

RAYSTATION 11B

Sürüm Notları

11B



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

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 tedavi planlaması için makine öğrenimi modelleri, klinik kullanımdan önce Health Canada tarafından onaylanmak zorundadır. Makine öğrenimi planlama modelleri için kullanıcı eğitimi Kanada'da mevcut değildir. Derin Öğrenme Segmentasyonu, Kanada'da Bilgisayarlı Tomografi görüntüleme ile sınırlıdır. Makine öğrenimi segmentasyon modellerinin çoklu görüntü setleri kullanılarak eğitilmesine Kanada'da izin verilmez.

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 kullanılmamaktadır. Birleşik Devletler'de tedavi planlaması için makine öğrenimi modelleri, klinik kullanımdan önce FDA tarafından onaylanmak zorundadır. Birden fazla görüntü seti kullanılarak makine öğrenimi segmentasyon modellerinin eğitimine Amerika Birleşik Devletleri'nde izin verilmemektedir.

Uygunluk beyanı



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. © 2021, 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 bildiriimi	7
2 RayStation 11B yenilikleri ve iyileştirmeleri	9
2.1 Önemli noktalar	9
2.2 CBCT dönüştürme	9
2.3 Makine öğrenimi planlaması	9
2.4 Derin öğrenme segmentasyonu	10
2.5 İşlevsel olmayan iyileştirmeler	10
2.6 Genel sistem iyileştirmeleri	10
2.7 Hasta veri yönetimi	11
2.8 Hasta modellemesi	11
2.9 Brakiterapi planlaması	12
2.10 Plan ayarı	13
2.11 3D-CRT ışın tasarımı	13
2.12 Plan optimizasyonu	13
2.13 Robust Optimizasyon	14
2.14 Çok Kriterli Optimizasyon (MCO)	14
2.15 Genel foton planlaması	14
2.16 Proton Pencil Beam Scanning Planlama	14
2.17 Proton geniş ışın planlaması	14
2.18 Hafif iyon pencil beam scanning planlaması	14
2.19 Bor Nötron Yakalama Terapisi (BNCT) planlaması	15
2.20 Plan değerlendirmesi	15
2.21 Tedavi dağıtımı	15
2.22 Adaptif yeniden planlama	15
2.23 DICOM	16
2.24 Görselleştirme	16
2.25 Komut dizisi oluşturma	16
2.26 Ayar görüntüleme sistemleri	16
2.27 Foton ışınının devreye alınması	16
2.28 Elektron ışınının devreye alınması	17
2.29 Doz motoru güncellemeleri	17
2.29.1 RayStation 11B doz motoru güncellemeleri	17
2.30 Önceden yayınlanmış fonksiyonlardaki değişimler	19
3 Hasta güvenliğine ilişkin bilindik sorunlar	23

4	Diğer bilindik sorunlar	25
4.1	Genel	25
4.2	Raporların içe aktarılması, dışa aktarılması ve planlanması	26
4.3	Hasta modellemesi	27
4.4	Brakiterapi planlaması	28
4.5	Plan tasarımı ve 3D-CRT ışın tasarımı	29
4.6	Plan optimizasyonu	29
4.7	Plan değerlendirilmesi	29
4.8	CyberKnife planlama	30
4.9	Proton ve hafif iyon planlaması	30
4.10	Tedavi dağıtımı	30
4.11	Otomatik planlama	31
4.12	Biyolojik değerlendirme ve optimizasyon	31
4.13	Tıbbi onkoloji planlaması	32
4.14	Makine öğrenimi planlaması	32
4.15	Komut dizisi oluşturma	32
4.16	Çarpışma kontrolü	33
Ek A -	Protonlar için etkin doz	35
A.1	Arka plan	35
A.2	Tanımlama	35

1 Giriş

1.1 Bu kitapçık hakkında

Bu doküman, RayStation 11B sistemi hakkında önemli notlar içerir. Hasta güvenliği ile ilgili bilgiler içerir ve yeni özellikleri, bilindik sorunları ve olası çözümleri listeler.

Her RayStation 11B kullanıcısı bu sorunları iyi bilmelidir. İçerik hakkındaki sorularınız için lütfen üreticiyle iletişime geçin.

1.2 İmalatçı iletişim bilgileri



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

1.3 Sistem işlemindeki olayların ve hataların bildirimini

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

2 RayStation 11B yenilikleri ve iyileştirmeleri

Bu bölümde RayStation 11B sürümünde RayStation 11A SP2 sürümüne kıyasla yapılan yenilikler ve iyileştirmeler açıklanmaktadır.

2.1 Önemli noktalar

- Doz hesaplaması için CBCT dönüşümü.
- Braki ve foton dozu için EQD2 doz hesaplaması.
- İyonlar için LET değerlendirmesi.
- Görüntü kaydı için geliştirilmiş iş akışı.
- Kalıcı ROI görselleştirme ayarları.

2.2 CBCT dönüşürme

Artık, CBCT görüntülerini daha doğru foton doz hesaplamaları yaparken kullanılabilir olacak olan BT benzeri HU kalibrasyonlu görüntülere dönüştürmek mümkündür.

2.3 Makine öğrenimi planlaması

- Makine öğrenimi planlama modelleri artık plan düzeyinde değil, bir ışın seti düzeyinde ayarlanmaktadır. Işın seti ad kısıtlamaları kaldırılarak bağımlılıklar normal RayStation fonksiyonları ile ele alınmaktadır.
- Makine öğrenimi planlama kopya sistemi geliştirilmiş olup çalıştırma başına münferit ağırlıkları ve standart optimizasyon fonksiyonlarını desteklemektedir.
- Makine öğrenimi planlama strateji sistemi iyileştirilmiş olup artık daha fazla DVH modifikasyon fonksiyonunu ve arka plan dozunu desteklemektedir.
- ROI ifadeleri artık model stratejisi içerisinde işlenebilir.
- Makine öğrenimi planlamasına ilişkin lisanslama güncellenmiştir. Tedavi tekniğine özgü lisanslar RayDeepPlanningPhotons ve RayDeepPlanningProtons ile değiştirilmiştir.

2.4 Derin öğrenme segmentasyonu

- *Select/Deselect all* düğmesi eklenmiştir. Bu düğme, modeli çalıştırmadan önce tam listeden sadece birkaç ROI'yi seçebilmeyi sağlamaktadır.
- Yapılandırılabilir ROI görünürlüğü. Belirli bir derin öğrenme segmentasyon modeli için kullanıcı arabiriminde gösterilen ROI listesi kısıtlanabilir. Böylece bir klinikte hiç kullanılmayan ROI'ler kullanıcı arayüzünden çıkarılabilmektedir.
- RSL Baş ve Boyun BT, aşağıdakilerin segmentasyonuna yönelik yeni bir derin öğrenme modelidir:

beyin sapı	nazolakrimal kanal L/R	posterior fossa
koklea L/R	nazofarenks	omurilik
göz L/R	optik sinir L/R	submandibular bez L/R
glottik larinks	ağız boşluğu	üst özofagus
lakrimal bez L/R	orofarenks	supraglottik larinks
mercek L/R	parotis bezi L/R	temporomandibular eklem L/R
alt çene	hipofiz bezi	dil kökü

- RSL Toraks BT, aşağıdakilerin segmentasyonu için yeni bir derin öğrenme modelidir:

kalp	omurilik
özofagus	omurilik kanalı
akciğer L/R	mide

2.5 İşlevsel olmayan iyileştirmeler

- GPU (Grafik İşleme Birimi) ortamının belirli bir fiziksel GPU birimi yerine bir GPU modeli için kullanımı artık doğrulanmıştır. Bu sayede, yeniden başlatma RayStation sırasında değişebilen fiziksel GPU'yu yeniden onaylama ihtiyacı ortadan kaldırılarak bulut ortamlarında çalışma kolaylaştırılmıştırRayStation.
- MD5 sağlamalarının kullanımı, uygulamayı FIPS uyumlu hale getirebilmek amacıyla değiştirilmiştir.

2.6 Genel sistem iyileştirmeleri

- Artık, Rsbak dosyalarına sahip dizinler ikincil veri tabanları olarak kullanılabilir. Böylece tekil hastaları geri yüklemeye yönelik iş akışı daha iyi hale gelecek ve yedekleme işlemleri basitleştirecektir. Birden fazla hasta RayStation Storage aracı kullanarak birincil veri tabanından rsbak'a taşınabilir.

- ROI listesi ve POI listesi artık başlıklardaki görünürlük göstergelerini kullanırken görünür ve gizli haldeki ROI/POI kombinasyonuna geri döndürülebilmektedir. Onay kutusuna tıkladığınızda gruptaki tüm ROI'ler gizlenir, ikinci bir tıklamayla tüm ROI'ler gösterilir, üçüncü bir tıklamayla ise tüm ROI'ler önceki görünürlüğe geri döner.
- GPU settings iletişim kutusuna yalnızca RayPhysics'den değil, aynı zamanda RayStation'den de erişilebilir.
- Ürün sürümü artık Clinic Settings'de olduğu gibi başlatıcı içinde görüntülenmektedir.
- Bundan sonra yöneticiler, tüm hastalar için kullanılacak yeni ortak materyalleri ekleyip materyallere ilişkin tam elementel bileşimi tanımlayabileceklerdir.
- Malzeme görünümü seçimi 2D görünüm sekmelerine taşınmıştır. Bu sekmede, görüntü seti görünümünün ya da malzeme görünümünün seçili olup olmadığı da gösterilir.
- Destek ve sabitleme ROI'lerine ilişkin malzemeler artık malzeme görselleştirme görünümünde gösterilmemektedir.
- Masa yükselme ve dönme açıları BEV içinde etkileşimli olarak düzenlenebilir.
- Destek, Sabitleme ve kullanılmış Bolus ROI'leri için malzemeyi geçersiz kılma yerine BT yoğunluğunu kullanmak artık mümkündür.
- RayStation 11B sürümünde doz istatistiklerine ilişkin hesaplamalar güncellenmiştir. Yani, önceki bir sürümle karşılaştırıldığında değerlendirilen doz istatistiklerinde küçük farklılıklar beklenebilir.

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 anda aynı değeri alabilir; benzer şekilde hacimden yoksun doz aralıkları DVH'de yatay adımlar şeklinde görünür.

- Kısayol iletişim kutusundaki kısayollar artık kategoriler halindedir ve arama işlevi kullanılabilir.
- Plan Explorer (Plan Gezgini) artık HPC Pack 2019'u desteklemektedir.

2.7 Hasta veri yönetimi

Bir plan veya planın bir bölümü (ör., ışın seti) onaylandığında, planın silinebilmesi için bundan sonra uygun yetkiye sahip bir kullanıcı tarafından kimlik doğrulaması yapılması gerekir.

2.8 Hasta modellemesi

- Birden fazla esnek olmayan görüntü kaydı artık desteklenmektedir.

- Bir referans çerçevesi kaydı
 - # Referans çerçevesi çifti başına yalnızca bir taneye izin verilir
 - # Diğer veri setlerinde doz hesaplaması yapılırken kullanılır
 - # Deforme olabilen kayıtlar oluşturulurken kullanılır
- Çoklu görüntü kaydı
 - # İki görüntü arasında birden fazla kayıt oluşturmak mümkündür
 - # Aynı referans çerçevesindeki görüntüler için oluşturulabilir
 - # Füzyon modunda kontur çizerken seçilebilir
- Kayıtları onaylamak artık mümkündür. Bu durum, referans çerçevesi kayıtları, görüntü kayıtları ve deforme olabilen kayıtlar için geçerlidir.
- Kayıtları yeniden adlandırmak artık mümkündür. Bu durum, referans çerçevesi kayıtları, görüntü kayıtları ve deforme olabilen kayıtlar için geçerlidir. Bir kaydın yeniden adlandırılması planların veya doz hesaplamalarının onayını etkilemez.
 - Kayıt grubunun yeniden adlandırılması, kayıt adının grup adıyla başladığı gruptaki tüm kayıtların adını günceller.
- Bir kayıt için açıklama eklemek artık mümkündür; bu açıklama kayıt ağacında araç ipucu olarak gösterilir.
- POI tabanlı esnek olmayan kayıtlar için artık dört adet POI gerekmez. Bir kayıt, artık bir (veya daha fazla) POI ile yapılabilmektedir.
- Bir ROI veya POI (veya bir ROI/POI geometrisi) silindiğinde ve ROI/POI, bir doz hesaplaması/türetilmiş ROI/klinik hedefi vb. ile onaylanmadığında ya da bunlara atıf yapılmadığında, artık bir onay iletişim kutusu görünmeyecektir. Silme işlemi yanlışlıkla yapıldıysa, Undo (Geri Al) işlemi ile ROI/POI (geometri) geri yüklenir. Birden fazla ROI/POI silinmesi halinde, seçilen ROI/POI'den en az birinin onaylanması gerektiğinde bir onay iletişim kutusu görüntülenmeye devam eder.
- Structure Definition modülünde hasta yönünü değiştirirken kamera döndürme ve yakınlaştırma seviyesi sıfırlanmaz.
- Triangülasyon algoritması güncellenmiş olup artık daha hızlı çalışmaktadır. Önceki sürümlere kıyasla bazı küçük farklılıklar görülebilir.

2.9 Brakiterapi planlaması

- Görüntü füzyonu, brakiterapi tedavilerinin planlanması sırasında birden fazla görüntü setleri ile çalışmayı kolaylaştırmak amacıyla artık Brachy planning modülünde de bulunmaktadır.
- Braki ekipmanı bundan sonra braki tipi ROI'lere ait ROI listesindeki ayrı bir bölümde verilmektedir.

- Aplikatör modellerini döndürme ve çevirme desteği aynı zamanda POI'leri içerecek ve yalnızca seçilen parçaların taşınmasını sağlayacak şekilde genişletilmiştir. Bu özellik, tandem olmayacak şekilde halkayı hareket ettirmek ve aplikatör modeline A Noktasını dahil etmek için kullanılabilir.
- Kanalların ve kanal adaylarının görselleştirmesini açıp kapatmak artık mümkündür.
- Kanal ucu görselleştirmesi artık, her kanal RayPhysics'de belirtilen kaynak aplikatör uç uzunluğunu yansıtmaktadır.
- Smart draw (Akıllı çizim) artık önemli ölçüde daha hızlıdır.
- Bir optimizasyon sırasında değişmeyecek şekilde belirli bekletme noktalarını kilitlemek artık mümkündür.
- Lineer-kuadratik modele göre iki Gray eşdeğer dozda (EQD2) klinik hedefleri tanımlamak artık mümkündür.

2.10 Plan ayarı

- Doz gridini etkileşimli olarak düzenleyebilmek için tutamaklar büyütülmüştür.
- Tüm reçeteler artık varsayılan ışın seti raporunda görüntülenmektedir.
- Reçeteye nominal doz katkıları artık varsayılan ışın seti raporunda yer almaktadır.
- Maksimum fraksiyon sayısı artık 100'dür (1000'den düşürülmüştür).
- Reçeteye nominal doz katkıları, her zaman tam cGy cinsinden reçete edilen fraksiyon dozuna kadar eklenecek şekilde yuvarlanır. Bu işlem, OIS potansiyel yuvarlama sorunlarını önlemelidir. Nominal katkının tam olarak eşleşmesi için cGy cinsinden öngörülen ışın seti dozunun fraksiyon sayısına bölünebilmesi gerektiğini unutmayın.

2.11 3D-CRT ışın tasarımı

Treat and Protect ile oluşturulan segmentler için çeneleri MLC açıklığına göre bir mesafeye otomatik olarak ayarlamak üzere destek eklenmiştir. MLC açıklığına olan mesafe, kullanıcı tarafından LINAC için RayPhysics içerisinde tanımlanan bir parametredir.

2.12 Plan optimizasyonu

- İnce ayar optimizasyonu, optimize edilmiş bir tedavi planını geliştirmeye yönelik yeni bir araçtır. Kullanıcı, DVH'leri ve genel uzamsal doz dağılımını korurken algoritmanın yerine getirmeye çalıştığı bir dizi klinik hedef seçer. İnce ayar optimizasyonu tüm modaliteler için kullanılabilir.
- Klinik hedef listesi şablonları ve optimizasyon işlev listesi şablonları yüklenirken, hastadaki şablon ROI'leri/POI'leri ROI'lerle/POI'lerle eşleştirmek artık mümkündür. Bu özellik, hastada ROI/POI adının şablondakiyle aynı olmadığı durumlarda kullanışlıdır.
- Optimize edilmiş segmentler (3DCRT, SMLC, DMLC, VMAT, Conformal Arc) için çeneleri MLC açıklığına göre otomatik olarak ayarlamak için destek eklenmiştir. MLC açıklığına olan mesafe, kullanıcı tarafından LINAC için RayPhysics içinde tanımlanan bir parametredir.

- *Delete* düğmesine basmadan önce tabloda birkaç satır seçerek birden fazla enerji tabakasını bir kerede silmek artık mümkündür.

2.13 Robust Optimizasyon

Tüm robust optimizasyon işlevleri ışın seti dozunda olduğu sürece (yani ışın seti + arka plan değil) 4D optimizasyonunu arka plan dozu ile gerçekleştirmek artık mümkündür.

2.14 Çok Kriterli Optimizasyon (MCO)

VMAT için segment tabanlı modda Pareto planlarının oluşma süreci değiştirilmiştir. MLC'ye ilişkin periyodik taramalar hedef boyunca ileriden veya geriden başlar, çünkü gantri dönüşleri artık kesinlikle tek yönlü olmaya zorlanmamaktadır. Bu durum, doz dağılımlarını şekillendirirken Pareto planlarına daha fazla esneklik sağlar ve ihlal edilen kısıtlamalar nedeniyle Pareto planlarının daha az oluşturulmasına yol açar.

2.15 Genel foton planlaması

- Segment MU (Monitör Birimleri) optimizasyonu sırasında kullanılan segment dozları, önceliklere göre daha düşük bir doğrulukla saklanır. Böylece, optimizasyon sonuçlarındaki değişiklikler az olurken mevcut olan tüm belleği kullanma riski de azalmış olur.
- Bir ark ışınını tersine çevirmek ve bir ark ışınının ters kopyasını çıkarmak için yeni araçlar eklenmiştir.

2.16 Proton Pencil Beam Scanning Planlama

- Monte Carlo doz motorunu kullanırken son doz hesaplamasının bir parçası olarak doz ortalamalı LET'i (Linear Energy Transfer) hesaplamak mümkündür.
- BDSP için Water equivalent thickness (WET) hesaplanır/görüntülenir/dışa aktarılır.

2.17 Proton geniş ışın planlaması

- BDSP için Water equivalent thickness (WET) hesaplanır/görüntülenir/dışa aktarılır.
- BDSP için kompensatörün fiziksel kalınlığı, hesaplanır/gösterilir/dışa aktarılır.
- Oküler Bakış planları için aralık modülatör adı görüntülenir.
- Tek saçılmalı salım tekniği için destek.
- Üniform olmayan akışlı ışın modelleri için destek.

2.18 Hafif iyon pencil beam scanning planlaması

- Karbon iyonlarına ait son doz hesaplamasının bir parçası olarak doz ortalamalı LET'i (Linear Energy Transfer) hesaplamak mümkündür.
- BDSP için Water equivalent thickness (WET) hesaplanır/görüntülenir/dışa aktarılır.

2.19 Bor Nötron Yakalama Terapisi (BNCT) planlaması

DICOM dışı aktarma da dahil olmak üzere BNCT'ye ilişkin ayar ışınları için destek eklenmiştir.

2.20 Plan değerlendirilmesi

- Foton ve braki fraksiyon dozlarından 2 Gy eşdeğer dozu (EQD2) hesaplamak, deforme etmek ve biriktirmek artık mümkündür.
- Toplanan değerlendirme dozlarını ve EQD2 değerlendirme dozlarını yeniden adlandırmak mümkündür.
- LET (Linear Energy Transfer) dağılımlarının plan değerlendirmesi için destek:
 - Varsa, protonlar ve ışık iyonlarına ilişkin LET dağılımları doz ağacında listelenir.
 - LET dağılımı 2D görünümünde görüntülenebilir.
 - Ayrı bir LET renk tablosu mevcuttur. 2D görünümünde hiçbir LET değerinin gösterilmediği bir doz eşik değeri (varsayılan değer 0) tanımlamak mümkündür. Bu doz, ışın seti dozu olarak adlandırılır.
 - Compute perturbed dose ve Compute on additional data sets'nin bir parçası olarak LET'i hesaplamak mümkündür.
 - Bir hat boyunca LET dağılımı Line dose (çizgisel doz) görünümünde gösterilebilir. Bir doz dağılımı ile birlikte görüntülenmesi halinde, iki y eksenini görüntülenir (her nicelik için bir eksen).
 - LET birim histogramları LVH görünümünde gösterilir.
 - LET istatistikleri Dose statistics görünümünde gösterilir.
- Çizgi grafiklerinde Y eksenini için maksimum değeri manuel olarak girmek mümkündür. Görüntülenen dozlar değiştirilirken Y maksimum değeri, artık tüm dozların maksimum değeri olarak güncellenmemektedir.
- Hasta rotasyon karışımı (pertürbasyonu) ile karıştırılmış dozu hesaplamak artık mümkündür.

2.21 Tedavi dağıtımı

- Tedavi seyri listesi bundan böyle planlama görüntülerini ya da edinilen görüntüleri veya her ikisini de gösterecek şekilde yapılandırılabilir.
- Tedavi seyri listesindeki fraksiyonlar ve seanslarda artık kesir/seans ile ilgili daha fazla bilgi gösteren bir araç ipucu bulunmaktadır.

2.22 Adaptif yeniden planlama

Artık bir adaptif planda tolerans tablosunu seçmek/değiştirmek mümkündür. Tolerans tablosu değerlerini görüntülemek de olasıdır.

2.23 DICOM

Işın Dozunu reçete edilen doz değerinin nominal katkısı/parçası olarak dışa aktarmak üzere yapılandırılmış makinelerde, dışa aktarma sırasında, Işın Dozunun (300A,0084) ışın nominal katkısı olarak mı yoksa ışın dozu spesifikasyon nokta dozu olarak mı dışa aktarılacağını seçmek artık mümkündür. Önceden, makinedeki bu ayarı geçersiz kılmak mümkün değildi.

2.24 Görselleştirme

- 2D, 3D, BEV ve DRR görüntülerine ilişkin ROI görselleştirme ayarları artık kalıcı olup ROI ile birlikte kaydedilmektedir.
- Kesit göstergesi widget'ı daha net renklerle geliştirildi.
- POI'lerin, CyberKnife ışınlarının ve Braki kanallarının 3D görselleştirilmesi daha da iyileştirilmiştir.
- Bir ROI için görselleştirme ayarı herhangi bir görünümde kapalıysa, bu durum ROI listesinde göz simgesi ile gösterilir.
- Ayar görüntüleme DRR'lerini reseptör düzleminde görselleştirmek artık mümkündür. Ölçü aracı ve artı göstergeli ölçek, reseptör düzleminde mesafeleri verecek şekilde uyarlanmıştır.
- Işın açıları, diğer ek açıklamalarla birlikte dışa aktarılan DRR'lerin üzerine yazılır.

2.25 Komut dizisi oluşturma

Komut dizisi oluşturma/yönetimi işleminde artık yüklü durumdaki komut dizisi oluşturma API'sine bağlantılar bulunur.

2.26 Ayar görüntüleme sistemleri

- Ayar görüntüleme sistemlerine ait kaynak-eksen uzaklığı (SAD) özelliği, ayar görüntüleme sistemindeki münferit ayar görüntüleme cihazlarına taşınmıştır.
- Bir ayar görüntüleme cihazına; genişliği, yüksekliği ve izomerkezi ile reseptör düzlem mesafesi ile temsil edilen bir alıcı modeli atanabilir. Ayar görüntüleme cihazı DRR'leri, reseptör düzleminde görselleştirilir. Ölçüm aracı ve artı göstergeli ölçek, reseptör düzlemindeki mesafeler verecek şekilde uyarlanmıştır. Sunulan DRR'leri izomerkez düzleminde tutmak için sıfır olan izomerkez ile reseptör düzlem arası mesafeyi seçin ve izomerkez düzleminde reseptör boyutunu belirtin.
- Bir ayar görüntüleme cihazına, DRR'lerin dışa nasıl aktarılacağını söyleyen DRR dışa aktarma verileri atanabilir.

2.27 Foton ışınının devreye alınması

- Devreye alınmamış CyberKnife ve TomoTherapy tedavi makinelerini makine ağacındaki gruplara taşımak artık mümkündür.
- Güncellenmiş şablon makineleri:
 - Düzleştirme filtresi olan ve olmayan ışın kaliteleri aynı makinede birleştirilmiştir.

- Çeşitli şablon makinelere ilişkin makine modeli parametrelerine farklı küçük düzeltmeler yapılmıştır.
- Bir makine için tüm foton Monte Carlo doz eğrilerini hesaplamak artık mümkündür.
- Bir makine için tüm doz eğrilerini (Collapsed Cone, foton Monte Carlo ve elektron Monte Carlo) tek seferde hesaplamak artık mümkündür.
- Foton Monte Carlo için seçilen doz eğrilerini hesaplariken, seçilen bir eğri olarak aynı alan boyutuna ve modülasyonuna (açık/wedge/koni) sahip tüm doz eğrileri de hesaplanacaktır. Aynı alan boyutu ve modülasyon için tüm eğrileri hesaplamak için gereken süre, yalnızca birini hesaplamak için gereken süre ile aynıdır.
- Derinlik doz eğrileri için dedektör yüksekliği ve derinlik ofseti 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. Yeni tavsiyelere göre foton ışını modellerini gözden geçirmeniz ve gerekirse güncellenmeniz önerilir. Yeni tavsiyeler hakkında bilgi için *RSL-D-RS-11B-REF, RayStation 11B Reference Manual*'de *Dedektör yüksekliği ve derinlik ofseti* bölümüne, *RSL-D-RS-11B-RPHY, RayStation 11B RayPhysics Manual*'te *Derinlik ofseti ve dedektör yüksekliği* bölümüne ve *Işını Devreye Alma Veri Spesifikasyonuna* bakın.

2.28 Elektron ışınının devreye alınması

Bir makine için tüm doz eğrilerini (Collapsed Cone, foton Monte Carlo ve elektron Monte Carlo) hesaplamak artık mümkündür.

2.29 Doz motoru güncellemeleri

2.29.1 RayStation 11B doz motoru güncellemeleri

RayStation 11B için doz motorlarındaki değişiklikler aşağıda listelenmiştir.

Doz motoru	RS 11A SP2	RS 11B	Doz etkisi	Yorum
Tümü	-	-	-	Bazı durumlarda, Harici ROI ile Işın Destek, Fiksasyon ve Bolus türündeki ROI'ler arasındaki arayüzden geçen ışınlara ait dozda gözle görülür değişikliklere yol açan, FSN 84236'da açıklanmış olan sorun çözülmüştür. ROI vksel hacimleri üzerinde küçük bir etkisi olabilen, ROI'lerin yüzey triangülasyonlarına ilişkin güncellenmiş hesaplama.

Doz motoru	RS 11A SP2	RS 11B	Doz etkisi	Yorum
Foton Collapsed Cone	5.5	5.6	Göz ardı edilebilir	Mevcut cihaz modellerinin yeniden devreye alınması gerekmez.
Foton Monte Carlo	1.5	1.6	Göz ardı edilebilir	RayStation (CUDA) içindeki GPU hesaplamalarında kullanılan platform yeni bir sürüme yükseltilmiştir. Bu platformun, istatistiksel yapısı nedeniyle küçük bozukluklara bile çok duyarlı olan hesaplanmış Foton Monte Carlo dozu üzerindeki etkisi çok küçüktür. İstatistiksel belirsizliğin düşük olduğu doz hesaplamasında, önceki versiyona kıyasla bu doz farkı ihmal edilebilir. Mevcut cihaz modellerinin yeniden devreye alınması gerekmez.
Elektron Monte Carlo	3.9	3.10	Çođu durumda ihmal edilebilir. Elektron dozu, FSN 84236'da açıklanan sorundan etkilenen vakalarda belirgin şekilde değiştirilebilir.	Mevcut cihaz modellerinin yeniden devreye alınması gerekmez.
Proton PBS Monte Carlo	5.2	5.3	Göz ardı edilebilir	RayStation'de (CUDA) GPU hesaplamaları için kullanılan platform yeni bir sürüme yükseltilmiştir. Bunun hesaplanan proton PBS Monte Carlo dozu üzerinde ihmal edilebilir bir etkisi vardır. Mevcut cihaz modellerinin yeniden devreye alınması gerekmez.
Proton PBS Pencil Beam	6.2	6.3	Göz ardı edilebilir	Mevcut cihaz modellerinin yeniden devreye alınması gerekmez.
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.7	4.8	Göz ardı edilebilir	Mevcut cihaz modellerinin yeniden devreye alınması gerekmez.

Doz motoru	RS 11A SP2	RS 11B	Doz etkisi	Yorum
Carbon PBS Pencil Beam	4.3	4.4	Göz ardı edilebilir	RayStation (CUDA)'da GPU hesaplamaları için kullanılan platform yeni bir sürüme yükseltilmiştir. Bunun hesaplanan hafif iyon dozu üzerinde ihmal edilebilir bir etkisi vardır. Mevcut cihaz modellerinin yeniden devreye alınması gerekmez.
Brachy TG43	1.1	1.2	Göz ardı edilebilir	Mevcut cihaz modellerinin yeniden devreye alınması gerekmez.

2.30 Önceden yayınlanmış fonksiyonlardaki değişimler

- RayStation 11A'de reçetelerle ilgili bazı değişikliklerin yapıldığını göz önünde bulundurun. Bu bilgiler, 11A'den önceki bir RayStation sürümünden yükseltme yapıldığında önemlidir:
 - Reçeteler 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 reçeteler eskidir. Bu tür reçetelere sahip ışın setleri onaylanamaz; ışın seti DICOM formatında dışa aktarıldığında reçete içerikte yer almaz.
 - Bir plan oluşturma protokolü kullanılarak ayarlanmış reçeteler 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 İyon 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 varsayılır. 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 sürümünde doz istatistiklerine ilişkin hesaplamalar güncellenmiş olduğunda 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 doğruluktaki 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.

- Otomatik aralık kaydırıcı seçilirken, seçilen aralık kaydırıcının mevcut burun için çok büyük olmadığından emin olmak için aralık kaydırıcı boyutu dikkate alınır.
- Plan Evaluation'deki Çizgi grafiklerinde Y eksenine ait maksimum değer, görüntülenecek dozları değiştirirken görüntülenen tüm dozların maksimum değerine göre artık güncellenmemektedir.
- *Default for dose deformation*, doz deformasyonu için hangi deforme olabilen kaydın kullanılacağını seçmeye yönelik özelliğin yeni adıdır (önceden *Approve for dose accumulation* şeklinde adlandırılmıştı).
- Derinlik doz eğrileri için dedektör yüksekliği ve derinlik ofseti 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. Yeni tavsiyelere göre foton ışını modellerini gözden geçirmeniz ve gerekirse güncellemeniz önerilir. Yeni tavsiyeler hakkında bilgi için *RSL-D-RS-11B-REF, RayStation 11B Reference Manual'de Dedektör yüksekliği ve derinlik ofseti* bölümüne, *RSL-D-RS-11B-RPHY, RayStation 11B RayPhysics Manual'te Derinlik ofseti ve dedektör yüksekliği* bölümüne ve *Işını Devreye Alma Veri Spesifikasyonuna* bakın.

3 Hasta güvenliğine ilişkin bilindik sorunlar

RayStation 11B'da hasta güvenliğine ilişkin herhangi bir sorun yoktur.

Not: *Güvenlikle ilgili ilave sürüm notlarının, yazılımın yüklemesinden sonra bir ay içinde ayrı olarak dağıtılabileceğini unutmayın.*

4 Diğer bilindik sorunlar

4.1 Genel

GPU VDDM modundayken Windows Server 2016'da GPU hesaplamasının yavaş olması

GPU'larla WDDM modundayken Windows Server 2016'da çalışan bazı GPU hesaplamaları, GPU TTK modundayken gerçekleştirilen hesaplamadan önemli ölçüde daha yavaş olabilir.

(283869)

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 öğesinin 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 kilitlenmeye 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 vokseller 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 voksellerden 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]

Geçerli ışın setinde artık kullanılmayan bir reçete varsa yeni bir ışın seti eklerken Edit plan (Planı düzenle) iletişim kutusunda karşılaşılan yanlış bilgiler

Yeni bir ışın seti eklerken halihazırda seçili olan ışın kümesinde ışın seti ve arka plan dozu (artık kullanılmayan bir işlev) ile ilgili bir reçete bulunduğunda, *Edit plan (Planı düzenle)* iletişim kutusu, yeni ışın setine ait reçetenin ışın seti ve arka plan dozu için ayarlanacağı şekilde yanlış bir gösterimde bulunur. Yeni ışın setine ait reçeteler ışın seti dozu ile ilgili olduğundan bu bilgi yanlıştır. *Edit plan (Planı düzenle)* iletişim kutusundaki bilgiler, iletişim kutusunda ışın setleri arasında geçiş yapılırken düzeltilir.

[344372]

4.2 Raporların içe aktarılması, dışa aktarılması ve planlanması

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

Onaylanmamış ROI'leri mevcut olan bir hastaya onaylı bir plan içe aktarma işlemi yapılırken var olan ROI'ler otomatik olarak onaylı hale gelebilir.

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 dışı 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 11B ögesine yükseltildikten sonra Rapor Şablonları yükseltilmelidir

RayStation 11B ögesine yükseltme tüm Rapor Şablonlarının yükseltmesini 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]

Işın seti Warnings (Uyarılar) rapor tablosunda listelenen uyarılar onaylı planlar için doğru olmayabilir

11A'ya göre bir önceki RayStation sürümünde onaylanmış bir plan için bildirim oluşturulursa ışın seti Warnings (Uyarılar) tablosunda görüntülenen uyarılar, onay anında görüntülenen uyarıları yansıtmayabilir. Işın seti Warnings (Uyarılar) tablosu, raporun oluşturulduğu sırada, RayStation 11A'daki uyarılara neden olacak tüm kontroller gerçekleştirilerek RayStation tarafından oluşturulur. Bu nedenle, raporda plan onayı sırasında bulunmayan ek uyarılar olabilir.

[344929]

4.3 Hasta modellemesi

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

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

[69150]

Görüntü kayıt modülünde yüzen görünüm

Görüntü kayıt modülündeki kayan görünüm, artık yalnızca ikincil görüntü setini ve konturları görüntüleyen bir füzyon görünümüdür. Görünüm türünün değişikliği, görünümün çalışma şeklini/bilgileri görüntüleme şeklini değiştirmiştir. Aşağıdakiler değişmiştir:

- Düzeyin/pencerenin, yüzen görünümünden etkinleştirilmesi halinde bu durum, İkincil görüntü seti yerine Birincil görüntü setini etkiler. İkincil görüntü setindeki düzey/pencere ise Füzyon sekmesinden değiştirilebilir.
- PET renk tablosunu yüzen görünümünden düzenlemek mümkün değildir. Bunun yerine ikincil görüntü setindeki PET renk tablosu, Füzyon sekmesinden değiştirilebilir.
- Yüzen görünümde kaydırma, Birincil görüntü seti ile sınırlıdır, ör. İkincil görüntü seti daha büyükse veya füzyon görüntülerinde Birincil ile üst üste gelmiyorsa, tüm kesitler arasında gezinmek mümkün olmayacaktır.
- Görüntü yönlendirme göstergesi olan “Işın (Ray)”, yüzen görünümdeki kayıt dönüşlerine göre güncellenmez.
- Konum, Yön (transversal/sagittal/koronal), Hasta yön harfleri, Görüntüleme sistemi adı ve Kesit numarası artık yüzen görünümde görüntülenmemektedir.
- Birincil ve İkincil görüntü setleri arasında kayıt yoksa yüzen görünümdeki görüntü değeri görüntülenmez.

[409518]

4.4 Brakiterapi planlaması

RayStation ve SagiNova sürüm 2.1.4.0 veya daha önceki sürümler arasında planlanan fraksiyon sayısı ve reçete konusunda uyumsuzluk

Brakiterapi art yüklem sistemi SagiNova sürümü 2.1.4.0 veya önceki sürümlere kıyasla RayStation 10B'de *Planned number of fractions* (Planlanan fraksiyon sayısı) {300A,0078} ve *Target prescription dose* (Hedef reçete dozu) {300A,0026} DICOM RT Planı özelliklerinin yorumlanmasında bir uyumsuzluk mevcuttur.

RayStation'dan planlar dışa aktarılırken:

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

Planlar tedavi dağıtımı için SagiNova sürümü 2.1.4.0 veya daha eski bir sürüme içe aktarılırken:

- 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]

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]

Plan onayı ve robust olarak optimize edilen planların DICOM dışı aktarımı çökebilir

Ek görüntü setlerinin üzerinde dirençli optimizasyon kullanıldıktan sonra planda gerçekleştirilen bazı eylemler takip eden plan onayının ve DICOM dışı aktarımının çökmesine neden olacaktır. Bu durum bir optimizasyon gerçekleştirilerek (sıfır yineleme yeterlidir) veya Robustness Settings penceresindeki ikincil görüntü setlerinin kutu işareti kaldırılarak düzeltilecektir. Doz gridi düzenlemeleri ve RayStation sürümünün yükseltilmesi çökmeye neden olabilecek işlemlere örnek olarak gösterilebilir.

[138537]

4.7 Plan değerlendirme

Onay penceresinde malzeme görünümü

Malzeme görünümünü Onay penceresinde görüntülemeyle ilgili seçilebilecek bir sekme yoktur. Bunun yerine malzeme görünümünün seçimi, görünümdeki görüntü seti adına tıklayıp ekranda görünen açılır menüden malzeme seçilerek yapılabilir.

[409734]

4.8 CyberKnife planlama

CyberKnife planlarının dağıtılabirliğinin doğrulanması

RayStation kapsamında oluşturulan CyberKnife planları, vakaların yaklaşık %1'inde, dağıtılabirlik doğrulamasını geçememektedir. Bu tür planlar dağıtılamaz. Etkilenen ışın açıları, plan onayı ve plan dışı aktarma aşamasında çalıştırılan dağıtılabirlik 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]

4.9 Proton ve hafif iyon planlaması

Uyarlanmış bir plan için makine değiştirilirken ışın hattı nesnelere ve ışın parametreleri güncelleştirilmez

Yeni bir uyarlanmış plan oluşturulurken veya mevcut bir uyarlanmış plan düzenlenirken makine değiştirilirse, uyarlanmış plandaki ışınların ışın hattı nesnelere ve nokta ayar kimlikleri otomatik olarak güncelleştirilmez. Önceki makinenin, yeni makine ile uyumsuz olabilen burnu ışın listesinde kalır. Aralık kaydırıcı [Unknown] olarak listelenebilir. Yeni bir uyarlanmış plan oluşturulurken makinenin değiştirilmesi durumunda, aralık modülatörü de [Unknown] olarak listelenebilir.

Etkilenen ışınlar için Edit beam iletişim kutusunu açın ve gerekli ışın hattı nesnelere güncelleştirin. Nokta ayar kimliğini ayarlayın ve Tamam'a tıklayın. Sadece aralık modülatörü eksiğe, Edit beam iletişim kutusunu açıp Tamam'a tıklayarak yeniden kapatmanız yeterlidir. Bu geçici çözüm, ışın hattı nesnelere güncelleştirir ve ışının sürekli kullanımına olanak tanır.

[224066]

4.10 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]

Doz deformasyonu için varsayılan değer olarak yeni bir deforme olabilen kayıt seçildiğinde tedavi seyri doğru güncellenmez

Doz deformasyonu için varsayılan ayar olarak yeni bir deforme olabilen kayıt onaylandığında ve deforme bir doz zaten mevcut olduğunda, tedavi seyri listesindeki doz deformasyonlarına ilişkin

bilgiler doğru şekilde görüntülenmez. Ancak, güncellenmiş deforme doz düzgün görüntülenir. Deforme doz yeniden hesaplanarak bu liste güncellenir.

[341739]

4.11 Otomatik planlama

Plan Explorer'da HPC'yi çalıştıran TomoTherapy optimizasyonundan sonra Işın listesinde her zaman "Yok"a ayarlanmış koruma ayarı.

Plan Explorer'da HPC kullanarak TomoTherapy tedavi planının optimizasyonundan sonra Koruma ayarı daima 'Yok' olarak ayarlanır. Ancak optimizasyondan önce seçilen koruma ayarları, optimizasyon sırasında doğru şekilde kullanılır.

[136436]

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]

Otomatik meme planlama ayarlarında negatif değerler

-0.01 ile -0.99 arasındaki negatif değerler, Otomatik meme planlamasındaki Ayarlar iletişim kutusuna doğrudan yazılamaz. Bunun için geçici çözüm, önce 0.50 gibi pozitif sürümü yazıp ardından sonra '-' eklemek veya değeri başka bir yerden kopyalayıp yapıştırmaktır.

[408334]

4.12 Biyolojik değerlendirme ve optimizasyon

Fraksiyonasyonun biyolojik değerlendirmesi, yeni uyarlanan plan oluştururken çökmeye yol açabilir

Eğer fraksiyonasyon çizelgesi Biological Evaluation (Biyolojik Değerlendirme) modülünden düzenlenirse uyarlanan plan oluştururken sistem çökecektir. Biyolojik değerlendirme yapmak için plan kopyalanır ve fraksiyonasyon çizelgesi değişiklikleri kopya üzerinde yapılır.

[138535]

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]

4.13 Tıbbi onkoloji planlaması

Vaka Aç iletişim kutusunda tedavi rejimi bilgisi gösterilmiyor

Önceden veritabanında bulunan bir hasta vakasını açmak için kullanılan Vaka Aç iletişim kutusunda, tedavi rejimli bir hasta planı seçerken planda bir tedavi rejimi olduğunu gösteren hiçbir bilgi gösterilmez. Hasta planında, tedavi rejimi olan planlar için boş bir ışın seti listesi bulunur.

[146680]

Tıbbi onkoloji hastaları için yedekleme ve geri yükleme düzgün çalışmıyor

Tıbbi onkoloji hastalarının yedeği oluşturulurken referans alınan tüm veriler yedeklemeye dahil edilmez. Yaşamsal bulgular, ilaç bildirimleri, aktif maddeler ve tedavi rejimi şablonları yedeklemelere dahil değildir. Ancak, bunlar RayStation Depolama aracı kullanılarak yedeklenebilir, bkz. *RSL-D-RS-11B-USM, RayStation 11B User Manual*, bölüm D.3.12 Dışa veri aktarma.

Bir hasta için yedekleme yaparken RayStation Depolama aracında referans alınan tüm aktif maddeleri, tedavi rejimi şablonlarını, yaşamsal bulguları ve ilaç bildirimlerini yedekleyerek işe başlayın. Yaşamsal bulgular ve ilaç bildirimleri birleştirilip gözlemler şeklinde yedeklenir. Bu iş bittiğinde, RayStation'daki hastayı yedekleyin. Hastayı geri yüklemek için RayStation Depolama Aracındaki aktif maddeleri, tedavi rejim şablonlarını ve gözlemleri geri yükleyerek işe başlayın (bkz. *RSL-D-RS-11B-USM, RayStation 11B User Manual*, bölüm D.3.11 İçe veri aktarma), ardından RayStation'daki hastayı geri yükleyin.

[143750]

4.14 Makine öğrenimi planlaması

Arka plan dozu ile makine öğrenimi optimizasyonu

Makine öğrenimi optimizasyonunu arka bir plan dozu ile kullanırken, arka plan dozu, güncellenmiş vokselle hacimleriyle hesaplanmalıdır.

[410647]

4.15 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]

4.16 Çarpışma kontrolü

Reçeteli ROI'sinde geometri eksik olduğunda hasta yer değiştirmesine ilişkin rotasyon noktası (yalnızca MedAustron)

RayCommand'de hasta yer değiştirmesi için kullanılan rotasyon noktası, birincil reçete ROI'sinin geometrik merkezine göre ayarlanır. Birincil reçete ROI'nin bir geometrisi yoksa, rotasyon noktası 0,0,0 (Saę-Sol, Inf-Sup, Post-Ant) olarak ayarlanır.

[410343]

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 dışı aktarma:
 - Doz türü RBE olan proton makineleri için tedavi planları ve QA planları (8B sürümünden önceki RayStation sürümlerinde tüm proton dozlarının PHYSICAL (FİZİKSEL) olarak dışı aktarıldığı davranış değiştirilmiştir):
 - # Yalnızca EFFECTIVE (ETKİN) RT Dose (RT Dozu) öğeleri dışı aktarılır.
 - # RT Plan (RT Planı) öğelerindeki BDSP EFFECTIVE (ETKİN) olarak dışı aktarılır.
 - PHY doz türüne sahip makineler için tedavi planları:
 - # Hem EFFECTIVE (ETKİN) hem de PHYSICAL (FİZİKSEL) RT Dose (RT Dozu) öğeleri dışı aktarılır.
 - # RT Plan (RT Planı) öğelerindeki BDSP PHYSICAL (FİZİKSEL) olarak dışı aktarılır.
 - PHY doz türüne sahip makineler için QA planları:
 - # Yalnızca PHYSICAL (FİZİKSEL) RT Dose (RT Dozu) öğeleri dışı aktarılır.
 - # RT Plan (RT Planı) öğelerindeki BDSP PHYSICAL (FİZİKSEL) olarak dışı 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 18
SE-113 68 Stockholm
Sweden

Contact details head office

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

RaySearch Americas

Phone: +1 877 778 3849

RaySearch France

Phone: +33 1 76 53 72 02

RaySearch Korea

Phone: +82 10 2230 2046

RaySearch Australia

Phone: +61 411 534 316

RaySearch Belgium

Phone: +32 475 36 80 07

RaySearch Germany

Phone: +49 30 893 606 90

RaySearch Singapore

Phone: +65 81 28 59 80

RaySearch China

Phone: +86 137 0111 5932

RaySearch Japan

Phone: +81 3 44 05 69 02

RaySearch UK

Phone: +44 2039 076791