



# Tedavi Planlama Sistemlerinde Kalite Kontrol ve Kalite Güvencesi Raporu

## Guide for Quality Control and Quality Assurance Tests in Treatment Planning Systems

**Hilal ACAR DEMİR,<sup>1</sup> Görkem GÜNGÖR,<sup>2,3</sup> Deniz ÇELİK,<sup>4</sup> Derya YÜCEL,<sup>5</sup> Doğukan AKÇAY,<sup>6</sup> Eray ERGEN,<sup>7</sup> Mehmet Ertuğrul ERTÜRK,<sup>8</sup> Hande BAŞ AYATA,<sup>9</sup> Hikmet Çağan İSTER,<sup>10</sup> Melih ULUER,<sup>2,3</sup> Oğuzhan AYRANCIOĞLU,<sup>11</sup> Recep KANDEMİR<sup>6</sup>**

<sup>1</sup>Royal Marsden NHS Vakfı Radyasyon Onkolojisi Departmanı, Londra-Birleşik Krallık

<sup>2</sup>Acıbadem Maslak Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, İstanbul-Türkiye

<sup>3</sup>Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Yüksek Lisans Programı, İstanbul-Türkiye

<sup>4</sup>Florence Nightingale Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, İstanbul-Türkiye

<sup>5</sup>Genescare London MRL Ünitesi, Londra-Birleşik Krallık

<sup>6</sup>Dokuz Eylül Üniversitesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İzmir-Türkiye

<sup>7</sup>Acıbadem Bursa Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, Bursa-Türkiye

<sup>8</sup>MNT Sağlık Hizmetleri A.Ş., İstanbul-Türkiye

<sup>9</sup>Göztepe Medicalpark Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, İstanbul-Türkiye

<sup>10</sup>Konya Beyhekim Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, Konya-Türkiye

<sup>11</sup>İzmir Tınaztepe Üniversitesi, Özel Galen Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İzmir-Türkiye

### ÖZET

Medikal Fizik Derneği Eğitim Kurulu'nun dernek üyelerine Nisan 2024 tarihinde çağrıda bulunarak ülke çapında radyoterapi uygulamalarında kullanılan cihaz ve sistemlerin kalite kontrol ve kalite güvencesi ile ilgili hususları içeren, güncel, pratik ve medikal fizik uzmanlarına tavsiye niteliğinde raporların yazılmasını istemiştir. Konusunda tecrübeli ve gönüllü üyeler arasından MFDGG-001 görev grubu oluşturulmuş ve tedavi planlama sistemlerine yönelik kalite kontrol ve kalite güvencesi raporu hakkında çalışmalara başlanmıştır. Okumuş olduğunuz bu yazı, yazılmasına devam eden ve 2025 yılında yayınlanması planlanan geniş kapsamlı raporun, test içerikleri ve uygulama yöntemlerine dair - özet raporudur. MFDGG-001'in amacı, tedavi planlama sistemlerinde uluslararası rehberler tarafından tavsiye edilen kalite kontrol testlerini ve yöntemlerini ana dilde yalın bir şekilde tavsiye niteliğinde yazarak, konusu ile ilgili güvenilir ve pratik bir kalite güvencesi programı oluşturulmasıdır. Tedavi planlama sistemlerinin kalite kontrol testleri; algoritmaların sınıflandırılması, referans koşullardaki hesaplamaların doğrulanması, referans dışı koşullardaki hesaplamaların doğrulanması, dozimetrik ve mekanik çok yapraklı kolimatör parametrelerinin doğrulanması, elektron yoğunluk eğrisi ölçümleri, heterojenite doğrulanması, uçtan uca testleri ve doz hacim histogramlarının doğrulanması gibi başlıklar altında toplanmıştır. Her test için testin yapılma amacı, testin yapılışı, mümkünse önerilen yapılma sıklığı ve tolerans aralığı belirtilmiştir. Bununla birlikte tedavi planlama sistemleri ile alakalı güncel eksikliği dolduracağını düşündüğümüz bu raporun tavsiye niteliğinde olduğu unutulmamalı, uygulama adımlarının, test sıklıklarının, kabul ve müdahale sınırlarının klinikte çalışan medikal fizik uzmanlarının sorumluluğunda olduğu dikkatlerden kaçmamalıdır.

**Anahtar kelimeler:** Kalite kontrol; kalite temini; tedavi planlama sistemi.



**SUMMARY**

The Education Board of the Medical Physics Society called on the members of the society in April 2024 to write up-to-date, practical and advisory reports for medical physics experts, including issues related to quality control and quality assurance of devices and systems used in radiotherapy treatments throughout the country. MFDGG-001 task group was formed among experienced and volunteer members and work on the quality control and quality assurance report for treatment planning systems has started. This is a brief summary report on the test contents and application methods of the comprehensive report, which is currently being written and is planned to be published in 2025. The aim of MFDGG-001 is to create a reliable and practical quality assurance program for treatment planning systems by writing a simple recommendation in the native language on the quality control tests and methods recommended by international guidelines. The quality control tests of treatment planning systems are grouped under the following headings: classification of algorithms, verification of calculations under reference conditions, verification of calculations under non-reference conditions, verification of dosimetric and mechanical multileaf collimator parameters, electron density curve measurements, heterogeneity verification, end-to-end tests and verification of dose volume histograms. For each test, the purpose of the test, how the test is performed, the recommended frequency and tolerance range, if applicable, are specified. However, it should be kept in mind that this report, which we think will fill the current gap related to treatment planning systems, is a recommendation, and it should be noted that the implementation steps, test frequencies, acceptance and intervention limits are the responsibility of medical physicists working in the clinic.

**Keywords:** Quality control; quality assurance; treatment planning system.

Copyright © 2024, Turkish Society for Radiation Oncology

## 1. GİRİŞ: TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİNDE KULLANILAN ALGORİTMALAR VE SINIFLANDIRILMASI

Radyasyon tedavisinin başarısını etkileyen etmenlerden biri de tedavi planlamasında kullanılan algoritmanın doğruluğu olarak ifade edilebilir. Bir algoritmanın başarısı, gerçek durumu ne kadar doğru tahmin edebildiği ile ölçülür. Bu başarı zamanının ruhuyla değişen ve gelişen bir durumdur.

1950'lere dek 2 boyutlu röntgen görüntüsü üzerinde el ile yapılan doz hesapları genellikle cilt üzerindeki doz ve buna bağlı yan etkiler gözetilerek yapılmaktaydı.[1] 1950'lerde gelişen <sup>60</sup>Co tedavisinin dozu cildin ötesine atmasıyla, daha derin dozların hesaplanmasına odaklanıldı.[1]

1960'larda simülatör ve doğrusal hızlandırıcı teknolojileri gelişerek radyasyonla tedavide daha riskli olan Kobalt sistemlerinin yerini almaya başladılar ve tedavideki hassasiyet daha önemli hale geldi.[2]

1970 ve 1980'lerde bilgisayarlı doz hesaplama modelleri dünya çapında yaygın hale gelerek, tedavilerin başarı ve uygulamaların etkinliğine önemli katkı yapmaya başladılar.[1-4] Geliştirilen Bilgisayarlı Tomografi (CT) teknolojisi anatomi detaylarının bilinmesini, hasta ve sağlıklı dokuları ayırt ederek daha başarılı hesaplama yapılmasını mümkün kıldı.

Bu yıllara kadar kullanılan algoritmalar, o zamanın ruhuna uygun bir şekilde, bilgisayarların hesaplama ve görüntüleme sistemlerinin hassasiyetiyle paralel şekildedeydi.[5] Faktör bazlı bu algoritmalar bir veya birkaç geniş alanlı tedavilere odaklanan ve heterojenite hassasiyeti sınırlı algoritmalarıydı. 20. Yüzyılın sonları ve 21. Yüzyılın başlarında model bazlı algoritmaları kullanabilecek güçte bilgisayar ve görüntü teknolojileri geliştirildi.[6] Bu sayede yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) gibi sağlıklı dokuları çok daha iyi koruyabilen olağanüstü teknikler hastalara fayda sağlamaya başladı. Proton tedavileri de yine bu dönemde zorlu vakalara bir çözüm olarak geliştirildi.[7]

Duraksız geliştirilen bilgisayar teknolojisi ve yapay zekâ algoritmaları, hesaplama başarılarını çok daha karmaşık durum ve vakaları başarıyla çözebilmek için her geçen gün yeni bir gelişmeye olanak sağlamaya devam etmektedir.[8] Her tedavide yeni bir doz dağılımı oluşturarak çok yüksek dozları başarıyla uygulamaya olanak tanıyan adaptif tedaviler de yine bu ruhun ürünüdür.

Çağımızda kullanılan tedavi planlama algoritmaları, faktör tabanlı (düzeltme tabanlı) ve model tabanlı olmak üzere iki ana gruba ayrılır. Faktör tabanlı algoritmalar, standart bir veri setinden yola çıkarak diğer durumları oluştururken, model tabanlı algoritmalar her durumu kendi içinde hesaplar.[4]

## 1.1. Algoritmalar ve Sınıflandırılması

### 1.1.1. Faktör Bazlı Algoritmalar

Faktör tabanlı algoritmalar, doz dağılımlarını tahmin etmek için ampirik verileri teorik modellerle birleştirir ve su fantomu merkezi ekseninde dikdörtgen bir alan için yapılan absorbe doz ölçümlerine dayanır. Su içindeki derinlik, alan sınırları ve yol uzunlukları gibi etkili uzaysal doz ölçümlerine dayalı olarak, doku yoğunluğu değişiklikleri ve yüzey eğrilikleri gibi faktörleri ayarlar. [1-4] Bu algoritmalar, ölçümlerin kaynak cilt mesafesi (SSD), alan boyutu ve merkezden yanal uzaklıklarının fonksiyonları olarak oluşturulan parametreler üzerinden çalışır. Daha sonra, bu faktörlere hastaya özgü koşulları hesaba katan düzeltmeler eklenir.[4]

Ölçümler; referans koşullar altında düzenli tedavi alanları için su fantomunda doku hava oranı (TAR), doku fantom oranı (TPR), *output* faktörü (OF), eksen dışı *off-axis* oranı (OAR) ölçümleridir. Hastadaki doz, belirli tedavi alanları için doku eksikliği, doku inhomogenitesi gibi pek çok düzeltme uygulanarak bulunur. Bu metot tamamen ölçüm verilerine dayanır ve çok hızlıdır. Ana kolimatör ve koruma blokları boyunca geçirgenliği, düzleştirici filtre (FF) varlığında radyal düzeltmeyi içerir.[9] Işın sınırlayıcı aletlerin kenarındaki penumbreyi hesaba katar.

Faktör bazlı algoritmalar, ışın yolundaki dokuların özelliklerine göre doz hesaplamalarını değiştirerek farklı doku yoğunlukları ile heterojen ortamlardan kaynaklanan saçılmaları da dikkate alır. Bu yaklaşım, heterojen dokularda daha basit modellere kıyasla daha doğru doz dağılımları elde edilmesine yardımcı olur. Bu algoritmalar, hızlı ve makul derecede doğru doz hesaplamalarının gerektiği durumlarda, daha az hesaplama gücü gerektirdiği için, sıklıkla kullanılır. Örneğin, beyin gibi heterojenite düzeltmelerinin çok önemli olmadığı radyoterapi uygulamalarında, tedavi planlama sistemlerinde (TPS) faktör bazlı algoritmalar kullanılabilir.

Ancak, faktör bazlı algoritmalar yüksek doğruluk gerektiren karmaşık hesaplamalarda ve küçük alan ışınlamalarında istenilen başarıyı vermez. Bu vakalar daha hassas bir yanal yüklü parçacık dengesi *lateral charged particle equilibrium* (LCPE) eksikliğinin hesaplanmasını ve heterojen ortamların hassasiyetle ele alınmasını gerektirir. Buna karşın, ampirik verilere dayanan faktör bazlı algoritmalar, kullanılan verilerin kalitesi ve kapsamı ile sınırlı olabilecek doğruluk sunarlar. Bu nedenle, faktör bazlı algoritmalar, sadece ışınlama koşulları ile veri girişinin sağlandığı ortamlara benzer ve ortamın görece homojen olduğu durumlarda kullanılabilir.

### 1.1.2. Model Bazlı Algoritmalar

Model tabanlı algoritmalar, Monte Carlo (MC) metodu kullanılarak hazırlanan konvolüsyon (*convolution*) veya süperpozisyon (*superposition*) yöntemlerine ya da parçacık taşınımının doğrudan MC yöntemi ile hesaplanmasına dayanır.[8] Bu algoritmalar, fotonların madde ile etkileşimlerini; fotoelektrik etki, Compton saçılması ve çift oluşumu gibi süreçleri modelleyerek dokulardaki enerji soğurulmasını daha başarılı hesaplamaktadırlar.

1990'lı yıllarda kullanılmaya başlanan 3B konformal ve IMRT tedavilerinde, heterojen ortam ve alan boyutunun veri girişinin yapıldığı standart alandan çok farklı olması gibi durumlar model tabanlı algoritmalarla çözülmüştür.[4]

Hastada enerji depolanmasından sorumlu olan fiziksel işlemleri direkt olarak hesaba katmak istenirse model tabanlı algoritmalar kullanılır. Bu da doz kernellerin tanımlanmasını gerektirir. Doz kernel farklı seviyelerdeki enerji transportunu ve primer foton doku etkileşimleri ile oluşan sudaki doz depolanmasını tanımlar. Heterojen hasta geometrilerinin uygulandığı durumlarda lokal doku yoğunluklarının dikkate alınması için doz kernelleri boyutlarına göre ölçeklendirilir.[9,10] Model tabanlı algoritmalar, heterojen ortamda absorbe dozun daha gerçekçi tanımlanmasını yapar. Bunun sebebi hasta CT'lerinde *Hounsfield Unit* (HU) ile tarif edilen heterojen ortamdaki hasta anatomisinin daha iyi uzaysal grid ile örneklenmesidir.

Radyasyon alanı, primer, saçılmış foton ve elektronların kompleks bir karışımıdır. Doğru bir doz hesaplaması için parçacığın enerji ve hız yönlerinin spektrumu, lateral dağılım ya da akı gibi fiziksel özellikleri temel olarak bilinmelidir. Linak'ın faz uzayının en basit hali primer fotonların etkin akısı modellenerek sağlanır. Bu modellerdeki temel varsayım, enerji spektrumunun demet eksenine göre fotonların lateral lokalizasyonundan bağımsız olmasıdır. Bu enerji spektrumunun klinik uygulamasının nasıl elde edileceğine dair iki metot vardır: 1) MC simülasyonu ile ortaya çıkan primer foton demetinin tüm faz uzayını hesaplama yaklaşımı: Dar elektron demetinin Linak'ın hedefine çarpması ile foton yaratma işlemi ve ilk fiziksel kısımdan modellenen tedavi kafasındaki soğurulma ve saçılmalarıdır. Tedavi kafasındaki bütün ilgili bileşenlerin fiziksel özelliklerinin ve geometrik yerlerinin tam olarak bilinmesi ile bu hesaplamalar Linak'ın başlangıç elektron demetini karakterize eden elektronların ortalama enerjisi, enerji spektrumunun varyansı ve elektron demetinin açılma diverjansı gibi sadece birkaç parametreye bağlıdır. Temel parçacık-

ların tüm faz uzayı ilgili foton ve elektronların ortalama enerji spektrumunu elde etmek için kullanılır. 2) Daha pratik metod ise, ölçülen derin doz verisi ile önceden hesaplanmış derin doz enerjisinin enerji ağırlıklandırılmış toplamının karşılaştırılmasıdır.

Model tabanlı algoritmaların uygulanması için enerji spektrumunun yanı sıra primer akının uzaysal dağılımı da modellenmelidir. Bunun için önce demet homojenitelerini içine alan primer akı dağılımının uzaysal şekli belirlenir. Sonra ise foton kaynağı boyunca lateral penumbranın genişlemesi, kolimatör saçılması ve ortam içinde akının soğurulma gibi etkileri gerçekleştirmek için bu başlangıç akısı modifiye edilir. Homojen ortamda doz hesabı doz kernelleri kullanılarak hesaplanır. Doz kernel modeli tabanlı algoritmalar için iki elementel doz kernel kullanmak yaygındır. En temel kernel  $k(r, r', E)$ ; *Point spread kernel*;  $r^1$  koordinatında E enerjili primer fotonların etkileşimi ile yaratılan  $r$  koordinatında suda absorblanan enerjinin dağılımını verir. MC simülasyonundan bulunur.

İkinci sınıf doz kerneller *pencil beam*' dir. Pencil beam kernel, fotonların sonsuz ışın yolu boyunca bütün *point spread* kernellerin integrasyonu ile elde edilir. *Pencil beam* kerneller, merkezi kernel eksenini boyunca sudaki doz hakkında daha yoğunlaştırılmış bilgi kullanır. Yani, *point spread* kernele göre fiziksel süreçlerin daha kaba bir örnekleme sağlar. Böylece karmaşık doku inhomojenite bölgelerine *pencil beam* kernellerine dayanan doz hesaplamalarını uyarlamak zordur. Diğer yandan, *pencil beam* kerneller doz hesap sürelerinin az olması nedeni ile avantajlıdır. *Pencil beam* kerneller ya MC hesaplamalarından ya da düzenli alanların OF'leri, TPR'leri gibi standart ölçüm sonuçlarından elde edilir.

Model tabanlı algoritmalar, A ve B olarak iki kategoriye ayrılır. A tipi algoritmalar, heterojen ortamları homojen eşdeğerlerine çevirerek hesaplama yapar ve bu mesafe içinde elektronların yanal taşınımındaki değişimleri dikkate almaz. Bu tür algoritmalara *Modified Batho Correction*, *Equivalent TAR Correction* (*Varian Eclipse TPS*), *Pencil Beam Convolution* (*Oncentra TPS*) ve *Convolution* (*XIO TPS*) örnek olarak verilebilir.

B tipi algoritmalar ise elektronların davranışlarındaki değişimleri daha ayrıntılı olarak ele alır. Elektronların davranışı tam olarak modellenmezken, elektron yoğunluğuyla doğrusal olarak ölçeklendirilen birincil elektron ve saçılan fotonlardan gelen enerji dikkate alınır. *Collapse Cone* (*CC*) (*Pinnacle TPS*), *CC* (*Oncentra TPS*), *Super* (*XIO TPS*) ve *TomoTherapy* bu algoritmalarındandır. Gelişmiş B tipi algoritmalar, MC modelleri içeren ve elektronların davranışlarını hassas bir şekilde

hesaplayan deterministik çözümler sunar. *Acuros XB* (*Varian Eclipse TPS*) algoritması bu gruptadır.

Bazı algoritmalar ise A ve B tiplerinin arasında yer alır. Bu algoritmalar, *Pencil Beam Convolution* algoritmasına dayanırken, bazı bileşenleri B tipi algoritmalarından alır. *AAA* (*Varian Eclipse TPS*) algoritması bu grupta değerlendirilmektedir.

## 2. TPS'İ DEVREYE ALMA SÜRECİNDEKİ REFERANS VE REFERANS DIŞI ÖLÇÜMLER

Referans ve referans dışı koşullar altında gerçekleştirilen bu kalite kontrol testleri, TPS'in doğruluğunu ve güvenilirliğini sağlamaya yönelik kritik bir adımdır. [11] Bu basamak ile sanal ortamda gerçekleştirilen radyasyon dozu hesaplamalarının, aynı koşullar altındaki tedavi cihazında da tolerans limitleri içerisinde sonuç verdiği doğrulanarak TPS devreye alınır. Burada referans koşullar altında yapılan testler, genellikle idealize edilmiş koşullar olup, ölçümlerin belirli standartlar altında gerçekleştirildiği ve değişkenlerin minimuma indirildiği testlerdir. [11,12] Bunlar genellikle üretici firmanın algoritmaların modellenmesi için gereksinim duyduğu ölçümleri içermektedir.

Öte yandan referans dışı koşullar altında yapılan testler ise, idealin dışında, değişkenlerin maksimize edildiği testlerdir. [12] Bunlar birden fazla plan parametresinin değiştirilerek doz hesaplamalarının görece kompleks bir hale getirilmesini sağlayan testlerdir. Bu bölümde, foton ve elektron demetlerinin farklı TPS algoritmaları ile gerçekleştirilecek radyasyon dozu hesaplamalarının belirli referans ve referans dışı koşullarda değerlendirilmesine yönelik öneriler bulunmaktadır.

### 2.1. Referans Koşullar Altında TPS Kalite Kontrol Testleri

Referans koşulları oluşturan kontrol testleri, TPS algoritmalarının modelleme sürecinde ihtiyaç duyulan ve üretici firma tarafından belirlenen referans ölçümlere benzer ölçümlerden oluşmaktadır. [13] Bu sefer de tersten bir yaklaşım ile sanal ortamda benzer referans koşullarda gerçekleştirilen radyasyon dozu hesaplamalarının, gerçek zamanlı ölçümler ile doğrulanması sağlanmaktadır. Bu sebeple referans ölçümlerin, kare alanlarda merkez eksen (*CAX*) hattı boyunca belirli derinliklerde mutlak (*absolute*) doz, simetri – düzlük (*symmetry – flatness*) ve son olarak yüzde derin doz (*PDD*) parametreleri üzerinden değerlendirilmesi önerilir. Bu süreçte gerçekleştirilen ölçümler SSD sabit tutularak gerçekleştirilir.



## 2.2. Referans Dışı Koşullar Altında TPS Kalite Kontrol Testleri

Referans dışı koşulları oluşturan kontrol testleri, TPS algoritmalarının modellenmesi sonrasında SSD, *gantry* açısı, alan boyutu (simetrik ve asimetrik kolimasyonda), *wedge* açısı, korumalı alan şekli (elektronlar için), ortam yoğunluk değişimi, ölçüm noktası ve derinliği (alan içi ve alan dışı bölgelerde) gibi sıralanabilecek birçok parametrenin değişken kombinasyonlarından oluşmaktadır. Bu parametrelerin sanal ortamda yani TPS'de değişken olarak gerçekleştirilen radyasyon dozu hesaplamalarının, gerçek zamanlı ölçümler ile doğrulanması sağlanmaktadır. Böylelikle referans dışı ölçümler sonrasında, TPS algoritmalarının neredeyse tüm koşullarda, tedavi cihazı konfigürasyonu ve limitasyonları ile olan uyumunun ortaya konması sağlanır.[14]

## 2.3. Referans ve Referans Dışı Koşullar İçin TPS Kalite Kontrol Testleri

Testlerin gerçek zamanlı ölçümlerinin, ortam yoğunluğunun homojen dağılıma sahip sudan oluşması sebebiyle, su fantomu kullanılarak gerçekleştirilmesi önerilmektedir.[15] Ancak oblik alan ışınlamaları veya ortam yoğunluk değişimi gibi su fantomu ölçüm koşullarını zorlayacak testlerin su eşdeğeri veya eşdeğer yoğunluğu bilinen katı fantomlarda gerçekleştirilmesi önerilmektedir.[11-15] Bu gibi durumlarda ise, ortam yoğunluğundan kaynaklanacak farkların da dikkate alınması gerekmektedir.

Yukarıda önerilen testler içerisinde yer alan, değişken ışınlama parametreleri (SSD, alan boyutu, referans ölçüm noktaları, vb. gibi) medikal fizik uzmanları tarafından çeşitlendirilebilir. Stereotaktik özellikli tedavileri uygulayacak olan klinikler için özellikle referans koşullardaki küçük kare alanların ölçümü gibi spesifik ölçümlerin, Tablo 1'deki R2 numaralı test başlığı altında çeşitlendirilmesi önerilir. Burada amaç, devreye alınacak TPS algoritmalarının sağladığı doz hesaplarının sanal ortamda değişen ışın parametreleri karşısındaki cevabının gerçek zamanlı ölçümler ile doğrulanmasını sağlamaktır. Tablo 1'deki ölçümlerde kullanılacak iyon odalarının, TPS algoritmalarının üretici firma tarafından tanımlanan referans ölçümleri sırasında kullanılan iyon odaları ile benzer karakteristikte olması önerilir. Tablo 1'de ışınlama parametreleri içerisinde SSD değeri belirtilmeyen testlerde sabit SSD tekniği (SSD = 100 cm) kullanılması önerilir. Tüm bu testlerin TPS'de tasarlanması sırasında bu koşullara dikkat edilmesi gerekmektedir. Tablo 1'de gerçekleştirilecek testlerin tolerans değerlerinin ise Tablo 2 dikkate alınarak değerlendirilmesi önerilir.

## 3. TPS DIŞI: ELEKTRON YOĞUNLUK EĞRİSİ ÖLÇÜMLERİ

CT taramalarında ölçü birimi, radyodansitenin bir ölçüsü olan Hounsfield Birimi'dir (HU).[16] Bir CT taramasının her vokselinin (3 boyutlu piksel), içinden geçtiği doku tarafından ışınının zayıflatma yoğunluğunun ölçüsü olan bir soğurulma oranı değeri vardır.

Her piksele, ilgili vokselde bulunan tüm soğurulma değerlerinin ortalaması olan CT Numarası (*CT Number*) adı verilen sayısal bir değer atanır. Bu CT Numarası suyun soğurulma değeri ile karşılaştırılır ve HU adı verilen bir ölçekte gösterilir.[17] Bu ölçekte, suyun soğurulma değeri 0'dır ve CT sayılarının aralığı 4000'e kadar olabilir. Her sayı grinin bir tonunu temsil eder, bu da 4000'e kadar gri tonuna sahip olabileceğimiz anlamına gelir. [16] Bu ölçekte +1000 değerleri RGB görüntüdeki 255 değeri gibi tamamen beyazdır ve -1000 değerleri RGB görüntüdeki 0 değeri gibi tamamen siyahtır.[16-18]

CT sistemlerinde, belirli bir doku veya maddenin CT numarası beklenenden farklı olabilir. Bu farklılıklar genellikle belirli bir CT tarayıcısının sorununa işaret etmez, bundan ziyade CT numarasının evrensel olmadığı gerçeğinden kaynaklanır. Belirli bir tarayıcıda kullanılan belirli enerji, filtreleme, nesne boyutu ve kalibrasyon şemalarına bağlı olarak CT numarası değişebilir.[16] CT numarası Denklem 1:

$$CT\# = k(\mu - \mu_{su})/\mu_{su}, \quad (1)$$

Burada  $k$  ağırlıklandırma sabitidir (Hounsfield Birimi için 1000'dir),  $\mu$ , ilgili maddenin doğrusal soğurulma katsayısı ve  $\mu_{su}$  da suyun doğrusal soğurulma katsayısıdır. Yukarıdaki denklemin birinci dereceden doğru olmasına rağmen, pratik bir CT tarayıcısı için tamamen doğru olmadığını ortaya koymaktadır.[19] Pratikte  $\mu$  ve  $\mu_{su}$  enerjinin fonksiyonlarıdır, tipik X-ışını spektrumları mono-enerjetik değil polikromatiktir ve tüp tarafından yayılan belirli bir spektrum filtre ve nesne üzerinden iletilirken veya geçerken demet sertleşir (beam hardening) ve sonunda dedektöre ulaşır. Daha doğru bir ifadeyle,  $\mu = \mu(E)$ , enerjinin bir fonksiyonudur. Bu nedenle Denklem 2:

$$CT\#(E) = k(\mu(E) - \mu_{su}(E))/\mu_{su}(E) \quad (2)$$

Spektrum polikromatik olduğundan dolayı, ışına tipik olarak tepe kV veya kVp'nin yaklaşık %50 ila %60'ı kadar "etkin enerji" atanmaktadır.[17,19] Ek olarak, CT dedektörü belli bir miktar enerji bağımlılığına sahip olduğundan ve saçılma katkısı örnek olarak ışın genişliğine, taranan nesnenin boyutuna, şekline ve bileşimine bağlı olarak doğrusallık değişmektedir. CT tarayıcısının ışın sertleşmesini ve diğer faktörleri düzeltmeye çalışan kalibrasyon eğrisi olmasına rağmen, bu genellikle suya

**Tablo 1** Referans ve referans dışı koşullar altında gerçekleştirilmesi önerilen testler

Test no.	Test türü	Ölçüm türü	Testte kullanılan demet türü	Alan boyutu (cm <sup>2</sup> )	Ölçüm derinliği (cm)
R1	MU-Gy kalibrasyonu	Nokta doz	Foton demeti	10×10	CAX'da; 5 veya 10 cm (değer $D_{max}$ 'a normalize edilerek karşılaştırılacak)
			Elektron demeti	Referans alınan elektron aplikatör boyutu	Elektron için Zref
R2	Kare alanlar	Nokta doz, PDD ve lateral profil (simetri-düzlük)	Foton demeti	5×5, 10×10, 30×30	CAX'da; $D_{Max}$ ' 10, 20 Off-Axis'de; 1, 3, 5
			Elektron demeti	10×10, 25×25 (varsa küçük Konüs'de)	CAX'da; 0,5, 1, $D_{Max}$ D90, D80, D50
R3	Dikdörtgen alanlar (simetrik)	Nokta doz	Foton demeti	5×30, 30×5 Off-Axis'de; 1, 3, 5	CAX'da; $D_{Max}$ ' 10, 20
			Elektron demeti	5×25, 25×5	CAX'da; 0,5, 1, $D_{Max}$ D90, D80, D50
R4	Dikdörtgen alanlar (asimetrik)	Nokta doz	Foton demeti	X1=2, X2=8, Y1=5, Y2=5 X1=5, X2=5, Y1=2, Y2=8 X1=4, X2=6, Y1=5, Y2=5 X1=5, X2=5, Y1=4, Y2=6	CAX'da; 10
R5	Bloklu alanlar	Nokta doz	Elektron demeti	Kullanıcının belirlediği atipik şekil (asimetrik oval ve üçgen şekilli)	CAX'da; 0,5, 1, $D_{Max}$ D90, D80, D50
RD1	Wedge'li alanlar (hard-dinamik)	Nokta doz ve lateral profil	Foton demeti	5×5, 10×10, 20×20 (15°-30°-45° wedge)	CAX'da; 10 Off-Axis'de; 1, 3, 5
RD2	Oblik alanlar	Nokta doz ve lateral profil	Foton demeti	5×5, 10×10 (gantry açısı 30°-330°)	CAX'da; 10
			Elektron demeti	20×20 (gantry açısı 30°-330°)	CAX'da; $D_{Max}$
RD3	Build-up ölçümleri	Nokta doz ve PDD	Foton demeti	5×5, 10×10, 30×30	CAX'da; 0 - ( $D_{Max}$ +0,2)
RD4	Farklı SSD koşulları	Nokta doz, PDD ve lateral profil	Foton demeti	10×10, 30×30 (SSD; 90, 110, 120 cm)	CAX'da; 10
			Elektron demeti	10×10, 25×25 (SSD; 100, 105, 110 cm)	CAX'da; $D_{Max}$ PDD, $D_{Max}$ 'da lateral profil
RD5	Aksik saçıcı bölge (sudan havaya)	Nokta doz, PDD	Foton demeti	20×20	CAX'da; 10 PDD
			Elektron demeti		CAX'da; $D_{Max}$ PDD

R: Referans alanlarda ölçüm testi; RD: Referans dışı alanlarda ölçüm testi; MU: Monitor unit; Gy: Gray; PDD: Yüzde derin doz;  $D_{Max}$ : Maksimum doz derinliği; SSD: Kaynak-yüzey mesafesi; CAX: Merkezi eksen; Off-Axis: Merkezi eksen dışında kalan

eşit kalibrasyon fantomlarına dayanmaktadır ve genellikle vücut boyut, şekil vb. gibi durumlara uymayacaktır.

### 3.1. Standart Materyaller

Teflon®, Delrin®, Akrilik, Polistiren ve düşük yoğunluklu polietilen (LDPE), polimetilpenten (PMP) ve havadan yapılmış doğru sensitometri değerlerine sahiptir. Sensitometri kısaca CT numarası doğrusallığı olarak ifade edilebilir.[20] Teflon, akrilik, düşük yoğunluklu polietilen (LDPE) ve hava yaklaşık +1000 HU ile -1000 HU arasında değişir. Referans olarak genellikle kulla-

nılan maddelerin nominal malzeme formülü ve özgül ağırlığı Tablo 3'de belirtilmiştir.

Tahmini CT numara değerleri ifade edildiği gibi tahminidir. CT tarayıcı ve görüntüleme protokolüne göre dramatik bir şekilde değişmektedir.[21] Bağlı Elektron Yoğunluğu, malzemenin e/cm<sup>3</sup> biriminden elektron yoğunluğunun suyun (H<sub>2</sub>O) e/cm<sup>3</sup> biriminden elektron yoğunluğuna bölünmesiyle elde edilir.[21]

HU değeri için formül CT numarası formülün aynı olmasıyla beraber k ağırlık değeri 1000'dir. Bu bağlamda Denklem 3;

**Tablo 2** Referans ve referans dışı koşullar altında gerçekleştirilmesi önerilen testlerin tolerans değerleri

Test türü	Mutlak doz normalizasyon noktası (%)	CAX (%)	Alan içi bölgede (%)	Alan boyutu ve penumbra genişliği (mm)	Alan dışı bölgede (%)	Build-up bölgesinde (%)
Kare alanlar	0,5	1	1,5	2	2	20
Dikdörtgen alanlar	0,5	1,5	2	2	2	20
Asimetrik alanlar	1	2	2	2	3	20
Wedge'li alanlar	2	2	5	3	5	50
Farklı SSD koşulları	1	1	1,5	2	2	40
Bloklular alanlar	1	2	2	2	5	50

Cax: Merkezi eksen; SSD: Kaynak-yüzey mesafesi

**Tablo 3** Referans olarak kullanılan malzemelerin kimyasal ve fiziksel özellik değerleri

Materyal	Kimyasal formül	Zeff	Spesifik özgül ağırlık	HU aralığı	Tahmini CT# numarası
Hava	%78N, %21O, %1Ar	8,00	0,00	[-1046 : -986]	-1000
PMP	[C <sub>6</sub> H <sub>12</sub> (CH <sub>2</sub> ) <sub>2</sub> ]	5,44	0,83	[-220 : -172]	-200
LDPE	[C <sub>2</sub> H <sub>4</sub> ]	5,44	0,92	[-121 : -87]	-100
Su	[H <sub>2</sub> O]	7,42	1,00	[-7 : 7]	0
Poliystren	[C <sub>8</sub> H <sub>8</sub> ]	5,70	1,03	[-65 : -29]	-35
Akrilik	[C <sub>5</sub> H <sub>8</sub> O <sub>2</sub> ]	6,47	1,18	[92 : 137]	120
Delrin®	Özel	6,95	1,42	[344 : 387]	340
Teflon®	[CF <sub>2</sub> ]	8,43	2,16	[941 : 1060]	950

HU: Hounsfield unit; CT: Bilgisayarlı tomografi; PMP: Polimetilpenten; LDPE: Düşük yoğunluklu polietilen

$$HU = 1000 * (\mu - \mu_{su}) / \mu_{su} \quad (3)$$

Enerjiye bağlı HU değeri de Denklem 4 ile

$$HU(E) = 1000 * (\mu(E) - \mu_{su}(E)) / \mu_{su}(E) \quad (4)$$

bulunur. Maddeler için enerjiye bağlı lineer soğurulma katsayılarına göre enerjiye bağlı HU değerleri Şekil 1'de belirtilmiştir.

### 3.2. Standart Dışı Materyaller

HU değerleri için genellikle kullanılan materyallerin yoğunluğu 0.0012 gr/cm<sup>3</sup> (hava) ile 2.16 gr/cm<sup>3</sup> (Teflon) arasındadır. Bununla birlikte yüksek yoğunluğa sahip metal özelliğe sahip alaşımlar veya elementler de vücut içinde olabilir. Kobalt-Krom (Co-Cr) alaşım, alüminyum, amalgam, altın, çelik, tungsten gibi metal implantlar vücutta en çok gözlemlenen metallerdir. Çekim sırasında bu metaller artefakt yaratarak CT görüntüsünün HU değerlerini bozmaktadır. Bundan dolayı metal artefaktı silmek için metal artefakt azaltıcı çekimler kullanılabilir. Ancak iş akışının hızından dolayı artefakt azaltıcı çekimler genellikle kullanılmaz veya kullanılamaz. Doz hesaplamaların doğru yapılabilmesi için metal değerlerinin de ölçülmesi gereklidir.

Co-Cr alaşım 3 farklı şekilde bulunabilir. %70 Co - %30 Cr, %60 Co - %40 Cr, %35 Co - %65 Cr. Saf 100%

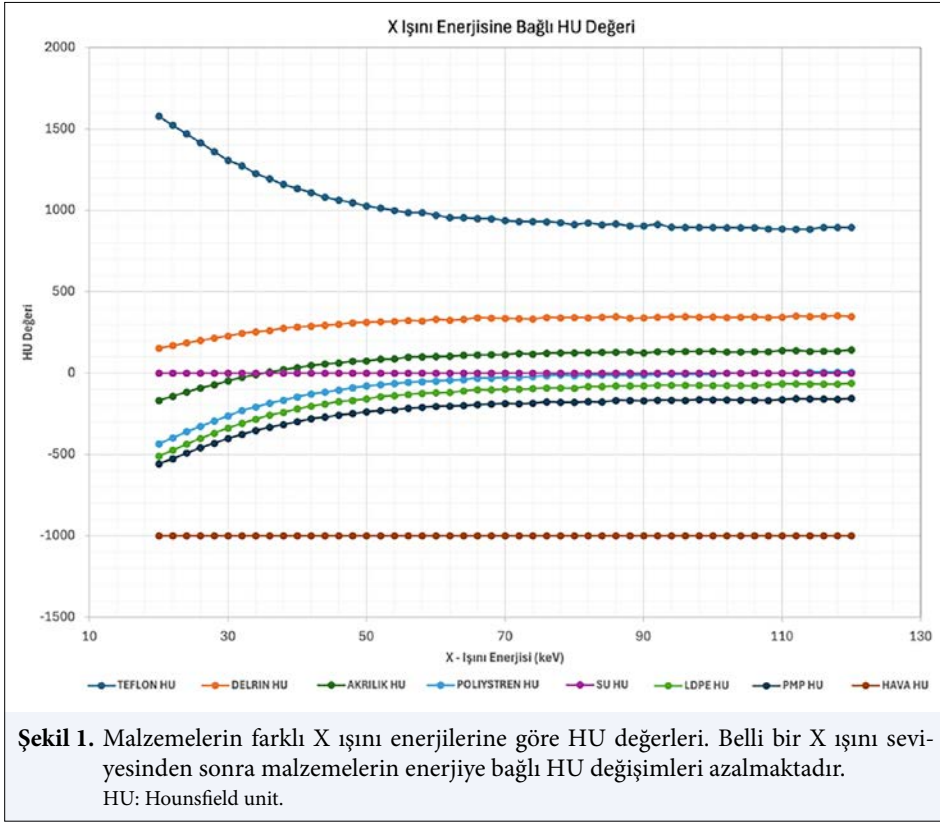
Co yoğunluğu 8,9 gr/cm<sup>3</sup> iken, %70 Co - %30 Cr yoğunluğu 10gr/cm<sup>3</sup>'tür. Amalgamın yoğunluğu 15 gr/cm<sup>3</sup> - metal düzeltme yapılmayan ortalama HU 14000. Cerrobend'in yoğunluğu 9,40 gr/cm<sup>3</sup> - metal düzeltme yapılmayan ortalama HU 12080. Çeliğin yoğunluğu 7,77 gr/cm<sup>3</sup> - metal düzeltme yapılmayan ortalama HU 10500. Titanyumun yoğunluğu 4,44 gr/cm<sup>3</sup> - metal düzeltme yapılmayan ortalama HU 6460. Titanyum vücut içinde saf olarak kullanılmaz ve belli bir yüzdede alaşım olarak kullanılır. Bu bağlamda doğru HU değeri için alaşımın ortalama yoğunluğu bilinmelidir. Alüminyumun yoğunluğu 2,69 gr/cm<sup>3</sup> - metal düzeltme yapılmayan ortalama HU 2200. Bu bağlamda Co-Cr alaşım oranına bağlı olarak Cerrobend HU değerine yakındır ve Co-Cr için 12080 kullanılabilir.

### 3.3. Standart ve Standart Dışı Materyaller için Uygulanması Önerilen Testler

#### Test 1. Farklı Çekim Protokolleri İçin Standart Materyallerin HU Değerlerinin Belirlenmesi

##### Amaç

Standart materyaller için TPS'te CT ile gerçekleştirilecek doz hesaplamalarının doğruluğu için standart



materyallere ait farklı elektron yoğunluklarına karşılık gelen HU değerlerinin doğruluğu.

### Yöntem

1. İçinde hava ve su dışında standart olarak ifade edilen farklı materyaller içeren fantom CT masasına yerleştirilir.
2. Lazer ayarlamaları ve düzlük kontrolü yapılarak CT merkezine gönderilir.
3. Gerçek hastalarda kullanılan Kafa, Toraks, Baş-Boyun, Abdomen, Pelvis ve varsa Pediatrik çekim protokolleri hazırlanır. Bu protokollerin birbirinden farklı kV ve mAs değerleri olmalıdır. Bu sayede polikromatik farklı etkin X- ışını enerjilerine sahip çekimler yapılmalıdır.
4. Sistemin çekim alan açıklığına (FOV) göre kV ve mAs değerini değiştirmedikçe dikkat edilmelidir. Değiştiriyorsa değerler manuel girilmelidir.
5. Her bir materyalin ortalama ve standart sapma değerini veren kare veya daire şeklinde 8-12 piksel değerini kapsayacak ilgi alanı (ROI) yaratılmalıdır.
6. Her bir materyal için HU değerleri çekim protokolüne göre girilmeli ve beklenen değer içinde olup olmadığı belirlenmelidir.
7. Değerler yandaki tabloda farklı çekim protokollerine göre doldurulur. Beklenen değerler arasında olması beklenir.

Beklenen ortalama HU değeri ve standart sapma	Materyal	Kafa çekimi	Toraks	Baş boyun çekimi	Abdomen çekimi	Pelvis çekimi	Pediatrik çekim
-1046	-986	Hava					
941	1060	Teflon					
344	387	Delrin					
211	263	%20 kemik					
92	137	Akrilik					
-40	40	Su					
-65	-29	Poliyestren					
-121	-87	LDPE					
667	783	%50 kemik					
-220	-172	PMP					
-1046	-986	En dış hava					

### Tolerans

HU değerlerinin tolerans değerleri kendi içinde yukarıdaki tabloda verilmiş olan beklenen değerler açısından incelenmelidir. Bununla beraber çekim protokollerine göre değerler tek tek incelenmelidir. İlgili çekim bölgesi için ilgili protokol beklenen değer dışına çıkmış ise beklenen HU değerleri içinde kalan başka çekim protokolleri kullanılmalıdır.

Müdahale durumu çekim protokollerinin beklenen değerler dışına çıktığında servis mühendisiyle beraber ilgili bütün çekim protokolleri için HU kalibrasyonu yapılmalıdır.



## Test 2. Farklı Çekim Protokolleri İçin Alüminyum ve Altın Arası Yoğunluklar İçin Standart Dışı Materyallerin HU Değerlerinin Belirlenmesi

### Amaç

Standart dışı materyaller için TPS'te CT ile gerçekleştirilecek doz hesaplamalarının doğruluğu için standart materyallere ait farklı elektron yoğunluklarına karşılık gelen HU değerlerinin doğruluğu.

### Yöntem

- İçinde hava ve su dışında standart dışı yüksek yoğunluklu farklı materyaller içeren fantom CT masasına yerleştirilir.
- Lazer ayarlamaları ve düzlük kontrolü yapılarak CT merkezine gönderilir.
- Gerçek hastalarda kullanılan Kafa, Toraks, Baş-Boyun, Abdomen, Pelvis ve varsa Pediatrik çekim protokolleri hazırlanır. Bu protokollerin birbirinden farklı kV ve mAs değerleri olmalıdır. Bu sayede polikromatik farklı etkin X- ışını enerjilerine sahip çekimler yapılmalıdır.
- Sistemin çekim alan açıklığına (FOV) göre kV ve mAs değerini değiştirmedikçe dikkat edilmelidir. Değiştiriyorsa değerler manuel girilmelidir.
- Her bir materyalin ortalama ve standart sapma değerini veren kare veya daire şeklinde 8–12 piksel değerini kapsayacak ilgi alanı (ROI) yaratılmalıdır.
- Her bir materyal için HU değerleri çekim protokolüne göre girilmeli ve beklenen değer içinde olup olmadığı belirlenmelidir.
- Değerler aşağıdaki tabloda farklı çekim protokollerine göre doldurulur. Beklenen değerler arasında olması beklenir.

Beklenen ortalama HU değeri ve standart sapma	Materyal	Kafa çekimi	Toraks çekimi	Baş boyun çekimi	Abdomen çekimi	Pelvis çekimi	Pediatrik çekim
[-1046-986]	Hava						
[941 1060]	Teflon						
~2200	~±594	Alüminyum					
~6460	~±2247	Titanyum					
~10500	~±4605	Çelik					
[-40 40]	Su						
~12080	~±6202	Cerrobend					
~12080	~±6202	%60Co %40Cr					
~14000	~±10211	Amalgam					
~15000	~±8104	Altın					
[-1046-986]	En dış hava						

### Tolerans

Yüksek yoğunluklu alüminyum – altın arası materyallerin HU değerlerinin tolerans değerleri kendi içinde yukarıdaki tabloda verilmiş olan standart sapma de-

ğerleri açısından incelenmelidir. İlgili çekim bölgesi için ilgili protokol, yoğun maddeler için standart sapma değeri dışına çıkmış ise beklenen HU değerleri içinde kalan başka çekim protokolleri kullanılmalıdır.

## 4. E2E TESTİ VE ADIMLARI

Herhangi bir uygulamanın başarısı, teorinin pratiğe ne denli aktarılabildiğiyle orantılıdır. Radyoterapi tedavisi dozunun doğru hesaplanması ve hedef bölgeye istenilen şekilde aktarılması, baştan sona her adımı kontrol eden End-to-End (E2E) testleri ile teyit edilebilir.

E2E testleri, radyoterapi sürecinin tutarlılık ve güvenilirliğini korumaya yardımcı olarak her hastanın aynı kalitede tedavi almasını sağlayan kapsamlı uygulamalardır. Tüm tedavi sürecini periyodik olarak kontrol ederek, sistemdeki herhangi bir aksamının düzeltilmesini mümkün kılar. E2E testleri, etkisiz tedaviye ya da fazla ışınlamaya sebep olabilecek eksiklikleri ve potansiyel hataları en aza indirerek, genel hasta güvenliğini arttırmayı sağlar.

Yeni bir tekniğin uygulamaya alınmasından evvel uygulanacak E2E testleri klinik uygulamaların doğruluk ve etkinliğinin artırılması için gereklidir. Bu testler, tedavi planlama ve tekniklerinin optimize edilerek hastalar için en iyi sonucun oluşturulmasına katkıda bulunur.

Bu noktada radyoterapi cihazlarının doğruluğunu test etmek amacıyla insan vücudunu taklit eden sistemler (cihazlar) olan fantomlar, E2E testlerinin önemli bileşenlerinden biri olarak karşımıza çıkar. İnsan dokularının özelliklerine benzer malzemelerden üretilen bu yapılar, tedavi süreçlerinin gerçek klinik senaryolara uygunluğunu test etme amacı taşır.

E2E testleri ulusal ve uluslararası standartların tabii ve yürütülmesi: akreditasyon ve sertifikasyonların sürdürülmesi için elzemdir.

### 4.1. E2E Testlerinin Temel Unsurları

E2E testleri bir hastanın tedavi boyunca geçeceği her adımı ve kullanılacak hemen her ekipmanı test etmeyi amaçlar. Bu testler beş ana kısımda açıklanabilir.

- 1. Simülasyondan doz hesabına:** Testler insan dokusu ve/veya anatomisini taklit eden bir modelin simüle edilmesiyle başlar.
- 2. Tedavi planlaması:** Simülasyondan elde edilen görüntüler, hedef ve riskli organ çizimlerinin yapılacağı üniteye aktarılır. Tedavi planlama sisteminde bu çizimler üzerinde uygun bir -ya da farklı zorluk derecelerine sahip birden fazla- tedavi modellemesi oluşturulur.

3. **Uygulamanın dozimetrik doğrulaması:** Planlanan tedavinin tıpkı bir insana uygulanması gibi fantom üzerinde denemesi gerekmektedir. Verilen dozun planlanan doza eşit olduğundan emin olmak için uygulama esnasında ölçümler yapılır. Bu adım, tüm tedavi sürecinin bütünlüğünü doğrular. Dozimetrik doğrulama genellikle iyon odaları, film veya OSLD gibi ölçüm araçlarıyla yapılır.
  4. **Geometrik doğruluk:** Geometrik doğrulama, yani fantomun uzaysal olarak istenilen konumda olduğunun ve dozun fantom içerisinde istenildiği gibi oluşturulduğunun teyiti E2E'nin bir parçasıdır. Bu süreç, hastalıklı dokuyu hassas bir şekilde hedeflemek ve sağlıklı dokuyu korumak için çok önemlidir.
  5. **Düzenli kalite kontrol entegrasyonu:** E2E testleri, tekrarlanabilir olacak şekilde tasarlanarak rutin klinik kalite güvence süreçlerine entegre edilebilir. Bu testler, tedavilerin dozimetrik ve geometrik doğruluğunun sürekli değerlendirilmesini sağlar ve yüksek hasta bakım standartlarının korunmasına yardımcı olur.
- Bundan dolayı iş akışını takip etmek için yapılması gerekenlerin sıralı E2E iş akış listesi aşağıdaki gibidir:
- I. **Fantom hazırlığı:** İnsan dokusunu ve/veya anatomisini taklit eden bir fantom, tedavi/simülasyon masasına bir insan gibi sabitlenir.
  - II. **Simülasyon:** Fantomun ayrıntılı görüntüsünü elde etmek için rutinde kullanılan CT ile uygun tarama gerçekleştirilir. Bu görüntüler ilgili çizim/planlama sistemine rutinde kullanılan bağlantı ile gönderilir.
  - III. **Tedavi planlaması:** Gerçek hasta tedavilerinin yapıldığı sistem ve algoritmalarda gerçek reçetelendirmeye uygun bir veya daha fazla tedavi planı, E2E testi için taranan fantom görüntüsü üzerinde oluşturulur.
  - IV. **Plan doğrulaması:** Oluşturulan doz dağılımının klinik uygunluğu önemlidir. Hedef ve riskli organ çizimleri ile doz dağılımları gerçek bir vakadaki hassasiyetle teyit edilmelidir.
  - V. **Tedavi hazırlığı:** Fantomun simülasyon ile aynı koşul ve sabitleme araçlarıyla tedavi masasına yerleştirilmesi önemlidir. Gerekli kaydırmaların gerçek bir tedavideki gibi uygulanması lazımdır.
  - VI. **Doz uygulaması:** TPS'te elde edilen planlanama dozu fantoma uygulanır. Bu esnada uygun dozimetrik ekipmanla (iyon odası, film, OSL, vs.) ölçümler alınır.

- VII. **Veri toplama:** Uygulama esnasında alınan verilerin doğruluğu ve bütünlüğünün kontrol edilmesi, yapılacak analizlerdeki hata payını azaltacaktır.
- VIII. **Analiz:** Tedavi uygulamasının geometrik doğruluğu ile ölçülen dozun planlanan dozla olan uyumu belirlenen kriterler ölçüsünde değerlendirilir.
- IX. **Dokümantasyon:** E2E testinin sonuçlarını, sapmaları ve karşılaştırılan düzenleyici önlemler bir rapor halinde düzenlenir.
- X. **Düzenli testlere entegrasyon:** E2E'de geliştirilmesi gerektiği görülen hususlar ile ilgili testler rutin test süreçlerine entegre edilebilir. Böylece, sürekli bir kalite iyileştirmesi sağlanarak hasta güvenliği artırılabilir.

#### 4.2. TPS İçin Örnek E2E Testi

Yapılan bu E2E testinde Pelvis fantomu (fantomun merkezinde iyon odası takılabilecek bir boşluk bulunuyor) ve kalibre edilmiş iyon odası kullanılmaktadır.

##### 4.2.1. CT Simülasyon

1. RT masası (fiber düz masa) üzerine Pelvik Fantom iyon odasını ilgili boşluğuna medikal fizikçi tarafından takılarak yerleştirilir. Radyoterapi teknikeri tarafından lateral ve sagittal lazerleri fantomun işaretleyicileriyle aynı hizaya fantom üzerinde getirilir.
2. Klinikte halihazırda bulunan hasta yönetim sistemi üzerinde CT QA hastası örneğin E2E\_AyGun-Yil gibi bir isimlendirme ile kaydı yapılır. Aynı demografik bilgiler ile BT konsoluna hasta kayıt işlemi yapılır.
3. Prostat görüntüleme için tasarlanmış CT görüntüleme protokolünü CT konsolundan çekim için yüklemesi yapılır ve ardından CT görüntüsü çekilir.
4. CT simülasyon bölümü tamamlanır.

##### 4.2.2. Tedavi Planlama Sistemine Aktarım

1. Klinikte halihazırda bulunan tedavi planlama sisteminde CT simülasyonu yapılan QA işleminin demografik bilgisi var ise yeni bir veri seti olarak, yok ise aynı bilgilerle yeni oluşturulan hasta bilgisi üzerine görüntülerin aktarımı yapılır.

##### 4.2.3. Konturlama ve Planlama Aşaması

1. Tedavi planlama sistemine aktarımı yapılan görüntü setinin normal dokularının çizilmesi gereklidir.
2. Risk altındaki organların oluşturulmasında var ise standardize edilmiş organ isimleri kullanılarak Pelvis bölgesi içerisinde yer alan mesane, rektum ve femur başları klinikte konturlama çiziminde sorum-

lular (dozimetriz ve/veya radyasyon onkoloğu) tarafından çizilir. Bu çizilen konturlamalar gerçek risk altındaki organların doğru bir temsili olacak şekilde çizilmelidir. Mesane doluluğu fantomun imkânı doğrultusunda belirli bir hacimde olmalıdır. İyon odasının bulunduğu boşluğa da yoğunluk ataması su eşdeğeri HU değeri olarak girilir. Bu yapılan yoğunluk atamasının amacı planlama sonrasında nokta doz ölçümünün bu hacim içerisinde elde edilmek istenmesidir.

3. Risk altındaki herhangi bir organla kesişimi olmayan bir sözde planlama hedef hacmi (PTV) konturlanır.
4. Normal dokuların ve PTV hacminin çizimi sonrasında, klinikte standardize edilmiş bir taslak VMAT planı 6MV foton kullanılarak planlama sisteminde optimize edildikten sonra doz hesaplaması yapılır. Birden fazla doz hesaplama algoritması var ise her biri için sadece algoritma değiştirilerek doz hesabı yapılır ve böylece ölçüm sonrasında her iki algoritmaya ait ölçüm sonuçları da karşılaştırılabilir.
5. İkinci bir planlama olan Ön/Arka standart alan boyutlarında (örneğin 10x20 cm<sup>2</sup>) hazırlanmış eşit yüklemeli var ise 6 MV den büyük bir enerji kullanılarak doz hesabı konformal teknik ile yapılır.
6. Hasta yönetim sisteminde bu hazırlanan planların tedavi cihazına yüklenme esnasında kalite kontrol amaçlı olduğunu ifade eden bilgiler girilir.
7. Tedavi planlama sisteminde hasta yönetim sisteminin ihtiyacı olacak olan bilgiler tamamlanır ve/veya onaylar verilir.
8. Son olarak fantomun merkezinde bulunan iyon odasının ölçüm noktasında hesaplanmış olan doz değerleri her iki plan için de not edilir.
9. Planların oluşturulması aşaması tamamlanır.

#### 4.2.4. Hasta Yönetim Sistemine Aktarım

1. Tedavi planlama sisteminde hasta yönetim sistemine hazırlanmış olan kalite güvencesi planlarının hasta yönetim sistemine aktarımı öncesi, ilgili sistemde planlama sistemindeki demografik bilgilerle aynı içeriğe sahip hasta girdisi tamamlanır ve ardından planlama sisteminden hazırlanmış planlar ilgili sisteme aktarılır.

#### 4.2.5. Hasta Yönetim Sisteminde Import

1. Otomatik *import* özelliği olmayan hasta yönetim sistemlerinde manuel *import* işlemi gerçekleştirilir. Böylece, planlama sisteminden dışa aktarılan planlar hasta yönetim sistemine import edilir. Tedavi cihazında ışınlama yapmadan önce gerekli olan girdiler ve onaylar hasta yönetim sisteminde tamamlanır.

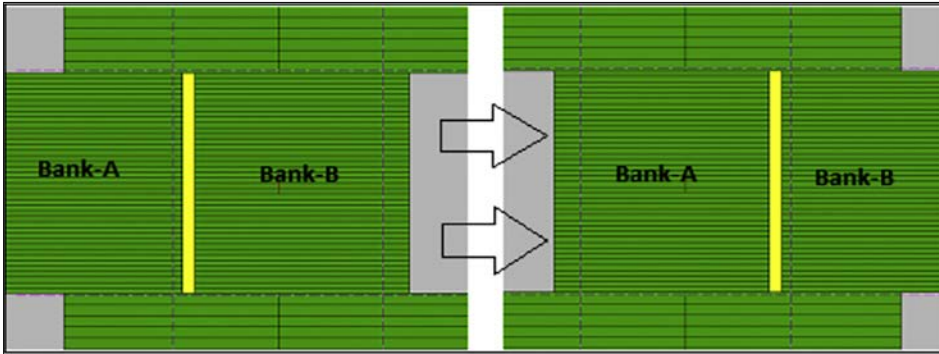
#### 4.2.6. Tedavi Cihazında Tedavi Planının Uygulanması

1. Pelvik fantom tedavi cihazı masasına CT simülasyon işleminde olduğu gibi aynı oryantasyon ve merkezde yer alan boşluğa yerleştirilmiş iyon odası ile radyoterapi teknikeri tarafından *set-up* işlemi yapılır.
2. Yapılan bu işlem bir kalite kontrol uygulaması olması nedeniyle tüm ışınlamalar normal hasta ışınlama modunda değil kalite kontrol modunda gerçekleşir.
3. Işınlama öncesinde ortamda bulunan kalibrasyonu yapılmış sıcaklık ve basınç ölçer cihazlarından anlık veri takibi yapılarak not edilir.
4. Eğer mevcutsa IGRT işlemi öncesinde yüzey tarama sistemi ile radyoterapi teknikeri tarafından ilk *set-up* yapılır. Ardından ilgili kalite kontrol hastası tedavi cihazı kontrol sisteminde açılır ve tedavi öncesi IGRT işlemi radyoterapi teknikeri tarafından gerçekleştirilir.
5. IGRT işleminin ardından tedavi planlama sisteminde hazırlanmış planlar iyon odasının bağlı olduğu elektrometre açık modunda iken ışınlanır ve doz toplama işlemi yapılır. Diğer plan için de bu süreç tekrarlanır ve elde edilen doz değerleri not edilir.
6. Elde edilen doz ölçümleri ile tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz değerleri karşılaştırılır ve yüzde farklar hesaplanarak kayıt altına alınır.

### 5. ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR PARAMETRELERİNİN DOĞRULANMASI

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte yoğunluk ayarlı tedavi tekniklerinin uygulanması için farklı özellikte çok yapraklı kolimatör (MLC) kullanan sistemler üretilmiştir. Bunlar, C-Kollu klasik linaklarda kullanılan MLC tasarımı ve son dönemde *O-Ring*, MR-Linak gibi cihazlarda kullanılan çift katmanlı (*Dual-Layer*) MLC yapılarıdır.[22] Bu sistemlerde MLC yapısı genel fikir olarak benzerlik göstermekle birlikte geometrik tasarım ve donanım “sayısı, hızı, kalınlığı, yüksekliği ve uzunluğu, izomerkeze göre odaklanması, lif geometrisi, bitişik ve karşılıklı liflerin durumu, kolimatör yerleşim düzlemi ve primer kolimatörler ile ilişkisi şeklinde özetlenebilir.

Sistemlerin bu şekilde farklılık göstermesi yapılacak mekanik ve dozimetrik kontrolleri de çeşitlendirir. MLC’lerin tedavi planlama sistemi için modellemesinden önce temel mekanik ve dozimetrik özelliklerine bakılmalıdır. MLC pozisyonu, ha-



Şekil 2. BANK-A ve BANK-B için ayrı ayrı *Transmission* ölçüm gösterimi.

reket mesafeleri ve kullanılan plan tekniklerine göre (3DKonf, IMRT, VMAT) MLC doğruluğu testleri cihaz kurulumunda ve kabul testleri sırasında kritik önem taşımaktadır.[23]

TPS sistemleri arasında yoğunluk ayarlı planların oluşturulmasında ters planlama iş akışı takip edilir. Buna göre istenilen doz dağılımı, tedavi alanları veya arklar için bir doz akısı üzerinden hesaplanır. Bu adım tedavi planlama sistemlerinde farklılık gösterilebilir. Bazı sistemlerde segmentasyon adımı altında teorik olarak optimizasyon aşamasında hesaplanan doz akısı, MLC'lerin fiziksel özelliklerine göre lif hareketine dönüştürülür. Lif hareketinin hesaplanmasından sonra final doz hesabına geçilir. Bazı planlama sistemlerinde ise segmentasyon ve doz hesabı aynı algoritma içerisinde tamamlanır. MLC parametreleri, tedavi planlama sisteminin özelliğine göre algoritma modelinin oluşturulmasından önce ölçülüp sisteme girilebilir veya hazır model için kontrol ölçümleri yapılarak sonuçlarına göre model iyileştirilebilir.

### 5.1. Geçirgenlik Testi (*Transmission*)

#### Amaç

TPS kurulumunda ve cihaz kalite kontrol testlerinin en önemli MLC kontrollerinden biri geçirgenlik (*Transmission*) değerinin bulunması ve doğruluğudur. Lif kalınlıkları, yükseklikleri, komşu çiftlerin geometrisi ve kullanılan malzeme MLC'lerin geçirgenliklerini etkileyebilir. Geçirgenlik ve sızıntı testlerinin sonuçlarının kontrol edilmesi gerekmektedir.

#### Yöntem

Katı fantom veya su fantomu uygulaması ile MLC pozisyonlarının açık-kapalı konumlarındaki hem BANK-A hem BANK-B tarafları kontrol edilmelidir (Şekil 2). Nokta doz ölçümlerinde iyon odasının bulunduğu konum lif kalınlığının ortası olmalıdır. Su

phantomunda tarama ölçümü alınarak geçirgenlik hesaplanmak istendiğinde, elde edilen sinüs profilinde çukur noktalar geçirgenlik, tepe noktalar ise sızıntıyı temsil eder. Tarama yönü MLC'lerin hizalanmasına dik olarak yapılmalıdır. Her enerji seviyesinin değeri farklı olacağı için bulunan sonuçların referans değerler ile karşılaştırılması gereklidir.

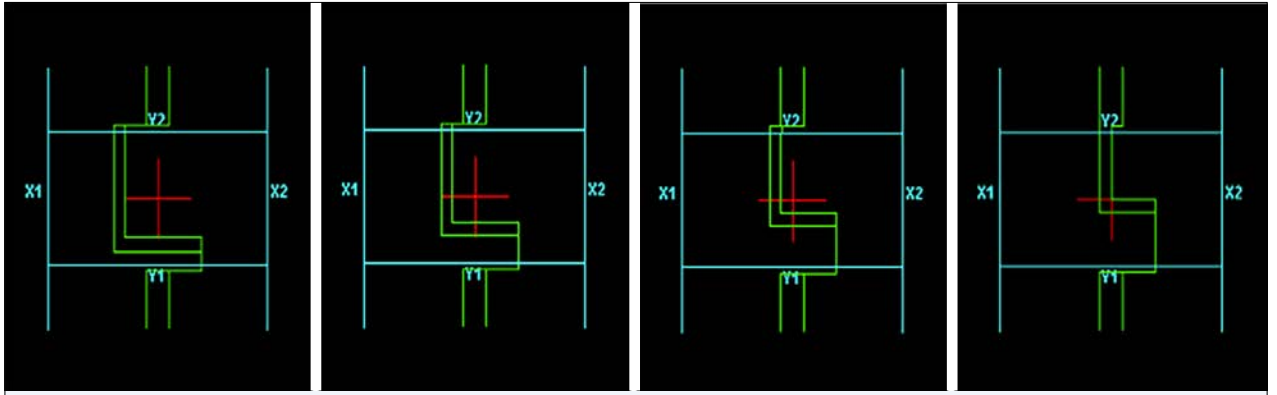
Adım	Yöntem açıklaması	Bulgu
1	İlgili Enerji için Referans setup kurulum ve Referans derinlikte ölçüm alınır.	
2	BANK-A Merkezde olacak şekilde MLC'ler kapalı iken iyon odası ile belirlenen MU ile okuma alınır.	$R_{BANK-A}$
3	BANK-B Merkezde olacak şekilde MLC'ler kapalı iken iyon odası ile belirlenen MU ile okuma alınır.	$R_{BANK-B}$
4	BANK-A ve BANK-B okumalarının ortalaması alınır ve kapalı MLC okumaları olarak kabul edilir.	$R_{BANK\_ort} = (R_{BANK-A} + R_{BANK-B}) / 2$
5	Referans Açık Alan ile 2. ve 3. adımda kullanılan belirlenen MU ile Açık alan okuması alınır.	$R_{AÇIKALAN}$
6	RBANK_ort değeri RAÇIKALAN değerine bölünerek Geçirgenlik Faktörü ( <i>Transmission Factor</i> ) bulunur.	$TF = R_{BANK\_ort} / R_{AÇIKALAN}$
7	TPS sisteminde bütün enerjiler için TF değeri girilir.	
8	TF değeri kapalı iken TPS sisteminde açık alanda sanal katı fantomda belirlenen derinlikte hesaplama yapılır ve merkez hat dışında (off-axis) belirlenen noktada hesaplanan değer not edilir.	$C_{Offaxis-TF-OFF}$
9	TF değeri bu sefer aktif edilir ve TPS sisteminde açık alanda sanal katı fantomda belirlenen derinlikte hesaplama yapılır ve merkez hat dışında (off-axis) belirlenen noktada hesaplanan değer not edilir.	$C_{Offaxis-TF-ON}$
10	COFFaxis-TF-OFF ve COFFaxis-TF-ON değerlerine bakılarak TF değerinin etkin olup olmadığı incelenir.	$\Delta_{TF}$
11	Adım 2 ile 6 arasındaki adımlar TPS'de tekrar edilerek TPS'de hesaplanan TF değeri bulunur.	$C_{TPS-TF}$
12	Adım 6 Ölçülen TF ve TPS'de hesaplanan TF değerleri karşılaştırılır.	$\Delta_{TF\_Ölçülen} - \Delta_{TF\_TPS\_Hesaplanan}$

### 5.2. MLC Girinti ve Çıkıntı (*Tongue and Groove*) Doğrulaması

#### Amaç

MLC ile yoğunluk ayarlı tedavilerin uygulanmasında oluşabilecek etkilerden birisi *Tongue and Groove* (T&G) etkisidir. T&G etkisi, MLC sisteminde lifler arasındaki kesişim bölgelerinde ortaya çıkan doz farklılıklarını ifade eder. Bu etki, liflerin kenarlarının üst üste binmesi sonucu bazı bölgelerde doz azalmasına sebep olabilir. Bazı tedavi planlama sis-





Şekil 3. FOURL dört segmentli step and shoot alan gösterimi.

temlerinde T&G etkisini ve MLC geçirgenliğini test etmek için üretici firma tarafından sağlanan tedavi planları kullanılır.[24] Örneğin; Monaco planlama sisteminde FOURL, T&G etkilerini ve MLC geçirgenliğini test etmek için tasarlanmış, giderek küçülen iç içe geçmiş L şekillerinden oluşan dört segmentli step-and-shoot planını içerir (Şekil 3).[24] Ancak bu testlerin genellikle lif ucundan uzak mesafelerde değerlendirildiğini bilmek önemlidir.

Varian'ın Millennium ve High Definition (HD120) MLC'lerinin lif kenarları ise, interleaf geçirgenliği azaltmak için bitişik lif kenarlarının kilitlenmesini sağlayan tamamlayıcı *tongue and groove* ile tasarlanmıştır.[25] Bu MLC'lerin geometrik özellikleri Tablo 4'de özetlenmiştir.

## Yöntem

Adım	Yöntem açıklaması	Bulgu
1	FOURL planlarına ait DICOM dosyaları ayrı ayrı olacak şekilde TPS'e yüklenir.	
2	Yüklenen planlar ilgili enerjilerde portal dozimetri sisteminde hesaplanır veya bağımsız bir 2B dozimetrik ekipman kullanılırsa (EBT film gibi) sistemin sanal fantomu üzerinde TPS'te hesaplanabilir.	FOURL_2B Doz Dağılımı_HESAP
3	Linak'ta TPS'e ait referans koşullarda hesaplanarak elde edilen planların setup'ü kurulur.	
4	Linak'ta ilgili enerjiler için FOURL planları ayrı ayrı işlenir.	FOURL_2B Doz Dağılımı_ÖLÇÜLEN
5	TPS'te hesaplanan değerler ile Linak'ta 2B ölçülen planlar 2B Gama Analizi yöntemi ile analiz edilir.	Gama analiz değerleri

## Tolerans

Uygulanan gama analizi değerlendirmesinde kullanıcı lokal veya global yöntemle gama analizi yapabilir. Bununla beraber T&G değeri için eşik doz değeri (*Threshold Value*) önemlidir. Kullanıcının gama geçme değerini kendisi belirlemesi beklenir. Genellikle %3 doz farkı (DD) ve 3mm mesafe kabul değeri (DTA) ile %90 ve üzeri geçme değeri makuldür.

## 6. DVH HESAPLAMA DOĞRULUĞU

Doz-Hacim Histogramı (DVH), radyoterapi planlamasında TPS'leri kullanılarak elde edilen doz dağılımını değerlendirmenin temel araçlarından biridir. [26] Ancak, DVH'nin klinik olarak doğru ve güvenilir bir şekilde hesaplanması, tedavi planlamasının etkinliği açısından kritik öneme sahiptir. Yanlış hesaplanan DVH, hem tümör kontrol olasılığını (TCP) azaltabilir hem de normal doku komplikasyon olasılığını (NTCP) artırabilir. Bu durum, tedavi sonuçlarında büyük sapmalara ve hasta güvenliğinde ciddi risklere neden olabilir.[27]

Günümüzde kullanılan ileri düzey radyoterapi teknikleri (IMRT, VMAT, proton tedavisi gibi) ile daha karmaşık doz dağılımları elde edilmekte olup, bu dozların doğru bir şekilde hesaplanabilmesi için çeşitli hesaplama algoritmaları ve yöntemler kullanılmaktadır. Monte Carlo, Pencil Beam ve Collapsed Cone gibi farklı algoritmaların avantajları ve sınırlamaları, DVH'nin hesaplanmasındaki doğruluğa doğrudan etki etmektedir.[28] Özellikle heterojen doku yapılarında ve kompleks anatomik bölgelerde doğru doz hesaplaması yapmak büyük bir zorluk oluşturmaktadır.

DVH hesaplama doğruluğunu etkileyen diğer önemli faktörler arasında, hedef hacimlerin ve organ at risk (OAR) yapılarının doğru konturlanması, kullanılan voksel çözünürlüğü ve hasta pozisyonlaması gibi geometrik parametreler yer almaktadır.[29,30] Bu faktörlerdeki en küçük sapmalar bile, hesaplanan DVH'de büyük farklar yaratabilir ve tedavi planının kalitesini olumsuz etkileyebilir.[31-33]

DVH hesaplamalarının doğruluğu, tedavi sonuçlarını doğrudan etkiler ve bu doğruluk büyük ölçüde kullanılan hesaplama algoritmalarına bağlıdır. Farklı doz hesaplama algoritmaları, hesaplama hızları, doğ-



**Tablo 4** MLC geometrik özellikleri

MLC model ve üretici	Lif genişliği (mm)	Lif kalınlığı (cm)	SCD (cm)	Yarıçap (cm)	Dış merkezli eğrilik	T&G lif tasarımı
Agility (Elekta)	5	9.0	34.93	17	Evet	Tiltli
Millenium-120 (Varian)	5 & 10	6.5	51.0	8	Hayır	Interlocking
HD-120 (Varian)	2.5 & 5	6.75	51.0	16	Hayır	Interlocking

MLC: Çok yapraklı kolimatör; SCD: Kaynak kolimatör mesafesi; HD: Yüksek çözünürlük

ruluk seviyeleri ve klinik sonuçlar üzerindeki etkileri açısından farklılık gösterir.

Radyoterapi planlamasında kullanılan hesaplama algoritmalarının doğruluğu, özellikle heterojen dokularla ve kompleks anatomik bölgelerde belirleyici rol oynar. Akciğer, baş-boyun ve prostat gibi bölgelerde, farklı doku yoğunlukları ve organ hareketleri nedeniyle doz dağılımlarının doğru bir şekilde hesaplanması daha zor olabilir. Bu nedenle, bu tür durumlarda Monte Carlo veya Collapsed Cone gibi daha hassas algoritmalar tercih edilmelidir. Chetty ve ark., akciğer kanseri tedavisinde, hava dokusu ve tümör dokusu arasındaki farklılıkların doğru bir şekilde modellenilebilmesi için Monte Carlo algoritmasının kullanımının doğruluğu artırabileceğini belirtmiştir.[26]

Hangi algoritma kullanılırsa kullanılsın, klinik uygulamalarda algoritmaların doğrulanması ve kalibrasyonu büyük önem taşır. Algoritma doğrulaması, hesaplanan dozların fiziksel ölçümlerle karşılaştırılarak kontrol edilmesi sürecini içerir. ICRU Report 83, algoritma doğrulamasının tedavi planlamasında kullanılan doz hesaplama algoritmalarının güvenilirliğini sağlamak için kritik olduğunu belirtmektedir.[27] Doz hesaplama algoritmalarının düzenli olarak fiziksel doz ölçümleriyle kontrol edilmesi, tedavi planlarının doğruluğunu artırarak, DVH hesaplamalarının daha güvenilir hale gelmesini sağlar.

## 6.1. Fantom Testleri ile Doğrulama

### Amaç

DVH hesaplama doğruluğunu sağlamak için kullanılan en yaygın yöntemlerden biri, fantom testleridir. Fantomlar, tedavi planlaması ve fiziksel doz dağılımlarının karşılaştırılmasına olanak tanıyan modellerdir. Fiziksel ölçümler ile tedavi planlama yazılımının hesapladığı dozların karşılaştırılması, DVH hesaplama doğruluğunun güvence altına alınmasını sağlar.

Fantom testleri, özellikle kompleks anatomik bölgelerde ve heterojen doku yapılarında yapılan DVH hesaplamalarının güvenilirliğini artırır. Örneğin, fantom üzerinde yapılan doz dağılımı ölçümleri,

planlanan doz dağılımları ile karşılaştırıldığında herhangi bir sapma olup olmadığı tespit edilebilir. Bu yöntem, kontur hatalarından kaynaklanan sapmaları veya algoritmik hesaplama hatalarını belirlemek için kritik öneme sahiptir.

### Yöntem

Büyük hedef		
Adım	Yöntem açıklaması	Bulgu
1	TPS sisteminde sanal katı fantom yaratılır.	
2	Hesaplama ve Ölçümde kullanılacak Hedef Hacim (HH) iyon odasının etkin hacmine göre çok daha fazla olacak şekilde çizilir.	
3	TPS'e ait 3B hesaplama ızgara değerleri 0,1 cm ile 0,5 cm arasında değiştirilerek yeniden hesaplanır.	$C_{0,10cm}$ $C_{0,25cm}$ $C_{0,50cm}$
4	HH için hesaplanan değerler DVH değerleri üzerinden üst üste bindirilerek kendi aralarında ilgili hacim büyüklüğünde ızgara değerinin farkına ve etkisine bakılır.	$CA_{0,10cm}$ $CA_{0,25cm}$ $CA_{0,50cm}$
5	HH için hesaplanan değerler DVH'te dozimetrik değerler Linak'ta ışınlamada elde edilecek değerler ile karşılaştırmak için not edilir.	$C_{D95\%}$ $C_{D50\%}$
6	Plan Linakta ilgili setup kurullar ışınlanır. Ve doz değerleri toplanır.	$R_{D50\%}$
7	TPS ve Linak'ta elde edilen hesap ve okuma değeri karşılaştırılır. Hangi ızgara değeri hesap değerine yakınsa TPS sisteminde bu hacimler için bu ızgara değerinin kullanılması önerilir.	İdeal ızgara değeri
Küçük hedef		
Adım	Yöntem açıklaması	Bulgu
1	TPS sisteminde sanal katı fantom yaratılır.	
2	Hesaplama ve ölçümde kullanılacak Hedef Hacim iyon odasının etkin hacmine göre benzer olacak şekilde çizilir.	
3	TPS'e ait 3B hesaplama ızgara değerleri 0,1 cm ile 0,5 cm arasında değiştirilerek yeniden hesaplanır.	$C_{0,10cm}$ $C_{0,25cm}$ $C_{0,50cm}$
4	HH için hesaplanan değerler DVH değerleri üzerinden üst üste bindirilerek kendi aralarında ilgili hacim büyüklüğünde ızgara değerinin farkına ve etkisine bakılır.	$CA_{0,10cm}$ $CA_{0,25cm}$ $CA_{0,50cm}$
5	HH için hesaplanan değerler DVH'te dozimetrik değerler Linak'ta ışınlamada elde edilecek değerler ile karşılaştırmak için not edilir.	$C_{D95\%}$ $C_{D50\%}$
6	Plan Linakta ilgili setup kurullar ışınlanır. Ve doz değerleri toplanır.	$R_{D50\%}$
7	TPS ve Linak'ta elde edilen hesap ve okuma değeri karşılaştırılır. Hangi ızgara değeri hesap değerine yakınsa TPS sisteminde bu hacimler için bu ızgara değerinin kullanılması önerilir.	İdeal ızgara değeri

**Yazma Yardımı İçin Yapay Zeka Kullanımı:** Hiçbir yapay zeka teknolojisi kullanılmadı.

**Çıkar Çatışması:** Bildirilmemiştir.

**Finansal Destek:** Maddi destek alınmamıştır.

**Hakem Değerlendirmesi:** Dış bağımsız.

## KAYNAKLAR

1. Purdy JA, Starkschall G. A practical guide to 3-D planning and conformal radiation therapy. Madison: Advanced Medical Publishing; 1999.
2. Webb S. The physics of conformal radiotherapy. Bristol: Institute of Physics Publishing; 1997.
3. Mackie TR. Radiation therapy treatment optimization. *Semin Radiat Oncol* 1999;9:1–118.
4. Sternick ES. The theory and practice of intensity modulated radiation therapy. Madison: Advanced Medical Publishing; 1997.
5. Webb S. Intensity-modulated radiation therapy. Bristol: Institute of Physics Publishing; 2000.
6. Brahme A. Optimization of radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;28:785–7.
7. Carol MP, Targovnik H, Smith D. 3-D Planning and delivery system for optimized conformal therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1992;24:158.
8. Fraass BA, McShan CL, Kessler ML. Computer-controlled treatment delivery. *Semin Radiat Oncol* 1995;5:77–85.
9. Webb S. The physics of three-dimensional radiation therapy. Bristol: Institute of Physics Publishing; 1993.
10. Tsai JS, Wazer DE, Ling MN, Wu JK, Fagundes M, DiPetrillo T, et al. Dosimetric verification of the dynamic intensity-modulated radiation therapy of 92 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40:1213–30.
11. International Atomic Energy Agency (IAEA). Technical Report Series No. 430: Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Viyana: IAEA, 2004.
12. Das IJ, Cheng C, Watts RJ, Ahnesjö A, Gibbons J, Li XA, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys* 2008;35(9):4186–215.
13. Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, Fraass BA, Kry SF, Marshall IR, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5a: Commissioning and QA of treatment planning dose calculations — Megavoltage photon and electron beams. *J Applied Clin Med Phys* 2015;16(5):14–34.
14. Schuring D, Westendorp H, Van Der Bijl E, Bol G, Crijns W, Delor A, et al. NCS Report 35: Quality assurance of Treatment Planning Systems. 1<sup>st</sup> ed. Delft: NCS; 2022.
15. Jamema SV, Upreti RR, Sharma S, Deshpande DD. Commissioning and comprehensive quality assurance of commercial 3D treatment planning system using IAEA TRS 430. *Australas Phys Eng Sci Med* 2008;31(3):207.
16. American Institute of Physics. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. Report of Task Group 2 Diagnostic X-Ray Imaging Committee. AAPM Report No. 391993.
17. Berger MJ, Hubbell JH, Seltzer SM, Chang J, Coursey JS, Sukumar R, et al. XCOM: Photon cross sections database. NIST Standard Reference Database 8 (XGAM). Available at: <https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database>. Accessed Jan 24, 2025.
18. Brooks G, DiChiro V. Principles of computer-assisted tomography (CAT) in radiographic and radioisotopic imaging. *Phys Med Biol* 1976;21:689–732.
19. Phelps A, Hoffmar-Pogossian G. Attenuation coefficients of various body tissues, fluids, and lesions at photon energies of 18 to 136 keV. *Radiology* 1975;117:573–83.
20. Hatton A, McCurdy B, Greer IJ. Cone beam computerized tomography: The effect of calibration of the Hounsfield unit number to electron density on dose calculation accuracy for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol* 2009;54(15):N329–46.
21. Thomas A. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol* 1999;72(860):781–6.
22. Byrne M, Archibald-Heeren B, Hu Y, Teh A, Beserminji R, Cai E, et al. Varian ethos online adaptive radiotherapy for prostate cancer: Early results of contouring accuracy, treatment plan quality, and treatment time. *J Appl Clin Med Phys* 2022;23(1):e13479.
23. Hernandez V, Angerud A, Bogaert E, Hussein M, Lemire M, García-Miguel J, et al. Challenges in modeling the Agility multileaf collimator in treatment planning systems and current needs for improvement. *Med Phys* 2022;49:7404–16.
24. Snyder M, Halford R, Knill C, Adams JN, Bossenberger T, Nalichowski A, et al. Modeling the agility MLC in the Monaco treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys* 2016;17(3):7404–16.
25. Shende R, Patel G. Validation of dosimetric leaf gap (DLG) prior to its implementation in treatment planning system (TPS): TrueBeam™ millennium 120 leaf MLC. *Rep Pract Oncol Radiother* 2017;22:485–94.
26. Chetty IJ, Curran B, Cygler J, DeMarco J, Ezzell G, Faddegon BA, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med Phys* 2007;34(12):4818–53.
27. International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). ICRU Report 83, 2010.
28. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, Galvin JM, Hinson W, Kavanagh B, et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 2010;37(8):4078–101.

29. Brouwer CL, Steenbakkens RJ, van den Heuvel E, Duppen JC, Navran A, Chouvalova O, et al. 3D variation in delineation of head and neck organs at risk. *Radiat Oncol* 2012;7:32.
30. Sharp GC, Fritscher KD, Pekar V, Peroni M, Shusharina N, Veeraraghavan H, et al. Vision 20/20: Perspectives on automated image segmentation for radiotherapy. *Med Phys* 2014;41(5):050902.
31. Zhang T, Chi Y, Meldolesi E, Yan D. Adaptive radiotherapy for breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;69(3):909-16.
32. Liu HH, Dong L, Mohan R, Wu Q. Effect of grid size on dose calculation accuracy for IMRT treatment planning. *Med Phys* 2004;31(10):2953-62.
33. Narayanasamy G, Saenz DL, Stathakis S. The impact of grid size on dose calculations for small fields in stereotactic body radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16(3):5439.