

Konvansiyonel Linak ve 1,5 T Mr-Linak için Tedavi Planlama Sisteminin Dozimetrik Doğrulaması

Uğur AKBAYIRLI ^{1*}, Halil ARSLAN ²

¹Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Biyomedikal Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi (BİYOTAM), Sakarya, Türkiye

²Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, Sakarya, Türkiye

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
e-mail: ugurakbayirli@gmail.com

Araştırma Makalesi/Research Article
Geliş Tarihi/Received: 11.11.2024
Kabul Tarihi/Accepted: 10.06.2025

Öz

Bu çalışma, Monaco tedavi planlama sisteminin (TPS) Monte Carlo (MC) ışın modellemesini konvansiyonel lineer hızlandırıcı (linak) ve 1,5 T MR-linak sistemlerinde doğrulamayı ve karşılaştırmayı amaçlamaktadır. Çalışma, Monaco TPS tarafından farklı foton enerjileri ve alan boyutları için yapılan ışın profili ve yüzde derinlik dozu (PDD) hesaplamalarının doğruluğunu değerlendirmektedir. Hem konvansiyonel linak hem de 1,5 T MR-linak sistemleri için su fantomu ve dedektörler kullanılarak ışın profili ve PDD ölçümleri yapılmıştır. Monaco TPS hesaplamaları, MC algoritmaları kullanılarak ölçülen verilerle karşılaştırılmıştır. Hesaplanan ve ölçülen doz dağılımları arasındaki uyumu değerlendirmek için gamma analizi yapılmıştır. Sonuçlar, her iki sistem için de yüksek derecede uyum göstermiştir. Konvansiyonel linak için, gamma geçiş oranları çoğu durumda doz farkı (dose difference, DD) %2 ve uzaklık uyumu (distance to agreement, DTA) 2 mm için %95'in üzerindedir, bazı durumlarda ise %85-95 aralığındadır. 1,5 T MR-linak için, gamma geçiş oranları genellikle DD %2 ve DTA 2 mm için %95'in üzerindedir. Ancak, daha hassas DD %1 ve DTA 1 mm kriterleri kullanıldığında, özellikle inline doğrultuda gantri 0° ve gantri 270°'de yapılan ölçümlerde geçiş oranları %95'in altına düşmüştür. Monaco TPS, her iki sistem için de doz hesaplamalarında iyi bir doğruluk sergilemektedir. Çalışma, özellikle manyetik alanın doz dağılımlarını etkileyebileceği MR-linak sistemleri için TPS'de ışın modellemesini doğrulamanın önemini vurgulamaktadır. Manyetik alan etkilerinin modellenmesini iyileştirmek ve belirli senaryolarda doz hesaplama doğruluğunu artırmak için daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Mr-linak, Linak, Tps, dozimetrik, radyasyon terapisi

Dosimetric Validation of Treatment Planning System for Conventional Linac and 1.5 T Mr-Linac

Abstract

This study aims to validate and compare the Monte Carlo (MC) beam modeling of the Monaco treatment planning system (TPS) for both conventional linear accelerator (linac) and 1.5 T MR-linac systems. It was evaluated the accuracy of beam profile and percentage depth dose (PDD) calculations by Monaco TPS for various photon energies and field sizes. Measurements of beam profiles and PDD were conducted using a water phantom and detectors for both systems. The Monaco TPS calculations, using MC algorithms, were compared with the corresponding measured data. Gamma analysis was used to assess the agreement between calculated and measured dose distributions. Results demonstrated a high level of agreement for both systems. For the conventional linac, gamma passing rates were above 95% for dose difference (DD) 2% and distance to agreement (DTA) 2 mm in most cases, with some instances in the 85-95% range. For the 1.5 T MR-linac, gamma passing rates were generally above 95% for DD 2% and DTA 2 mm. However, with stricter criteria of DD 1% and DTA 1 mm, certain measurements, particularly in the inline direction at gantry 0° and at gantry 270°, yielded passing rates below 95%. The Monaco TPS demonstrates good accuracy in dose calculations for both systems. The study emphasizes the importance of validating beam modeling in TPS, especially for MR-linac systems where the magnetic field can affect dose distributions. Further research is recommended to improve the modeling of magnetic field effects and enhance dose calculation accuracy in specific scenarios.

Keywords: Mr-linac, Linac, Tps, dosimetric, radiation therapy

Cite as;

Akbayır, U ve Arslan, H. (2025). Konvansiyonel Linak ve 1,5 T Mr-Linak için tedavi planlama sisteminin dozimetrik doğrulaması. *Recep Tayyip Erdogan University Journal of Science and Engineering*, 6(1), 372-385. Doi: 10.53501/rteufemud.1581517

1. Giriş

Kanser tedavisindeki lokal tedavi seçeneklerinden biri olarak iyonizan radyasyon kullanan radyoterapi uygulamalarında kullanılan teknolojik cihazlar hasta faydasını arttırabilmek adına sürekli güncellenmektedir. Manyetik rezonans (MR) görüntüleme sistemlerini bünyesinde barındıran yeni teknoloji X-ışını lineer akseleratör (linak) sistemleri MR-linak olarak son yıllarda kullanılmaya başlanılmıştır. Yumuşak doku kontrastı, hızlı görüntüleme ve zengin fonksiyonel bilgiler gibi özellikleriyle Elekta Unity 1,5 T MR-linak sistemi, bu alanda öne çıkan bir teknolojidir (Corradini vd., 2019). Bu sistem, radyoterapi sırasında MR görüntüleme opsiyonu ile yüksek kaliteli yumuşak doku görüntüleri elde etmeyi mümkün kılar ve bu da adaptif olarak tedavi planı güncellenmesi ile birlikte uygulama doğruluğunu artırır (Lagendijk vd., 2016).

Elekta Unity 1,5 T MR-linak sistemi ilk olarak Utrecht Tıp Merkezi'nde (UMC Utrecht) geliştirilerek kullanılmaya başlanılmıştır. Bu sistem, Raaijmakers vd. (2005) tarafından tanımlanmış sistemin geliştirilmiş bir versiyonudur. Unity 1,5 T MR-linak, nominal 7 MV düzleştirici filtresiz (flattening filter free, FFF) bir linak (Elekta AB, Stockholm, İsveç) ve 1,5 Tesla MR tarayıcısı (Philips Medical Systems, Best Hollanda) ile donatılmıştır (Raaymakers vd., 2017).

Radyoterapi sürecinde, tedavi planlama sistemleri (TPS) demet modellemesi ve doz hesaplamaları için kritik bir rol oynar. Monte Carlo (MC) algoritmaları, radyoterapide doz hesaplamaları için altın standart olarak kabul edilir ve heterojen ortamlarda, yüksek doz gradyanlı bölgelerinde ve homojen yoğunluğa sahip olmayan ortamlara ilişkin

doz hesaplamalarında daha doğru sonuçlar verir (Kawrakow ve Fippel, 2000).

Elekta firması tarafından geliştirilen Monaco TPS, klinik uygulamada MC doz algoritmalarını kullanmaktadır. Bu sistem nominal 6 MV, 6 MV FFF, 10 MV, 10 MV FFF ve 18 MV foton enerjilerini sunan Elekta Versa HD linak tedavilerinde doz hesaplama seçenekleri sunabilmektedir (Snyder vd., 2019). Ayrıca aynı algoritma GPU tabanlı MC hesaplama seçeneği ile Elekta Unity 1,5 T MR-linak 7 MV FFF enerjisi ile de manyetik alan düzeltmeli MC hesabı olanağı sunmaktadır (Cheng vd., 2023).

Işın demetinin doğru modellenmesi, radyoterapi tedavi sürecinin genel doğruluğunu sağlamada önemli bir rol oynar. Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu (ICRU), hastalarda toplam doz belirsizliği için %5'lik bir tolerans belirlemiştir (ICRU: Report no. 24, 1976) ve doz hesaplama belirsizliğinin azaltılması bu amaca ulaşmak için gereklidir. Dahası, doz hesaplama algoritmasının seçiminin, lokal tümör kontrol oranları üzerinde klinik olarak anlamlı bir etkiye sahip olduğu gösterilmiştir (Takahashi vd., 2012). Bu durum, klinikte kullanılan radyoterapi ışın demeti modellerinin doğru bir şekilde devreye alınması ve doğrulanmasının önemini göstermektedir.

Monaco TPS'de ışın modelleme, üretici talimatlarına ve AAPM TG-106 önerilerine göre gerçekleştirilir. Veriler uygun su fantomu ve dedektör setleri kullanılarak toplanır ve üretici firma tarafından MC hesaplamalarında kullanılmak üzere modellenir (Das vd., 2008).

Veri toplama sırasında en büyük önceliğe sahip ölçümler ilgilenilen enerjinin farklı alan boyutlarındaki ışın demeti profili ölçümleridir. Bu ölçümler, linak cihazından çıkan radyasyon demetinin şeklini, yoğunluğunu ve enerji dağılımını belirlemek için kullanılır. Demet profili, tedavi planlamasında hedef hacme yeterli dozun verilmesini ve çevre dokuların korunmasını sağlamak için kritik öneme sahiptir.

Gamma analizi, ölçülen ve planlanan doz dağılımları arasındaki uyumu değerlendirmek için kullanılan bir yöntemdir. Gamma analizlerinde doz farkı (dose difference, DD) ve uzaklık uyumu (distance to aggrement, DTA) kriterlerini kullanarak iki doz dağılımını karşılaştırılır. Kabul edilebilir bir gamma değeri, iki doz dağılımının klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde uyushuğunu gösterir. Klinik kabul edilebilirlik için genellikle DD %3 ve DTA 3 mm olmak üzere test edilen noktaların %95 ve üzeri oranda değerlendirmeyi geçmesi beklenir (Low vd., 1988). Daha düşük DD ve DTA değeri ile de daha hassas değerlendirmeler yapılabilmektedir.

Bu çalışma, konvansiyonel linak ve 1,5 T MR-linak sistemlerinde, Monaco tedavi planlama sisteminin Monte Carlo ışın modellemesinin dozimetrik doğruluğunu karşılaştırmalı olarak değerlendirmeyi amaçlamaktadır. Çalışmada, farklı foton enerjileri ve alan boyutlarında, tedavi planlama sisteminin hesapladığı doz dağılımlarının ölçüm verileriyle uyumu daha hassas parametrelerle gamma analizi yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Elde edilen bulgular hem klinik uygulama hem de manyetik alan etkisinin doz dağılımı üzerindeki rolü açısından literatürdeki mevcut bilgilerle karşılaştırılarak tartışılmıştır. Bu yönüyle çalışma, MR-linak sistemlerinde tedavi planlama doğrulamasının önemine ve

olası iyileştirme alanlarına ışık tutmayı hedeflemektedir.

2. Materyal ve Metot

Bu çalışmadaki, tüm hesaplamalar Monaco tedavi planlama sistemi (TPS) (versiyon 5.55) ile yapılmıştır. İncelenen Elekta Versa HD linak tedavilerde kullanılan nominal 6 MV ve 6 MV FFF X-ışını foton enerjileri değerlendirilirken, Elekta Unity 1,5 T MR-linak sisteminde kullanılan nominal 7 MV FFF X-ışını foton enerjisi değerlendirilmiştir. Linak enerjileri için TPS hesaplamalarında kullanılan MC ve MR-linak için TPS hesaplamalarında kullanılan GPU-MC modelleri alınan demet ölçümleri üzerinden üretici firma tarafından oluşturulmuştur.

2.1. Açık Alan Demet Profil ve Yüzde Derin Doz Değerlerinin Eldesi

Ölçüm sonuçları kullanılacak tüm demet profil (beam profile, BP) ve yüzde derin doz (percentage depth dose, PDD) taramaları TG-106 (10) kılavuzuna uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Linak foton ölçümleri için PTW MP3 (PTW, Freiburg, Almanya) su fantomu, Unity 1,5 T MR-linak foton ölçümleri için ise PTW BeamScan MR su fantomu (PTW, Freiburg, Almanya) kullanılmıştır. Her iki cihaz için alan boyutu $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'den daha büyük alanların PDD taramasıyla birlikte tüm BP taramaları için $0,07 \text{ cm}^3$ aktif hacme sahip bir PTW Semiflex 3D 31024 iyon odası kullanılmış, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve daha küçük alan boyutları için $0,004 \text{ mm}^3$ aktif hacme sahip bir PTW mikrodiamond 60019 detektörü kullanılmıştır. Versa HD linakta foton MC için veri toplama, gantri 0° 'de 90 cm kaynak yüzey mesafesinde (source surface distance-SSD) gerçekleştirildiğinden değerlendirme ölçümleri de bu koşullarda alınmıştır. İzomerkez izdüşümü 2×2 , 3×3 , 5×5 , 10×10 , 15×15 , $20 \times 20 \text{ cm}^2$ olan alan boyutları ve

enerjinin maksimum değerine ulaştığı derinlik (d_{maks}), 5 cm, 10 cm ve 20 cm derinliklerinde ölçümler alınmıştır. Unity 1,5 T MR-linakta sistem gantri açıklığının sınırlı oluşuna bağlı su fantomu boyutları nedeniyle, gantri 0°'ye ayarlandığında maksimum 12 cm tarama derinliğine ulaşılabilmiştir. Gantry 270° veya 90°'ye ayarlandığında, maksimum tarama derinliği 38 cm olmakla birlikte bu durumda da alan boyutu sınırlı kalmaktadır. Bu nedenlerle Unity 1,5 T MR-linak foton MC verileri gantri 0° ve gantri 270°'de maksimum veriyi sağlayacak şekilde

alınmaktadır. Doğru değerlendirme yapabilmek için modelleme ölçümleriyle benzer koşullarda olacak şekilde gantri 0°'de SSD 133,5 cm için izomerkez izdüşümü 2×2, 3×3, 4×4, 5×5, 10×10, 15×15, 22×22, 40×22 cm² alan boyutlarında PDD'ler ve profiller d_{maks} , 5 cm ve 10 cm derinliklerinde elde edilmiştir. Gantry 270°'de SSD 113,1 cm, izomerkez izdüşümü 2×2, 3×3, 5×5, 10×10, 16×16 cm² alan boyutlarında PDD'ler ve profiller d_{maks} , 5 cm, 10 cm ve 20 cm derinliklerinde ölçümler alınmıştır (Tablo 1).

Tablo 1. Ölçüm Parametreleri.

Table 1. Measurement Parameters

Cihaz	Ölçüm Ortamı	Enerji (MV)	Gantri Açısı (derece)	SSD (cm)	Ölçüm Derinlikleri (cm)	Dedektör Tipi ve Efektif Hacmi	Alan Boyutları (cm ²)
Konvansiyonel Linak	PTW MP3 Su Fantomu	6, 6 FFF	0	90	d_{max} , 5, 10, 20	PTW Mikrodiamond 60019 (0,004 mm ³)	2×2, 3×3, 4×4, 5×5, 10×10
						PTW Semiflex 3D 31024 (0,07 cm ³)	10×10, 15×15, 20×20
1,5 T MR-Linak	PTW BeamScan MR Su Fantomu	7 FFF	0	133,5	d_{max} , 5, 10	PTW Mikrodiamond 60019 (0,004 mm ³)	2×2, 3×3, 4×4, 5×5, 10×10
						PTW Semiflex 3D 31024 (0,07 cm ³)	10×10, 15×15, 22×22, 40×22
1,5 T MR-Linak	PTW BeamScan MR Su Fantomu	7 FFF	270	113,1	d_{max} , 5, 10, 20	PTW Mikrodiamond 60019 (0,004 mm ³)	2×2, 3×3, 4×4, 5×5, 10×10
						PTW Semiflex 3D 31024 (0,07 cm ³)	10×10, 16×16

2.2. TPS Demet Profil ve Yüzde Derin Doz Hesaplamalarının Doğrulaması

Monaco TPS'de MC hesaplamalarında elektron densitesi (ED) 1,0 (saf su) olacak şekilde atanmış linak için 50×50×50 cm³'lük

bir küp fantom, MR-linak için cihaz gantri çapına uygun 60×30×23 cm³ fantom havada konturlanmıştır. Ölçümde kullanılan açık alanlar, ölçüm şartlarındaki gantri açısı, kaynak-yüzey mesafesi ve derinlik ile aynı olacak şekilde, 100 MU ile 2×2×2 mm³ doz

ızgarası kullanılarak hesaplanmıştır. Monte Carlo simülasyonlarında konverjans, daha fazla parçacık simüle edilse bile sonuçların anlamlı şekilde değişmemesi durumudur. Monaco tedavi planlama sisteminde (TPS) konverjans, "İstatistiksel Belirsizlik" (Statistical Uncertainty) parametresi ile kontrol edilir. Monaco TPS hesaplamalarında kontrol noktası başına %0,2 MC istatistiksel belirsizliği kullanılmıştır (Ma vd., 2005, Palanisamy vd., 2019). Monaco TPS tarafından hesaplanan açık alan doz düzlemleri, ölçüm verileriyle karşılaştırmak üzere dışa aktarılmıştır. MC modellemesi ve ölçülen veriler arasında gamma analizleri yapılmak üzere Elekta Commissioning Utility yazılımı kullanılmıştır. Gamma analizi, farklı foton enerjili alanlar için sırasıyla DD %2 ve DTA 2 mm ile DD %1 ve DTA 1 mm geçiş

kriterleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. İncelenen her alan için değerlendirilen toplam nokta sayısının %95 ve üzerinde analizi geçmesi kabul edilebilir olarak alınmış, %85-%95 arası değerler yeniden değerlendirmeye açık, %85 altında geçiş kabul edilemez olarak belirlenmiştir.

3. Bulgular

Gamma analizi sonuçları hem konvansiyonel linak hem de 1,5 T MR-linak sistemleri için Monaco TPS hesaplamaları ile ölçülen veriler arasında yüksek derecede uyum olduğunu göstermiştir. Konvansiyonel linak için gamma geçiş oranları DD %2 ve DTA 2 mm için çoğu durumda %95'in üzerindedir ve sadece birkaç örnek için %85-95 aralığına düşmektedir.

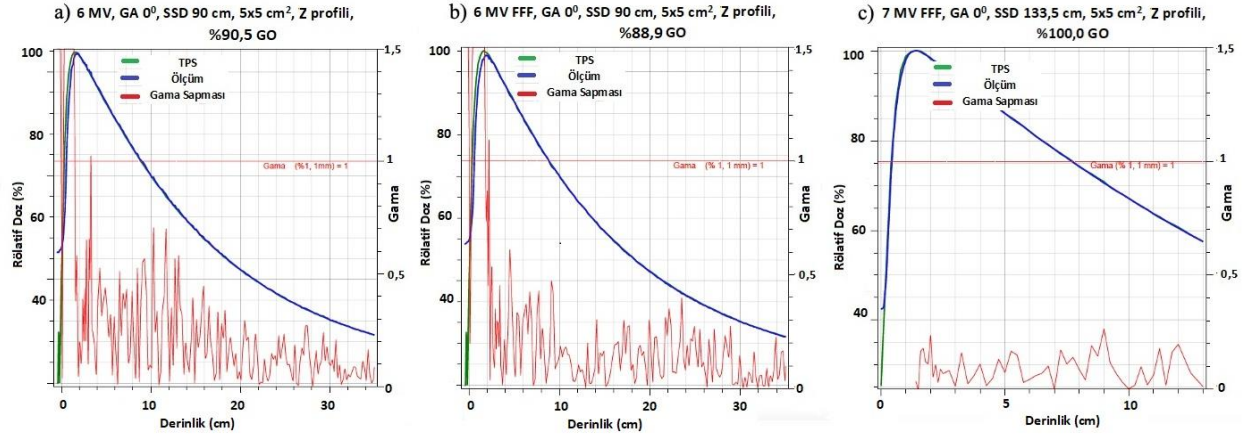
Tablo 2. Gantri açısı 0°'de, PDD için DD %1 ve DTA 1 mm olmak üzere TPS, ölçüm ve ikisi arasındaki gamma değerlendirmelerinde geçme oranı %95 altında gözlenenler.

Table 2. For PDD, with DD 1% and DTA 1 mm, those observed below 95% passing rate in TPS, measurement, and gamma evaluations between the two at gantry angle 0°.

Cihaz	Enerji (MV)	Gantri Açısı (derece)	SSD (cm)	Alan Boyutu X,Y (cm)	Tarama Yönü	Geçme Oranı (%)
Konvansiyonel Linak	6	0	90,00	3x3	Z	89,4
Konvansiyonel Linak	6	0	90,00	5x5	Z	90,5
Konvansiyonel Linak	6 FFF	0	90,00	2x2	Z	69,9
Konvansiyonel Linak	6 FFF	0	90,00	3x3	Z	83,5
Konvansiyonel Linak	6 FFF	0	90,00	4x4	Z	88,3
Konvansiyonel Linak	6 FFF	0	90,00	5x5	Z	88,9

PDD ölçümlerine ait tüm alanlar gantri 0°'de DD %1, DTA 1 mm değerleri için incelendiğinde, özellikle 6 MV FFF enerjisinde küçük alanlarda (<5×5 cm²) gamma değerlendirmesi geçmemiştir (<%95), 6 MV enerjisinde ise yine küçük alanlarda değerlendirmeyi geçmeyen sonuçlar olmakla birlikte bunlar değerlendirmeye açık olan yakın değerlerdedir (%85-%95 aralığında). MR-Linak için 7 MV FFF enerjisinde PDD ölçümleri ise TPS ile tamamen uyum içersindedir (≥ %95) (Tablo 2).

DD %1 ve DTA 1 mm olmak üzere, elde edilen verilerle, gantri 0°'de TPS, ölçüm ve ikisi arasındaki gamma değerlendirmesini veren 5×5 cm² alanda elde edilmiş Z (PDD) profili grafikleri gösterilmektedir (Şekil 1). İlgili alan boyutu için konvansiyonel linak enerjilerinin build-up bölgelerinde bir miktar sapma gözlemlenmektedir. MR-Linak için ise 7 MV FFF enerjisinde 5×5 cm² alan PDD ölçümü TPS verisiyle %100 uyumludur.



Şekil 1. Gantri 0° 'de DD %1 ve DTA 1 mm olmak üzere TPS, ölçüm ve ikisi arasındaki gamma değerlendirmesini veren $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda elde edilmiş Z (PDD) profili grafikleri a) Linak 6 MV enerjisinde, b) Linak 6 MV FFF enerjisinde, c) MR-Linak 7 MV FFF enerjisinde.

Figure 1. Z (PDD) profile graphs obtained in a $5 \times 5 \text{ cm}^2$ area providing gamma evaluation between TPS, measurement, and both at gantry 0 degrees with DD 1% and DTA 1 mm: a) Linac at 6 MV energy, b) Linac at 6 MV FFF energy, c) MR-Linak at 7 MV FFF energy.

Tablo 3. Gantri açısı 0° 'de, BP için DD %1 ve DTA 1 mm olmak üzere TPS, ölçüm ve ikisi arasındaki gamma değerlendirmelerinde geçme oranı %95 altında gözlenenler.

Table 3. For BP, with DD 1% and DTA 1 mm, those observed below 95% passing rate in TPS, measurement, and gamma evaluations between the two at gantry angle 0°

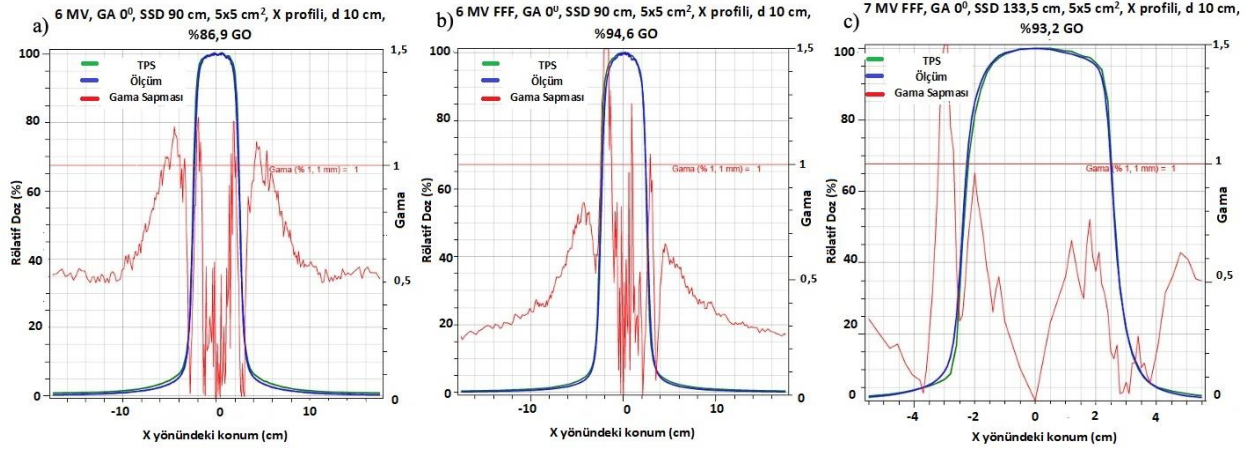
Cihaz	Enerji (MV)	Gantri Açısı (derece)	SSD (cm)	Alan Boyutu X,Y (cm)	Tarama Yönü	Tarama Derinliği (cm)	Geçme Oranı (%)
Konvansiyonel Linak	6	0	90,00	2x2	X	20,00	87,2
Konvansiyonel Linak	6	0	90,00	3x3	X	20,00	81,8
Konvansiyonel Linak	6	0	90,00	4x4	X	20,00	81,5
Konvansiyonel Linak	6	0	90,00	5x5	X	10,00	86,9
Konvansiyonel Linak	6	0	90,00	5x5	X	20,00	79,1
Konvansiyonel Linak	6	0	90,00	5x5	X	10,00	94,6
Konvansiyonel Linak	6	0	90,00	5x5	X	20,00	89,0
Konvansiyonel Linak	6 FFF	0	90,00	5x5	X	1,80	92,7
Konvansiyonel Linak	6 FFF	0	90,00	5x5	X	10,00	94,6
Konvansiyonel Linak	6 FFF	0	90,00	5x5	X	20,00	84,2
MR-Linak	7 FFF	0	133,50	2x2	X	10,00	88,5
MR-Linak	7 FFF	0	133,50	3x3	X	1,30	94,2
MR-Linak	7 FFF	0	133,50	3x3	X	5,00	91,3
MR-Linak	7 FFF	0	133,50	3x3	X	10,00	92,8
MR-Linak	7 FFF	0	133,50	5x5	X	10,00	93,2
MR-Linak	7 FFF	0	133,50	22x22	Y	10,00	94,2
MR-Linak	7 FFF	0	133,50	40X22	Y	5,00	93,3
MR-Linak	7 FFF	0	133,50	40X22	Y	10,00	93,2

BP ölçümlerinde DD %1 ve DTA 1 mm için tüm enerjilerde geçmeyen ($<95\%$) daha fazla değer vardır (Tablo 3). Bunlar konvansiyonel

linak için çoğunlukla X (crossline) doğrultusundadır. MR-Linak 7 MV FFF enerjisi için ise özellikle küçük alanlarda X

(crossline) doğrultusunda gözlenmekteyken, daha büyük alanlar için Y (inline) doğrultusunda gözlemlenmektedir. Özellikle $22 \times 22 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 22 \text{ cm}^2$ alanları için geçiş kabul edilemez değerlerdedir ($< 85\%$). Gantry 0° 'de TPS, ölçüm ve ikisi arasındaki DD %1 ve DTA 1 mm için gamma değerlendirmesini veren $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda 10 cm derinlikte elde edilmiş X (crossline) profili grafik örnekleri

verilmiştir (Şekil 2). Konvansiyonel linak 6 MV ve 6 MV FFF için farklılık penumbral bölgede gözlemlenmekte iken, MR-Linak 7 MV FFF için manyetik alan nedeniyle her ki grafik de merkezi eksenenden sağa kaydırılmış olmakla birlikte TPS hesaplaması genel olarak daha fazla sağa kaymıştır. Ancak doz tanımlama açısından geçiş oranı kabul edilebilir düzeye yakındır.

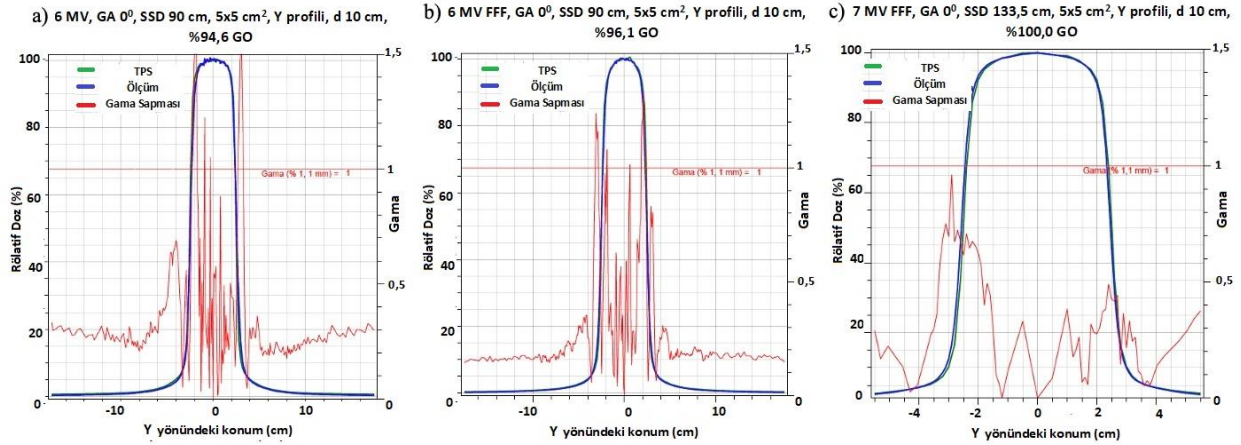


Şekil 2. Gantry 0° 'de DD % 1 ve DTA 1 mm olmak üzere TPS, ölçüm ve ikisi arasındaki gamma değerlendirmesini veren $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda 10 cm derinlikte elde edilmiş X (crossline) profili grafikleri a) Linak 6 MV enerjisinde, b) Linak 6 MV FFF enerjisinde, c) MR-Linak 7 MV FFF enerjisinde.

Figure 2. X (crossline) profile graphs obtained at a depth of 10 cm in a $5 \times 5 \text{ cm}^2$ area, providing gamma evaluation between TPS, measurement, and both at gantry 0 degrees with DD 1% and DTA 1 mm: a) Linac at 6 MV energy, b) Linac at 6 MV FFF energy, c) MR-Linak at 7 MV FFF energy.

Gantry 0° 'de DD %1 ve DTA 1 mm olmak üzere TPS, ölçüm ve ikisi arasındaki gamma değerlendirmesini veren $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda 10 cm derinlikte elde edilmiş Y (inline) profili grafik örnekleri gözlemlenebilir (Şekil 3). Her 3 enerji için de ölçüm değerleri TPS hesabı ile

uyumludur. MR-Linak 7 MV FFF için TPS'de hafif bir sağa kayma gözükmeyle birlikte DD %1 ve DTA 1 mm için değerlendirilen tüm noktaların gamma değerleri geçmiştir.



Şekil 3. Gantri 0° 'de DD %1 ve DTA 1 mm olmak üzere TPS, ölçüm ve ikisi arasındaki gamma değerlendirmesini veren 5×5 cm² alanda 10 cm derinlikte elde edilmiş Y (inline) profili grafikleri a) Linak 6 MV enerjisinde, b) Linak 6 MV FFF enerjisinde, c) MR-Linak 7 MV FFF enerjisinde.

Figure 3. Y (inline) profile graphs obtained at a depth of 10 cm in a 5×5 cm² area, providing gamma evaluation between TPS, measurement, and both at gantry 0 degrees with DD 1% and DTA 1 mm: a) for Linac at 6 MV energy, b) for Linac at 6 MV FFF energy, c) for MR-Linak at 7 MV FFF energy.

Tablo 4. Gantri açısı 270° 'de, BP ve PDD için DD %1 ve DTA 1 mm olmak üzere MR-Linak için TPS, ölçüm ve ikisi arasındaki gamma değerlendirmelerinde geçme oranı %95 altında gözlenenler.

Table 4. For BP and PDD, with DD 1% and DTA 1 mm, those observed below 95% passing rate in TPS for MR-Linak, measurement, and gamma evaluations between the two at gantry angle 270° .

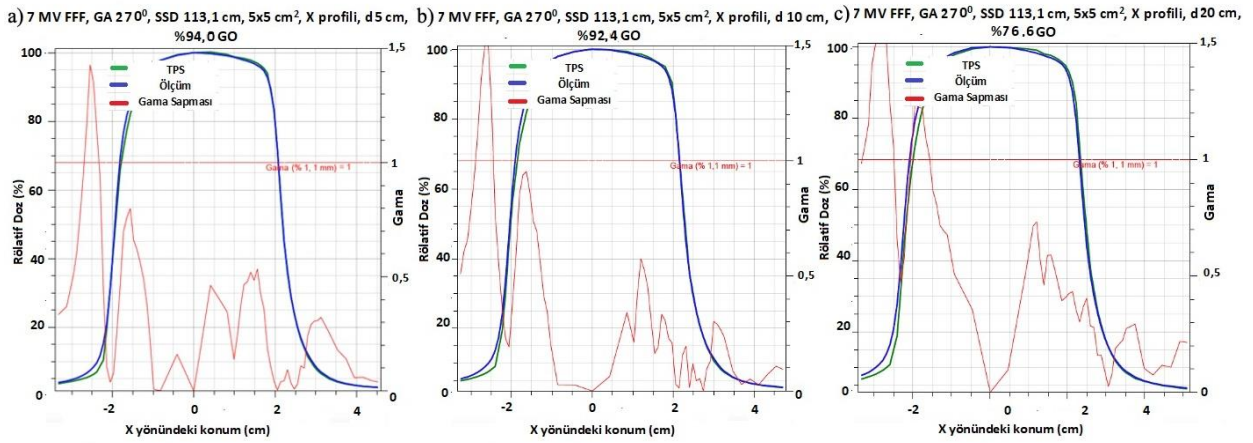
Cihaz	Enerji (MV)	Gantri Açısı (derece)	SSD (cm)	Alan Boyutu X,Y (cm)	Tarama Yönü	Tarama Derinliği (cm)	Geçme Oranı (%)
MR-Linak	7 FFF	270	113,10	2x2	X	10,00	93,3
MR-Linak	7 FFF	270	113,10	2x2	X	20,00	83,1
MR-Linak	7 FFF	270	113,10	3x3	X	10,00	93,9
MR-Linak	7 FFF	270	113,10	3x3	X	20,00	81,5
MR-Linak	7 FFF	270	113,10	5x5	X	5,00	94,0
MR-Linak	7 FFF	270	113,10	5x5	X	10,00	92,4
MR-Linak	7 FFF	270	113,10	5x5	X	20,00	76,6
MR-Linak	7 FFF	270	113,10	10x10	X	20,00	92,8
MR-Linak	7 FFF	270	113,10	16x16	Y	20,00	91,7

MR-Linak için daha derinde ölçüm imkânı adına gantri 270° 'de alınmış ölçümlerden (Tablo 4) 5×5 cm² alanda DD %1 ve DTA 1 mm için gamma analizlerini veren X (crossline) yönü 5 cm, 10 cm ve 20 cm derinlikteki grafikler de gözlenebilir (Şekil 4). Farklı alanlar için de artan derinlikle birlikte

gamma geçiş oranlarının düştüğü gözlemlenmektedir. TPS'de hesaplanan manyetik kuvvet etkisiyle gözlenen sağa kayma, ölçüm sonucunda gözlenene göre daha fazladır ve aradaki fark derinlik arttıkça artmaktadır. Bu etki küçük alanlarda ($<5 \times 5$ cm²) daha belirgin gözükmetedir. Ancak

grafikte verilen 5×5 cm² X (crossline) profili dışındaki geçmeyen değerler %85-95 aralığında olup değerlendirilebilir

ölçülerdedir. Daha büyük alanlar ise geçme koşulunu (> %95) sağlamaktadır.



Şekil 4. MR-linak için Gantri 270°'de 5×5 cm² alanda X (crossline) yönü için DD %1 ve DTA 1 mm olmak üzere TPS, ölçüm ve ikisi arasındaki gamma değerlendirmesini veren grafikler a) 5 cm derinlikteki analiz, b) 10 cm derinlikteki analiz, c) 20 cm derinlikteki analiz.

Figure 4. For the MR-linac at gantry 270°, graphs providing gamma evaluation between TPS, measurement, and both for the X (crossline) direction in a 5×5 cm² field with DD 1% and DTA 1 mm: a) analysis at 5 cm depth, b) analysis at 10 cm depth, c) analysis at 20 cm depth.

4. Tartışma

Bu çalışma radyoterapi tedavilerinde yeni kullanıma geçilen ve dünya çapında yayılmaya başlayan 1,5 T manyetik alana sahip MR-linak cihazının, demet karakterizasyonuna dair rölatif profil bilgilerinin tedavi planlama sisteminde modellenmiş değerlerinin test edilmesi amacıyla yapılmıştır. Özellikle demet çıkışından uygulama bölgesine ulaşana kadarki bölgede manyetik alan nedeniyle oluşan elektromanyetik kuvvetin etkisinin modellemede fark yaratıp yaratmadığını test etmek amacıyla da daha önce birçok farklı araştırmacı tarafından da test edilmiş olan, manyetik alana sahip olmayan standart bir linak cihazı için de benzer ölçümler alınarak manyetik alan bağımlı hesaplama hatası olup olmadığı irdelenmek istenmiştir.

Narayanasamy vd. (2017), Elekta Versa HD lineer hızlandırıcısında Monaco tedavi

planlama sistemi (TPS) versiyon 5.1'in dozimetrik doğrulamasını gerçekleştirmiştir. Çalışmada, farklı foton ve elektron enerjileri için çeşitli 3D konformal alanlar oluşturulmuş ve ölçülen doz dağılımları ile karşılaştırılmıştır. IMRT ve VMAT test planları da gamma analizi kullanılarak doğrulanmıştır. Sonuçlar, Monaco TPS'nin doz hesaplamalarının ölçümlerle iyi bir uyum içinde olduğunu ve klinik kullanım için güvenilir olduğunu göstermiştir.

Snyder vd. (2019), Elekta Versa HD lineer hızlandırıcısında Monaco TPS'in ışın modeli doğrulamasını araştırmıştır. Çalışmada, foton MC algoritmaları kullanılarak oluşturulan foton ışınları için doz hesaplamalarının doğruluğu, su fantomunda ve heterojen ortamlarda ölçülen dozlarla karşılaştırılmıştır. Sonuçlar, Monaco TPS tarafından hesaplanan dozların ölçümlerle iyi bir uyum içinde olduğunu göstermiştir. Özellikle, yüksek

yoğunluklu heterojenitelerin varlığında hesaplama ve ölçüm arasında %3'ten daha iyi bir uyum elde edilmiştir.

yrnes vd. (2019), Monaco TPS MC algoritmasının, su eşdeğeri bir fantomdaki metallere radyasyon iletimini modelleme yeteneğini değerlendirmiştir. Çalışma sadece çok yüksek yoğunluklu metaller için bazı tutarsızlıklar olabileceğini ancak algoritmanın çoğunlukla radyasyon iletimini doğru bir şekilde modelleyebildiğini göstermişlerdir.

Van Dyk vd. (2018) fantom tasarımının ve cihaz özelliklerinin gamma analizi sonuçlarını nasıl etkileyebileceğini ele almıştır. Literatürde, MR-linak sistemleri için yapılan diğer çalışmalarda da benzer sonuçlar bildirilmiştir. Snyder vd., 2020, yaptığı çalışmada 1,5 T MR-linak sistemi için ölçülen PDD'leri ve demet profillerini TPS modeliyle karşılaştırılmış ve herhangi bir PDD veya profil için minimum gamma geçiş oranı %95,0 olmak üzere ortalama gamma geçiş oranı ($DD\ \%2 / DTA\ 2\ mm$) $\%99,7 \pm 1,0$ olarak bulunmuştur. Tsuneda vd. (2023) 1,5 T MR-linak devreye alma ölçümleri üzerine yaptıkları çalışmada $DD\ \%2$, $DTA\ 2\ mm$ kriterleri için gantri 270° ve gantri 0° gamma geçiş değerlerinin kabul edilebilir olduğunu göstermişlerdir.

Ölçüm ortamındaki belirsizlikler irdelenecek olursa da derinlikteki doz ölçümleri, dedektör konumlandırması, su fantom homojenliği ve ışın sertleştirme etkileri gibi faktörler nedeniyle belirsizliklere daha yatkındır. Bu belirsizlikler PDD gamma geçme oranlarını olumsuz etkileyebilir (Podgorsak, 2005). Ayrıca her iki konvansiyonel linak enerjisinde de PDD ölçümlerinde gözlenen build-up bölgesi farklılığının nedeni efektif ölçüm noktası düzeltilmesinin hatalı bir şekilde yapılmış olmasından kaynaklı olması

da muhtemeldir (Wegener ve Sauer, 2019). Ölçüm karakteristiği bakımından değerlendirildiğinde merkezi eksen (derinlik) boyunca doz gradyanı tipik olarak profilden (lateral) daha diktir. Daha dik gradyanlar, doz dağılımını küçük değişikliklere karşı daha hassas hale getirerek daha düşük gamma geçme oranlarına yol açabilmektedir. Bununla birlikte, dedektör yanıtının açısız bağımlılığı ve MLC yaprak konumlandırma hataları gibi faktörler PDD ölçümlerinde tutarsızlıklara yol açabilmektedir. Kinoshita vd. (2024) gösterdiği gibi, rölatif dozimetri adımlarında %5'i aşan belirsizlikler oluşabilmekte, bu da kalibrasyon faktörleri (%3-4), iyon odası konumlandırması, su buharlaşması ve alan boyutu gibi parametrelerden kaynaklanabilmektedir.

Günümüzde radyoterapi tedavilerinde genellikle alt MLC segmentleri tarafından şekillendirilen yoğunluk ayarlı tedavi alanları kullanılmaktadır. Tek bir gantri açısından hastaya yönlendirilen tedavi alanı onlarca alt MLC segment alanına sahip olabilmektedir. Bu durumda da MLC yönelimi ve elektron geri dönüş etkisi (electron return effect, ERE) nedeniyle TPS hesabından farklı olarak hasta vücudunda oluşabilecek doz farklılıkları önem arz etmektedir. 1,5 T MR-linak sistemindeki günlük adaptif tedavi yönteminin doğası gereği, uluslararası kuruluşlarca tavsiye edilen tedavi öncesi hasta planınının fantom üzerinde uygulanarak değerlendirilmesi (Quality Assurance, QA) mümkün olmamaktadır (Klein vd., 2009). Sadece referans plan bu şekilde değerlendirilebilmekte ancak hasta her bir fraksiyonunda o anki anatomisine uygun farklı yeni bir alt MLC segment yapısına sahip adaptif plandan tedaviye alınmaktadır.

MR-linak sistemlerinin sağladığı üstün yumuşak doku kontrastı, vücudun çeşitli bölgelerinde küçük hedef marjları içinde

stereotaktik radyoterapi uygulamalarının güvenle yapılmasına olanak tanımaktadır. Bu özellik, klinik uygulamalarda stereotaktik radyoterapi (SRT) ve stereotaktik beden radyoterapisi (SBRT) için tercih edilmesini sağlamaktadır.

MR-Linak sistemlerindeki adaptif radyoterapi yaklaşımı, her fraksiyonda hastaya özgü planlama yaparak tedavi doğruluğunu artırırken, SRT/SBRT gibi yüksek doz/küçük hacim uygulamalarında tedavi planlama sistemindeki dozimetrik sapmalar kritik önem kazanmaktadır. Bu hassas uygulamalarda minimal doz farklılıkları, hedef hacimde yetersiz doz veya kritik organlarda istenmeyen doz fazlalıklarına neden olabilir (Stanescu ve ark., 2022; Shortall ve ark., 2020). Manyetik alanın etkisiyle oluşan sapmalar, özellikle küçük alanlarda ve heterojen dokularda belirginleşmekte, bu durum her fraksiyon için adaptif planlamada dikkatli değerlendirme gerektirmektedir (Snyder ve ark., 2020). Klinik çalışmalar, SRT/SBRT uygulamalarında %1-2'lik doz farklılıklarının bile lokal kontrol oranlarını ve yan etki profilini etkileyebileceğini göstermiştir (Takahashi ve ark., 2012).

MLC tabanlı SRT uygulamalarında yüksek fraksiyon dozları küçük alt segmentli alanlarda uygulanırken, hedef ile çevre sağlıklı doku arasında keskin doz gradyanları oluşmaktadır (IAEA TRS-483, 2017). Shortall ve arkadaşlarının (2020) çalışması, manyetik alanların özellikle küçük alanlarda ve heterojen ortamlarda doz dağılımını etkileyebileceğini ortaya koymuştur. Bu nedenle, MR-Linak ile yapılan adaptif ve stereotaktik tedavilerde, planlama ve ölçüm arasındaki sapmaların sistematik analizi ve klinik karar süreçlerinde dikkate alınması esastır.

5. Sonuçlar

Monaco TPS foton MC hesaplamalı demet profilleri nominal 6 MV ve 6 MV FFF enerjili X-ışını fotonları için DD %2, DTA 2 mm ve DD %1, DTA 1 mm olan gamma analizlerinde su fantomu ölçümleriyle çoğunlukla uyum içerisinde. DD %2, DTA 2 mm sonuçlarında kabul edilebilir $\geq$ %95 limitinin altında ancak $<$ %85 kabul edilemez limitinin üzerinde özellikle PDD ölçüm sonuçları gözlemlenmektedir.

Nominal 6 MV foton enerjisi için $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alanda 20 cm derindeki ölçüm incelendiğinde inplane (Y) ekseninde bir sorun gözlemlenmezken, crossplane (X) ekseninde geçiş oranının düşme nedeni grafik üzerinde de izlenebileceği üzere penumbral kısımdaki farklılıktan kaynaklanmakta olup bu düzlemde bulunan çok yapraklı kolimatör (multi leaf colimator, MLC) konumlanma hatası kaynaklı olabileceğini düşündürmektedir. DD %1, DTA 1 mm için gamma değerlendirmesinde özellikle nominal 6 MV FFF enerjisinde küçük alan PDD (Z) değerlendirmesinde yukarıda belirtilen yüksek gradyan değişimi etkisi daha belirgin gözükmemektedir ve ölçüm alınan su fantomunun bu tip bir ölçüm için küçük alan dozimetresi standartlarını karşılayamadığı düşünülebilir.

Genel olarak Elekta Unity 1,5 T MR-linak sistemi gamma analizi sonuçları değerlendirmesi göstermektedir ki Monaco TPS GPU-MC ile yapılan doz hesaplamalarının ölçülen rölatif demet profilleri doz dağılımlarıyla genellikle iyi bir uyum içerisinde. Nominal 7 MV FFF enerjisi için 1,5 T manyetik alan altında DD %2, DTA 2 mm gamma kriterleri için 3 değer dışında tüm değerler kabul edilebilir $\geq$ %95 geçiş değerini sağlamaktadır. Dışarıda kalan 3 ölçüm ise geçiş değerine yakın

değerlerdedir. DD %1, DTA 1 mm gamma kriterleri için yapılan değerlendirmelerde gantri 0°'den alınan crossplane ölçümlerinde kabul edilebilir $\geq$ %95 geçiş değerini sağlamayan değerler genel olarak $\geq$ %85 değerinde olup sistematik bir hata değerlendirmesine çok gerek duymamaktadır. Ancak, özellikle gantri 0° inplane (Y) ölçümleri ile bazı gantri 270° için ölçümlerinde gamma geçiş değerleri daha düşük gözlemlenmiştir. Grafikler incelendiğinde profillerde kaymalar gözlemlenmektedir. Bunun nedeninin manyetik alan kuvvetine bağlı olabileceği düşünülmekle birlikte, özellikle MLC yönünde gözlemleniyor olması, MLC-foton etkileşimleri nedeniyle alan çıkışında oluşan ikincil elektron doz kontaminasyonunun manyetik kuvvet etkisinde elektron dönüş etkisine (ERE) mahruziyetini akla getirmektedir. Öte yandan kesin nedenin bu olduğu da söylenemez, ilgili yönelimdeki fantom kurulumuna ilişkin küçük hatalar ile MLC yaprak geçirgenliğinin neden olabileceği hatalar da göz önünde bulundurulmalıdır. Genel olarak, 1'in üzerindeki gamma değerleri yalnızca profilin kuyruk bölgesinde ve ölçülen en büyük alan boyutları için PDD'nin yüzeyinde görülmüştür.

Burada yaptığımız çalışmada daha hassas olarak DD %1 ve DTA 1 mm seçildiğinde geçiş oranlarının düştüğü gözlemlenmektedir. Bu düşüş gantri açısından bağımsız olarak MLC yöneliminin olduğu doğrultuda gözükmeyle birlikte manyetik kuvvete dik demet aksı olan gantri 0° için daha belirgindir. 1-5 fraksiyon içerisinde yüksek fraksiyon dozlarında MR-linak SRT tedavi uygulamalarında fraksiyona ilişkin hasta Quality Assurance (QA) imkânı olmadığı düşünülmekle, demet modellemesinin planlama sistemi üzerinde en iyi şekilde yapıldığından ve tüm etkilerin hassas

sınırlamalar dahilinde hesaba katıldığından emin olunmalıdır. İleri çalışmalarda bu konu üzerine daha ayrıntılı analiz ve değerlendirme yapılması gerektiği düşünülmektedir.

Bu sonuçlar, Monaco TPS'nin, Elekta Unity 1,5T MR-linak sistemi için manyetik alan etkisini barındırmayan Elekta Versa HD için olduğu kadar doz hesaplamalarında genel olarak başarılı olduğunu göstermekle birlikte, bazı durumlarda daha fazla iyileştirmeye ihtiyaç duyulabileceğini de göstermektedir. Özellikle manyetik alanların ve ERE'nin doz dağılımı üzerindeki etkilerini daha iyi anlamak ve modellemek, küçük alan boyutları ve büyük derinlikler gibi belirli durumlarda doz hesaplamasının doğruluğunu artırmak için daha fazla araştırmaya ihtiyaç olduğu da göz ardı edilmemelidir.

Yazar katkısı (Author contribution)

U. Akbayırılı: Araştırma, Biçimsel Analiz, Metodoloji, Yazma, İnceleme ve Düzenleme
H. Arslan: Araştırma, Metodoloji, İnceleme ve Düzenleme

Teşekkür

Çalışma kapsamında, biçimsel analiz ve metodoloji yönünden katkıları bulunan Uşak Üniversitesi öğretim üyesi Dr. Meryem Cansu Şahin ve Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi öğretim görevlisi Selami Eken'e teşekkürlerimi sunarım.

Finansman beyanı

Bu çalışma Tübitak 1002 hızlı destek modülü çerçevesinde 124F241 numaralı proje kapsamında desteklenmiştir.

Çıkar Çatışması Beyanı

Yazarlar herhangi bir çıkar çatışması olmadığını beyan eder.

Etik standartlar

Bu çalışma için Etik Kurul Kararı gerekmemektedir.

Kaynaklar

- Byrnes, K., Ford, A., and Bennie, N. (2019). Verification of the Elekta Monaco TPS Monte Carlo in modelling radiation transmission through metals in a water equivalent phantom. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 42(2), 639-645. <https://doi.org/10.1007/s13246-019-00763-0>
- Cheng, B., Xu, Y., Li, S., Zhang, J., Wang, Y., Liu, H. and Chen, X. (2023). Development and clinical application of a GPU-based Monte Carlo dose verification module and software for 1.5 T MR-LINAC. *Medical Physics*, 50(4), 3172-3183. <https://doi.org/10.1002/mp.15812>
- Corradini, S., Alongi, F., Andratschke, N., Belka, C., Boldrini, L., Cellini, F., Debus, J., Guckenberger, M., Hörner-Rieber, J., Lagerwaard, F., Mancosu, P., Niyazi, M., Palacios, M. A., Reiner, M., Ricardi, U., Scorsetti, M., Sterzing, F., Valentini, V., and Verellen, D. (2019). MR-guidance in clinical reality: Current treatment challenges and future perspectives. *Radiation Oncology*, 14, 92. <https://doi.org/10.1186/s13014-019-1308-y>
- Das, I.J., Cheng, C.-W., Watts, R.J., Ahnesjö, A., Gibbons, J., Li, X.A., Lowenstein, J., Mitra, R.K., Simon, W.E. and Zhu, T.C. (2008). Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the therapy physics committee of the AAPM. *Medical Physics*, 35(10), 4186-4215. <https://doi.org/10.1118/1.2969070>
- International Atomic Energy Agency. (2017). *Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy*, Technical Reports Series No. 483, IAEA, Vienna, Austria.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. (1976). *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures* (Report No. 24). Bethesda, MD: ICRU.
- Kawrakow, I., and Fippel, M. (2000). Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC. *Physics in Medicine and Biology*, 45(8), 2163. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/8/307>
- Kinoshita, N., Shimizu, M., Motegi, K., Tsuruta, Y., Takakura, T., Oguchi, H., & Kurokawa, C. (2025). Quantification of uncertainties in reference and relative dose measurements, dose calculations, and patient setup in modern external beam radiotherapy. *Radiological physics and technology*, 18(1), 58–77. <https://doi.org/10.1007/s12194-024-00856-0>
- Klein, E.E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F.-F., Simon, W., Dresser, S., Serago, C., Aguirre, F., Ma, L., Arjomandy, B., Liu, C., Sandin, C. and Holmes, T. (2009). Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics*, 36, 4197-4212. <https://doi.org/10.1118/1.3190392>
- Legendijk, J. J. W., van Vulpen, M., and Raaymakers, B. W. (2016). The development of the MRI linac system for online MRI-guided radiotherapy: A clinical update. *Journal of Internal Medicine*, 280(2), 203-208. <https://doi.org/10.1111/joim.12516>
- Low, D.A., Harms, W.B., Mutic, S. and Purdy, J.A. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*, 25(4), 656-661. <https://doi.org/10.1118/1.598248>
- Ma, C. M., Li, J. S., Jiang, S. B., Pawlicki, T., Xiong, W., Qin, L. H., & Yang, J. (2005). Effect of statistical uncertainties on Monte Carlo treatment planning. *Physics in Medicine and Biology*, 50(5), 891–907. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/5/013>

- Narayanasamy, G., Saenz, D., Defoor, D., Papanikolaou, N. and Stathakis, S. (2017). Dosimetric validation of Monaco treatment planning system on an Elekta VersaHD linear accelerator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 18(6), 123-129. <https://doi.org/10.1002/acm2.12206>
- Palanisamy, M., David, K., Durai, M., Bhalla, N., & Puri, A. (2019). Dosimetric impact of statistical uncertainty on Monte Carlo dose calculation algorithm in volumetric modulated arc therapy using Monaco TPS for three different clinical cases. *Reports of practical oncology and radiotherapy : journal of Great Poland Cancer Center in Poznan and Polish Society of Radiation Oncology*, 24(2), 188–199. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2019.01.005>
- Podgorsak, E.B. (Ed.). (2005). Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students, International Atomic Energy Agency (IAEA), ISBN 92–0–107304–6, Vienna, Austria.
- Raaijmakers, A.J.E., Raaymakers, B.W. and Lagendijk, J.J.W. (2005). Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: Dose increase at tissue-air interfaces in a lateral magnetic field due to returning electrons. *Physics in Medicine and Biology*, 50, 1363–1376. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/7/002>
- Raaymakers, B.W., Jürgenliemk-Schulz, I.M. and Bol, G.H. (2017). First patients treated with a 1.5 T MRI-Linac: Clinical proof of concept of a high-precision, high-field MRI guided radiotherapy treatment. *Physics in Medicine and Biology*, 62, 41–50. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa9517>
- Shortall, J., Vasquez Osorio, E., Aitkenhead, A., Budgell, G.J. and MacKay, R.I. (2020). Experimental verification of the electron return effect around spherical air cavities for the MR-Linac using Monte Carlo calculation. *Medical Physics*, 47(6), 2506-2515. <https://doi.org/10.1002/mp.14147>
- Snyder, J.E., Hyer, D.E., Flynn, R.T., Boczkowski, A. and Wang, D. (2019). The commissioning and validation of Monaco treatment planning system on an Elekta VersaHD linear accelerator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 20(1), 184-193. <https://doi.org/10.1002/acm2.12501>
- Snyder, J.E., St-Aubin, J., Yaddanapudi, S., Boczkowski, A., Dunkerley, D.A.P., Graves, S.A. and Hyer, D.E. (2020). Commissioning of a 1.5T Elekta Unity MR-linac: A single institution experience. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 21(7), 160-172. <https://doi.org/10.1002/acm2.12902>
- Stanescu, T., Shessel, A., Carpino-Rocca, C., Erler, D., Ruschin, M., and Sahgal, A. (2022). MRI-guided online adaptive stereotactic body radiation therapy of liver and pancreas tumors on an MR-Linac system. *Cancers*, 14(3), 716. <https://doi.org/10.3390/cancers14030716>
- Takahashi, W., Yamashita, H., Saotome, N., Okuma, K., Shibamoto, Y. and Nakagawa, K. (2012). Evaluation of heterogeneity dose distributions for Stereotactic Radiotherapy (SRT): Comparison of commercially available Monte Carlo dose calculation with other algorithms. *Radiation Oncology*, 7, 20. <https://doi.org/10.1186/1748-717X-7-20>
- Tsuneda, M., Abe, K., Fujita, Y., Ikeda, Y., Furuyama, Y. and Uno, T. (2023). Elekta Unity MR-linac commissioning: Mechanical and dosimetry tests. *Journal of Radiation Research*, 64(1), 73–84. <https://doi.org/10.1093/jrr/rrac086>
- Van Dyk, J. (Ed.). (2018). The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium For Medical Physicists And Radiation Oncologists, Medical Physics Publishing, ISBN 0-944838-38-3, Madison, Wisconsin, USA.
- Wegener, S., and Sauer, O.A. (2019). The effective point of measurement for depth-dose measurements in small MV photon beams with different detectors. *Medical Physics*, 46, 5209-5215. <https://doi.org/10.1002/mp.13795>