

# RAYSTATION 2024A

Sürüm Notları

# 2024A



RayStation

Traceback information:  
Workspace Main version a834  
Checked in 2023-12-19  
Skribenta version 5.6.016

## 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. 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 tedavi planlaması 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. © 2023, 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

<b>1 Giriş</b>	<b>7</b>
1.1 Bu kitapçık hakkında	7
1.2 İmalatçı iletişim bilgileri	7
1.3 Sistem işlemindeki olayların ve hataların bildirimini	7
<b>2 RayStation 2024A yenilikleri ve iyileştirmeleri</b>	<b>9</b>
2.1 Çözümlemiş Saha Güvenliği Bildirimleri	9
2.2 Yeni ve önemli ölçüde güncellenmiş uyarılar	9
2.2.1 Yeni uyarılar	9
2.2.2 Önemli ölçüde güncellenmiş uyarılar	11
2.3 Işın seti veya plan bazında klinik hedefler	16
2.4 Işın seti başına Sabitleme ve Destek ROI'si seçimi	17
2.5 Derin öğrenme segmentasyonu	17
2.6 Makine öğrenimi planlaması	17
2.7 Performans iyileştirmeleri	18
2.8 Genel sistem iyileştirmeleri	18
2.9 Hasta veri yönetimi	19
2.10 Hasta modellemesi	19
2.11 Resim dönüştürme	20
2.12 Brakiterapi planlaması	20
2.13 Plan optimizasyonu	20
2.14 Çok Kriterli Optimizasyon (MCO)	20
2.15 Genel foton planlaması	20
2.16 Proton Pencil Beam Scanning planlaması	20
2.17 Proton geniş ışın planlaması	21
2.18 Hafif iyon pencil beam scanning planlaması	21
2.19 Elektron planlaması	21
2.20 Plan değerlendirmesi	21
2.21 QA hazırlığı	22
2.22 Adaptif yeniden planlama	22
2.23 DICOM	22
2.24 Görselleştirme	23
2.25 Komut dizisi oluşturma	23
2.26 RayPhysics	24
2.26.1 Elektron ışınının devreye alınması	24
2.26.2 İyon ışınının devreye alınması	24
2.27 RayStation 2024A doz motoru güncellemeleri	25
2.28 CBCT dönüşüm algoritması güncellemeleri	27
2.29 Önceden yayınlanmış fonksiyonlardaki değişimler	28

<b>3</b>	<b>Hasta güvenliğine ilişkin bilindik sorunlar .....</b>	<b>33</b>
<b>4</b>	<b>Diğer bilindik sorunlar .....</b>	<b>35</b>
4.1	Genel .....	35
4.2	Raporların içe aktarılması, dışa aktarılması ve planlanması .....	36
4.3	Hasta modellemesi .....	37
4.4	Brakiterapi planlaması .....	37
4.5	Plan tasarımı ve 3D-CRT ışın tasarımı .....	38
4.6	Plan optimizasyonu .....	38
4.7	Proton planlama .....	39
4.8	CyberKnife planlama .....	39
4.9	Tedavi dağıtımı .....	39
4.10	Otomatik planlama .....	39
4.11	Biyolojik değerlendirme ve optimizasyon .....	40
4.12	RayPhysics .....	41
4.13	Komut dizisi oluşturma .....	41
<b>Ek A -</b>	<b>Protonlar için etkin doz .....</b>	<b>43</b>
A.1	Arka plan .....	43
A.2	Tanımlama .....	43

# 1 Giriş

## 1.1 Bu kitapçık hakkında

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

**Her RayStation 2024A 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  
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 2024A yenilikleri ve iyileştirmeleri

Bu bölümde RayStation 2024A sürümünde RayStation 2023B sürümüne kıyasla yapılan yenilikler ve iyileştirmeler açıklanmaktadır.

### 2.1 Çözömlenmiş Saha Güvenliği Bildirimleri

RayStation 2024A ürününde çözümlenmiş saha güvenliği bildirimi yoktur.

### 2.2 Yeni ve önemli ölçüde güncellenmiş uyarılar

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

#### 2.2.1 Yeni uyarılar



#### UYARI!

**İkincil veri tabanlarında saklanan tedavi verileri.** Tedaviyle ilgili verileri RayCare ile bağlantılı sistemin dışında tutan ikincil veri tabanlarını yükseltmeyin. Bu ikincil veri tabanları geçerli şema sürümlerinde kalmalıdır.

[824240]



**UYARI!**

**Klinik olarak ilgili tüm sabitleme ve destek ROI'lerinin ışın setine dahil edildiğinden emin olun.** Varsayılan olarak tüm Sabitleme ve Destek ROI'leri tüm ışın setlerine dahil edilecektir. Bir ışın setine dahil olan tüm Sabitleme ve Destek ROI'leri, ışın setine yönelik doz hesaplaması için kullanılacaktır. Bir Sabitleme veya Destek ROI'si bir ışın setinden çıkarılmışsa ilgili ROI, ışın setine yönelik doz hesaplamasında dikkate alınmayacaktır.

Işın setine dahil olan Destek ve Sabitleme ROI'leri:

- ROI listesinde mavi bir ışın seti simgesiyle işaretlenir
- Sabitleme ve destek sekmesinde işaretli onay kutusuyla belirtilir
- 2D hasta görünümünde düz çizgi stiliyle gösterilir
- ışın seti seçildiğinde Malzeme hasta görünümüne dahil edilir.

{713679}



**UYARI!**

**Taranan avatarı kaydetme.** Taranan Avatarı Kaydetme yöntemi, çarpışma tespiti için kullanılabilecek bir avatarı kaydedecek şekilde komut dizisiyle oluşturulabilen bir yöntemdir.

Kullanıcı, avatarın hastanın uygun bir temsili olduğundan ve avatarın, çarpışma tespiti için kullanılmadan önce verilen hasta ROI'sine doğru şekilde kaydedildiğinden emin olmalıdır. Avatar, çarpışma tespitinde kullanıldığında olası bir çarpışma için erken bir gösterge sağlayabilir ancak çarpışmalara karşı nihai bir koruma olarak kullanılmamalıdır.

{824789}



**UYARI!**

**Yüksek Doz Tekniğı Türü ayarları.** Eşikler sadece yüksek doz tekniğı türleriyle kullanılması amaçlanan tedavi teknikleri için ayarlanmalıdır. Eşikler, tedavi makinesinin güvenlik kontrolünün geçersiz kılınmasına olanak tanır. Bu da değerlerin yanlış ayarlanması durumunda potansiyel olarak zararlı bir tedaviye yol açabilir. Uygun bir Maksimum ışın MU limiti de ayarlanmalıdır.

{825142}

**UYARI!****Küçük sığ alanlar için kullanılan proton MC doz motoru için doz doğruluğu.**

RayStation ürününe ait Monte Carlo PBS doz motoru doğrulamasında, küçük sığ alanlar için yapılan ölçümlerle karşılaştırıldığında doz doğruluğu gereksinimlerinden bazı sapmalar görülmüştür. Doğrulama, 8 ve 15 mm çapında açıklıklar kullanılarak derinliği 5 ile 30 mm arasında değişen alanları içerir. Test düzeninde kullanılan tedavi nozülünde, açıklığın 72 cm yukarı yönüne yerleştirilmiş bir aralık kaydırıcı bulunmaktadır. Bu düzenler için doğruluk gereksinimleri, %90'ın üzerinde gama (%3, 0,3 mm) geçiş oranı ve %95'in üzerinde gama (%5, 0,5 mm) geçiş oranıdır. 8 mm'lik açıklık çapının kullanıldığı test vakalarında RayStation Monte Carlo PBS doz motoru, ölçümlere göre dozu yüksek tahmin etme eğilimindedir ve vakaların birinde doğrulama, yaklaşık %14'lük başarısızlık oranıyla gama (%3, 0,3 mm) doğruluk gereksinimini karşılayamamıştır. Eşdeğer bir düzende 15 mm açıklık çapıyla gerçekleştirilen test vakaları tüm doğruluk gereksinimlerini karşılamıştır ve küçük sığ alanlar için tüm test vakaları gama (%5, 0,5 mm) gereksinimini geçmiştir.

Kullanıcının, 15 mm'den küçük açıklıklarla plan oluştururken ekstra dikkatli olması önerilir.

(824407)

## 2.2.2 Önemli ölçüde güncellenmiş uyarılar

**UYARI!**

**Malzeme görselleştirme.** Malzeme görünümü, görüntü seti değerlerinden ve malzemeyi geçersiz kılmalardan elde edilen birleşik voksel yoğunluklarını gösterir. Harici ROI içindeki malzemeyi geçersiz kılma ROI'leri ile seçili ışın setinde bulunan Sabitleme ve Destek türündeki ROI'ler ve seçili ışına atanmış Bolus türündeki ROI'ler bu yoğunluk hesaplamasına dahil edilir. Gösterilen yoğunluk değerleri doz hesaplaması için kullanılan voksel yoğunluklarıdır.

Ancak Durdurma Güç Oranı (SPR) proton ve hafif iyon dozu hesaplaması için girdi olarak kullanıldığında malzeme görünümü, doz hesaplamasında kullanılan birleşik voksel SPR değerlerini gösterir.

Kullanıcının, doz hesaplaması için yapılan girişin doğru olduğundan emin olmak için malzeme değerlerini (yoğunluk veya SPR) dikkatlice gözden geçirmesi önerilir.

BNCT ve Brachy TG43'te malzeme görselleştirmenin bulunmadığını unutmayın. BNCT tekniğinde doz hesaplaması, harici bir doz motoru tarafından yapılır ve malzeme kullanımı farklıdır. Buna karşılık Brachy TG43 doz hesaplamasında hastanın tamamı su olarak kabul edilir.

2638



**UYARI!**

**CBCT yoğunluk tablosunun atanması.** Doz hesaplamasında ham CBCT bilgilerini doğrudan kullanabilmek amacıyla RayStation, görüntüye özgü CBCT yoğunluk tablosu kullanır. Normalde bir BT için verilenle kıyaslandığıında bir CBCT için belirtilmiş sınırlı sayıda yoğunluk seviyesi olduğu için CBCT görüntülerinde doz hesaplaması, BT görüntülerini veya dnştrlmş CBCT görüntülerini kullanmaya kıyasla daha az tutarlı olabilir. Atanmış bir yoğunluk tablosu olan CBCT kullanılarak yapılan doz hesaplamasının doğruluğu, bu tablonun ayarlanması ve hastadaki gerçek yoğunluğun tabloda seçilen yoğunluklarla ne ölçüde iyi eşleştiği ile ilgilidir.

Doz hesaplamasında kullanılmadan önce yoğunluk tablosunu daima gözden geçirin. Bu işlem, yoğunluk tablosunun etkisinin görselleştirildiği CBCT için Yoğunluk Tablosu Oluştur iletişim kutusunda seçilen dilimlerde nokta kontrolü ile gerçekleştirilebilir.

Ham CBCT görüntü veri kümelerinde doz hesaplaması yalnızca fotonlar için desteklenir.

(9355)



### UYARI!

**Işın modelleri klinik kullanım öncesi doğrulanmalıdır.** Klinik harici ışın radyoterapi planları oluşturmak üzere kullanılmadan önce tüm ışın modellerinin doğrulanması ve devreye alınması kullanıcının sorumluluğundadır.

RayStation eğitimli Radyasyon Onkoloji uzmanları tarafından kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Doğru tedavi planlarını sağlamak üzere kullanıcıların AAPM TG40, TG142, TG53, TG135, IAEA TRS 430, IAEA TRS 483 ve diğer standartlarda yayınlanan tavsiyelere uyması şiddetle önerilir.

Hesaplanan doz doğruluğu doğrudan ışın modeli kalitesine bağlıdır. Işın modelinin yetersizliği onaylı ve dağıtılan doz arasında sapmalara neden olabilir. Tüm parametre değerleri ve QA ile QC planları nitelikli doktorlar tarafından incelenmeli ve onaylanmalıdır. Doz hesaplaması tüm devreye alınan CT makineleri için doğrulanmalıdır.

- Hesaplanan doz SAD, SSD, alan boyutu, alan şekli, eksen dışı pozisyon (x, y ve diyagonal), kolimasyon türü, modülasyon derecesi, doz sızıntısı (MU/Gy veya NP/Gy değerlerinde değişiklik), masa/gantri/kolimatör açıları, CyberKnife nod setleri, hasta/fantom materyal yapısı ve hasta/fantom materyal geometrisi dahil ancak bunlarla sınırlı olmamak kaydıyla ilgili tüm klinik durumlar için doğrulanmalıdır.
- Hesaplanan doz, klinik olarak ilgili tüm doz gridi çözümlükleri için doğrulanacaktır.
- Bilinen sınırlandırmalar *RSL-D-RS-2024A-REF, RayStation 2024A Reference Manual* içinde açıklanmıştır. Her ışın modeli için ek operasyon limitleri validasyon sırasında tanımlanmıştır ve planlama sırasında dikkate alınmalıdır.

#### Fotonlar için:

RayStation kullanılmadan önce şunlara özellikle dikkat edilmelidir: 5 mm'den küçük MLC yaprakları, yaygın hasta malzemelerinden farklı malzemeler, bloklar, küçük dairesel koniler, wedge'ler (özellikle eksen dışı wedge'ler) karmaşık VMAT planları, küçük alan boyutlu dönüşlü planlar, Siemens mARC planları ve özellikle 15 dereceden daha büyük dairesel rotasyonlu wave arc (ışın ağırlıklandırması) planları.

#### Unutmayın:

- 3D-CRT için onaylanmış bir ışın modeli IMRT planları için tam olarak uygun değildir.
- SMLC için onaylanmıştır bir ışın modeli DMLC planları için tam olarak uygun değildir.
- SMLC veya DMLC için onaylanmıştır bir ışın modeli VMAT planları için tam olarak uygun değildir.

- VMAT için doğrulanmış bir ışın modeli, kayar pencere VMAT sıralaması kullanılarak oluşturulan planlar için her zaman uygun değildir.
- bir foton doz motoru [Collapsed Cone veya Monte Carlo] için devreye alınan bir ışın modeli, ışın modeli parametreleri uyarlaması olmadan diğer doz motoru için uygun değildir.

Seçili her tedavi şekli için Işın 3D modellemesi veya RayStation ile doğrulama sağlanmalıdır. C-arm ve CyberKnife LINAC'lar için 3438 numaralı uyarıya göz atın. TomoTherapy tedavi cihazları için ayrıca 10172 numaralı uyarıya bakın.

#### Protonlar için:

Validasyon; ilgili kompensatör ve aralık kaydırıcı geometrilerini, blok ve/veya MLC açıklık konturlarını, hava boşluklarını/burun pozisyonlarını, izomerkez-yüzey uzaklığını, nokta ayarını ve desenlerini, yayılmış Bragg piki derinliği ile modülasyon genişliğini ve alan boyutlarını içerecektir (ayrıca bkz. uyarı 1714).

Mevion Hyperscan için ayrıca 369009. uyarıya göz atın.

#### Hafif iyonlar için:

Validasyon, ilgili hava boşlukları/burun pozisyonları, izomerkez-yüzey uzaklığı, nokta boyutu ve paternleri, alan büyüklükleri, heterojen/antropomorfik fantomlar, BT makineleri, aralık kaydırıcı ayarları, spill dozu ve dağıtım ayarlarını içermelidir (ayrıca bkz. 1714 sayılı uyarı).

#### Elektronlar için:

Onaylama, ilgili aplikatör geometrilerini, kesmesiz alan boyutlarını, kesmeli alan boyutlarını ve alan şekillerini, dikdörtgen aplikatörler için alan şekil konumlandırmasını, kesme malzemelerini ve kalınlıklarını, izomerkeze doğru hava boşluklarını ve nominal ışın enerjisi başına sudaki D50 aralıklarını içermelidir. Yalnızca düz kenarlı, yani ışın eksen çizgisine paralel Cerrobend kesmeler desteklenir.

(4001)

**UYARI!**

**Proton ve hafif iyon PBS planları için doz gridi etkileri.** RayStation içindeki Pencil Beam doz motorları, entegre derinlik dozu (IDD) ile bir voksele dağıtılan ortalama dozu ve her vokselin merkez noktasına olan yanlama doz miktarını hesaplayıp bu doz değerinin tüm vokseldeki dozu temsil ettiğini kabul ederken RayStation Monte Carlo doz motoru, bir vokselde birikmiş ortalama dozu hesaplar. Bu, dozda mevcut doz gridinden daha iyi çözünürlükte oluşan her varyasyonun bu doz hesaplamasında kaybolabileceği anlamına gelir. Her plan için uygun olan doz gridi çözünürlüğünü seçmek kullanıcının sorumluluğundadır. Ancak, düşük enerjili proton alanları ile dalgalanma filtresi olmayan hafif iyon alanları için Bragg piki, RayStation (0,5 mm) kapsamındaki en yüksek doz gridi çözünürlüğünün bile çözemeyeceği kadar keskin olabilir. Bu da hesaplanan dozun, uygulanan doza göre sistematik olarak eksik olmasına yol açar. Bu, beklenenden daha yüksek doz uygulanan tedavi planlarının oluşmasına sebep olabilir.

Doz hesaplamasında bu kısıtlamaya dikkat edin. Bu farklılığın önemli düzeyde olup olmadığını saptamak için hastaya özgü QA (kalite değerlendirme) işleminde çok dikkatli olun.

(439)

**UYARI!**

**Proton PBS MC doz motoru için alan büyüklüğü sınırlandırmaları.** RayStation öğesinin Monte Carlo PBS doz motoru validasyonu alan büyüklüğüne ilişkin yalnızca takip eden ayarları kapsar:

- 4 x 4 cm<sup>2</sup> büyüklüğüne kadar olan taranmış alanlar
- 2 x 2 cm<sup>2</sup> büyüklüğüne kadar olan MLC açıklıkları
- 4 x 4 cm<sup>2</sup> büyüklüğüne kadar olan blok açıklıkları
- Aralıkları 5 ile 30 mm arasında değişen sığ alanlar için çapları 8 ve 15 mm arasında olan blok açıklıkları

Taranmış alan büyüklükleriyle PBS ve Hat Taraması planları oluştururken ya da doz motoru validasyonunda kapsanan ayarlardan daha küçük açıklıklar oluştururken çok dikkatli olun.

(369532)



**UYARI!**

**Aralık kaydırıcılara sahip helyum iyonu PBS için mutlak doz doğruluğu.**

RayStation'daki helyum iyon doz hesaplamasında kullanılan analitik doz motorunda, bir aralık kaydırıcı ile hasta arasındaki bölgedeki ışın yayılımının modellenmesinde, hava boşluğu da denilen, sınırlamalar vardır. Doz motoru 40 cm'ye kadar olan hava boşlukları için başarıyla doğrulanırken, daha büyük hava boşlukları için özellikle küçük alanlar ve/veya kalın aralık kaydırıcılar için tutarsızlıklar gözlenmiştir. Bu nedenle kullanıcının 40 cm'den büyük hava boşluklarını kullanırken ekstra dikkatli olması önerilir.

(219202)



**UYARI!**

**RBE ağırlıklı doz ve doz ortalamalı LET için karışık radyasyon alanının yaklaşık lateral bağımlılığı.**

Birincil parçacıkların ve fragmentlerin lateral akı dağılımı, trikrom yaklaşımı kullanılarak hesaplanır. Trikrom yaklaşımı, MCS ve nükleer halo gausslarını kullanır ve bunları farklı parçacık türleriyle ilişkilendirerek birincil parçacıkların ve fragmentlerin akısının gerçekçi lateral dağılımlarını elde eder. Yaklaşım, karışık radyasyon alanında lateral dengenin söz konusu olduğu noktalara göre birincil parçacıkların ve fragmentlerin dağılımının farklı olduğu alan bölgelerinde (örneğin, alanın dışında, küçük bir alan içinde ya da daha büyük bir alanın kenarında) ciddi hatalara neden olabilir. Etkinin doz ortalamalı LET'de doğrudan görülebildiğini ancak RBE için yalnızca ikincil bir etki olarak katkıda bulunduğunu unutmayın.

(408315)

## 2.3 Işın seti veya plan bazında klinik hedefler

- Artık klinik hedefler, planla veya planın içindeki bir ışın setiyle ilişkilendirilebilir.
- Plan optimization (Plan optimizasyonu) gibi standart planlama modüllerinde klinik hedefin sonucu, ilişkilendirmelerinden gelen doz kullanılarak hesaplanır.
- Plan evaluation (Plan değerlendirmesi), MCO ve Dose tracking (Doz takibi) gibi dozların karşılaştırılabildiği modüllerde klinik hedefler, aynı anda birden fazla doza karşı değerlendirilebilir.
- İlişkilendirmeler klinik hedef şablonlarında saklanır. İlişkilendirme, ROI yapılandırma şekline benzer biçimde şablonun uygulanması sırasında manuel olarak yapılandırılabilir.
- Plan ve ışın seti raporlarında yer alan tablolar güncellendi. Raporlarda bulunan klinik hedefler tabloları "planla ilişkili klinik hedefler", "ışın setiyle ilişkili klinik hedefler" ve "klinik hedefler (değerlendirme dozu)" şeklindedir.



## 2.4 Işın seti başına Sabitleme ve Destek ROI'si seçimi

- Artık her ışın seti için Sabitleme ve Destek ROI'leri seçilebilir. Bu sayede örneğin, farklı modaliteler için kullanılacak birden fazla masa konturlanabilir.
- Dose tracking (Düz takibi) modülündeki doz hesaplamasına, SSD hesaplamasına, hava boşluğu hesaplamasına, ışın girişi doğrulamaya, fiziksel derinlik hesaplamasına, sudaki eşdeğer derinlik hesaplamasına, diğer görüntü setlerindeki doz hesaplamalarına, karışık doz hesaplamalarına ve fraksiyon dozu hesaplamalarına yalnızca seçilen Sabitleme ve Destek ROI'leri dahil edilecektir.
- Varsayılan olarak tüm Sabitleme ve Destek ROI'leri bir ışın setine dahil edilecektir.
- Bir ışın seti veya plan onaylanırken yalnızca ışın setinde yer alan Sabitleme ve Destek ROI'leri onaya dahil edilecektir. Çıkarılan Sabitleme ve Destek ROI'leri onaylanmamış olarak kalacaktır. Diğer tüm ROI'ler ve POI'ler her zamanki gibi onaylanacaktır.
- Plan raporunda, her ışın seti için kullanılan Sabitleme ve Destek ROI'lerinin yanı sıra malzeme özelliklerini gösteren yeni bir tablo bulunmaktadır.
- *Include fixation & support ROIs* (<italic>Sabitleme ve destek ROI'lerini dahil et</italic>) adlı yeni bir protokol adımı eklendi. Bu adımda, protokol tarafından oluşturulacak bir ışın setine hangi sabitleme ve destek ROI'lerinin dahil edileceği belirtilebilecek.

## 2.5 Derin öğrenme segmentasyonu

- ROI'ler artık *Deep learning segmentation* (<italic>Derin öğrenme segmentasyonu</italic>) iletişim kutusunda gövde bölgesine göre gruplandırılmaktadır.
- Artık RayMachine ürününde ROI renklerine yönelik renk kodları ayarlanabilir. Renk kodları HEX veya ARGB formatında olmalıdır (A bileşeni FF, yani tamamen opak olmalıdır). Renk kodu örnekleri: "#7b7bc0", "#FF7b7bc0", "mavi".

## 2.6 Makine öğrenimi planlaması

- Ayarlar dosyasının yapısı yeniden düzenlendi. *PredictSettings* (<italic>Tahmin Ayarları</italic>) alanı kaldırıldı ve bunun yerine DVH değişiklikleri, *MimicSettings.PreprocessingSettings* (<italic>Taklit Ayarları.Ön İşleme Ayarları</italic>) bölümüne alındı. Değişiklikler için sözdizimi aynıdır.
- RayStation 2024A modellerinde yeni isimlendirme kuralları mevcuttur. RayStation 2023B ve RayStation 2024A Derin öğrenme planlama modelleri arasındaki isim eşleştirmeleri aşağıda listelenmiştir.

2023B model adları	2024A model adları
RSL-Breast-L-4005, RSL-Breast-L-4240, RSL-Breast-L-2600-SBRT	RSL Breast Left
RSL-Breast-L-4800-SIB	RSL Breast Left 2LVS

2023B model adları	2024A model adları
RSL-IMPT-Oropharynx-7000-SIB	RSL Oropharynx Proton 2LVS
RSL-Oropharynx-7000-SIB	RSL Oropharynx 2LVS
RSL-Lung-4800-SBRT, RSL-Lung-5000-SBRT, RSL-Lung-6000-SBRT	RSL Lung
RSL-Prostate-6000, RSL-Prostate-3625-SBRT, RSL-Prostate-3500-SBRT	RSL Prostate
RSL-Prostate-6000-SIB	RSL Prostate 3LVS
RSL-ProstateBed-SVs-Nodes-7000-SIB	RSL ProstateBed SVs Nodes 2LVS
RSL-Prostate-SVs-Nodes-7700-SIB	RSL Prostate SVs Nodes 2LVS
RSL-Rectum-5000	RSL Rectum

## 2.7 Performans iyileştirmeleri

- Özellikle çok sayıda planı olan hastalar için vaka kaydı artık daha hızlı oluşturulabilir.
- Özellikle üçgen haline getirilmiş ROI'ler varsa planlama modülü artık daha hızlı açılabilir.
- Artık vokselle hacimleri daha hızlı hesaplanabilir. Bu iyileştirme, doz gridi ayarlandığında veya değiştirildiğinde optimizasyon ve doz hesaplamasının ilk aşamasının daha hızlı tamamlanmasından anlaşılır.
- ROI/POI ayrıntılarında *Visualization settings* (<italic>Görselleştirme ayarları</italic>) bölümündeki *Copy to all* (<italic>Tümüne kopyala</italic>) işlevi artık daha hızlı gerçekleştirilmektedir.

## 2.8 Genel sistem iyileştirmeleri

- ROI ve POI listeleri artık başlangıçta alfabetik olarak sıralanmaktadır.
- Bazı tablolarda alt sütunlarda sıralama işlevi etkinleştirilmiştir. Örneğin, görselleştirme alt sütunlarında ROI ayrıntıları sıralanabilir.
- Raporlardaki statik tablolar yatay yönde görünecek şekilde yapılandırılabilir.
- 3DCRT ve VSIM modülündeki araç çubuğunun tamamı, kompakt hale getirilen (etiketler kaldırıldı ve simgeler taşındı) *Aperture shapes* (<italic>Açıklık şekilleri</italic>) araç çubuğu sayesinde artık tamamen görülebilir (reçeteyi görmek için ekranın kaydırılmasına gerek yoktur).
- Doz gridi çözünürlüğünde malzeme değerlerini gösteren Material patient (Malzeme hastası) görünümünde, bolus ROI atanmış bir ışın için ışın dozu seçildiğinde bolus dahil edilir.

- Artık klinik hedef şablonları veya optimizasyon işlevi şablonları yüklenirken mevcut işlevlerin değiştirilip değiştirilmeyeceği seçilebilir. Bu, ışın listesi şablonlarının yüklenmesinde geçerli davranışa benzer bir davranıştır.

## 2.9 Hasta veri yönetimi

- *Treatment delivery* (<italic>Tedavi dağıtımı</italic>) bölümünün adı, *Dose tracking* (<italic>Doz takibi</italic>) olarak değiştirildi. Artık bu bölüm, ek olarak doz birikimi için kullanılan görüntü setini gösterecek.

## 2.10 Hasta modellemesi

- Bir şablondan yapılar oluşturma işleminde artık tüm başlatma seçenekleri için türetilmiş ROI'leri otomatik olarak güncelleme seçeneği bulunmaktadır. Mevcut protokollerde varsayılan davranış uygulanacaktır, yani yapı şablonu olan bir protokol çalıştırılırken türetilmiş ROI'ler güncellenecektir.
- *Basic shapes* (<italic>Temel şekiller</italic>) bölümüne elipsoid ROI'lerin oluşturulması için yeni bir seçenek eklendi.
- Akciğerlerdeki damarların segmentasyonu için bir araç bulunmaktadır.
- MBS ROI'lerinin varsayılan adlarında artık TG263 standardı izlenmektedir.
- Düzensiz ROI'lerin genişlemesi ve daralması iyileştirildi.
  - GPU'da çalışan yeni bir algoritma, daha düzgün genişlemeler ve daralmalar elde etmek için ROI'lerin kenarlarında gri tonlamalı değerleri kullanmaktadır.
  - Büyük ROI'ler ve geniş sınırlar için hâlâ genişleme veya daralmadan önce ROI'de çift sınır oluşturan eski algoritma kullanılmaktadır. Bu uygulamanın nedeni, uzun hesaplama sürelerinden kaçınmaktır.
- Birden çok konturu silme (her n:th'yi koruyarak) işlevi artık transvers, sagittal, koronal ve dilime hizalı (oblik görüntü setleri için) olmak üzere tüm görünüm yönlerinde çalışmaktadır.
- *Image registration* (<italic>Görüntü kaydı</italic>) bölümündeki yüzen görünüm güncellendi. Artık RayStation 11A ve eski RayStation sürümlerindeki gibi çalışmaktadır.
- Artık hibrit Deformable Registration'lar (Deforme Olabilen Kayıtlar) için deformasyon stratejisi olarak sınırlı görüş alanı kullanabilir. Strateji, referans görüntü olarak planlama BT'si ve hedef görüntü olarak görüş alanı sınırlı bir CBCT'si bulunan vakaları daha iyi ele almak için geliştirildi. Komut dizisi oluşturma yoluyla kullanılabilen bu strateji için "Field-of-view" (Görüş alanı) türünde bir Odak ROI'si gerekmektedir.
- Deformable registration (Deforme Olabilen Kayıt) modülünde *Deformation grid* (<italic>Deformasyon gridi</italic>) görünümü artık görüntü setini referans görüntü setiyle aynı yönde göstermektedir. Buna göre referans görüntüde HFS'den başka bir hasta pozisyonu varsa füzyon görünümüyle aynı görünecektir.

### 2.11 Resim dönüştürme

- Dönüştürölmüş CBCT oluşturma (hem düzeltilmiş CBCT hem de sanal BT) artık varsayılan olarak Görüş Alanı ROI'sinin ve Deformable Registration (Deforme Olabilen Kayıt) oluşturulmasını içermektedir. Deformable Registration (Deforme Olabilen Kayıt), yeni deformasyon stratejisi olan sınırlı görüş alanı kullanılarak oluşturulur. Hâlâ başka bir görüş alanı ROI'si ve başka bir Deformable Registration (Deforme Olabilen Kayıt) seçilebilir.

### 2.12 Brakiterapi planlaması

- Kanal numaraları artık 3D görünömlerde gösterilmektedir.

### 2.13 Plan optimizasyonu

- *Objectives/constraints* (<italic>Hedefler/kısıtlamalar</italic>) sekmesine *Copy* (<italic>Kopyala</italic>) düğmesi eklendi.
- İşlev değerleri artık nihai dozdan sonra otomatik olarak hesaplanmamaktadır.
- Artık optimizasyonda, dönüştürölmüş CBCT görüntü setlerinde hesaplanan arka plan iyon dozu kullanılabilir.
- Kayar pencere VMAT sıralama algoritması, maksimum 2 derecelik gantri aralığının aksine, tam 2 derecelik gantri aralığı bulunan kontrol noktaları oluşturacak şekilde değiştirildi.

### 2.14 Çok Kriterli Optimizasyon (MCO)

- *Tradeoffs/constraints* (<italic>Değişimler/kısıtlamalar</italic>) sekmesine *Copy* (<italic>Kopyala</italic>) düğmesi eklendi.
- Segment tabanlı Pareto planı modu için kullanılan kayar pencere VMAT sıralaması, maksimum 2 derecelik gantri aralığının aksine, tam 2 derecelik gantri aralığı bulunan kontrol noktaları oluşturacak şekilde değiştirildi.

### 2.15 Genel foton planlaması

- Yüksek doz tekniği türü için destek.
  - RayPhysics ürününde farklı tedavi teknikleri için eşikler tanımlanabilir.
  - DICOM dışa aktarımı sırasında, RTPlan'daki etiket {300A, 00C7}, MU'nun eşiği aştığı ışınlar için SRS olarak ayarlanır.

### 2.16 Proton Pencil Beam Scanning planlaması

- Artık Monte Carlo ve Pencil ışın doz motorları kullanılarak proton PBS için doz, 0,5 mm doz gridi çözünlürlüğüyle optimize edilebilir ve hesaplanabilir.

- Tedavi etme ve koruma ayarları artık komut dizisiyle oluşturulabilir.

### 2.17 Proton geniş ışın planlaması

- Tedavi etme ve koruma ayarları artık komut dizisiyle oluşturulabilir.

### 2.18 Hafif iyon pencil beam scanning planlaması

- Hafif iyonlar için RBE'nin hesaplanmasında trikrom yaklaşımı:
  - Trikrom yaklaşımı, ışının merkez eksene olan mesafeden bağımsız olarak parçacık akısında lateral denge olduğunu varsayan önceki monokrom yaklaşımın yerini kullanılmaktadır.
  - Artık parçacıklar, ışının lateral akı bileşenleri ile ilişkilendirilmektedir. Bu da birincil iyonların ve ağır fragmentlerin merkez eksenine yakın olmasına, daha hafif fragmentlerin ise daha uzakta kalmasına neden olur.
  - Trikrom yaklaşımı genel olarak küçük alanlarda ve lateral alan kenarlarında RBE'nin daha yüksek olmasına, alanların dışında kalan düşük doz bölgesinde ise RBE'nin daha düşük olmasına neden olacaktır.
- Daha düşük enerjiler için doz ortalamalı LET'in (LETd) hesaplanmasında parçacık bileşenlerinin yeniden dağıtılması iyileştirildi (trikrom yaklaşımı geliştirildi).
  - LETd, RayStation 2023B'de kısa ve orta aralıklar için SOBP'nin yanındaki düşük doz bölgesinde fazla tahmin edilmekteydi. Bu sorun artık düzeltildi.

### 2.19 Elektron planlaması

- Tedavi etme ve koruma ayarları artık komut dizisiyle oluşturulabilir.
- Artık y yönünde MLC'nin uzantısından daha geniş olan aplikatörler için HDMLC'li Varian TrueBeam için doz hesaplanabilir. (RayStation 2023B'de buna engel olan bir sorun vardı.)

### 2.20 Plan değerlendirmesi

- Klinik hedeflerin sonuçları artık değerlendirilen her doz dağılımı için bir tane olmak üzere ayrı sütunlarda gösterilmektedir. Önceden klinik hedefler birden çok satırda yineleniyordu.
  - Klinik hedefler, 2D hasta görünümünde gösterilen dozun/dozların yanı sıra ilişkili oldukları plan ve ışın seti dozlarına göre değerlendirilir. (Klinik hedef ilişkilendirmesi ile ilgili ayrıntılar için bkz. 16. sayfada *Kısım 2.3 Işın seti veya plan bazında klinik hedefler.*)
  - Karşılaştırma dozuna/dozlarına ait değerlendirme, klinik hedefler listesinde *Comparison* [*karşılaştırma*] adlı ayrı bir bölümde gösterilmektedir.

## 2.21 QA hazırlığı

- EPID QA işlevi, Varian Halcyon için doğrulanmıştır.<sup>1</sup>

## 2.22 Adaptif yeniden planlama

- Artık adaptif planlarda, dönüştürülmüş CBCT görüntü setlerinde hesaplanan arka plan iyon dozu kullanılabilir.

## 2.23 DICOM

- RayStation ürününün, uygulanmış bir filtre varken DICOM verilerini işleme şekli güncellendi. Önceden veri setleri, alındıkları Transfer Syntax (Aktarım Sözdizimi) kullanılarak oldukları gibi filtreye geçiriliyordu. Bu davranış, her zaman Transfer Syntax Implicit VR Little Endian (Kesin VR Little Endian Aktarım Sözdizimi) kullanılacak şekilde güncellendi.
- Prescription Description (300A,000E) [Reçete Açıklaması (300A,00E)] ve Dose Reference Description (300A,0016) [Doz Referansı Açıklaması (300A,0016)] DICOM özniteliklerinin oluşturulma süreci güncellendi. Önceden bu özniteliklerin oluşturulması için varsayılan değerler kullanılıyordu. Dose Reference Description (Doz Referansı Açıklaması) için artık değerlerin oluşturulmasında dört farklı varsayılan mod arasından seçim yapılabilir. Bu ayar her makine için ayrı ayrı yapılandırılabilir.

Ayrıca RayStation kullanıcı arayüzünde veya komut dizisi oluşturma yoluyla her iki öznitelik için de kullanıcı tanımlı geçersiz kılmalar ayarlanabilir.

Bu işlev, "RSL-D-61-393 Modify RTPLAN for Mosaic (RSL-D-61-393 Mosaic için RTPLAN'ı değiştir)" DICOM filtresinin parçalarının yerini alacaktır.

- Artık bir Linac tedavi makinesi kullanılırken RayStation ayar ışınları için doz oranı ayarlanabilir. Bunun için RayPhysics dahilinde yeni bir ayar bulunmaktadır.
- Linac makinelerine Referenced Reference Image Sequence (300A,0016) [Referans Görüntü Dizisi (300A,0016)] dışa aktarımı için bir seçenek eklendi. Bu dizi, RT Görüntülerine (DRR'ler) referanslar içerir. Bu seçenek, büyük olasılıkla gelecekteki sürümlerde kaldırılacak geçici bir çözümdür.
- Makine modelinde tüm Aplikatör kimliklerinin eşit olduğu elektron planları için nominal çene pozisyonlarının yanlış dışa aktarılmasına neden olan sorun düzeltildi. Artık bu kurulum için nominal çene pozisyonları artık doğru dışa aktarılmaktadır. Ayrıca artık Aplikatör kimlikleri benzersiz olmayan makineler devreye alınamayacaktır. Bunun istendiği kullanım durumları

---

<sup>1</sup> HALCYON markası, Varian Medical Systems, Inc.'e ait bir ticari markadır. Varian, HALCYON ürününüyle birlikte RayStation kullanımını desteklemez veya onaylamaz.

için bunun yerine DICOM sekmesindeki Export applicator IDs as (Aplikatör kimliklerini farklı dışa aktar) ayarı kullanılacaktır.

## 2.24 Görselleştirme

- Dose cloud (Doz bulutu) görselleştirmesine bağlı doz değeri eklendi.
  - Doz bulutu ayarı (bağıl/mutlak) renk tablosuna bağlıdır. "%100 eşittir" ifadesi, renk tablosu bağlansa "birincil reçeteye", renk tablosu mutlaksa "maksimum doza" karşılık gelir.
- *Show beam parts* (<italic>Işın parçalarını göster</italic>), *Volume rendering settings* (<italic>Hacim oluşturma ayarları</italic>) ve *DRR settings* (<italic>DRR ayarları</italic>) iletişim kutuları artık kalıcı değildir ve RayStation ürününün diğer kısımlarıyla etkileşimi engellemeyecektir.
- Bragg Peak (Bragg Piki) oluşturma sürecinde performans iyileştirmeleri yapıldı.
- Işın gantri açısı artık BEV'de görüntülenmektedir.

## 2.25 Komut dizisi oluşturma

- *AddOarRangeMarginRoi* (<italic>OAR Aralığı Sınırına Ait ROI Ekle</italic>) ve *RemoveOarRangeMarginRoi* (<italic>OAR Aralığı Sınırına Ait ROI'yi Kaldır</italic>), tüm listeyi tek seferde ayarlayan *SetOarRangeMarginRois* (<italic>OAR Aralığı Sınırına Ait ROI'leri Ayarla</italic>) ile değiştirildi. ROI'leri kaldırmak için boş listeye çağrı oluşturun.
- *Study.Registrations* (<italic>Çalışma.Kayıtlar</italic>) listesinin adı, *Study.FrameOfReferenceRegistrations* (<italic>Çalışma.Referans Çerçevesi Kayıtları</italic>) olarak değiştirildi.
- Artık tedavi veya koruma özelliğini destekleyen tüm modaliteler için ışın seviyesinde tedavi ve koruma işlevine yönelik yeni yöntemler mevcuttur: *SetTreatOrProtectRoi* (<italic>Tedavi veya Koruma ROI'si Ayarla</italic>), *ClearTreatOrProtectRoi* (<italic>Tedavi veya Koruma ROI'sini Kaldır</italic>), *SetFluenceProtectRoi* (<italic>Akı Koruma ROI'si Ayarla</italic>), *SetCompensatorProtectRoi* (<italic>Kompansatör Koruma ROI'si Ayarla</italic>), *SetCompensatorProtectMargin* (<italic>Kompansatör Koruma Sınırı Ayarla</italic>), *GetCompensatorProtectMargin* (<italic>Kompansatör Koruma Sınırını Getir</italic>), *SetTreatDistalMargin* (<italic>Distal Tedavi Sınırını Ayarla</italic>), *GetDistalTreatMargin* (<italic>Distal Tedavi Sınırını Getir</italic>), *SetTreatProximalMargin* (<italic>Proksimal Tedavi Sınırını Ayarla</italic>), *GetProximalTreatMargin* (<italic>Proksimal Tedavi Sınırını Getir</italic>)
- *RemoveTreatOrProtectRoi* (<italic>Tedavi ve Koruma ROI'sini Kaldır</italic>) kaldırıldı, bunun yerine yeni *ClearTreatOrProtectRoi* (<italic>Tedavi ve Koruma ROI'sini Temizle</italic>) işlevini kullanın.
- *SetTreatAndProtectMarginsForBeam* (<italic>Işın İçin Tedavi ve Koruma Sınırlarını Ayarla</italic>) kaldırıldı, bunun yerine yeni *SetTreatOrProtectRoi* (<italic>Tedavi ve Koruma ROI'sini Ayarla</italic>) işlevini kullanın.

- *GetSSD* (<italic>SSD'yi Getir</italic>) kaldırıldı. Bunun yerine *GetSourceToSurfaceDistance* (<italic>Kaynaktan Yüzeğe Mesafeyi Getir</italic>) ve *GetSourceToSkinDistance* (<italic>Kaynaktan Cilde Mesafeyi Getir</italic>) getirildi.

## 2.26 RayPhysics

### 2.26.1 Elektron ışınının devreye alınması

- Artık MLC'nin uzantısından y yönünde daha büyük olan aplikatörler için HDMLC'li Varian TrueBeam dozu hesaplanabilir. (RayStation 2023B'de buna engel olan bir sorun vardı.) Bu çözüm, önceki versiyona kıyasla daha büyük aplikatörler için dozda küçük değişikliklere neden olmaktadır. HDMLC'li Varian TrueBeam makine modelleri gözden geçirilmelidir.

### 2.26.2 İyon ışınının devreye alınması

- Artık doz eğrilerinin ve mutlak dozimetrisinin hesaplanması için derinlik ve lateral yönlerde farklı doz gridi çözünürlükleri ayarlanabilir.
- Proton Pencil Beam ve Monte Carlo doz motorlarında doz eğrilerinin ve mutlak dozimetrisinin hesaplanması için izin verilen en küçük doz gridi çözünürlüğü 1,0'dan 0,5 mm'ye düşürülmüştür.
- Çözünürlük ve geçmiş sayısı için önerilen değerler aşağıdaki gibi güncellenmiştir (yalnızca protonlar içindir, hafif iyonlara yönelik öneri değişmemiştir):
  - Nokta profilleri
    - + Lateral çözünürlük: 0,05 cm
    - + Derinlik çözünürlüğü: 0,3 cm
    - + Geçmiş sayısı: 100.000.000
  - Pristine Bragg pik noktaları
    - + Lateral çözünürlük: 0,3 cm
    - + Derinlik çözünürlüğü: 0,05 cm
    - + Geçmiş sayısı: 10.000.000
  - Mutlak dozimetri (önceki önerilerde değişiklik yok)
    - + Lateral çözünürlük: 0,2 cm
    - + Derinlik çözünürlüğü: 0,2 cm
    - + Geçmiş sayısı: 50.000



## 2.27 RayStation 2024A doz motoru güncellemeleri

RayStation 2024A için doz motorlarındaki değişiklikler aşağıda listelenmiştir.

Doz motoru	2023B	2024A	Yeniden devreye almagerekli- dir	Doz etkisi <sup>i</sup>	Yorum
Tümü	-	-	-	Göz ardı edilebilir	ROI gen ağlarını, hesaplan- an 3D doz üzerinde göz ardı edilebilir bir etkiye sahip olan voksel hacimlerine dönüştürmek için yeni algor- itma. ROI hacimleri, nceki RayStation sürümlerindeki aynı ROI ile karşılaştırıldığında biraz farklı olabilir.
Foton Collapsed Cone	5.8	5.9	Hayır	Göz ardı edilebilir	Doz motorunda değişiklik yok.
Foton Monte Carlo	3.0	3.1	Hayır	Göz ardı edilebilir	Doz motorunda değişiklik yok.

Doz motoru	2023B	2024A	Yeniden devreye alma gereklidir	Doz etkisi <sup>1</sup>	Yorum
Elektron Monte Carlo	5.0	5.1	Hayır	Özellikle daha büyük aplikatörler için küçük değişikliklerin görülebildiği HDMLC'li Varian TrueBeam dışında ihmal edilebilir.	RayStation (CUDA) içindeki GPU hesaplamalarında kullanılan platform yeni bir sürüme yükseltilmiştir. Bu platformun, istatistiksel yapısı nedeniyle küçük bozuluklara bile çok duyarlı olabilen hesaplanmış Elektron Monte Carlo dozu üzerindeki etkisi çok küçüktür. İstatistiksel belirsizliğin düşük olduğu doz hesaplamasında, önceki versiyona kıyasla bu doz farkı ihmal edilebilir. Bir sorun çözüldü: MLC'nin uzantısından y yönünde daha büyük olan aplikatörler için HDMLC'li Varian TrueBeam için RayStation 2023B'de doz hesaplanamıyordu. Bu sorunu çözmek için yapılan değişiklikler önceki versiyona kıyasla daha büyük aplikatörler için dozda küçük değişikliklere neden olmaktadır.
Proton PBS Monte Carlo	5.5	5.6	Hayır	Düşük yoğunluklu voksellerde büyük doz artışlarının sayısı azaltıldı.	Düşük yoğunluklu bölgelerde daha ağır nükleer fragmentlerin işlenmesi iyileştirildi.
Proton PBS Pencil Beam	6.5	6.6	Hayır	Göz ardı edilebilir	Doz motorunda değişiklik yok.
Proton US/DS/Wobbling Pencil Beam	4.10	4.11	Hayır	Göz ardı edilebilir	Doz motorunda değişiklik yok.

Doz motoru	2023B	2024A	Yeniden devreye alma gereklidir	Doz etkisi <sup>i</sup>	Yorum
Karbon PBS Pencil Beam	6.0	7.0	Evet	Doz ortalamalı LET ve RBE'de büyük farklar beklenmektedir. En büyük farkların, alanın lateral kenarlarında, alanların dışında ve küçük alanların içinde olacağı düşünülmektedir. Fiziksel dozda göz ardı edilebilir değişiklikler var.	RBE'nin trikrom yaklaşımı ile hesaplanmasında parçacık bileşenlerinin lateral dağılımının daha iyi işlenmesi. Daha düşük enerjiler için doz ortalamalı LET'in (LETd) hesaplanmasında parçacık bileşenlerinin yeniden dağıtılması iyileştirildi (trikrom yaklaşımı geliştirildi). LETd, 2023B'de kısa ve orta aralıklar için SOBPN'in yanındaki düşük doz bölgesinde fazla tahmin edilmekteydi. Bu sorun artık düzeltildi.
Brachy TG43	1.4	1.5	Hayır	Göz ardı edilebilir	Doz motorunda değişiklik yok.

<sup>i</sup> 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.

## 2.28 CBCT dönüşüm algoritması güncellemeleri

RayStation 2024A için CBCT dönüşüm algoritmalarındaki değişiklikler aşağıda listelenmiştir.

Dönüşüm algoritması	2023B	2024A	Doz etkisi	Yorum
Düzeltilmiş CBCT	1.2	1.3	Göz ardı edilebilir	Algoritmada kullanılan ROI'lerin voksel hacimlerinin önceki RayStation sürümlerine kıyasla biraz farklı olması nedeniyle oluşturulan görüntü setlerinde küçük değişiklikler.
Sanal BT	1.2	1.3	Göz ardı edilebilir	Algoritmada kullanılan ROI'lerin voksel hacimlerinin önceki RayStation sürümlerine kıyasla biraz farklı olması nedeniyle oluşturulan görüntü setlerinde küçük değişiklikler.

## 2.29 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 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 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'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 sürümünden 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, protokolda oluşturulan bir ışın seti ile eşleşmelidir.
- Artık bir ışın setinden Sabitleme ve Destek ROI'leri çıkarılabilir. Bir ROI ışın setinden çıkarılırsa ilgili ışın seti için doz hesaplanırken dikkate alınmaz.
- Herhangi bir ışında kullanılmayan boluslar, 3D/Oda görünümü/DRR/Ayar DRR'si/BEV görünümünde gösterilmeyecektir.
- Protonlar: RayStation 2024A'da, proton PBS Monte Carlo ve Pencil Beam doz motorları için tedavi planlama ve ışını devreye alma işlemlerinde izin verilen en küçük doz gridi voksel boyutu 1'den 0,5 mm'ye düşürüldü. Kullanıcının, bir proton tedavi makinesi modelini devreye alırken nokta profilleri için lateral yönlerde, pristine Bragg pikleri içinse derinlik yönünde 0,5 mm çözünürlük kullanması önerilir. Tedavi planlamasında kullanılan çözünürlükle ilgili ek bir kısıtlama yoktur. Bu nedenle doz eğrilerinin bu kadar düşük çözünürlükle hesaplanmadığı önceki RayStation sürümlerinde devreye alınan makine modellerini kullanarak 0,5 mm çözünürlükte doz hesaplanabilmektedir. Klinik kullanıma yönelik ışın modellerinin tüm ilgili doz gridi çözünürlükleri için doğrulanmasını sağlamak kullanıcının sorumluluğundadır.
- Doz gridi çözünürlüğündeki malzeme değerlerini gösteren Material patient (Malzeme hastası) görünümü, RayStation 2024A'da önceki sürümlere göre daha sınırlıdır. Artık ışın dozları ve ışın seti dozları için malzeme dağılımı yalnızca hesaplanan doz olduğunda görülebilir.
- RayStation 2023B ve RayStation 2024A arasında RayPhysics ürününde içe aktarılan doz eğrilerinin merkezlenmesine yönelik algoritmadaki bir hata düzeltildi. RayStation 2023B ve önceki sürümlerde hesaplanan doz eğrisi merkez noktası bazen gürültülü profil eğrilerinde yanlış olabilmektedir. RayStation 2024A'da görselleştirilen ölçülen eğrilerde, doz eğrileri eski bir RayStation sürümde içe aktarılmış olsa bile hata düzeltildikten sonra merkezleme işlevi kullanılacaktır. Bu, hem devreye alınmış hem de devreye alınmamış makine modelleri için geçerlidir. Önceki bir sürümde oluşturulan bir makine modeli incelenirken önceki RayStation sürümlerdeki hizalamaya kıyasla RayStation 2024A'da ölçülen ve hesaplanan eğriler arasındaki hizalamada farklılıklar olabilir. Yalnızca ölçülen eğriler değiştirilebilir, hesaplanan eğriler değişmez.

Gama ve doz farkı eğrileri de değişmeyecektir ve eğrilerin hesaplandığı RayStation sürümünde olduğu gibi ölçülen ve hesaplanan eğriler arasındaki farkı gösterecektir.

- Dönüştürülmüş görüntülerin işlenmesindeki değişiklikler
  - Dönüştürülmüş görüntülere (Düzeltilmiş CBCT veya Sanal BT yöntemleri ile oluşturulmuş) atanan görüntüleme sistemi, artık referans görüntü setinin (planlama BT'si) görüntüleme sistemine karşılık gelmektedir. Mevcut tüm görüntülere yama uygulanmıştır. Sonuç olarak bu tür görüntülerin modalitesi artık CBCT yerine BT'dir. Bu nedenle artık dönüştürülmüş görüntüler için görüntü modalitesinin BT olmasını gerektiren kullanım durumları açıktır (iyon planlaması hariç).
  - Kullanıcı, dönüştürülmüş bir görüntünün (Düzeltilmiş CBCT veya Sanal BT yöntemleri ile oluşturulmuş) görüntüleme sistemini, görüntü oluşturulduktan sonra manuel olarak değiştirebilir. Kullanıcının tercihi, geçersiz kılınan görüntülerin yeniden hesaplanmasında da devam eder.
  - 2024A'da oluşturulan dönüştürülmüş görüntülerin (Düzeltilmiş CBCT veya Sanal BT yöntemleri aracılığıyla oluşturulmuş) DICOM dışı aktarımında Station Name (0008,1010) [İstasyon Adı (0008,1010)] ve Protocol Name (0018,1030) [Protokol Adı (0018,1030)] referans görüntünün (planlama BT'si) içe aktarılan DICOM verileriyle aynı olacak şekilde ayarlanır. Bu sayede normal ve dönüştürülmüş görüntülerin DICOM dışı aktarımının tutarlı bir şekilde yürütülmesi sağlanır. 2024A'dan önce oluşturulan görüntülerin DICOM dışı aktarımı değişmemiştir; Station Name (İstasyon Adı) ve Protocol Name (Protokol Adı) bilgilerini orijinal CBCT görüntüsünün görüntüleme sisteminden almaya devam eder (içe aktarılan DICOM verilerinden değil).
- RT Görüntüleri (DRR'ler) için UID'lerin oluşturulma şekli güncellendi. 2024A'dan veya önceki bir sürümden aynı DRR dışı aktarılırsa farklı DICOM örnekleri oluşturulacaktır.
- Doz Referansı için UID oluşturma işlemi, RayStation 2023B'de güncellenmişti. Reçeteli bir ışın seti önceki bir sürümde dışı aktarılırsa ve aynı tedavi bölgesi ve doz hacmi için reçeteli ikinci bir ışın seti 2023B veya sonrasında dışı aktarılırsa Dose Reference (Doz Referansı) UID'leri eşleşmez. RayCare ile bağlantılı hastalar bundan etkilenmez.
- Ayırı doz oranlarına sahip makineler için VMAT optimizasyonu sırasında MLC lif hareketindeki bir kısıtlama kaldırıldı.





## 3 Hasta güvenliğine ilişkin bilindik sorunlar

RayStation 2024A ile hasta güvenliğine ilişkin bilinen herhangi bir sorun yoktur.

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



## 4 Diğer bilindik sorunlar

### 4.1 Genel

#### *Malzeme dağılımı sadece doz hesaplandığında görülebiliyor*

2D hasta görüntüleri, doz gridi çözünürlüğünde (malzeme görselleştirme görünümü) kütle yoğunluğunu veya SPR'yi gösterecek şekilde ayarlandığında malzeme bilgileri, yalnızca bir doz hesaplandıktan sonra görüntülenmektedir. Kullanıcıya, dozun hangi kütle yoğunluğu veya SPR değerleri üzerinden hesaplandığını anlamak için doz hesaplamasından sonra her zaman malzeme görselleştirme görünümünü incelemesi önerilir. Bu, özellikle Oküler Bakış proton planlaması için önemlidir. Oküler Bakış proton planlamasında Harici ROI'deki zorunlu malzeme geçersizliği ve cilt düzleminin varlığı nedeniyle doz hesaplaması için kullanılan hasta geometrisine karşılık gelmediği için kullanıcının görüntü seti görünümünü kullanmaktan kaçınması gerekir. Bu durum, fotonlara yönelik yalnızca MR planlamasında (doz hesaplaması, Harici ROI'ye ve diğer ilgili yapılara yapılan malzeme geçersizliği atamalarının doğruluğuna dayanır) da özel bir öneme sahiptir.

[826963]

#### *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 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 görünümüleri 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 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 görünülerinde görüntülenmez***

DRR hesaplamak amacıyla kullanılan CT verilerini sınırlamak için kullanılan kesme düzlemleri, normal 2D hasta görünülerinde 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 dışa aktarma bildiriminde bulunur.

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

338918

### **RayStation 2024A ögesine yükseltildikten sonra Rapor Şablonları yükseltilmelidir**

RayStation 2024A 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 dışa 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 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.

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}

## 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}

## 4.7 Proton planlama

### *Proton MC dozu kullanılırken plan dozu için yanlış istatistiksel belirsizlik*

RayStation proton Monte Carlo doz motoru, toplam plan dozu için istatistiksel belirsizliği hesaplamamakta, sadece bireysel ışın dozları için hesaplama yapmaktadır. Işın dozu istatistiksel belirsizliği, 2D hasta görünümünde her bir ışın dozu için görüntülenir. RayStation 2024A ürününde hatalı şekilde plan dozu için de bir istatistiksel belirsizlik değeri gösterilmektedir. Gösterilen değer, ışın listesindeki ışınlardan birinin istatistiksel belirsizliğine karşılık gelmektedir. Bu değer çoğunlukla gerçek plan dozu istatistiksel belirsizliğinden daha yüksek olacaktır ancak bazı senaryolarda nihai doz hesaplaması ayarlarında *lons/spot* (<italic>İyonlar/nokta</italic>) kullanılmışsa gerçek değerden daha düşük olabilir. Bununla birlikte plan dozunun klinik durumu, yalnızca bireysel ışın dozlarının istatistiksel belirsizliğine bağlı olduğu için yine de doğrudur.

(826775)

## 4.8 CyberKnife planlama

### *CyberKnife planlarının dağıtılabiliirliğinin doğrulanması*

RayStation kapsamında oluşturulan CyberKnife planları, vakaların yaklaşık %1'inde, dağıtılabiliirlik doğrulamasını geçememektedir. Bu tür planlar dağıtılamaz. Etkilenen ışın açıları, 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)

## 4.9 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 fraksiyasyon modeli manuel olarak düzenlendikten sonra çoklu ışın seti planında ışın setleri için fraksiyon sayısını değiştirmeden önce plan fraksiyon zamanlamasını her zaman varsayılan sıfırlayın.

(331775)

## 4.10 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 ışın yalnızca burst modunda devreye alınan VMAT tedavi makineleri için uygulanabilir (mArc).

[144086]

#### 4.11 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]

##### *Birden fazla ışın seti olan planlar için fraksiyonasyon şeması değiştirilirken geçersiz kılınmayan biyolojik fonksiyon değerleri*

İlkinden farklı bir ışın seti için fraksiyonasyon planının değiştirilmesi *Biological Progress* (Biyolojik İlerleme) grafiğini veya Biological Evaluation (Biyolojik Değerlendirme) modülündeki değerlendirme fonksiyonu değerlerini geçersiz kılmaz. Birden fazla ışın seti olan planlarda fraksiyonları taşıdıktan sonra fonksiyon değerlerini her zaman manuel olarak yeniden hesaplayın.

[48314]

##### *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]



## 4.12 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-2024A-REF*, *RayStation 2024A Reference Manual* içindeki *Detektör yüksekliği ve derinlik ofseti* bölümüne, *RSL-D-RS-2024A-RPHY*, *RayStation 2024A RayPhysics Manual* ve *RSL-D-RS-2024A-BCDS*, *RayStation 2024A Beam Commissioning Data Specification* içindeki *Derinlik ofseti ve dedektör yüksekliği* bölümüne bakın.

(410561)

## 4.13 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 kilitli 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