

RAYSTATION 2024B

Sürüm Notları

2024 B



RayStation

Traceback information:
Workspace Main version a917
Checked in 2024-06-28
Skribenta version 5.6.017.2

Feragat

Kanada: Karbon ve helyum iyon tedavi planlaması, proton Wobbling, proton Hat Taraması, BNCT planlaması ve Mikrodozimetrik Kinetik Model, yasal nedenlerden dolayı Kanada'da kullanılmamaktadır. Bu özellikler lisanslarla kontrol edilmektedir ve söz konusu lisanslar (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayWobbling, rayLineScanning, rayBoron ve rayMKM) Kanada'da bulunmamaktadır. Kanada'da doz tahmini için makine öğrenimi modelleri, klinik kullanımdan önce Health Canada tarafından onaylanmak zorundadır. Derin Öğrenme Segmentasyonu, Kanada'da Bilgisayarlı Tomografi görüntüleme ile sınırlıdır.

Japonya: Japonya'daki yasal bilgiler hakkında bilgi almak istiyorsanız Japon pazarı için RSJ-C-02-003 kodlu Yasal Uyarıya bakın.

Birleşik Devletler: Karbon ve helyum iyon tedavi planlaması, BNCT planlama ve Mikrodozimetrik Kinetik Model, yasal nedenlerden dolayı Amerika Birleşik Devletleri'nde kullanılmamaktadır. Bu özellikler lisanslarla kontrol edilmektedir ve bu lisanslar (rayCarbonPhysics, rayHeliumPhysics, rayBoron ve rayMKM) Birleşik Devletler'de bulunmamaktadır. Birleşik Devletler'de doz tahmini için makine öğrenimi modelleri, klinik kullanımdan önce FDA tarafından onaylanmak zorundadır.

Uygunluk beyanı

CE 2862

Tıbbi Cihaz Yönetmeliği (MDR) 2017/745 ile uyumludur. Talep üzerine ilgili Uygunluk Beyanının bir kopyası temin edilebilir.

Telif hakkı

Bu belge, telif hakları ile korunan mülkiyet bilgileri içerir. Bu belgenin hiçbir bölümü RaySearch Laboratories AB (publ)'nin yazılı izni olmadan fotokopi ile çoğaltılamaz, yeniden basılamaz ve başka bir dile çevrilemez.

Tüm Hakları Saklıdır. © 2024, RaySearch Laboratories AB (publ).

Basılmış malzeme

Talep üzerine Kullanım Talimatları ve Sürüm Notları ile ilgili belgelerin basılı kopyaları verilebilir.

Ticari markalar

RayAdaptive, RayAnalytics, RayBiology, RayCare, RayCloud, RayCommand, RayData, RayIntelligence, RayMachine, RayOptimizer, RayPACS, RayPlan, RaySearch, RaySearch Laboratories, RayStation, RayStore, RayTreat, RayWorld ve RaySearch Laboratories logo tipi RaySearch Laboratories AB (publ)'nin ticari markalarıdır*.

Burada kullanılan üçüncü parti markalar kendi sahiplerinin mülkiyetinde olup RaySearch Laboratories AB (publ) ile bağlantılı değildir.

RaySearch Laboratories AB (publ) alt şirketleri dahil olmak üzere bundan sonra RaySearch olarak anılacaktır.

* Bazı pazarlarda tescile tabidir.



İçerik Tablosu

1 Giriş	7
1.1 Bu kitapçık hakkında	7
1.2 İmalatçı iletişim bilgileri	7
1.3 Sistem işlemindeki olayların ve hataların bildirimini	7
2 RayStation 2024B yenilikleri ve iyileştirmeleri	9
2.1 Önemli noktalar	9
2.2 Otomatik adaptif yeniden planlama	9
2.3 Çoklu metastaz planlaması	9
2.4 Derin öğrenme segmentasyonu	10
2.5 Makine öğrenimi planlaması	11
2.6 Genel sistem iyileştirmeleri	11
2.6.1 Raporlardaki anlık görüntüler	12
2.7 Hasta veri yönetimi	12
2.8 Hasta modellemesi	12
2.9 Görüntü dönüştürme iş akışında iyileştirmeler	13
2.10 Brakiterapi planlaması	13
2.11 Sanal simülasyon	13
2.12 3D-CRT ışın tasarımı	14
2.13 Plan optimizasyonu	14
2.14 Robust Optimizasyon	14
2.15 Genel foton planlaması	15
2.16 TomoTherapy/Radixact planlama	15
2.17 CyberKnife planlaması	15
2.18 Proton Pencil Beam Scanning Planlama	15
2.19 Hafif iyon pencil beam scanning planlaması	15
2.20 Oküler planlama	15
2.21 Plan değerlendirmesi	15
2.22 Robust değerlendirme	16
2.23 Doz takibi	16
2.24 Adaptif yeniden planlama	16
2.25 DICOM	17
2.26 Komut dizisi oluşturma	17
2.27 RayPhysics	18
2.27.1 Foton ışınının devreye alınması	18
2.27.2 Elektron ışınının devreye alınması	18
2.27.3 İyon ışınının devreye alınması	18
2.28 RayStation 2024B doz motoru güncellemeleri	18
2.29 Görüntü dönüştürme algoritması güncellemeleri	20
2.30 Önceden yayınlanmış fonksiyonlardaki değişimler	20

2.31	Çözümlemiş Saha Güvenliği Bildirimleri	23
2.32	Yeni ve önemli ölçüde güncellenmiş uyarılar	23
2.32.1	Yeni uyarılar	24
2.32.2	Önemli ölçüde güncellenmiş uyarılar	27
3	Hasta güvenliğine ilişkin bilindik sorunlar	29
4	Diğer bilindik sorunlar	31
4.1	Genel	31
4.2	Raporların içe aktarılması, dışa aktarılması ve planlanması	32
4.3	Hasta modellemesi	33
4.4	Brakiterapi planlaması	33
4.5	Plan tasarımı ve 3D-CRT ışın tasarımı	35
4.6	Plan optimizasyonu	35
4.7	CyberKnife planlama	35
4.8	Tedavi dağıtımı	36
4.9	Otomatik planlama	36
4.10	Biyolojik değerlendirme ve optimizasyon	36
4.11	RayPhysics	37
4.12	Komut dizisi oluşturma	37
Ek A -	Protonlar için etkin doz	39
A.1	Arka plan	39
A.2	Tanımlama	39

1 Giriş

1.1 Bu kitapçık hakkında

Bu doküman, RayStation 2024B sistemi hakkında önemli notlar içerir. Hasta güvenliği ile ilgili bilgiler içerir ve yeni özellikleri, bilindik sorunları ve olası çözümleri listeler.

Her RayStation 2024B kullanıcısı bu sorunları iyi bilmelidir. İçerik hakkındaki sorularınız için lütfen üreticiyle iletişime geçin.

1.2 İmalatçı iletişim bilgileri



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

1.3 Sistem işlemindeki olayların ve hataların bildirim

RaySearch destek birimine olayları ve hataları bildiriniz: support@raysearchlabs.com veya telefonla bölgenizdeki destek birimini arayınız.

Cihaz ile ilişkili olarak ortaya çıkan tüm ciddi olaylar üreticiye bildirilmelidir.

İlgili yönetmeliklere bağlı olarak olayların ulusal makamlara da bildirilmesi gerekebilir. Avrupa Birliği'nde ciddi olaylar, kullanıcının ve/veya hastanın bulunduğu Avrupa Birliği Üye Devletinin yetkili makamına bildirilmelidir.

2 RayStation 2024B yenilikleri ve iyileştirmeleri

Bu bölümde, RayStation 2024B sürümünde RayStation 2024A sürümüne kıyasla yapılan yenilikler ve iyileştirmeler açıklanmaktadır.

2.1 Önemli noktalar

- Hızlı otomatik adaptif yeniden planlama.
- Otomatik görüntü içe aktarımı.
- Daha hızlı derin öğrenme segmentasyonu ve çok çeşitli yeni modeller.
- Çoklu metastaz planlaması için yeni araç.

2.2 Otomatik adaptif yeniden planlama

- Otomatik adaptif yeniden planlama için yeni modül.
- Modül, hızlı ve kolaylaştırılmış yeniden planlama için otomatik iş akışı sağlar.
 - Görüntü iyileştirme – isteğe bağlı otomatik görüntü dönüştürme.
 - Segmentasyon – yeni görüntü setinin otomatik segmentasyonu.
 - Doz tahmini – adaptasyon olmadan doz sonucunu değerlendirmek için yeni görüntü setinde programlanan plan için otomatik doz hesaplaması.
 - Adaptasyon – yeni görüntü setine göre otomatik adaptasyon.
 - Onay – dönüştürülmüş görüntü setinin, yapı setinin ve planın onayı.
- Tüm adımlar klinik endikasyona göre yapılandırılabilir. Plan oluşturma protokolleri, görüntü iyileştirme, segmentasyon, doz tahmininin değerlendirilmesi ve yeniden planlama stratejilerini belirtmek için kullanılır.

2.3 Çoklu metastaz planlaması

- Ek arc ışınları oluşturarak, ışın başına tedavi edilecek hedefleri seçen ve sağlıklı dokuya verilen dozu en aza indirmek için kolimatör açılarını ayarlayan yeni çoklu metastaz foton planlama aracı.

- Hızlı dağıtım sağlamak için dönme yönleri ve ışın sırası ayarlanır.
- rayMultiMets lisansı gerektirir.

2.4 Derin öğrenme segmentasyonu

- Derin öğrenme segmentasyonu artık daha hızlı çalışır ve segmentasyon sırasında hasta görünümündeki ilerlemeyi görselleştirir.
- Bu sürüm çok sayıda yeni ROI'yi, mevcut bazı ROI'lerin iyileştirilmesini ve farklı tarama bölgelerine yönelik artan stabiliteyi içerir.
- Parotis bezi, submandibular bez ve tiroid bezi, daha önce kullanılanlardan daha büyük bir varyasyona sahip daha büyük bir hasta kohortunun dahil edilmesiyle iyileştirilmiştir.
- Femoral baş yapısı, kemiksi sınırları daha yakından takip edecek şekilde iyileştirilmiştir. Artık erkek hastaların yanı sıra kadın hastalar için de kullanılabilir.
- Omurilik kanalı daha stabildir ve artık tüm tarama bölgeleri için kullanılabilir. Böylece, pelvik vakalarla ilgili önceki bir sorun çözülmüştür.
- Daha önce kullanılan dört lokalizasyon modeli, tek bir modelle değiştirilmiştir. Bu model, farklı tarama bölgeleri için daha stabil hale getirilerek görüş alanında olmayan bir ROI'nin (örneğin bir pelvik taramada kalp) hatalı, boş olmayan bir segmentasyona yol açabileceği önceki sorunların birçoğu çözülmüştür.
- 2024B sürümü, aşağıdaki tabloda listelenen toplam 53 yeni ROI'ye sahiptir.

Grup	İlgi Bölgeleri
Boyun lenf nodları	LN_Neck_IA, LN_Neck_IB_L, LN_Neck_IB_R, LN_Neck_II_L, LN_Neck_II_R, LN_Neck_III_L, LN_Neck_III_R, LN_Neck_IVA_L, LN_Neck_IVA_R, LN_Neck_IVB_L, LN_Neck_IVB_R, LN_Neck_VAB_L, LN_Neck_VAB_R, LN_Neck_VC_L, LN_Neck_VC_R, LN_Neck_VIA, LN_Neck_VIB, LN_Neck_VIIA_L, LN_Neck_VIIA_R, LN_Neck_VIIB_L, LN_Neck_VIIB_R
Brakiyal pleksus ve vekiiller	BrachialPlex_L, BrachialPlex_R, Musc_Scalene_Ant_L(BrachialPlex_proxy), Musc_Scalene_Ant_R(BrachialPlex_proxy), Musc_Scalene_Med_L(BrachialPlex_proxy), Musc_Scalene_Med_R(BrachialPlex_proxy)
Konstriktör kaslar	Cricopharyngeus, Musc_Constrict_I, Musc_Constrict_M, Musc_Constrict_S
Bronş ağacı alt yapıları	Bronchus_InterM, Bronchus_Main_L, Bronchus_Main_R, Carina

Grup	İlgi Bölgeleri
Damarlar	A_Aorta_Arc, A_Aorta_Asc, A_Aorta_Desc, A_Brachiocephls, A_Carotid_Int_L, A_Carotid_Int_R, A_Carotid_L, A_Carotid_R, A_Subclavian_L, A_Subclavian_R, V_Brachioceph_L, V_Brachioceph_R, V_Jugular_Int_L, V_Jugular_Int_R, V_Subclavian_L, V_Subclavian_R, V_Venacava_I, V_Venacava_S

2.5 Makine öğrenimi planlaması

- Işın seti için öngörülen makine öğrenimi dozu artık Plan evaluation modülünde incelenebilir.
- Artık *New machine learning plan* iletişim kutusunda bir tolerans tablosu seçmek mümkündür.

2.6 Genel sistem iyileştirmeleri

- Klinik hedefler için ikincil kabul düzeyleri desteği.
 - Üçüncü bir klinik hedef gerçekleştirme durumu tanımlanmıştır ve klinik hedefler artık *Fulfilled* (yeşil), *Acceptable* (sarı) veya *Not fulfilled* (turuncu) olarak raporlanmaktadır.
 - İki kabul düzeyi; klinik hedef gerçekleştirilmeyi, bir birincil kabul düzeyini ve bir isteğe bağlı ikincil kabul düzeyini tanımlar. Bir klinik hedef, birincil kabul düzeyi karşılanırsa *Fulfilled* olarak, yalnızca ikincil kabul düzeyi karşılanırsa *Acceptable* olarak kabul edilir.
 - Bir klinik hedefin ikincil kabul düzeyi yoksa *Fulfilled* ya da *Not fulfilled* olacaktır.
- Klinik hedef tanımları, artık GUI'de görüntülendiğinde kısa formattadır. Ör. "En az 40 Gy ortalama doz" yerine "Dmean >= 40 Gy". Uzun format, bir araç ipucu olarak mevcuttur.
- Artık planlama modüllerini yüklemek (özellikle de çok sayıda görselleştirilmiş ROI'ye sahip vakalar için) daha hızlıdır.
- Öncekinden daha büyük piksel veri aralığı ile DICOM veri desteği
 - Daha önceki sürümlerde, bir PET veya MR görüntü setinin minimum piksel değeri veya bir BT görüntü setinin minimum HB değeri -32768'den düşükse veya bir PET veya MR görüntü setinin maksimum piksel değeri veya bir BT görüntü setinin maksimum HB değeri 32767'den yüksekse içe aktarma engellenmekteydi. Bu tür görüntüler artık içe aktarılabilir ve RayStation içinde kullanılabilir.
 - Bu genişletilmiş desteklenen aralık sayesinde piksel verilerini içe aktarmadan önce yeniden ölçeklendiren çeşitli mevcut içe aktarma filtrelerine olan ihtiyaç ortadan kalkar.
- Doz hesaplama ayarları değiştirildiğinde doz artık geçersiz kılınır.
 - En son doz motoru sürümüyle hesaplanmış bir klinik doz halihazırda mevcutsa *Compute dose* düğmesi artık devre dışı bırakılır.
- RayStorage iyileştirmeleri:

- Artık hastaları veri kaynakları arasında taşımak için komut satırı kullanılabilir. Bu, örneğin, 30 gün boyunca değiştirilmemiş hastaların ikincil bir veritabanına taşınmasını programlamayı mümkün kılar.
- RayStorage üzerindeki aktarma ekranı artık rsbak veri havuzlarına taşıma ve veri havuzlarından kopyalama gibi daha fazla seçenek sunar.

2.6.1 Raporlardaki anlık görüntüler

- Yeni anlık görüntüler işlevi, kullanıcının uygulama penceresinin herhangi bir bölümünün ekran görüntüsünü almasını, bir başlık ve açıklama eklemesini ve bunu bir tedavi planı raporuna eklemesini sağlar.
- Sol panele eklenen *Snapshots* sekmesi, şu anda açık olan tedavi planıyla ilişkili tüm anlık görüntüleri iki liste halinde görüntüler: *Included in report* ve *Excluded from report*. Anlık görüntüler, listeler arasında taşınabilir. "Dahil edilen" listesine eklenen tüm anlık görüntüler (rapor şablonu anlık görüntüler modülünü içeriyorsa) bir tedavi planı raporu oluşturulurken dahil edilecektir.

2.7 Hasta veri yönetimi

- Artık CBCT'deki önceden tanımlanmış seviyeler için kütle yoğunluklarını yoğunluk tablosuna değiştirmek mümkündür. Varsayılan yoğunluklar, önceki sürümlerdekiyle aynıdır.

2.8 Hasta modellemesi

- Artık *Structure template management* iletişim kutusundaki bir şablona ROI eklemek mümkündür. Seçenekler; DLS ROI, eşleştirilmiş ROI, türetilmiş ROI veya boş bir ROI eklemektir.
- Artık ROI'leri bir görüntü setinden diğerine kopyalamak veya eşleştirmek için yapı şablonlarını kullanmak mümkündür. Bir şablondaki bir ROI'nin *Mapping* başlatma yöntemi varsa şablonu çalıştırırken hastadan bir görüntü seti seçilebilir ve ROI, seçilen görüntü setinden yeni görüntü setine sabit bir şekilde kopyalanır veya deforme olacak şekilde eşleştirilir. Protokollerden eşleştirilmiş ROI'leri olan şablonları çalıştırmak da mümkündür.
- *Structure template management* içinde artık bir yapı şablonunun bir kopyasını oluşturmak ve bazı ROI türleri için başlatma şeklini değiştirmek mümkündür. Ör. bir ROI'yi başlatmak için hangi DLS modelinin kullanılması gerektiğini değiştirmek veya şablon kullanılarak bir ROI'nin nasıl eşleştirileceğini düzenlemek.
- *Structure definition* modülündeki araç çubuğu artık daha kompakt bir tasarıma sahip.
- *Patient modeling* modülünde, tarama pozisyonundan bağımsız olarak hastaları her zaman Sırtüstü olarak görüntülemek için görüntüleme ayarlarında *Show as supine* seçeneğini belirlemek mümkündür.

- Görüş alanı ROI'leri oluşturulurken kullanılan yeni bir algoritma eklenmiştir. Yeni algoritma, eski algoritmanın başarısız olduğu bilinen durumlarda görüş alanını tespit edebilir. Yeni algoritma varsayılan olarak kullanılacaktır ve eski algoritma isteğe bağlı hale getirilmiştir.
- RayStation 2024B sürümünde şu şablon malzemeleri çıkarılmıştır: Aluminum+, Aluminum2 Bone1, Bone+, Cartilage1 Bone2, Cartilage2 Bone1, LiF PE, LN10, PLA, PlasticAE C-552, PlasticBE B-100, PlasticTE A-150, RB2, SB5, Silicon [Si], Ti-6Al-4V, WT1. Mevcut planlar bu değişiklikten etkilenmeyecektir.

2.9 Görüntü dönüştürme iş akışında iyileştirmeler

- Görüntü dönüştürme algoritmaları (Düzeltilmiş CBCT ve Sanal BT) artık normal BT görüntüleri için de kullanılabilir.
- Dönüştürülen görüntü setlerinin onayı basitleştirilmiştir. Deforme olabilen kayıt, Harici ROI ve görüş alanı ROI'leri gibi giriş verilerinin onaylanması gerekmez.
- Artık GUI aracılığıyla planlama görüntü seti olarak onaylanmamış dönüştürülmüş bir görüntü seti kullanılabilir (daha önce yalnızca komut dosyası aracılığıyla mümkündü). Onaylanmamış planlarda kullanılan dönüştürülmüş görüntü setlerinin onayını kaldırmak da mümkündür.
- Dönüştürülmüş bir görüntü setini onaylarken veya onayını kaldırırken, görüntü setinde hesaplanan doz değerleri artık geçersiz kılınmaz. Bunun yerine, görüntü setinde hesaplanan her dozun klinik durumu, görüntü setinin yeni onay durumu ve dozun klinik durumunu belirleyen diğer tüm faktörler göz önünde bulundurularak otomatik olarak güncellenir.
- Plan ve ışın seti onayı: Onaylanacak ışın seti henüz onaylanmamış dönüştürülmüş bir görüntü seti üzerinde planlanıyorsa *Plan approval* iş akışı başlatılmadan önce plan onayı, *Approve converted image set* iş akışını başlatır.

2.10 Brakiterapi planlaması

- Brachy planning modülündeki araç çubuğu artık daha kompakt bir tasarıma sahip.
- Artık bir kanalın etkin uzunluğunu düzenlemek mümkündür.
- Artık aplikatör modellerini XML dosyalarından içe aktarmak mümkündür. İçe aktarılan aplikatör modelleri, planlama sırasında hızlı yükleme için yapı şablonları olarak kaydedilebilir. Ek olarak, kullanıcı tanımlı yapılar yapı şablonlarına eklenebilir, ör. değerlendirme noktaları (A noktası).
- Aplikatör modelleri için gelişmiş döndürme ve çevirme işlevi, kaynak yolu ve aplikatör modeli ROI'lerinin birleşik dönüşümlerine olanak tanır.

2.11 Sanal simülasyon

- Artık yalnızca Sanal simülasyon kullanımı için bir LINAC tedavi makinesini kullanıma almak mümkündür. Bkz. 18. sayfa *Kısım 2.27.1 Foton ışınının devreye alınması*.

2.12 3D-CRT ışın tasarımı

- .decimal GRID bloğu, komut dizisiyle oluşturulabilen bir eylemle tanımlanabilir. Doz hesaplaması Elekta Agility ve Varian TrueBeam için doğrulanmıştır.

2.13 Plan optimizasyonu

- Artık ışınları ortak optimize edilen ışın setinden hariç tutmak mümkündür. Hariç tutulan ışınlar optimizasyondan etkilenmez ancak doz, ışın seti dozunun bir parçasıdır.
- Segment MU'su ile ilgili optimizasyon artık ortak optimize edilen ışın setleri için desteklenmektedir.
- VMAT'ın *Per segment Jaw* (çene) hareket kuralı (jaw takibi) ile devreye alınmış bir makine kullanarak geniş hedefler için plan yaptığı ve *Use multiple carriage groups* ışın ayırma stratejisinin bazen *Maximum leaf out of carriage distance* kısıtlamasını ihlal ettiği ve bir arc ışınının dağıtımı sırasında bir veya daha fazla duraklama ile sonuçlandığı bir sorun vardı. Bu sorun çözüldü.

2.14 Robust Optimizasyon

- Işın seti + arka plan dozuna atıfta bulunan optimizasyon işlevleri artık robust olarak ayarlanabilir.
 - Arka plan dozu; içe aktarılan bir doz, bağımlı bir ışın seti veya doz takibinde hesaplanan bir doz olabilir.
 - Arka plan dozunun optimizasyon sırasında sabit olduğu (halihazırda dağıtıldığı) kabul edilir. Yani arka plan dozu, tüm senaryo dozlarına toplanır.
 - MCO'da ışın seti + arka plan için robust işlevler desteklenmez.
 - Organ hareketi belirsizliği (4D) kullanılırken ışın seti + arka plan için robust işlevler desteklenmez.
- Robust optimizasyon sırasında hasta pozisyonu ve yoğunluk belirsizliği için azaltılmış sayıda senaryo kullanma olanağı.
 - Azaltılmış bir hasta kaydırmaları seti işaretlenirse yalnızca nominal hasta pozisyonu ve eksen yönleri boyunca aşırı hasta kaydırmaları olan senaryolar dahil edilir.
 - Azalan bir yoğunluk kaydırmaları seti kontrol edilirse, yalnızca aşırı yoğunluk kaydırmaları olan senaryolar dahil edilir.
- Kullanıcı tanımlı hasta kaydırmaları kullanıldığında iyileştirilmiş kullanıcı arayüzü (komut dizisi aracılığıyla ayarlanır).

2.15 Genel foton planlaması

- Yeni Hitachi LINAC OXRAY için, bir tedavi planı oluşturulduğunda gimbal açıları ayarlamak mümkündür.

2.16 TomoTherapy/Radixact planlama

- Tomo/Radixact optimizasyon algoritması, bir optimizasyona devam edilmeden önce hedef geometrideki değişiklikleri daha iyi telafi etmek için iyileştirilmiştir. Bu sayede anatomik değişikliklere yanıt olarak planlar hızlı bir şekilde yeniden optimize edilir.

2.17 CyberKnife planlaması

- CyberKnife planları için MLC segmentlerini optimize etme algoritması iyileştirilmiştir. Önceki sürümlerde, segmentler bazen bir optimizasyona devam ettikten sonra gereksiz yere genişleyebilmekteydi.

2.18 Proton Pencil Beam Scanning Planlama

- Nokta doz önbelleğini kullanarak optimizasyona devam etme seçeneği artık Hat Taraması için kullanılabilir. İlgili araçlar (*Fine-tune*, *Reduce OAR dose* ve *Dose brush*) ayrıca Hat Taraması için de etkinleştirildi.

2.19 Hafif iyon pencil beam scanning planlaması

- Optimizasyon sırasında kullanılan minimum ve maksimum (varsa) nokta metre ayarları, Toshiba karbon iyonu makinesi için ışın başına sabit yeniden boya sayısına göre otomatik olarak ölçeklendirilecektir. DICOM dışı aktarma, plan onayı ve rapor oluşturma sırasında, herhangi bir nokta ağırlığı, enerji katmanı başına yeniden boya sayısı ile çarpıldıktan sonra minimum nokta metre ayarının altında veya maksimum nokta metre ayarının üzerindeyse bir uyarı verilir.

2.20 Oküler planlama

- Oküler bakış tedavileri için, RayStation 2023B'de ve öncesinde olduğu gibi, dozu hesaplamadan doz hesaplaması için kullanılan yoğunluk dağılımını görmek yine mümkündür.

2.21 Plan değerlendirme

- Değerlendirme dozları artık mevcut nominal ışın seti doz hesaplama ayarlarına göre değil, her zaman kendi doz hesaplama ayarlarına göre hesaplanmaktadır. Bu, nominal ışın seti için doz hesaplama ayarları değiştirilmişse geçersiz kılınan değerlendirme dozlarının yeniden hesaplanmasını etkileyecektir. Doz hesaplama ayarları, komut dizisi oluşturma yoluyla düzenlenebilir.
- RBE modeli ve doz hesaplama ayarları artık doz araç ipucunda görüntülenir.

2.22 Robust değerlendirme

- Işın dozu değerleri, bellek tasarrufu amacıyla robust senaryo dozları için artık saklanmamaktadır. Işın doz değerleri isteniyorsa komut dizisi aracılığıyla *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* bayrağını *True* olarak ayarlamak mümkündür.

2.23 Doz takibi

- *Clinical goals* tablosunda artık Plan evaluation modülüne benzer şekilde planlanan ve dağıtılan dozlar ayrı satırlar yerine ayrı sütunlarda bulunmaktadır.
- Artık ROI'leri bir görüntü setinden diğerine kopyalamak veya eşleştirmek için yapı şablonlarını kullanmak mümkündür (bkz. 12. sayfada *Kısım 2.8 Hasta modellemesi*).
- Görüş alanı ROI'lerinin oluşturulmasına yönelik yeni algoritma, eski algoritmanın başarısız olduğu bilinen durumlarda görüş alanını tespit edebilir (bkz. 12. sayfada *Kısım 2.8 Hasta modellemesi*).
- Görüntü dönüştürmede birden fazla iyileştirme (bkz. 13. sayfada *Kısım 2.9 Görüntü dönüştürme iş akışında iyileştirmeler*).
- Işın dozu değerleri artık bellek tasarrufu amacıyla Doz takibi fraksiyonu dozları için saklanmaz. Işın doz değerleri isteniyorsa komut dizisi aracılığıyla *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* bayrağını *True* olarak ayarlamak mümkündür.

2.24 Adaptif yeniden planlama

- Otomatik adaptif yeniden planlama için yeni ayrı modül (bkz. 9. sayfada *Kısım 2.2 Otomatik adaptif yeniden planlama*).
- *Create adapted plan* iletişim kutusu için kısmen değiştirilmiş yeni düzen (artık önce arka plan doz kaynağı ve adaptif başlangıç fraksiyonu belirtiliyor).
- Adaptif fraksiyon numarasına göre adaptif planlar ve ışın setleri için yeni varsayılan adlandırma kuralı.
- Artık ROI'leri bir görüntü setinden diğerine kopyalamak veya eşleştirmek için yapı şablonlarını kullanmak mümkündür (bkz. 12. sayfada *Kısım 2.8 Hasta modellemesi*).
- Görüş alanı ROI'lerinin oluşturulmasına yönelik yeni algoritma, eski algoritmanın başarısız olduğu bilinen durumlarda görüş alanını tespit edebilir (bkz. 12. sayfada *Kısım 2.8 Hasta modellemesi*).
- Görüntü dönüştürmede birden fazla iyileştirme (bkz. 13. sayfada *Kısım 2.9 Görüntü dönüştürme iş akışında iyileştirmeler*).

2.25 DICOM

- RayStation Storage SCP için yeni bir sürüm, SSCP'ye gönderilen DICOM verilerinin otomatik olarak içe aktarılmasını destekler. Özelleştirilebilir bir RayStation komut dosyasını içe aktarmadan sonra otomatik olarak çalışacak şekilde yapılandırmak da mümkündür. Bu sayede derin öğrenme segmentasyonu veya otomatik planlama gibi herhangi bir komut dosyası iş akışının otomasyonu mümkündür.
- Artık Beam Sequence {300A,00B0} ve Ion Beam Sequence {300A,03A2}'de tedavi ışınlarının ve ayar ışınlarının dışa aktarılma sırasını yapılandırmak mümkündür. Bu yapılandırma, bir makine kullanıma alınırken yapılır. Bazı sistemler önce tedavi ışınlarının gelmesini, bazıları ise ayar ışınlarının önce gelmesini gerektirir.

2.26 Komut dizisi oluşturma

- Bir komut dizisi oluşturma yöntemi (*Examination.IsClinical()*) eklendi.
- Bir komut dizisi oluşturma yöntemi (*DoseDistribution.HasClinicalDose()*) eklendi. Bir dozun klinik durumunu *DoseDistribution.DoseValues.IsClinical* üzerinden okumanın eski yolu kaldırılmıştır.
- *ComputeDoseAction()* için *DoseAlgorithm* ve *ComputeBeamDoses* argümanları kaldırıldı. Bunun yerine, *ComputeDoseAction()* için çağrı yapmadan önce *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.DoseAlgorithm* ve *FractionDose.InputSettingsForFinalDose.StoreBeamDoseValues* özellikleri ile istenen değerlerle doldurulmalıdır.
- Klinik hedefler için ikincil kabul düzeylerinin dahil edilmesi, klinik hedef değerlendirmesi için kullanılan komut dizisi yöntemlerini etkiler. Yöntemler, klinik bir hedef yerine getirilirse *true* olarak, aksi takdirde *acceptable* ve *false* olarak geri döner. Aşağıdaki yöntemler etkilenir:
 - *EvaluateClinicalGoal*
 - *EvaluateClinicalGoalForAccumulatedDose*
 - *EvaluateClinicalGoalForEvaluationDose*
 - *EvaluateClinicalGoalForVoxelwiseWorstTotalDose*
- Sağlam değerlendirme için kullanılan *GetPercentageOfPassedScenarios* komut dizisi oluşturma yöntemi, klinik hedefler için ikincil kabul düzeylerinin eklenmesinin ardından iki yeni yöntemle değiştirilmiştir.
 - *GetPercentageOfFulfilledScenarios*
 - *GetPercentageOfAcceptableScenarios*

2.27 RayPhysics

2.27.1 Foton ışınının devreye alınması

- Artık W2CAD .asc formatı sürüm 02'de açık ve standart wedge foton doz eğrilerini içe aktarmak mümkündür.
- Artık bir LINAC tedavi makinesini yalnızca sanal simülasyon kullanımı için kullanıma almak mümkündür. Bu da fizik lisansları olmadan sanal simülasyon kullanım durumuna olanak tanır. Bu tür bir makine, ışın modelleri içermez ve bu nedenle doz hesaplaması için kullanılması mümkün değildir.
- OXRAY için şablon makinesi eklendi: 'T_OXRAY'
- TrueBeam için şablon makinesi güncellendi: 'T_TrueBeam'

2.27.2 Elektron ışınının devreye alınması

- TrueBeam için şablon makinesi güncellendi: 'T_TrueBeam'

2.27.3 İyon ışınının devreye alınması

- Nokta profil ışın verilerinin çeşitli burun konumlarında elde edildiği Pencil Beam Scanning ve Line Scanning (Hat Taraması) ışın modelleri artık RayPhysics içinde görüntülenebilir. Farklı burun konumları için doz eğrilerini hesaplamak da mümkündür. Ayrıca, *Spot profiles* sekmesi için çeşitli iyileştirmeler mevcuttur.

2.28 RayStation 2024B doz motoru güncellemeleri

RayStation 2024B için doz motorlarındaki değişiklikler aşağıda listelenmiştir.

Doz motoru	2024A	2024B	Yeniden devreye alma gereklidir	Doz etkisi ¹	Yorum
Tümü	-	-	-	Göz ardı edilebilir	Daha önce izin verilenden daha yüksek piksel değerlerine sahip görüntü setlerinin ie aktarılması sağlandı. Yani, doz hesaplaması için kullanılan yoğunluklar artık görüntü setinin yüksek yoğunluklu alanlarında (örneğin malzeme geçersiz kılma özelliği olmayan metal artefaktlarının olduğu alanlarda) daha önce olduğundan daha yüksek olabilir.
Foton Collapsed Cone	5.9	5.10	Hayır	Göz ardı edilebilir	
Foton Monte Carlo	3.1	3.2	Hayır	Göz ardı edilebilir	
Elektron Monte Carlo	5.1	5.2	Hayır	Göz ardı edilebilir	
Proton PBS Monte Carlo	5.6	5.7	Hayır	Göz ardı edilebilir	
Proton PBS Pencil Beam	6.6	6.7	Hayır	Göz ardı edilebilir	
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.11	4.12	Hayır	Göz ardı edilebilir	
Karbon PBS Pencil Beam	7.0	7.1	Hayır	Göz ardı edilebilir	

Doz motoru	2024A	2024B	Yeniden devreye alma gereklidir	Doz etkisi ⁱ	Yorum
Brachy TG43	1.5	1.6	Hayır	Göz ardı edilebilir	

i Doz etkisi (Göz Ardı Edilebilir//Minör/Majör), makine modelinin yeniden devreye alınması gerçekleştirilmediğinde ortaya çıkan etkiyi ifade eder. Başarılı bir yeniden devreye alma işleminden sonra doz değişiklikleri küçük olmalıdır.

2.29 Görüntü dönüştürme algoritması güncellemeleri

RayStation 2024B için görüntü dönüştürme algoritmalarındaki değişiklikler aşağıda listelenmiştir.

Dönüşüm algoritması	2024A	2024B	Doz etkisi	Yorum
Düzeltilmiş CBCT	1.3	1.4	Göz ardı edilebilir	Oluşturulan görüntü seti HU değerlerinde, en yüksek piksel değerlerinin değişen kullanımı nedeniyle büyük piksel değer aralığına sahip görüntü setleri için küçük değişiklikler meydana gelebilir. BT görüntü setleri için destek eklendi.
Sanal BT	1.3	1.4	Göz ardı edilebilir	Oluşturulan görüntü seti HU değerlerinde, en yüksek piksel değerlerinin değişen kullanımı nedeniyle büyük piksel değer aralığına sahip görüntü setleri için küçük değişiklikler meydana gelebilir. BT görüntü setleri için destek eklendi.

2.30 Önceden yayınlanmış fonksiyonlardaki değişimler

- RayStation 11A'de reğetelerle ilgili bazı değişikliklerin yapıldığını göz önünde bulundurun. Bu bilgiler, 11A'den önceki bir RayStation sürümünden yükseltme yapıldığında önemlidir:
 - Reğeteler her zaman, tek tek ayarlanan her ışın setine ilişkin dozu düzenleyecektir. Işın seti ve arka plan dozu ile ilgili 11A'dan önceki RayStation sürümlerinde tanımlanmış reğeteler eskidir. Bu tür reğetelere sahip ışın setleri onaylanamaz; ışın seti DICOM formatında dışa aktarıldığında reçete içerikte yer almaz.
 - Bir plan oluşturma protokolü kullanılarak ayarlanmış reğeteler artık her zaman yalnızca ışın seti dozu ile ilgili olacaktır. Yükseltme yaparken mevcut plan oluşturma protokollerini gözden geçirdiğinizden emin olun.
 - Reçete yüzdesi artık dışa aktarılan reçete doz seviyelerine dahil edilmez. 11A'dan önceki RayStation sürümlerinde, RayStation içinde tanımlanan Reçete yüzdesi dışa aktarılan Target Prescription Dose'a (Hedef Reçete Dozu) dahildi. Bu, yalnızca RayStation

kapsamında tanımlanan Prescribed dose (Reçete edilen doz), Target Prescription Dose (Hedef Reçete Dozu) olarak dışa aktarılacak şekilde değiştirilmiştir. Bu değişiklik dışa aktarılan nominal doz katkılarını da etkilemektedir.

- 11A'dan önceki RayStation sürümlerinde, RayStation planlarında dışa aktarılan Dose Reference UID (Doz Referans UID'si), RT Plan/RT Ion Plan'ın (RT Planı/RT İyon Planı) SOP Instance UID'sini (SOP Örneği UID'si) temel alıyordu. Bu durum, farklı reçetelerde aynı Dose Reference UID (Doz Referans UID'si) olacak şekilde değiştirilmiştir. Bu değişiklik nedeniyle, 11A'dan önce dışa aktarılan planların Dose Reference UID'si (Doz Referans UID'si), plan yeniden dışa aktarıldığında farklı bir değer kullanılacak şekilde güncellenmiştir.
- RayStation 11A'da Ayar görüntüleme sistemleri ilgili bazı değişikliklerin yapıldığını göz önünde bulundurun. Bu bilgiler, 11A'den önceki bir RayStation sürümünden yükseltme yapıldığında önemlidir:
 - Artık bir Setup imaging system içerisinde (önceki sürümlerde Setup imaging device olarak adlandırılır) bir veya birkaç Ayar görüntüleme cihazı bulunabilir. Bu durum, tedavi ışınları için birden çok ayar DRR'sinin yanı sıra her bir ayar görüntüleme cihazı için ayrı bir tanımlayıcı ad kullanmayı sağlar.
 - + Ayar görüntüleme cihazları gantri monteli veya sabit olabilir.
 - + Her ayar görüntüleme cihazının, ilgili DRR görünümünde gösterilen ve DICOM-RT Görüntüsü olarak dışa aktarılan benzersiz bir adı vardır.
 - + Birden fazla görüntüleme cihazına sahip bir ayar görüntüleme sistemi kullanan ışınlar, her görüntüleme cihazından birer tane olmak üzere birden fazla DRR alır. Bu, hem ayar ışınları hem de tedavi ışınları için kullanılabilir.
- RayStation 8B sürümünde protonlar için etkin doz (RBE doz) kullanımı başlatıldığını unutmayın. Bu bilgi, 8B sürümünden düşük sürümlerde RayStation sürümünden yükseltme yapan proton kullanıcıları için önemlidir:
 - Sistemdeki mevcut proton makineleri RBE türüne dönüştürülecektir. Başka bir deyişle 1.1 sabit faktörünün kullanıldığı varsayılar. Veritabanında bu durumun geçerli olmadığı makineler varsa RaySearch ile iletişime geçin.
 - 8B sürümünden düşük RayStation sürümlerinden dışa aktarılan, doz türü PHYSICAL (FİZİKSEL) olan RayStation RT Ion Plan (RT İyon Planı) ve RT Dose of modality proton (modalite protonu RT Dozu) öğelerinin içe aktarımı, RT Ion Plan (RT İyon Planı) kapsamında belirtilen makine adı mevcut bir RBE makinesine işaret ediyorsa RBE seviyesi olarak kabul edilir.
 - Diğer sistemlerdeki veya ışın modelinde RBE olmayan, 8B öncesi RayStation sürümlü cihazlardaki PHYSICAL (FİZİKSEL) RT Doz tipi, önceki sürümlerde olduğu gibi içe aktarılacaktır ve RayStation içerisinde RBE dozu olarak görüntülenmeyecektir. Referans gösterilen cihaz, veritabanında yoksa yine aynı durum geçerlidir. Dozun fiziksel veya RBE/foton ile eş değer

olup olmadığını bilmek kullanıcının sorumluluğundadır. Buna karşın söz konusu doz bir sonraki planlamada arka plan dozu olarak kullanılırsa etkin doz olarak ele alınacaktır.

Daha fazla ayrıntı için bkz. *Ek A Protonlar için etkin doz.*

- RayStation 11B'de doz istatistiklerine ilişkin hesaplamaların eklenmiş olduğuna dikkat edin. Yani, önceki bir sürümle karşılaştırıldığında değerlendirilen doz istatistiklerinde küçük farklılıklar beklenebilir.

Bu durum şunları etkiler:

- DVH'ler
- Doz istatistikleri
- Klinik hedefler
- Reçete değerlendirme
- Optimizasyon hedef değerleri
- Doz istatistik ölçümlerinin komut dosyası ile alınması

Bu değişiklik aynı zamanda onaylanmış ışın setleri ve planları için de geçerlidir, yani, örnek olarak, reçete ve klinik hedeflerin yerine getirilmesi, 11B'den önceki bir RayStation sürümden daha önce onaylanmış bir ışın setini veya planını açarken değişebilir.

Doz istatistiklerine ait doğrulukta bu iyileşme, doz aralığının artmasıyla (ROI içindeki minimum ve maksimum doz arasındaki fark) daha belirgin olup 100 Gy'den küçük doz aralıklarına sahip ROI'ler için sadece küçük farkların olması beklenir. Güncellenmiş doz istatistikleri artık hacimdeki Doz $D(v)$ ve Dozdaki Hacim $V(d)$ değerlerine eklenmeyecektir. Bunun yerine $D(v)$ için biriken hacim v ile alınan minimum doz geri döndürülür. $V(d)$ için en azından d dozunu alan biriken hacim geri döndürülür. Bir ROI içindeki voksel sayısı küçük olduğunda, elde edilen doz istatistiklerinde hacmin ayrıştırılması belirgin hal alır. Çoklu doz istatistiklerine ilişkin ölçümler (örneğin, D5 ve D2) ROI içinde dik doz gradyanları bulunduğu aynı değeri alabilir; benzer şekilde hacimden yoksun doz aralıkları DVH'de yatay adımlar şeklinde görünür.

- RayStation 2024A'nın klinik bir hedefi ışın seti dozu veya plan dozu ile ilişkilendirme olanağı sunduğunu unutmayın. Klinik hedefleri olan mevcut planlar ve şablonlarla ilgili bu bilgiler, 2024A'dan önceki bir RayStation sürümden yükseltme yapıyorsanız önemlidir:
 - Artık tek ışın seti olan planlardaki fiziksel klinik hedefler otomatik olarak ilgili ışın seti ile ilişkilendirilecektir.
 - Birden fazla ışın setine sahip planlar için plan içindeki tüm olası ilişkileri sağlamak adına fiziksel klinik hedefler çoğaltılacaktır. Örneğin, iki ışın seti olan bir planda her bir klinik hedefe karşılık gelecek şekilde üç kopya bulunacaktır: plan için bir klinik hedef ve iki ışın setinin her biri için birer klinik hedef.
 - Şablonlarda tanımlanan klinik hedefler "BeamSet1 (Işın Seti 1)" adlı ışın setine atanacaktır. Birden fazla ışın seti ile plan oluşturan kullanıcıların, şablonlarını güncelleyerek doğru

ilişkilendirmeleri ve ışın seti adlarını eklemeleri önerilir. Protokollerde kullanılan şablonlara özellikle dikkat edin. Şablonlarda saklanan ışın seti adları, protokolde oluşturulan bir ışın seti ile eşleşmelidir.

- RayStation 2024B'nin klinik hedefler için ikincil kabul düzeylerini kullanıma sunduğunu unutmayın. Bunun senaryo oluşturmada klinik hedef değerlendirmesi için mevcut yöntemleri nasıl etkilediğine dikkat etmek önemlidir. İkincil kabul düzeyleriyle klinik hedefleri değerlendirmek için komut dizisi oluşturma kullanıldığında, yöntemler klinik hedef değerini ikincil kabul düzeyiyle karşılaştıracak ve buna dayalı olarak gerçekleştirilmeyi raporlayacaktır. Başka bir deyişle, yöntemler bir klinik hedef yerine getirilirse *true* (yeşil), aksi takdirde *acceptable* (sarı) ve *false* olarak geri dönecektir.
- Optimizasyon kısıtlamaları olmayan SMLC planları için, bir optimizasyona devam edilirken lif pozisyonu sınırlarının ele alınması daha önce ara dozun seçilip seçilmediğine bağlıydı. Ara dozu olmayan vakanın ele alınması, artık ara doz seçildiğindekiyle aynı olacak şekilde değiştirilmiştir. Bu genellikle bu optimizasyon türünün sonuçlarını etkiler. Önceki RayStation sürümlerine kıyasla değişikliklerin küçük olması beklenmektedir.
- Conformal Arc için *Smart angles* algoritması, ideal açığı belirlerken daha doğru bir *cost function* kullanacak şekilde değiştirilmiştir. Artık, x-jaw'ların arkasına gizlenemeyen kapalı lif çiftlerini hesaba katmaktadır.
- İşlev değerleri artık *Scale dose* yürütüldükten sonra otomatik olarak hesaplanmamaktadır.
- Tomo/Radixact planları için, jaw'ları konumlandırma algoritması iyileştirilmiştir. Bu, hedef kenarları etrafında ve küçük hedefler için biraz farklı jaw pozisyonlarına neden olur.
- ROI listesindeki DLS ROI'lerdeki *D* simgesi daha önce geometri oluşturulan derin öğrenme segmentasyon modeliyle aynıysa gösteriliyordu. Artık, geometrinin değişip değişmediğine bakılmaksızın DLS tarafından oluşturulan ROI'ler için *D* simgesi her zaman gösterilmektedir.
- Daha önceki sürümlerde, dönüştürülmüş görüntü setinden ROI'ler/POI'ler *Approve converted image set* iletişim kutusundaki görünümde gösteriliyordu. Artık iletişim kutusundaki görünümün hiçbirinde ROI'ler/POI'ler gösterilmemektedir.

2.31 Çözümlemiş Saha Güvenliği Bildirimleri

Aşağıdaki FSN'ler (Saha Güvenliği Bildirimleri), RayStation 2024A ile karşılaştırıldığında RayStation 2024B sürümünde çözülmüştür.

- FSN 130646
- FSN 133261

2.32 Yeni ve önemli ölçüde güncellenmiş uyarılar

Uyarıların tam listesi için bkz. *RSL-D-RS-2024B-IFU, RayStation 2024B Instructions for Use.*

2.32.1 Yeni uyarılar



UYARI!

RayStation içindeki .decimal GRID blok konturunun fiziksel blokla eşleştiğinden emin olun. CreateDotDecimalBlockContour yöntemi, geçerli kolimatör açısı için .decimal GRID blok konturunu oluşturur. Oluşturulduktan sonra .decimal GRID bloğu, RayStation içinde normal bir foton bloğu olarak ele alınır ve kolimatörle birlikte dönmez. Kolimatör açısı değiştirilirse blok konturu artık kolimatörle birlikte dönen fiziksel .decimal GRID bloğuna karşılık gelmez.

.decimal GRID bloğu, RayStation üzerinden dışa aktarılan bir blok konturu esas alınarak üretilmediğinden, RayStation içindeki blok konturunun fiziksel blokla eşleştiğinden ve kolimatör açısı değiştirilerek veya başka manuel düzenlemeler yapılarak .decimal GRID blok konturunun istenmeden değiştirilmediğinden emin olmak çok önemlidir. Blok konturunun istenmeden değiştirilmediğinden emin olmak için, CreateDotDecimalBlockContour yöntemi son doz hesaplaması ve plan onayından önceki son adım olarak tekrar çağırılabilir.

(936115)



UYARI!

Başka bir sisteme otomatik dışa aktarmadan sonra otomatik içe aktarma ve segmentasyon iş akışını kullanırken uyarıları gözden geğerin. Otomatik içe aktarma sırasında oluşturulan uyarılar, hasta ilk kez açıldığında görüntülenir. Otomatik içe aktarma ve segmentasyon iş akışı, oluşturulan yapıları RayStation'da hasta açılmadan otomatik olarak dışa aktarmak için kullanılırsa dışa aktarılan yapılar tüketici sistemde gözden geğerilmelidir. İçe aktarma sırasında oluşturulan uyarılara da komut dizesi oluşturma yoluyla erişilebilir.

(932309)

**UYARI!**

Gimbal açılı ışınlar . Gimbal planlamayı destekleyecek şekilde ayarlanmış bir LINAC için, bir tedavi ışını için gimbal döndürme ve/veya gimbal eğme açısı ayarlamak mümkündür. DRR'ler, fiziksel derinlik ve sudaki eşdeğer derinlik ışın yönünde/gimbal ayarlı sanal izomerkeze (yani gimbal açılar dahil) hesaplanır. SSD, ışın/makine izomerkezine raporlanır (gimbal açılar uygulanmaz).

Sıfır olmayan gimbal açılara sahip bir ışın için oluşturulan bir DRR, makine izomerkezine değil gimbal ayarlı sanal izomerkeze yönlendirilmesi nedeniyle hasta ayarı için uygun değildir.

(937534)

**UYARI!**

Kanal uzunluklarını gözden geçirin. İç ve etkili kanal uzunlukları, tedavi planının yürütülmesi için doğrudan art yükleyiciye iletilen kritik değerlerdir. Kanal uzunluklarındaki herhangi bir uyumsuzluğun makine tarafından tespit edilemeyebileceğinin bilinmesi zorunludur. Bu değerlerdeki hatalar, amaçlanan tedaviden önemli sapmalara neden olabilir.

Tedavi planlaması sırasında kanal uzunlukları düzenlendiğinde, düzenlenen tüm uzunlukların, tedavi planının nihai onayından ve dağıtımından önce amaçlanan tedavi kurulumunu doğru şekilde yansıttığını doğrulamak önemlidir.

(936234)

**UYARI!**

Arka plan komut dizilerinde kaydetmeden kaçınılmalıdır. Bir arka plan komut dizisi, hesaplama hizmeti tarafından yürütülür. Komut dizisi çalıştırıldıktan sonra hasta durumu otomatik olarak kaydedilir.

Komut dizisinin yürütülmesi sırasında oluşan çökmeler, komut dizisini otomatik olarak yeniden çalıştıracaktır. Komut dizisini kaydetme içeriyorsa, komut dizisi tekrarlanan yeniden denemelerin istenmeyen durumlar oluşturmayacağından emin olmalıdır. Etki alanı modeli kuralları hala geçerlidir.

Mümkünse, hastanın arka plan komut dizisine açık kaydından kaçının.

(934662)



UYARI!

Arka plan komut dizisi, kullanıcı etkileşimi gerektiren çıktıları oluşturmaktan kaçınmalıdır. Bir arka plan komut dizisinin, komut dizisinin çıktıısını kullanıcıya geri göndermesi için hiçbir yolu yoktur. Bunun istisnası, çıktı bilgilerinin görselleştirme için RayCare sistemine gönderildiği RayCare üzerinden tetiklenen komut dizileridir.

Arka plan komut dizisi, kullanıcının müdahale etmesi gereken çıktıları üretmekten kaçınmalıdır.

{934663}



UYARI!

Öngörülen makine öğrenimi dozu, klinik kararlar almak için kullanılmayacaktır. Öngörülen makine öğrenimi dozu, yalnızca kullanıcıya makine öğrenimi modelinin çıktıısı konusunda şeffaflık sağlamak için görselleştirilir.

{936842}



UYARI!

Makine öğrenimi modelini klinik olarak kullanmadan önce model veri sayfasını gözden geçirin. Bir makine öğrenimi modelinin klinik kullanımından önce, kullanıcı model sınırlamalarını ve kullanım amacını anlamak için ilgili model veri sayfası incelenmelidir.

{24213}

2.32.2 Önemli ölçüde güncellenmiş uyarılar



UYARI!

Bolus ROI'nin ışın (lar) a atanması gerekir. Bolus ROI` ler ışın özellikleri olarak kabul edilir. Bir bolus ROI'nin belli bir ışın için radyasyon taşıma ve doz hesaplaması için kullanılması için, o ışına atanmalıdır. Eğer bir bolus tüm ışınlar için kullanılacak ise, tek tek tüm ışınlar atanmalıdır. Bir planda herhangi ışına atanmamış bir bolus, doz hesaplamasına hiçbir katkıda bulunmayacaktır.

Bir ışına atanan bolus ROI:

- 2D hasta görünümünde düz çizgi stiliyle gösterilir,
- 3D hasta görünümünde gösterilir ve
- ilgili ışın için ışın dozu seçildiğinde Malzeme hasta görünümüne dahil edilir.

[5347]



UYARI!

Aplikatör modellerini inceleyin. Kullanıcıların brakiterapi aplikatörlerinin kalite güvencesi ve tedavi planlaması için endüstri standartlarına uymaları şiddetle tavsiye edilir. Bu, Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği (AAPM) tarafından *Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56* ve *AAPM Medical Physics Practice Guideline 13.a* içinde önerildiği gibi gafkromik film ölçümleri gibi yöntemler kullanılarak dozimetrik doğrulamanın gerçekleştirilmesini içerir.

Kullanıcının, aplikatör yapılarını içeren bir yapı şablonu oluşturması önerilir. Uygun QA kontrollerini tamamladıktan sonra, aplikatör yapılarının zaman içinde istenmeyen değişikliklere uğramadığından emin olmak için şablonun onaylanması çok önemlidir. Tedavi planlama sürecinde kullanıcılar, tedavi dağıtımında tutarlılığı ve doğruluğu korumak için yalnızca bu onaylı şablonlardaki yapıları kullanmalıdır.

[726082]

3 Hasta güvenliğine ilişkin bilindik sorunlar

RayStation 2024Bile hasta güvenliğine ilişkin bilinen herhangi bir sorun yoktur.

Not: Ek sürüm notlarının dağıtımı, yüklemeyen kısa bir süre sonra yapılabilir.

4 Diğer bilindik sorunlar

4.1 Genel

Otomatik kurtarma özelliği tüm çökme türlerine karşı koruma sağlamıyor

Otomatik kurtarma özelliği tüm çökme türlerine karşı koruma sağlamamakta ve bazen bir çökme ardından RayStation üzerinde “Maalesef otomatik kurtarma henüz bu durumda çalışmıyor” yazılı bir hata mesajı gösterilmektedir. RayStation otomatik kurtarma sırasında çöktüğünde, RayStation tekrar açıldığında yeniden otomatik kurtarma ekranı görüntülenir. Bu durumda, değişiklikleri silin veya RayStation ögesinin çökmesini engellemek için sınırlı sayıda eylem uygulamayı deneyin.

[144699]

Büyük görüntü kümesine sahip RayStation kullanılırken sınırlamalar

RayStation artık büyük görüntü kümelerinin (2 GB’tan büyük) içe aktarımını destekler ancak bu tür büyük görüntü kümeleri kullanılırken bazı işlevler yavaş çalışır veya çökmelere neden olur:

- Akıllı fırça/Akıllı kontur/2D bölge büyütme yeni bir dilim yüklendiğinde yavaş çalışıyor
- Büyük görüntü kümeleri için hibrit yapı tanımında kullanılabilir bellek miktarı tükenebilir
- Büyük görüntü kümeleri için biyomekanik deforme olabilen kayıtlar çökebilir
- Otomatik Meme Planlama büyük görüntü setleri ile çalışmıyor
- Gri düzey eşliğine sahip büyük ROI’ler oluşturmak kilitlemeye neden olabilir

[144212]

Tedavi planında birden fazla görüntü seti kullanılırken geçerli olan sınırlamalar

Toplam plan dozu, farklı planlama görüntü setleri olan birden fazla ışın setine sahip planlar için kullanılamaz. Plan dozu olmadan aşağıdaki eylemler gerçekleştirilemez:

- Planı onaylama
- Plan raporu oluşturma
- Doz takibi için planı etkinleştirme
- Planı uyarlanabilir yeniden planlamada kullanma

[341059]

Doz görünümünde küçük çaplı tutarsızlık

Aşağıdaki durum, dozun hasta görüntü diliminde görüntülenebildiği tüm hasta görüntüleri için geçerlidir. Bir dilim tam olarak iki voksel arasındaki sınıra yerleştirilmişse ve doz interpolasyonu devre dışıysa görünümde “Dose: XX Gy” açıklamasıyla verilen doz değeri, doz renk tablosuna göre gerçekte sunulan renkten farklı olabilir.

Bunun nedeni metin değeri ve farklı vokselardan alınmakta olan işlenmiş doz rengidir. Her iki değer de esasen doğru olsa da tutarlı değildir.

Aynı durum doz farkı görünümünde oluşabilir. Bu durumda karşılaştırılan komşu vokseller nedeniyle fark, aslında olandan daha büyük görünebilir.

[284619]

Kesme düzlemi göstergeleri 2D hasta görüntülerinde görüntülenmez

DRR hesaplamak amacıyla kullanılan CT verilerini sınırlamak için kullanılan kesme düzlemleri, normal 2D hasta görüntülerinde görselleştirilmez. Kesilmiş düzlemleri görüntüleyebilmek ve kullanabilmek için DRR ayarları penceresini kullanın.

[146375]

İçerisinde onaylanmış planlar bulunan bir vaka silinirken uyarı verilmez

Onaylanmış plan içeren bir hasta silinmek üzere seçildiğinde, kullanıcı bilgilendirilerek silme işlemini iptal etme fırsatı verilecektir. Ancak, birden fazla vakası olan bir hasta için onaylanmış plan içeren bir vaka silinmek üzere seçilirse kullanıcıya onaylanmış planın silinmek üzere olduğuna dair herhangi bir uyarı verilmeyecektir.

[770318]

4.2 Raporların içe aktarılması, dışa aktarılması ve planlanması

Onaylanan planın içe aktarılması, mevcut olan tüm ROI'lerin onaylanmasına yol açar.

Mevcut onaylanmamış ROI'leri olan bir hastaya onaylanmış bir plan aktarılırken, mevcut ROI'ler otomatik olarak onaylanabilir. Böyle bir durum gerçekleşirse, içe aktarma sırasında plan onay durumunun RTStruct'a aktarılacağını belirten bir kullanıcı arayüzü mesajı verilir. Komut dizisi yoluyla içe aktarma yapılıyorsa bu bilgi içe aktarma günlüğünde verilir.

336266

Sırtüstü yatar konumdaki hastalar için lazer dışa aktarımı mümkün değildir

Virtual simulation modülündeki lazer dışa aktarma işlevinin sırtüstü yatar konumdaki hastayla kullanılması RayStation'ın çökmesine neden olur.

[331880]

RayStation bazen başarılı bir TomoTherapy planı dışa aktarımını başarısız olarak bildirir

RayGateway üzerinden iDMS'ye bir RayStation TomoTherapy planı gönderilirken, RayStation ile RayGateway arasındaki bağlantıda 10 dakika sonra bir zaman aşımı ortaya çıkar. Zaman aşımı

başladığında aktarma işlemi devam ediyorsa, RayStation aktarım devam ediyor olsa bile başarısız bir plan dışı aktarma bildiriminde bulunur.

Bu durumda, aktarımın başarılı olup olmadığını belirlemek için RayGateway günlüğünü inceleyin.

338918

RayStation 2024B ögesine yükseltildikten sonra Rapor Şablonları yükseltilmelidir

RayStation 2024B ögesine yükseltme tüm Rapor Şablonlarının yükseltilmesini gerektirir. Ayrıca, Clinic Settings (Klinik Ayarlar) kullanılarak eski bir sürümden bir Rapor Şablonu eklendiğinde bu şablonun rapor oluşturmak amacıyla kullanılması için yükseltilmesi gerektiğini unutmayın.

Rapor Şablonları Rapor Tasarımcısı kullanılarak güncellenir. Clinic Settings'ten (Klinik Ayarlar) Rapor Şablonunu dışı aktarın ve Rapor Tasarımcısında şablonu açın. Güncellenmiş Rapor Şablonunu kaydedin ve Clinic Settings'e (Klinik Ayarlar) ekleyin. Rapor Şablonunun eski sürümünü silmeyi unutmayın.

(138338)

4.3 Hasta modellemesi

GPU'daki büyük hibrid deformable registration hesaplamaları yürütülürken hafıza çökmeleri oluşabilir.

Büyük olgularda esnek çakıştırma tekniğinin GPU hesaplaması, en yüksek grid çözünürlüğü kullanıldığı takdirde hafızayla ilişkili çökmelere neden olabilir. Bu olay GPU spesifikasyonu ve grid büyüklüğüne bağlıdır.

(69150)

4.4 Brakiterapi planlaması

RayStation ve SagiNova arasındaki reçete ile planlanan fraksiyon sayısı arasındaki uyumsuzluk

Brakiterapi art yükleme sistemi SagiNova ile karşılaştırıldığında RayStation içindeki *Planned number of fractions* (Planlı fraksiyon sayısı) (300A, 0078) ve *Target prescription dose* (Hedef reçete dozu) (300A,0026) DICOM RT Planı özelliklerinin yorumlanmasında bir uyumsuzluk vardır. Bu, özellikle SagiNova 2.1.4.0 veya daha önceki sürümler için geçerlidir. Klinikte 2.1.4.0'dan sonraki bir sürüm kullanılıyorsa, sorunun devam edip etmediğini doğrulamak için müşteri desteğiyle iletişime geçin.

RayStation'dan planlar dışı aktarılırken:

- Hedef reçete dozu, ışın setinin fraksiyon sayısı ile fraksiyon başına reçete dozu çarpılarak dışı aktarılır.
- Planlanan fraksiyon sayısı, ışın setine yönelik fraksiyon sayısı olarak dışı aktarılır.

Planları, tedavi dağıtımı için SagiNovaiçine aktarırken:

- Reçete, fraksiyon başına reçete dozu olarak yorumlanır.

- Fraksiyon sayısı, daha önce dağıtılan planlar için geçerli olan fraksiyonlar da dahil toplam fraksiyon sayısı olarak yorumlanır.

Olası sonuçları şunlardır:

- Tedavi dağıtımı aşamasında SagiNova konsolunda fraksiyon başına reçete olarak gösterilen aslında tüm fraksiyonlar için toplam reçete dozudur.
- Her hasta için birden fazla plan dağıtılması mümkün olmayabilir.

Uygun çözümler için SagiNova uygulamasının uzmanlarına danışın.

[285641]

Braki Monte Carlo geçmiş sayısı

Braki Monte Carlo doz dağılımını hesaplamak için kullanılan geçmişlerin sayısı hasta görünümünde görüntülenmez. Bu bilgiler, komut dizisi oluşturma yoluyla alınabilir. Monte Carlo dozunun kabul edilebilir bir istatistiksel belirsizliğe ulaşmak için yeterli sayıda geçmişle hesaplanmasını sağlamak kullanıcının sorumluluğundadır.

[1043893]

Ölçülen kaynak yollarıyla ilgili Oncentra Brachy ile DICOM bağlantı sorunu

Ölçülen aplikatör modeli kaynak yollarının Oncentra Brachy'ye DICOM aktarımını etkileyen bir sorun tespit edildi.

Bir XML dosyasından RayStation içine aplikatör modelini aktarırken, ölçülen kaynak yollarını içe aktarmak mümkündür. Ölçülen bu kaynak yolları, eşit mesafede olmayan kaynak noktalarının mutlak 3D konumları ile karakterize edilir. Ölçülen kaynak yolları, *RSL-D-RS-2024B-BAMDS, RayStation 2024B Brachy Applicator Model Data Specification* içinde açıklandığı şekilde XML dosyalarından içe aktarılır ve sonuçta RayStation içinde elde edilen 3D kaynak konumları, XML dosyalarında sağlanan kaynak yollarını doğru şekilde temsil eder. 3D kaynak konumları, RayStation içinden DICOM dışı aktarmalarında da doğrudur. Ancak, dosya Oncentra Brachy içine aktarılırken ölçülen kaynak yollarında kaydırma olur ve Oncentra Brachy ile RayStation içindeki mutlak kaynak konumları arasında bir tutarsızlık oluşmasına neden olur. Bu, Oncentra içinde yeniden hesaplanan bir doz dağılımının RayStation içinde hesaplanan ilgili doz dağılımıyla eşleşmediği anlamına gelebilir.

RayStation tarafından hesaplanan doz dağılımı, aplikatörün RayStation içinde doğru şekilde modellenmiş olması şartıyla doğrudur. *RSL-D-RS-2024B-IFU, RayStation 2024B Instructions for Use* içinde belirtildiği gibi [bkz. 726082 numaralı uyarı, Aplikatör modellerini inceleyin], kullanıcıların aplikatörün RayStation içinde doğru şekilde temsil edilmesini sağlamak için aplikatör modeli kalite güvencesi konusunda endüstri standartlarına uymaları önemle tavsiye edilir.

Bu sorun aplikatör modelleri içinde ölçülen kaynak yollarına özeldir ve diğer yöntemlerle yeniden oluşturulan kaynak yollarını etkilemez.

[1043992]

4.5 Plan tasarımı ve 3D-CRT ışın tasarımı

Alandaki merkez ışın ve kolimatör rotasyonu, belirli MLC'ler için istenen ışın açıklıklarını koruyamaz

Alandaki merkezi ışın ve "Keep edited opening" ile kolimatör rotasyonu açıklığı genişletebilir. Kullandıktan sonra açıklıkları inceleyin ve mümkünse "Auto conform" seçeneekli kolimatör rotasyonunu kullanın.

[144701]

4.6 Plan optimizasyonu

DMLC ışınları için doz ölçeklemesi sonrası uygulanan maksimum lif hızı fizibilite kontrolü yoktur

Bir optimizasyondan çıkan DMLC planları, tüm cihaz kısıtlamalarına nazaran elverişlidir. Ancak, optimizasyon sonrası dozun manuel olarak tekrar ölçeklendirilmesi (MU) tedavi dağıtımı sırasında kullanılan doz oranına bağlı olarak maksimum lif hızının ihlal edilmesine neden olabilir.

[138830]

MCO fonksiyonunu ekleme işlevi arka plan dozu ile bağlantılı olarak düzgün çalışmıyor

Add MCO function düğmesine tıklandığında oluşturulan referans doz işlevi, bağımlı bir ışın seti için arka plan dozunu içermez. RayStation, optimizasyona böyle bir referans doz fonksiyonu dahil edilmişse, navigasyonlu ışın seti + arka plan dozu yerine navigasyonlu ışın seti dozunu yeniden oluşturmaya çalışacaktır. Bu genellikle amaçlanandan daha düşük bir optimize edilmiş dozla sonuçlanacaktır. Bu nedenle Add MCO function düğmesinin kullanılması bağımlı ışın setleri için önerilmez. MCO modülünde bir verilebilir planın oluşturulması bu sorundan etkilenmez.

[932475]

4.7 CyberKnife planlama

CyberKnife planlarının dağıtılabiliirliğinin doğrulanması

RayStation kapsamında oluşturulan CyberKnife planları, vakaların yaklaşık %1'inde, dağıtılabiliirlik doğrulanması geçememektedir. Bu tür planlar dağıtılamaz. Etkilenen ışın açıkları, plan onayı ve plan dışı aktarma aşamasında çalıştırılan dağıtılabiliirlik kontrolleri ile belirlenir.

Onay öncesinde bir planın bu sorundan etkilenip etkilenmediğini kontrol etmek için `beam_set.CheckCyberKnifeDeliverability()` komut dizisi yöntemi çalıştırılabilir. Son ayarlamalara yönelik sürekli iyileştirmeyi çalıştırmadan önce etkilenen segmentler manuel olarak kaldırılabilir.

[344672]

Accuray TDC'deki omurga takip grid'i RayStation içinde gösterilen grid'den daha küçük

Tedavi dağıtım kurulumu için Accuray TDC'de (Treatment Delivery Console) kullanılan ve görüntülenen omurga takip grid'i, RayStation içinde görüntülenen grid'den yaklaşık %80 daha küçük olacaktır. RayStation içinde, grid'e amaçlanan kurulum alanı etrafında bir sınır atadığınızdan emin olun. Grid boyutunun dağıtım sırasında Accuray TDC'de düzenlenebilir olduğunu unutmayın.

[933437]

4.8 Tedavi dağıtımı

Plan fraksiyon planında karışık ışın setleri

Plan fraksiyon zamanlamasının sonraki bir ışın seti için manuel olarak düzenlendiği birden çok ışın setine sahip planlarda önceki ışın seti için fraksiyon sayısında yapılacak bir değişiklik, ışın setlerinin artık sırayla planlanmadığı hatalı bir fraksiyon zamanlamasına neden olur. Bu durum, doz takibinde ve uyarlanabilir yeniden planlamada sorunlara yol açabilir. Bunu önlemek için fraksiyon modeli manuel olarak düzenledikten sonra çoklu ışın seti planında ışın setleri için fraksiyon sayısını değiştirmeden önce plan fraksiyon zamanlamasını her zaman varsayılan sıfırlayın.

[331775]

4.9 Otomatik planlama

Aralıktaki Hatalı Işın, bildirim yapılmadan geri ayarlanabilir

Plan Explorer Edit Exploration Plan iletişim kutusunda, Işın Optimizasyonu Ayarları sekmesinde Işın aralık değeri düzenlenirken girilen değer aralık dışındaysa, bu değer haber verilmeksizin önceki değere geri döndürülür. Bu, iletişim kutusunun yanlış bir değer girdikten sonra doğrudan kapatılması gibi durumlarda kolayca gözden kaçırılabilir. Aralık değerine göre Işın yalnızca burst modunda devreye alınan VMAT tedavi makineleri için uygulanabilir (mArc).

[144086]

4.10 Biyolojik değerlendirme ve optimizasyon

Geri al/yinele Biological Evaluation modülündeki cevap eğrilerini geçersiz kılar

Biological Evaluation modülünde, yanıt eğrileri geri al/yinele üzerinden kaldırılır. Yanıt eğrilerini geri getirmek için fonksiyon değerleri yeniden hesaplanır.

[138536]

Doz takibi modülünde zamana bağlı etkileri olan biyolojik klinik hedefleri değerlendirirken sınırlama

Dose tracking (Doz takibi) modülü, biyolojik klinik hedeflerin zamana bağlı etkilerle (onarım ve yeniden çoğalma) değerlendirilmesini destekler. Bu değerlendirmenin girdisi, doz takibi tedavi seyrindeki fraksiyonların tedavi süresidir. Ancak fraksiyonların tedavi süresi Dose tracking (Doz takibi) modülünde görüntülenmez, bu da kullanıcının değerlendirmenin temelini tam olarak ne olduğunu bilmesini zorlaştırır. Bir tedavi planından doz takibi başlatılırken tedavi süresi, plandan

doz takibi tedavi seyrine kopyalanır. Ancak fraksiyonları manuel olarak ekleyip veya çıkarırken tedavi süresi amaçlanan fraksiyonasyondan farklı olabilir. Doz takibi fraksiyonu için tedavi süresine şu anda yalnızca komut dizisi aracılığıyla erişilebilir. Kullanıcı, Dose tracking (Doz takibi) modülünde zamana bağlı etkileri olan biyolojik klinik hedefleri değerlendirirken bu sınırlamanın farkında olmalıdır.

[722865]

4.11 RayPhysics

Dedektör yüksekliği kullanımına ilişkin güncelleştirilmiş tavsiyeler

RayStation 11A ile RayStation 11B arasında derinlik doz eğrileri için dedektör yüksekliği ve derinlik ofsetinin kullanımına ilişkin tavsiyeler güncellenmiştir. Önceki tavsiyelere uyulması halinde, foton ışını modelleri için birikme bölgesinin modellenmesi, hesaplanan 3D dozunda yüzey dozunun fazla tahmin edilmesine yol açabilir. 11A'dan daha yeni bir RayStation sürümüne yükseltme yaparken, foton ışını modellerinin gözden geçirilmesi ve gerekirse yeni tavsiyelere göre güncellenmesi önerilir. Yeni tavsiyeler hakkında bilgi için *RSL-D-RS-2024B-REF, RayStation 2024B Reference Manual* içindeki *Detektör yüksekliği ve derinlik ofseti* bölümüne, *RSL-D-RS-2024B-RPHY, RayStation 2024B RayPhysics Manual* ve *RSL-D-RS-2024B-BCDS, RayStation 2024B Beam Commissioning Data Specification* içindeki *Derinlik ofseti ve dedektör yüksekliği* bölümüne bakın.

[410561]

4.12 Komut dizisi oluşturma

Komut dizisiyle oluşturulan referans işlevleriyle ilgili sınırlamalar

Kilitsiz bir doza referans içeren ve komut dizisiyle oluşturulmuş referans doz işlevinin yer aldığı ışın setleri onaylanamaz. Bu durum çökmeye neden olacaktır. Ayrıca kilitle bir doza referans içeren ve komut dizisiyle oluşturulmuş referans doz işlevinin yer aldığı bir ışın setinin onaylanması ve ardından referans verilen dozun kilidinin açılması da çökmeye yol açacaktır.

Komut dizisiyle oluşturulmuş referans doz işlevi kilitsiz bir doza referans içeriyorsa referans verilen doz değiştirildiğinde veya kaldırıldığında herhangi bir bildirim gönderilmez. Son olarak yeni RayStation sürümlerine yükseltme yapıldığında komut dizisiyle oluşturulmuş referans doz işlevleri de dahil optimizasyon sorunlarıyla ilgili yükseltmelerin düz referanslarını koruyacağını garanti yoktur.

[285544]

A Protonlar için etkin doz

A.1 Arka plan

İlk olarak RayStation 8B ile proton tedavilerinin etkin dozu açıkça ele alınmaya başlandı. Bunun için ya makine modelinde mutlak dozimetriye sabit faktör eklenmekte ya da mutlak dozimetrideki fiziksel doza dayalı olarak makine modeli sabit faktör RBE modeliyle birleştirilmektedir. RayStation 8B sürümünden düşük bir RayStation sürümünden RayStation 8B sürümüne yükseltme yapıldığında veritabanındaki tüm mevcut makine modellerinin, protonların bağlı biyolojik etkilerini hesaba katmak için mutlak dozimetride 1.1 sabit faktörle modellenmiş olduğu varsayılır. Veritabanında bu durumun geçerli olmadığı bir makine varsa RaySearch destek birimi ile iletişime geçin.

A.2 Tanımlama

- RBE faktörü makine modeline dahil edilebilir (8B sürümünden önceki RayStation sürümlerinde standart iş akışında olduğu gibi) veya bir RBE modelinde belirlenebilir.
 - RBE faktörü makine modeline dahil edilirse 1.1 olduğu varsayılır. Bu makinelere "RBE" adı verilir.
 - 1.1 faktörlü bir klinik RBE modeli her proton RayStation paketine dahil edilmiştir. Bu, fiziksel doza dayalı olarak makine modelleriyle birleştirilecektir. Bu makineler "PHY" olarak adlandırılır.
 - 1.1 dışındaki diğer sabit faktörler için kullanıcının RayBiology içinde yeni bir RBE modeli belirlemesi ve devreye alması gerekir. Bu seçenek sadece PHY makineler için kullanılır.
- **Sistemdeki mevcut tüm proton makineleri RBE doz türüne dönüştürülecektir. Bu kapsamda mutlak dozimetri ölçümlerini ölçeklendirmek için 1.1 sabit faktörün kullanıldığı varsayılmaktadır. Buna bağlı olarak tüm mevcut planlardaki doz RBE dozuna dönüştürülecektir.**
- Plan design (Plan tasarımı), Plan optimization (Plan optimizasyonu) ve Plan evaluation (Plan değerlendirmesi) RayStation modüllerinde PHY makinesi için RBE/PHY'nin gösterilmesi.
 - Artık bu modüllerde fiziksel ve RBE dozu arasında geçiş yapılabilir.
 - Plan evaluation (Plan değerlendirme) içerisindeki Difference (Fark) görünümünde RBE faktörü görüntülenebilir.
- RBE makineler için mevcut tek doz nesnesi RBE dozudur. PHY makineler için RBE dozu aşağıdaki istisnalar dışında tüm modüllerde birincil dozdur:
 - Işın Dozu Spesifikasyon Noktaları Ekranı (BDSP) fiziksel doz olacaktır.

- QA preparation (QA hazırlığı) modülündeki tüm dozlar fiziksel doz olacaktır.
- DICOM içe aktarma:
 - Modalite protonuna ait ve doz türü PHYSICAL (FİZİKSEL) olan RayStationRtIonPlan (RT İyon Planı) ve RtDose (RT Dozu) öğelerinin RayStation 8B sürümünden düşük RayStation sürümlerinden içe aktarılması, RtIonPlan (RT İyon Planı) kapsamında belirtilen makine adı modelinde RBE bulunan mevcut bir makineye işaret ediyorsa RBE dozu olarak kabul edilir.
 - Işın modelinde RBE bulunmayan bir makine ile 8B sürümünden önceki RayStation sürümlerinden veya diğer sistemlerden doz türü PHYSICAL (FİZİKSEL) olan RtDose, önceki sürümlerde olduğu gibi içe aktarılacak ve RayStation dahilinde RBE dozu olarak görüntülenmeyecektir. Referans gösterilen makine, veritabanında yoksa aynı durum geçerlidir. Dozun fiziksel veya RBE/foton ile eşdeğer olup olmadığını bilmek kullanıcının sorumluluğundadır. Buna karşın söz konusu doz bir sonraki planlamada arka plan dozu olarak kullanılırsa etkin doz olarak ele alınacaktır.

Not: *Mitsubishi Electric Co makineleri için oluşturulan planlarda farklı kurallar geçerlidir. Bu kapsamdaki davranış RayStation 8B sürümünden önceki sürümlerinde uygulanan davranışla aynıdır.*

- DICOM dışa aktarma:
 - Doz türü RBE olan proton makineleri için tedavi planları ve QA planları (8B sürümünden önceki RayStation sürümlerinde tüm proton dozlarının PHYSICAL (FİZİKSEL) olarak dışa aktarıldığı davranış değiştirilmiştir):
 - + Yalnızca EFFECTIVE (ETKİN) RT Dose (RT Dozu) öğeleri dışa aktarılır.
 - + RT Plan (RT Planı) öğelerindeki BDSP EFFECTIVE (ETKİN) olarak dışa aktarılır.
 - PHY doz türüne sahip makineler için tedavi planları:
 - + Hem EFFECTIVE (ETKİN) hem de PHYSICAL (FİZİKSEL) RT Dose (RT Dozu) öğeleri dışa aktarılır.
 - + RT Plan (RT Planı) öğelerindeki BDSP PHYSICAL (FİZİKSEL) olarak dışa aktarılır.
 - PHY doz türüne sahip makineler için QA planları:
 - + Yalnızca PHYSICAL (FİZİKSEL) RT Dose (RT Dozu) öğeleri dışa aktarılır.
 - + RT Plan (RT Planı) öğelerindeki BDSP PHYSICAL (FİZİKSEL) olarak dışa aktarılır.

Not: *Mitsubishi Electric Co makineleri için oluşturulan planlarda farklı kurallar geçerlidir. Bu kapsamdaki davranış RayStation 8B sürümünden önceki sürümlerinde uygulanan davranışla aynıdır.*



İLETİŞİM BİLGİLERİ



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

Contact details head office

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

RaySearch Americas

Phone: +1 877 778 3849

RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

RaySearch Japan

Phone: +81 3 44 05 69 02

RaySearch UK

Phone: +44 2039 076791

RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

RaySearch France

Phone: +33 1 76 53 72 02

RaySearch Korea

Phone: +82 01 9492 6432

RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

RaySearch India

Phone: +91 9995 611361

RaySearch Singapore

Phone: +65 81 28 59 80

