni.
 - A tervgenerálási protokoll alapján beállított előírások mostantól mindig csak a sugárkészlet dózisára fognak vonatkozni. Frissítéskor feltétlenül tekintse át a meglévő tervgenerálási protokollokat.
 - Az előírási százalék a továbbiakban nem szerepel az exportált előírás-dózisszintekben. A RayStation 11A előtti verziókban a RayStation-ben meghatározott előírási százalék bekerült az exportált Target Prescription Dose-ba. Ez úgy módosult, hogy csak a RayStation-ben meghatározott Prescribed dose kerül exportálásra, mint Target Prescription Dose. 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 Plan/RT Ion Plan SOP Instance UID-jén alapult. Ez úgy változott,

hogy a különböző előírások azonos Dose Reference UID-vel rendelkezhetnek. Ily módon a 11A előtti verzióban exportált Dose Reference UID-k frissítésre kerülnek, és a terv ismételt exportálásakor a rendszer más értékeket fog használni.

- Megjegyzendő, hogy az RayStation 11A esetében némi változás történt a beállítási képkalkotó rendszerek tekintetében. Ez az információ akkor fontos, ha RayStation-t egy 11A-nál korábbi verzióról frissíti:
 - A Setup imaging system-hez (a korábbi verziókban Setup imaging device) most már egy vagy több beállítási képkalkotó is rendelhető. Így a kezelési sugarakhoz több beállítási DRR is engedélyezhető, valamint beállítási képkalkotóként külön azonosítónév állítható be.
 - + A képkalkotók beállíthatók gantry-re szereltként és rögzítettként is.
 - + Minden beállítási képkalkotó egyedi névvel rendelkezik, amely a megfelelő DRR nézetben jelenik meg, és DICOM-RT képként kerül exportálásra.
 - + A több képkalkotóval rendelkező beállítási képkalkotó rendszert használó sugár több DRR-t kap, minden egyes képkalkotóhoz egyet. Ez mind a beállítási sugár, mind a kezelési sugár számára elérhető.
- Vegye figyelembe, hogy a RayStation 8B bevezette a protonok effektív dózisének (RBE dózis) kezelését. Ez az információ fontos a proton felhasználók számára, ha a 8B-nél korábbi verzióról frissíti a RayStation-t:
 - A rendszerben meglévő protongépek RBE típusra alakulnak át, azaz feltételezzük, hogy 1,1 állandó tényezőt használtak. Lépjen kapcsolatba RaySearch-vel, ha ez nem érvényes az adatbázis egyetlen gépére sem.
 - Az 8B verziónál korábbi RayStation-ből exportált, PHYSICAL dózistípusú RayStation RT Ion Plan és RT Dose of modality proton importálás RBE szintként lesz kezelve, ha az RT Ion Plan-ben lévő gép neve egy meglévő RBE gépre utal.
 - Az egyéb rendszerekből vagy a 8B-nél korábbi verziójú RayStation-ből származó PHYSICAL dózistípus RT dózisa, amelynél az RBE nem szerepel a sugármodellben, korábbi verzióknak megfelelően kerül importálásra, és a RayStation-ben nem jelenik meg RBE dózisként. Ugyanez igaz, ha a hivatkozott gép nem létezik az adatbázisban. A felhasználó felelőssége annak ismerete, hogy a dózist fizikai vagy RBE/fotonegyenértékként kell-e kezelni. Ha azonban egy ilyen dózist háttérdózisként használnak a későbbi tervezés során, akkor azt hatékony dózisként kezeli a rendszer.

További részletekért lásd: *Függelék A Effektív dózis protonok számára.*

- Megjegyzendő, hogy a dózisstatisztikai számítások frissítésre kerültek a RayStation 11B-ben. Ez azt jelenti, hogy az értékelt dózisstatisztikákban egy korábbi verzióhoz képest kisebb eltérések előfordulhatnak.

Ez a következőket érinti:

- DVH-k

- Dózisstatistikák
- Klinikai célok
- Előírás értékelése
- Optimalizálási objektív értékek
- Dózisstatistikai mérések lekérése parancsfájllal

Ez a változás a jóváhagyott sugárkészletekre és tervekre is vonatkozik, ami azt jelenti, hogy például a 11B előtti RayStation verzióból származó, korábban jóváhagyott sugárkészlet vagy terv megnyitásakor az előírás és a klinikai célok teljesítése megváltozhat.

A dózisstatistikák pontosságának javulása a dózistartomány (a ROI-n belüli minimális és maximális dózis közötti különbség) növekedésével észrevehetőbb, és csak kisebb különbségek várhatóak a 100 Gy-nél kisebb dózistartományú ROI-k esetében. A frissített dózisstatistikák a továbbiakban nem interpolálják a dózis térfogatnál $D(v)$ és a térfogat dózissnál értékeket $V(d)$. A $D(v)$ esetében ehelyett a v felhalmozott térfogat által kapott minimális dózist kapjuk meg. A $V(d)$ esetében a legalább d dózist kapó felhalmozott térfogat kerül visszaadásra. Ha egy ROI-n belül a voxelek száma kicsi, a térfogat diszkrétizáltsága megjelenik a kapott dózisstatistikában. Több dózisstatistikai mérés (pl. D5 és D2) ugyanazt az értéket kaphatja, ha a ROI-n belül meredek dózisgradiensek vannak, és hasonlóképpen a térfogat nélküli dózistartományok vízszintes lépéseként jelennek meg a DVH-ban.

- Vegye figyelembe, hogy a RayStation 2024A bevezette annak lehetőségét, hogy a klinikai célt a nyalábkészlet dózishoz vagy a tervdózishoz társítsák. Ezek a klinikai célokkal rendelkező meglévő tervekre és templátokra vonatkozó információk fontosak, amikor a RayStation 2024A verziójánál korábbi verzióról végez frissítést:
 - Az egyetlen nyalábkészlettel rendelkező tervekben meghatározott fizikai klinikai célok már automatikusan társítódnak az adott nyalábkészlethez.
 - A több nyalábkészletet tartalmazó tervekben a fizikai klinikai célok duplikálódnak, hogy a terven belül minden lehetséges társítás biztosítva legyen. Egy két nyalábkészletet tartalmazó tervben például minden egyes klinikai cél három másolata lesz jelen: egy a tervhez, és egy-egy a két nyalábkészlethez.
 - A templátokban definiált klinikai célok a "BeamSet1" nevű nyalábkészlethez társítódnak. A több nyalábkészlettel tervező felhasználóknak azt javasoljuk, hogy frissítsék a templátaikat a megfelelő társítással és nyalábkészlet névvel. Fordítson különös figyelmet a protokollokban használt templátokra. A templátokban tárolt nyalábkészleti neveknek meg kell egyezniük egy, a protokollban létrehozott nyalábkészlettel.
- Ne feledje, hogy a RayStation v2025 a Sumitomo HI vonalszkenneléses sugár üzembe helyezésével és a kezelésbetervezésével kapcsolatos változásokat vezetett be:

- Az MU vonalszegmens lekerekítése már nem történik meg a végleges dózis kiszámításának részeként. A dózist már azon tervparaméterek alapján számítják ki, amelyeket az RT iontervbe exportáltak. Új ellenőrzések kerültek hozzáadásra a végleges dózis kiszámításához, jóváhagyásához és DICOM-exportálásához annak biztosítására, hogy a terv a vonalszkennelés gépi korlátozásainak a figyelembevételével leadható legyen. A meglévő tervek leadhatóvá tehetők újraoptimalizálással vagy az új *Make beams deliverable* funkció használatával.
- A RayStation előző verzióiban van egy korlátozás az *Absolute dosimetry* során használt vonalszegmensek hosszára vonatkozóan, és amikor manuálisan létrehozunk egy energiaréteget az *Add energy layer* funkcióval. Ezt a korlátozást a RayStation v2025 verziójából törölték.
- A vonalszkennelés sugárszkennelési sebességkorláthoz használt egység m/s-ról cm/s-ra változott. A RayStation korábbi verzióiról frissített gépmodellek automatikusan frissültek.

Lásd még: rész 2.25 A vonalszkennelés sugármodell frissítése egy, a v2025 előtti RayStation verzióról a x. oldalon 23.

- Ne feledje, hogy a RayStation v2025 az elérhető anyagokkal kapcsolatban változásokat vezetett be. Ez az információ azoknak a felhasználóknak fontos, akik a RayStation egy v2025 előtti verziójáról frissítenek:
 - A RayStation rendszerrel telepített anyagok már nem lesznek elérhetők, amikor anyagfelülírást állítanak be egy ROI-nál addig, amíg aktívan ki nem választják, hogy elérhetőek legyenek. A kiválasztáshoz kattintson a *ROI material management* (a *ROI* listában és a *ROI/POI details* párbeszédpanelen érhető el), majd az *Add new common material* lehetőségre, és ezután válassza ki a listához hozzáadni kívánt anyagokat az *Add predefined* alatt.
- Ne feledje, hogy a RayStation v2025 a kollimátor forgásával kapcsolatos változásokat vezetett be a blokkal vagy kivágással rendelkező sugárnyaláboknál. Ez az információ azoknak a foton és elektron felhasználóknak fontos, akik a RayStation egy v2025 előtti verziójáról frissítenek:
 - A blokk/kivágás kontúrja alapértelmezésben állandó marad, amikor a kollimátort elforgatják a foton- és elektronnyalábokhoz. A korábbi verziókban az alapértelmezett viselkedés az volt, hogy a kontúr megváltozott annak érdekében, hogy a kollimátor elforgatása után is az exponált terület megmaradjon. Ez most arra változott, hogy a kontúr állandó marad.

2.25 A VONALSZKENNELÉS SUGÁRMODELL FRISSÍTÉSE EGY, A V2025 ELŐTTI RAYSTATION VERZIÓRÓL

A RayStation v2025 verzió óta a Sumitomo HI leadási rendszer diszkrét leadási idejeit figyelembe kell venni a vonalszegmens meterset súlyozásakor a tervben, még a dózisszámítás előtt. A korábbi verziókban a súlyozásoknak ezt a kerekítését magában a dózisszámításban végzik el.

Ez a változás a következő kihatásokkal jár az *Absolute dosimetry* bemeneti adatokra a Sumitomo vonalszkennelés gépmodellben:

- A *Meterset* érték per nominális energia már nincs belefoglalva.
- A *Dose per meterset* értékeknél használt metersetek a feltételezett leadott metersetek. [A RayStation v2025 előtti verzióiban a tervezett és leadott metersetek eltérhetnek a vonalszegmens súlyozási kerekítése miatt, melyet a RayStation dózismotor végez el, valamint a Sumitomo leadó rendszer miatt, és ezért a tervezett, nem pedig a leadott meterset lesz az, amelyet a *Dose per meterset* kiszámításánál használnak.]

Meg kell jegyezni, hogy az *lons per MU* a meglévő vonalszkennelés modellekben továbbra is érvényes a RayStation v2025 vagy későbbi verziójában, és így az üzembe állított vonalszkennelő sugármodellek is érvényesek maradnak a RayStation v2025 vagy későbbi verziójában. Mindazonáltal a *Dose per meterset* megváltozott definíciója miatt minden importált és számított abszolút dozimetriás adat automatikusan törlődik a vonalszkennelés gépmodellekből, amikor egy, a v2025 előtti RayStation verzióról frissítenek. A *Dose per meterset* újraszámításához vagy egy meglévő modell automatikus modellezésének elvégzéséhez egy, a v2025 előtti RayStation verzióban az abszolút dozimetriai adatokat újra importálni kell a RayPhysics rendszerbe annak biztosítására, hogy a *Dose per meterset* értékekre vonatkozó új követelmények teljesüljenek.

2.26 MEGOLDOTT HELYSZÍNI BIZTONSÁGI KÖZLEMÉNYEK (FSN-EK)

A 159027, 161525, 167168 és 176257 helyszíni biztonsági közlemények (FSN-ek) által ismertetett problémák megoldásra kerültek.

Megoldva: [FSN 159027] A ROI kontúr fejfelé fordul

Fennállt egy probléma, ahol a ROI-t érintő bizonyos olyan műveleteknél, amelyeket egy szelet normál [0, 0, -1] értékkel definiált képsorozaton definiált ROI-n hajtottak végre, a ROI fejfelé fordult és nem a megfelelő helyre került. Ezt a problémát mostanra megoldották.

[1310961]

Megoldva: [FSN 161525] Nem egyedi UID-k generálása a RayGateway rendszerben

A RayStation rendszerből az iDMS-be a RayGateway-en keresztül exportáláskor nem volt garantálva, hogy a generált DICOM UID-k egyediek legyenek. Ezt a problémát mostanra megoldották.

[1313444]

Megoldva: [FSN 167168] Hiányzó dózisérvénytelenítés az anyagfelülrírással rendelkező ROI-knál

Ritka esetekben az anyagfelülrírással rendelkező ROI-knál, illetve a *Bolus*, *Fixation* vagy *Support* típusú ROI-knál a dózis nem került érvénytelenítésre, ha a geometriát módosították vagy hozzáadták, illetve ha az anyagot eltávolították. Ezt a problémát mostanra megoldották.

[1477976]

Megoldva: [FSN 176257] Helytelen RBE-súlyozású dózis 50 cm WED felett a LEM Classic esetén

A szén és hélium dózisszámításakor fennállt egy probléma. LEM Classic használata esetén a végleges dózisszámítás hibát tartalmazott az RBE-ben (és így az RBE-súlyozású dózisban) az olyan voxeleknél, amelyek vízegyenértékű mélysége 50 cm feletti volt a sugárnyaláb irányában. Ezt a problémát mostanra megoldották.

[1538893]

2.27 ÚJ ÉS JELENTŐSEN FRISSÍTETT FIGYELMEZTETÉSEK

A figyelmeztetések teljes listáját lásd: *RSL-D-RS-v2026-IFU, RayStation v2026 Instructions for Use*.

2.27.1 Új figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

A ROI ütközés-ellenőrzési eljárásokat nem szabad az ütközések elleni végső védelemként alkalmazni a kezelőszobában. A

parancsfájlokkal elérhető *DetectRoiSurfaceCollisionsForOneRotationCenter*, *DetectRoiSurfaceCollisionsForTransformationMatrices* és *DetectRoiSurfaceCollisionsForTwoRotationCenters* ROI ütközés-ellenőrzési eljárásokat nem szabad az ütközések elleni végső védelemként alkalmazni a kezelőszobában. Az ütközés-ellenőrzés csak az adott ROI-kon kerül elvégzésre, melyek nem képviselik a tényleges kezelőszobát. A felhasználó felelőssége az ütközés-ellenőrzéshez alkalmas geometriával és pozícióval rendelkező, megfelelő ROI-k belefoglalása. A ROI ütközés-ellenőrzés korai jelzést adhat egy lehetséges ütközésről, de nem váltja ki a beteg kezelését megelőzően elvégzendő standard ütközésselkerülési ellenőrzést.

[1479620]



FIGYELMEZTETÉS!

Brachyterápiás Monte Carlo dózismotor: Validálási eljárás és üzembe helyezés. A RayStation brachyterápiás Monte Carlo dózismotort a vízben található konszenzusos referenciaadatok alapján validálták: az AAPM HEBD konszenzusos közzétett adatkészlet a támogatott forrásokhoz víz fantomban. Emellett a brachyterápiás Monte Carlo dózismotort validálták a RayStation TG-43-mal szemben klinikai tervek használatával olyan beteganatómiákon, melyeket felülírtak vízre.

A heterogén geometriáknál a validálást klinikai beteganatómiákon, valamint csont, tüdő, levegő és magas Z anyagú felületet tartalmazó rúdfantomokon végezték el úgy, hogy összehasonlították a *egs_brachy* Monte Carlo kóddal, ahelyett, hogy közvetlenül a fantom dózisméréseivel hasonlították volna össze.

A brachyterápiás Monte Carlo dózismotor üzembe helyezésének részleteiért lásd az AAPM TG-186 és WGDCAB 372. sz. jelentést (vagy az egyenértékű helyi irányelveket).
(1593258)



FIGYELMEZTETÉS!

A brachyterápiás dózisok felső határa. A TG43 és a Monte Carlo dózisszámítási motoroknál a dózisok felső határa frakciónként 100 Gy. Minden olyan dózis, amely túllépi ezt a küszöböt, 100 Gy-re lesz korlátozva a kapott dóziseloszlásban. Ez érvényes lesz a dózissal összefüggő valamennyi kimenetre, például a dóziszézetekre, a DVH-kra, a dózisstatistikára és a klinikai cél értékeléseire is.

Vegye figyelembe, hogy ha a dóziseloszlást a lekorlátozott dózisértékekkel együtt átskálázzák, akkor a lekorlátozott érték is ugyanazzal a tényezővel átskálázódik, azaz ha a dóziseloszlás a 100 Gy-re lekorlátozott dózisértékekkel együtt egy z tényezővel átskálázódik, akkor a lekorlátozott dózisérték új értéke $z \times 100$ Gy lesz. A dóziseloszlás jelentős mértékű lefelé skálázása esetén fontolja meg a dózis ismételt kiszámítását, hogy elkerülhesse a klinikailag releváns értékek lekorlátozását.

(1312866)



FIGYELMEZTETÉS!

Az EQD2 eloszlások kiértékelési feltételei. A fizikai dózis kiértékelési feltételei nem használhatók fel közvetlenül az EQD2 eloszlások értékeléséhez. A fizikai dózis feltételeit mindig át kell konvertálni az EQD2 tartományába. Ez alapvető fontosságú az olyan kezeléseknél is, amelyeket 2 Gy/frakciónál írtak elő a tumorhoz: noha az előírt dózis a tumorban mind a fizikai dózis, mind az EQD2 esetén 2 Gy lesz frakciónként, a tumoron belüli hideg és meleg pontok tovább halmozhatnak az EQD2 tartományban. Még fontosabb, hogy a normál szövetek toleranciája jelentősen eltérhet a fizikai és EQD2 eloszlástól, akár a 2 Gy-es frakcionált kezeléseknél is.

(1538161)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Paraméterspecifikus EQD2 eloszlás használata a tervjelentésekben. Az EQD2 paraméterekkel rendelkező tervekhez tartozó tervjelentések olyan adatokat (klinikai célok, és – ha pillanatképek is vannak – DVH-k, dózisstatisztika és 2D-s dózisznetetek) tartalmaznak, amelyeket paraméterspecifikus EQD2 eloszlásokkal értékeltek ki, ahol a ROI EQD2 paramétereit használták fel minden dózisérték voxelhez. A külső ROI paraméterspecifikus EQD2 eloszlását a dedikált paraméterek nélküli ROI-khoz használják.

{1482590}

**FIGYELMEZTETÉS!**

A Pencil Beam algoritmus korlátozásai. A könnyű ionos dózisszámításoknál használt Pencil Beam algoritmus bizonyos approximációkat és korlátozásokat tartalmaz. Ezek kihatással lehetnek a kiszámított dózisa 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 csúcsa az energia modulátorba kerülnek.

{1311597}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Abszolút dózispontosság könnyű ionos PBS-nél energia modulátor használata esetén. Korlátozások állnak fenn a nyalábnak az energia modulátor és a beteg közötti régióban (más néven a légrésben) történő szóródása modellezésével kapcsolatban, a könnyű ionos dózisszámításnál használt analitikai dózismotornál a RayStation rendszerben. Noha a légrés hatását az energia modulátor jelenlétében már kifejezetten tartalmazza a nukleáris halo modellezését, egyes hatásokat ez a modellezés nem rögzít teljes mértékben, különösen nagy légrések esetén. Emiatt az optimális energia modulátor légrés korrekciós tényező belefoglalható a sugármódelbe, hogy korrigálhassa a mért és számított dózis közti eltéréseket nagy légrések esetén. A korrekciós tényezőnek a belefoglalását sikeresen validálták max. 72 cm-es légrésekig. A felhasználónak különösen gondosan kell eljárnia, amikor nagy légréseket használó dózisszámítást validál.

{1592905}

**FIGYELMEZTETÉS!**

Dózis és dózisa átlagolt LET pontosság milliméter alatti heterogenitással rendelkező, porózus szöveteken áthaladó sugaraknál. A proton és könnyű ionos dózisszámítás nem tudja figyelembe venni azt a milliméter alatti heterogenitást, amelyet a CT képek nem tudnak teljesen feloldani (ilyenek például a tüdő porózus struktúrái). Az ilyen heterogenitások a Bragg csúcs romlásához, illetve a dózis és a dózisa átlagolt LET eloszlás hosszirányú kiszélesedéséhez vezethetnek. A felhasználónak tisztában kell lennie azzal, hogy a számítások nem lesznek tökéletesen pontosak, ha a sugárnyaláb jelentős távolságokat tesz meg ilyen szerkezetű struktúrákban.

(1479623)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Spirális ívek – a beteg beállítása. A spirális ívkezelés üzembe helyezésékor ellenőrizze, hogy a beállítási utasítások összhangban vannak-e a kezelőberendezés leadási munkafolyamatával. Amikor VMAT/konformális spirális ívnyalábot tervez, a betegbeállítási utasításoknak (DRR-ek, kezelőasztal eltolásai stb.) az első kontrollpont izocentrumára mint a kezelés kiindulási pozíciójára fognak vonatkozni.

A klinikai használat előtt ellenőrizze, hogy a betegpozicionálási munkafolyamat megfelelő-e a kezelőegységéhez.

(1537945)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Egy sorozat előírás RayCare rendszerből való lemásolása után a szinkronizálás nincs fenntartva. Miután egy RayStation tervkészlet előírást úgy adott hozzá, hogy a sorozat előírást a RayCare rendszerből lemásol, nem történik tovább szinkronizálás. Az előírás RayStation vagy RayCare rendszerekben történő későbbi módosításai nem kerülnek át a másik rendszerbe. A későbbiekben sem történik validálás azzal kapcsolatban, hogy az előírások egymással konzisztensek legyenek.

(1538003)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Ismételt besugárzás tervezése. Nyomatékosan javasoljuk, hogy értékelje ki a kumulatív dózist a korábbi kezelés(ek)e)t tartalmazó tervnél, mielőtt jóváhagyná, és az értékelést az egyenértékű (EQD2) kumulatív dózis alapján végezze el, még akkor is, ha az előírt cél frakciódózis értéke 2 Gy.

[1483026]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A szöveti regenerálódási tényező (TRF) korlátozásai. A szöveti regenerálódási tényező (TRF) a normál szövetek sugárkezelési folyamatok közötti hosszú távú regenerálódásának a leegyszerűsített megjelenítése. A TRF-nek az EQD2 számításokban való felhasználása jelentős korlátozásokkal rendelkezik:

- **A regenerálódás tekintetében jelentős bizonytalanság és a konszenzus hiánya tapasztalható.** A szöveti regeneráció használatát alátámasztó bizonyítékok korlátozottak, és nincs konszenzus azon a téren, hogy a regeneráció milyen mértékben és milyen időintervallum alatt feltételezhető. A hozzárendelt TRF értékeket emiatt bizonytalan paraméterként kell kezelni, és a klinikai döntéseknek lehetőleg robusztusnak kell lenniük a TRF értékek egy elfogadható tartományán belül.
- **A TRF egyetlen skálázási tényezőbe egyszerűsíti le a komplex biológiai folyamatokat.** A modell feltételezi, hogy a szöveti regeneráció ábrázolható azzal, hogy az EQD2 hozzájárulást a sugárkezelés előtt skálázzák. Egyetlen skálázási tényező nem tudja a regenerációra kiható valamennyi tényező (szubletális károsodások helyreállítása, gyorsított sejtregeneráció, érrendszeri változások, gyulladásos válasz stb.) összetettségét megragadni.
- **A regeneráció egyénenként is jelentős variabilitást mutat.** A regenerációs képesség a betegek között is jelentősen eltérő lehet számos különféle ok miatt. Ilyenek például a fennálló egyéb betegségek, a korábbi toxicitás, a kezelések közötti időtartam, a párhuzamos terápiák jelenléte vagy a betegspecifikus sugárérzékenység. A standardizált TRF érték emiatt nem feltétlenül tükrözi megfelelően a regenerációt az összes klinikai helyzetben, emiatt kellő óvatossággal kell kezelni.

Ezen korlátozások mellett a regenerációval korrigált EQD2 (EQD2 TRF) értékét csak a szöveti regeneráció közelítő jelzőszámának kell tekinteni, nem pedig a normál szövetek regeneráció alatti megnövekedett törésének a megbízható előrejelzőjeként. A felhasználóknak célszerű a valószínű TRF értékek egy tartományát kiértékelni, és a TRF nélkül számított kumulatív EQD2 értéket is mindig belefoglalni az értékelésükbe.

[1538126]

2.27.2 Jelentősen frissített figyelmeztetések



FIGYELMEZTETÉS!

A brachyterápiás modelleket a klinikai használat előtt validálni kell.

A brachyterápiás utántöltőket, forrás modelleket és alkalmazási beállításokat a klinikai használat előtt validálni kell.

A felhasználó felelőssége a brachyterápiás utántöltők, forrás modellek és alkalmazási beállítások validálása a klinikai használat előtt. Az alkalmazás beállításával kapcsolatos részletekért lásd a 283879 sz. figyelmeztetést.

A TG43 forrásmodelleknél lásd a 283358 sz. figyelmeztetést, a Monte Carlo forrásmodellek esetén pedig az 1593258 sz. figyelmeztetést.

[285635]



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 és brachyterápiás TG43 dózismotorok esetén támogatott.

[9355]



FIGYELMEZTETÉS!

A berendezés korlátozásai. A RayStation azon az elven alapul, hogy a RayStation által generált besugárzási tervet egy sugárkezelés leadás ellenőrzési/vezérlési rendszerrel adják le, mely biztonságos teljesítményt garantál, megelőzve az olyan kezeléseket, amelyek a berendezés nem alkalmas paraméterei (pl. gantryszög, kollimátorszög, MLC lamellák pozíciója és MU, a snout pozíciója és a minimális

spotsúlyozás [ion kezelésekénél], valamint a gantry és a lamellák sebessége a dinamikus kezelésekénél] miatt nem hajthatók végre.

Ha a berendezés korlátozásai a RayPhysics rendszerben nem tükrözik pontosan a kezelőberendezés és az R&V rendszer viselkedését, akkor a tervek a leadás közben leállnak vagy a RayStation rendszeren kívül kerülnek beállításra, ami azt eredményezi, hogy a leadott dózis el fog térni a jóváhagyott dózistól. Amikor egy gépmodellet létrehoz egy templátból, győződjön meg róla, hogy a gép összes korlátozási paramétere adaptálva legyen az adott kezelőberendezéshez. Még ha a RayStation a RayPhysics rendszerben megadott összes korlátozási paraméternek meg is felel, nincs rá garancia, hogy minden terv leadható lesz. Ellenőrizze, hogy a tervek ne legyenek megfelelő ellenőrzés nélkül módosítva a RayStation rendszerben olyan módon, ami jelentősen kihatna a dózisra.

[3185]



FIGYELMEZTETÉS!

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

Az elektron és a proton Monte Carlo dózismotorok a közegben történő sugártranszporttal együtt jelentik a vízben mért dózist. A proton és könnyű ionos pencil beam dózismotor a vízben mért dózist jelenti. A foton collapsed cone dózismotor a vízben mért dózist számítja ki, figyelembe véve a különböző sűrűségű vízben történő sugárzástranszportot is – ez a tulajdonság a vízben mért dózis és a közegben mért dózis között helyezkedik el, amennyiben a számítás a közegben történik. A foton és elektron Monte Carlo dózismotorok a RayStation v2026 esetén a közegben mért dózist a közegben történő sugártranszporttal együtt jelentik. A közegben történő fotontranszport esetén a vízben és a közegben mért dózisok közötti különbséget a csonttól eltérő szövetekben túl kicsinek találták (1-2%), ám ez az eltérés viszonylag nagy lehet csontokban (10%) és más, magas Z értékű anyagokban.

Az importált dózisok dóziskonvenciója ismeretlen a RayStation számára, ezért körültekintően kell eljárni, ha a terv érzékeny a nagy Z-értékű anyagokhoz kapcsolódó dózisra, és ha a dózist háttérdóziként vagy dózisutánzatra használják.

[409909]



FIGYELMEZTETÉS!

Az EQD2 eloszlások értékelésének értelmezése. A Plan evaluation modulál kiszámított EQD2 eloszlások prioritás alapú közelítést alkalmaznak az α/β -értékek meghatározásánál olyan voxeleknél, amelyek többszörös ROI-khoz tartoznak. Az ilyen eloszlások értékelésénél különös gondossággal kell eljárni:

- Az EQD2 eloszlás kiértékelésénél a szomszédos vagy átfedő ROI-k különböző α/β -értékekhez rendelhetők hozzá, emiatt az EQD2 eloszlás folytonossága megszakadhat az eltérő α/β -értékekkel rendelkező ROI-k határai között. Az olyan voxeleknél, amelyek csak részlegesen tartoznak egy ROI-hoz, vagy amelyek a ROI átfedési területén találhatók, a rendszer egy prioritási szabályt használ ahhoz, hogy az EQD2 számításhoz egyetlen α/β -értéket rendeljen hozzá. Az eredmény az, hogy az egy adott ROI-ra specifikus α/β -érték csak ezen ROI részeként használható.
- Annak biztosítására, hogy egy adott α/β -értéket használjanak a teljes ROI-nál, amikor egy klinikai célt értékelnek ki egy EQD2 eloszlás értékelésénél, javasoljuk, hogy elsőként határozza meg a fizikai dózis klinikai célját, majd konvertálja át EQD2-re egy tetszőleges α/β -értékkel ahelyett, hogy a klinikai célt közvetlenül az EQD2 eloszlásból határozná meg. Az EQD2 mutatók jelentése a brachyterápiában általános gyakorlat, és a RayStation támogatja az EQD2 klinikai célokat a Brachy planning modulban, mely automatikusan elvégzi a javasolt konverziót.
- A prioritás alapú értékelés csak az EQD2 eloszlás értékelésénél használatos, azon EQD2 eloszlások tervezésénél nem, amelyeket akkor kaptak, amikor az EQD2 paraméterek hozzá voltak rendelve egy besugárzási tervhez. A ROI-specifikus mennyiségek (pl. klinikai célok, dózisstatisztika és DVH-görbék) közvetlenül kiértékelhetők az EQD2 eloszlások tervezésénél, mivel minden ilyen értékelést az alapul vett paraméterspecifikus eloszlásokat figyelembe véve végeztek el, ahol a megfelelő α/β -értéket alkalmazták a teljes ROI térfogatra.

[408774]

**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 pontosan az eredeti kép geometriájával. Még ha a virtuális CT-n a generált kontúrok pontosaknak tűnnek is, ezek nem feltétlenül jelzik a tényleges anatómiai elhelyezkedést. Számos esetben ezek a körvonalak megegyeznek a tervezési CT struktúrák virtuális CT-re való deformálható leképezésével. Az optimális pontosság érdekében minden manuális vagy automatikus kontúrozást az eredeti képsorozaton kell elvégezni, vagy pedig egy, a korrigált CBCT algoritmussal konvertált képen.

(935815)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Az előrejelzett gépi tanulási dózis és referencia gépi tanulási dózis nem használható klinikai döntések meghozatalára. Ezek a dózisok csak megjelenítésre szolgálnak, hogy a felhasználó tisztában legyen a gépi tanulási modell kimenetével, valamint azzal, hogy milyen dózist használtak az optimalizálás során.

(936842)

**FIGYELMEZTETÉS!**

Mindig tekintse át a deformálható regisztrációt, mielőtt felhasználná dózisdeformációhoz. A deformálható regisztráció dózisdeformációhoz való felhasználása előtt a felhasználónak át kell tekintenie és ellenőriznie kell a regisztráció minőségét. Ez az áttekintés a következőkkel végezhető el:

- A regisztráció értékelése a *Fusion* nézetben.
- A deformált rács értékelése a *Deformed grid* nézetben.
- a referencia- és céltérfogat-képsorozatok közötti leképezett struktúrák értékelése.

Ez az áttekintés különösen fontos a dóziskövetésnél és akkor, ha a deformált dózist háttér dózisként használják egy adaptált terv optimalizálása során vagy korábbi kezeléssel/kezelésekkel rendelkező tervnél. Mivel a biomechanikai deformálható regisztrációk visszafordíthatósága nem garantált, az áttekintést különös gondossággal kell végezni.

Fontos emellett megjegyezni, hogy a meredekebb dózisgradiensek nagyobb hibához vezethetnek a deformált dózisban. Emiatt a meredekebb dózisgradienseket tartalmazó eseteket különösen nagy gondossággal kell áttekinteni.

[9656]

**FIGYELMEZTETÉS!**

A kvázi-diszkrét sugárterhelési dózis nem kerül kiszámításra a RayStation rendszerben. Az olyan proton és könnyű ionos besugárzási rendszereknél, amelyek kvázi-diszkrét leadási technikát alkalmaznak, a dózis egy kis mennyisége a terv pontjai között is leadásra kerülhet, mivel a sugárnyalábot a mozgatásakor nem mindig kapcsolják ki. Az úgynevezett *sugárterhelési dózis* nincs kifejezetten kiszámítva a RayStation rendszerben, de hozzáadódik azon tervspotok pozíciójához, amelyre a sugárnyaláb mozog. A sugárterhelési dózisok teljes mennyisége általában a sugárnyaláb méterset sebességétől, a szkennelési sebességtől, illetve azon spotok arányától függ, amelynél a sugárnyaláb be van kapcsolva a mozgatása során. A sugárterhelési dózis relatív mennyisége emellett a tervspotok átlagos méterset értékeitől is függ. Ezekre a tulajdonságokra pedig az olyan tervezési paraméterek vannak kihatással, mint a spotok távolsága, az átfedő sugárnyalábok száma, a frakciónkénti előírt dózis, a minimális és maximális tervezési spotsúlyozás, valamint az energiaszint újraskennelése.

A sugárterhelési dózis dózisszámításból való kihagyásának hatását a sugárkezelési esetek, tervezési stratégiák és leadási rendszerek széles körében megvizsgálták, és nem találtak szignifikáns dozimetriai hatást. Mindamelllett a felhasználónak tisztában kell lennie ezzel, és ellenőriznie kell, hogy a feltételezés megáll-e, amikor a RayStation rendszert üzembe helyezi, valamint minden egyes sugárkezelési mezőnél a betegspecifikus minőségbiztosítási eljárásban.

[2417]

3 A BETEGBIZTONSÁGGAL KAPCSOLATOS ISMERT PROBLÉMÁK

Nincsenek a beteg biztonságával kapcsolatos ismert problémák a RayStation v2026 rendszerben.

Megjegyzés: A telepítés után további kiadási megjegyzések kerülhetnek kiadásra.

4 EGYÉB ISMERT PROBLÉMÁK

4.1 ÁLTALÁNOS

Korlátozások, amikor több képsorozatot alkalmaznak egy besugárzási tervben

A terv teljes dózisa nem áll rendelkezésre több olyan tervkészlet esetén, amelyek különböző tervezési képsorozatokkal rendelkeznek. Tervdózis nélkül a következők nem lehetségesek:

- A terv jóváhagyása
- Tervjelentés készítése
- Terv engedélyezése dóziskövetés céljából
- A terv használata adaptív újratervezésben

[341059]

Enyhe következetlenség a dóziskijelzésben

Az alábbiak minden olyan betegnézetre vonatkoznak, ahol a dózis megtekinthető a beteg CT képszereten. Ha egy szelet pontosan a két voxel határán van elhelyezve, és a dózis interpolációja le van tiltva, a „Dose: XX Gy” megjegyzéssel a nézetben bemutatott dózisérték eltérhet a tényleges bemutatott szintől, tekintettel a dózis szintáblára.

Ezt az okozza, hogy a szövegérték és a továbbított dózis színe más voxelről kapja az értékét. Mindkét érték alapvetően helyes, de nem következetes.

Ugyanez fordulhat elő a dóziskülönbség nézetben, ahol a különbség nagyobbak tűnhet, mint amilyen valójában a szomszédos voxelek összehasonlítása miatt.

[284619]

4.2 JELENTÉSEK IMPORTÁLÁSA, EXPORTÁLÁSA ÉS MEGTERVEZÉSE

A RayStation néha a TomoTherapy terv sikeres exportálását sikertelennek jelenti

Amikor RayStation TomoTherapy tervet küld az iDMS-nek a RayGateway-en keresztül, 10 perc elteltével időtűllépés lép fel a RayStation és a RayGateway közötti kapcsolatban. Ha az átvitel ekkor még folyamatban van, akkor a RayStation sikertelen tervexportálást fog jelenti, annak ellenére, hogy az átvitel még folyamatban van.

Ebben az esetben, tekintse át a RayGateway naplót annak megállapításához, hogy az átvitel sikeres volt-e vagy sem.

338918

A jelentéstemplátokat frissíteni kell a RayStation v2026-re való frissítés után

A RayStation v2026-re való frissítéshez az összes Jelentéstemplát frissítése szükséges. Azt is vegye figyelembe, hogy ha egy régebbi verzióból származó Jelentéstemplátot ad hozzá a Klinikai beállításokkal, akkor ezt a templátot frissíteni kell a jelentés létrehozásához.

A Jelentéstemplátok frissítése a Jelentéstervezővel történik. Exportálja a Jelentéstemplátot a Klinika beállításokból, és nyissa meg a Jelentéstervezőben. Mentse a frissített Jelentéstemplátot, és adja hozzá a Klinikai beállításokhoz. Ne felejtse el törölni a Jelentéstemplát régi verzióját.

[138338]

4.3 BRACHYTERÁPIÁS TERVEZÉS

A tervezett frakciószám és az előírás közötti eltérés a RayStation rendszer és a SagiNova 2.4.1.0-s vagy korábbi verziói között

A *Planned number of fractions* {300A, 0078} és a *Target prescription dose* {300A, 0026} DICOM RT tervattribútumok értelmezésében eltérés van a RayStation rendszerben a SagiNova brachyterápiás utántöltő rendszerhez képest. Ez kifejezetten a SagiNova 2.1.4.0 vagy korábbi verzióira érvényes.

A tervek exportálásakor a RayStation-ból:

- A céltérfogat előírt dózis a következőképpen kerül exportálásra: az előírt dózis/frakció szorozva a tervkészlet frakciószámával.
- A frakciók tervezett száma a tervkészlet frakciószámaként kerül exportálásra.

A tervek SagiNova rendszerbe való importálásakor a kezelés leadásához:

- Az előírást frakciónkénti előírási dózisként értelmezzük.
- A frakciók számát a frakciók teljes számaként értelmezzük, beleértve a korábban leadott tervek frakcióit is.

A lehetséges következmények a következők:

- A kezelés leadásakor, ami a frakciónkénti előírásként jelenik meg SagiNova a konzolon, az valójában a teljes előírási dózis minden frakcióra.
- Lehetséges, egynél több tervet nem lehet leadni betegenként.

A megfelelő megoldásokért konzultáljon az SagiNova alkalmazás szakembereivel.

[1483614]

A DICOM csatlakozási problémája az Oncentra Brachy rendszerrel a mért forrásútvonalával kapcsolatban

Azonosítottak egy problémát, mely a mért applikátor modell forrásútvonalának Oncentra Brachy rendszerbe való DICOM importálásával kapcsolatos.

Amikor egy applikátor modellt egy XML fájlból a RayStation rendszerbe importálnak, akkor lehetőség van a mért forrásútvonalának importálására. A mért forrás útvonala a forrásútvonalak azon abszolút 3D pozíciói, amelyek nem egyenlő távolságra vannak egymástól. Az XML fájlokból a mért forrásútvonalakat a *RSL-D-RS-v2026-BAMDS, RayStation v2026 Brachy Applicator Model Data Specification* rendszerben leírtak szerint importálják, és az eredményül kapott 3D forráspozíciók a RayStation rendszerben helyesen reprezentálják az XML fájlokban található forrásútvonalakat. A 3D forráspozíciók szintén helyesek a RayStation DICOM exportálásában. Ha azonban a fájlt a Oncentra Brachy rendszerbe importálja, akkor a mért forrásútvonala eltolódik, ami eltérést hoz létre az abszolút forráspozíciókban az Oncentra Brachy és a RayStation között. Ez ahhoz vezethet, hogy a dóziseloszlás újraszámítása az Oncentra rendszerben nem egyezik meg a RayStation rendszerben végzett dóziseloszlás számításával.

A RayStation által kiszámított dóziseloszlás újraszámítás helyes, amennyiben az applikátor helyesen van lemodellezve a RayStation rendszerben. Ahogyan az *RSL-D-RS-v2026-IFU, RayStation v2026 Instructions for Use* is említette (lásd Az applikátor modellek áttekintése 726082. sz. figyelmeztetést), a felhasználóknak erősen ajánlott betartani az applikátor modell minőségbiztosítására vonatkozó ipari szabványokat, hogy az applikátor pontosan legyen ábrázolva a RayStation rendszerben.

Ez a probléma az applikátor modellen belül található mért forrásútvonalra specifikus, és nincs kihatással a más eljárásokkal rekonstruált forrásútvonalakra.

[1043992]

4.4 TERVKIVITEL ÉS 3D-CRT SUGÁRTERVEZÉS

Lehetséges, hogy a mező középső sugara és a kollimátor elforgatása nem tartja meg a kívánt sugárnyílásokat bizonyos MLC-khez

„Center beam in field” parancs és a kollimátor elforgatása a „Keep edited opening”-vel kombinálva bővítheti a sugármezőt. Használat után tekintse át az apertúraértékeket, és ha lehetséges, használjon kollimátor elforgatási állapotot a következővel: „Auto conform”.

[144701]

4.5 TERVOPTIMALIZÁLÁS

A DMMLC sugarak esetén a dózis méretezése után nem végeznek megvalósíthatósági ellenőrzést a maximális levélsebességről

Az optimalizálásból származó DMMLC-tervek minden gépi korlátozás tekintetében megvalósíthatók. A dózis optimalizálás utáni manuális dóziszátarányítása (MU) azonban a maximális levélsebesség megsértését eredményezheti a kezelés leadása során használt dózisteljesítménytől függően.

[138830]

Az MCO funkció hozzáadása nem működik megfelelően a háttér dózissal együtt

Az *Add MCO function* gombra kattintva létrehozott referencia dózis funkció függő nyalábkészlet esetén nem tartalmazza a háttér dózist. A RayStation megpróbálja újra létrehozni a navigált nyalábkészlet dózist a navigált nyalábkészlet dózis + háttér dózis helyett, ha az optimalizálás

ilyen referencia dózis funkciót is tartalmaz. Ez rendszerint a szándékoltnál alacsonyabb optimalizált dózist eredményez. Az *Add MCO function* gomb használata emiatt nem javasolt az egymástól függő nyalábkészleteknél. A leadási terv MCO modulban való létrehozását ez a probléma nem érinti.

[932475]

4.6 CYBERKNIFE TERVEZÉS

CyberKnife tervek megvalósíthatóságának ellenőrzése

A RayStation-ben létrehozott CyberKnife tervek az esetek mintegy 1%-ában nem felelnek meg a teljesíthetőség ellenőrzése során. Az ilyen tervek nem hajthatók végre. Az érintett sugárszögeket a terv jóváhagyásakor és exportálásakor végzett megvalósíthatósági ellenőrzések azonosítják.

Annak ellenőrzésére, hogy jóváhagyás előtt ez a probléma érinti-e az adott tervet, a következő szkript használható: `beam_set.CheckCyberKnifeDeliverability()`. Az érintett szegmensek manuálisan eltávolíthatók, mielőtt folytatnák az optimalizálást a végső módosításokhoz.

[344672]

A gerinc nyomkövető rács kisebb az Accuray TDC-ben, mint a RayStation rendszerben megjelenő

Az Accuray TDC-ben (Treatment Delivery Console) a kezelés leadásának beállítására használt gerinc nyomkövető rács kb. 80%-kal kisebb, mint a RayStation rendszerben megjelenő rács. Ügyeljen rá, hogy a RayStation rendszerben a rácshoz rendeljen hozzá egy margót a tervezett beállítási terület körül. Ne feledje, hogy az Accuray TDC-ben a rács mérete leadáskor szerkeszthető.

[933437]

4.7 KEZELÉSI ADAPTÁCIÓ

Nincs lehetőség egyedi regisztrációk importálására az importálási párbeszédpanelen az online adaptív eljárás során

Az *Import images and registration* párbeszédpanel az Automated replanning modulban nem teszi lehetővé egyedi regisztrációk importálását. Egy online adaptív munkamenetben egy regisztráció a kapcsolódó CBCT-vel együtt importálódik. Ha egy importált regisztráció nem elég jó a tervezéshez és át kell helyezni, akkor elsőként törölni kell, majd egy új regisztrációt kell importálni a normál *DICOM import* párbeszédpanelen. Másik megoldásként a CBCT törölhető, majd újra importálható az új regisztrációval az *Import images and registration* párbeszédpanel használatával.

[1479560]

4.8 RAYPHYSICS

Frissített ajánlások a detektor magasságának használatához

A RayStation 11A és RayStation 11B verziók között frissítésre kerültek a mélységi dóziszgörbékhez használt detektor magasság- és mélységeltolásának használatára vonatkozó ajánlások. Ha az előző ajánlásokat követik, akkor a fotonsugár modelleknél a felépítési régió lemodellezése a felszíni dózis túlbecsléséhez vezethet a számított 3D dózishoz. Ha a 11A-nál újabb RayStation verzióra frissít, akkor ajánlott ellenőrizni, és – ha szükséges – a fotonsugár modellt frissíteni az új ajánlásoknak megfelelően. Az új ajánlásokkal kapcsolatos információkért lásd a *RSL-D-RS-v2026-REF, RayStation v2026 Reference Manual* verzió *Magasság- és mélységeltolás detektor* szakaszában, valamint *RSL-D-RS-v2026-RPHY, RayStation v2026 RayPhysics Manual* és *RSL-D-RS-v2026-BCDS, RayStation v2026 Beam Commissioning Data Specification* *Mélységeltolás és detektor magasság* szakaszában.

[410561]

4.9 PARANCSFÁJLIÍRÁS [SZKRIPTING]

A parancsfájlalapú referenciadózisfunkciókra vonatkozó korlátozások

Nem lehet jóváhagyni olyan tervekészletet, amely olyan parancsfájlalapú referenciadózisfunkciót tartalmaz, amely egy nem lezárt dózissra hivatkozik. Ez összeomláshoz vezet. Továbbá olyan tervekészlet jóváhagyása, amely olyan parancsfájlalapú referenciadózisfunkciót tartalmaz, amely egy lezárt dózissra hivatkozik, és ezután a hivatkozott dózis lezárásának feloldása szintén összeomláshoz vezet.

Ha egy parancsfájl referenciadózis funkciója nem lezárt dózissra hivatkozik, nem kap értesítést, ha a hivatkozott dózist megváltoztatják vagy eltávolítják. Végül, ha a RayStation új verzióira frissít, nincs garancia, hogy az optimalizálási problémák frissítései – beleértve a parancsfájl referenciadózis funkciókat – megtartják a dózishivatkozásokat.

[285544]

A EFFEKTÍV DÓZIS PROTONOK SZÁMÁRA

A.1 HÁTTÉR

A RayStation 8B-vel kezdve a protonkezelések effektív dózisát világosan kezeli a rendszer, akár azáltal, hogy egy állandó tényezőt vesz be a gépmodell abszolút dozimetriájába, vagy egy gépmodell kombinálásával a fizikális dózis alapján az abszolút dozimetriában egy állandó tényező RBE modellel. Ha az adatbázisban RayStation 8B előtt RayStation 8B vagy később egy RayStation verzióról frissítünk, a rendszer azt feltételezi, hogy az adatbázisban lévő összes meglévő gépmodell 1,1-es állandó tényezővel lett modellezve az abszolút dozimetriában a protonok relatív biológiai hatásainak megállapításához. Forduljon a RaySearch ügyfélszolgálatához, ha ez nem érvényes az adatbázis valamely gépére.

A.2 LEÍRÁS

- Az RBE-tényező vagy a gépmodellben szerepel (csakúgy, mint a 8B előtti RayStation verziókban szokásos munkafolyamatában), vagy egy RBE-modellben állítható be.
 - Ha az RBE-tényező szerepel a gépmodellben, akkor azt 1,1-esnek kell feltételezni. Ezeket a gépeket „RBE”-nak nevezik.
 - Minden RayStation protoncsomag tartalmaz egy 1,1-es faktorú klinikai RBE modellt. Ezt a fizikális dózison alapuló gépmodellel kell kombinálni. Ezeket a gépeket „PHY”-nak nevezik.
 - Az 1,1-től eltérő állandó tényezőknél a felhasználónak kell megadnia és üzembe helyeznie egy új RBE modellt itt: RayBiology. Ez a beállítás csak PHY gépekhez használható.
- **A rendszerben lévő összes protongép RBE dózistípusra alakul át, ahol feltételezhető, hogy az abszolút dozimetriai mérésekhez 1,1-es állandó tényezőt használtak. Ennek megfelelően az összes meglévő tervben a dózis RBE dózissra alakul át.**
- Az RBE/PHY megjelenítése PHY a géphez RayStation a Plan design, Plan optimization és Plan evaluation modulokban.
 - Ezekben a modulokban lehetséges a fizikális és az RBE dózis közötti váltás.
 - Lehetőség van az RBE tényező megtekintéséhez a Difference nézetben itt: Plan evaluation.

- RBE gépek esetén az egyetlen létező dózisobjektum az RBE dózis. PHY gépek esetén az RBE dózis az elsődleges dózis minden modulban, a következő kivételekkel:
 - A sugárdózis specifikációs pontok (BDSP) megjelenítése fizikális dózisban lesz.
 - A QA preparation modulban minden dózis fizikális dózisban lesz.
- DICOM importálás:
 - RayStation RtIonPlan és RtDose modalitás proton importálása, valamint a RayStation 8B-nél korábbi RayStation verziók PHYSICAL dózistípusa RBE dózisként lesz kezelve, ha a RtIonPlan-ben lévő gép neve egy meglévő RBE gépre utal, amely része a modellnek.
 - A RtDose más rendszerekből vagy a 8B-nél korábbi RayStation verziókból származó PHYSICAL dózistípus olyan géppel, amelynek a sugármodelljében nem szerepel RBE, a korábbi verziókhoz hasonlóan kerül importálásra, és nem jelenik meg RBE-dózisként itt: RayStation. Ugyanez vonatkozik azokra az esetekre, amikor a hivatkozott gép nem létezik az adatbázisban. A felhasználó felelőssége, hogy tudja, hogy a dózist fizikális vagy RBE/fotonegyenértékként kell-e kezelni. Ha azonban egy ilyen dózist háttérdózisként használnak a későbbi tervezés során, akkor azt a rendszer effektív dózisként kezeli.

Megjegyzés: *A Mitsubishi Electric Co-ból származó gépek tervei különböző szabályokat követnek, és a viselkedés nem változott a RayStation 8B-nél korábbi verziókhoz képest.*

- DICOM exportálás:
 - Besugárzási tervek és minőségbiztosítási tervek a RBE dózistípusú protongépekre (megváltozott viselkedés a 8B előtti RayStation verziókhoz képest, ahol összes protondózis PHYSICAL-ként került exportálásra):
 - + Csak a EFFECTIVE RT Dose elemek kerülnek exportálásra.
 - + A RT Plan-ben lévő BDSP elemek EFFECTIVE-ként kerül exportálásra.
 - Besugárzási tervek PHY dózistípusú gépekre:
 - + A EFFECTIVE és a PHYSICAL RT Dose elemek is exportálásra kerülnek.
 - + A RT Plan-ben lévő BDSP elemek PHYSICAL-ként kerül exportálásra.
 - Minőség-ellenőrzési tervek PHY dózistípusú gépekre:
 - + Csak a PHYSICAL RT Dose elemek kerülnek exportálásra.
 - + A RT Plan-ben lévő BDSP elemek PHYSICAL-ként kerül exportálásra.

Megjegyzés: *A Mitsubishi Electric Co-ból származó gépek tervei különböző szabályokat követnek, és a viselkedés nem változott a RayStation 8B-nél korábbi verziókhoz képest.*



KAPCSOLAT



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

Központi iroda elérhetősége

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

RaySearch Americas

Telefonszám:+1 347 477 1935

RaySearch China

Telefonszám:+86 137 0111 5932

RaySearch India

E-mail:
manish.jaiswal@raysearchlabs.com

RaySearch Singapore

Telefonszám:+65 8181 6082

RaySearch Australia

Telefonszám:+61 411 534 316

RaySearch France

Telefonszám:+33 [0]1 76 53 72 02

RaySearch Japan

Telefonszám:+81 [0]3 44 05 69 02

RaySearch UK

Telefonszám:+44 [0]2039 076791

RaySearch Belgium

Telefonszám:+32 475 36 80 07

RaySearch Germany

Telefonszám:+49 [0]172 7660837

RaySearch Korea

Telefonszám:+82 01 9492 6432

