Kemik Yoğunluklu İnhomojen Fantomda Küçük Alan Ölçümleri ile Doz Hesaplama Algoritmalarının Vertifikasyonu

Vertification of Dose Calculation Algorithms with Small Field Measurements in Inhomogeneous Phantom with Bone Density

Çiğdem Aydoğdu[*,1], Emine Dilara Atalay[1]

[*]: cigdemyilmazaydogdu@gmail.com, ORCID: 0000-0002-2184-8786

1: Lisansüstü Eğitim Enstitüsü / Fizik Bölümü, Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Çanakkale, Türkiye

2: *Fen Edebiyat Fakültesi / Fizik Bölümü, Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Çanakkale, Türkiye*

Özet: Radyoterapide doz dağılımını hesaplamak için Monte Carlo (MC), Collapse Cone (CC), Pencil Beam (PB) algoritmaları kullanılır. Algoritmaların doğruluğu ve küçük alan ölçümleri, inhomojen ortamlarda doz dağılımının doğru hesaplanması için kritik öneme sahiptir. Bu çalışmada doz hesaplama algoritmalarının inhomojen ortamlarda dozimetrik farklılıklarını araştırmak için, CC04 (IBA, Almanya) iyon odası ve EBT-XD (Ashland, ABD) film ile inhomojen fantomda ölçümler alındı ve tedavi planlama sistemi (TPS) ile karşılaştırıldı. CC04 iyon odası ve EBT-XD film ile çekilmiş olan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri TPS'e aktarılarak 1x1, 2x2, 3x3, 4x4 ve 5x5 cm^2 alanlarına ve 6MV-FFF, 10MV-FFF enerjilerine göre hesaplamalar yapıldı. Daha sonra aynı fantom düzeneği Elekta Versa HD lineer hızlandırıcısında kurularak ölçümler alındı. MC-Dose to Medium (MC-Dm) ve MC-Dose to Water (MC-Dw) hesaplamalarının CC04 ve EBT-XD ölçümleri ile uyumlu olduğu sonuçlarda maksimum %5 fark bulundu. Sonuçlar doz hesaplamaları açısından değerlendirildiğinde MC-Dw modunun kemik içerikli inhomojen fantomda daha yüksek doz hesapladığı görüldü. Özellikle 1x1 cm^2 alanda CC algoritmasında %8, PB algoritmasında %14 e varan doz farklılıkları oluştuğu gözlendi. Yinede 2x2 cm^2 den daha büyük alanlarda inhomojen fantomda maksimum %5 civarı farklar bulundu.

Anahtar Kelimeler: *Ebt-xd film, Monte carlo-dose to medium, Monte carlo-dose to water*

Abstract: Monte Carlo (MC), Collapse Cone (CC), Pencil Beam (PB) algorithms are used to calculate dose distribution in radiotherapy. The accuracy of the algorithms and small field measurements are critical for accurate calculation of dose distribution in inhomogeneous environments. In this study, in order to investigate the dosimetric differences of dose calculation algorithms in inhomogeneous environments, measurements were taken in inhomogeneous phantom with CC04 (IBA, Germany) ion chamber and EBT-XD (Ashland, USA) film and compared with the treatment planning system (TPS). Computed tomography (CT) images taken with CC04 ion chamber and EBT-XD film were transferred to TPS, and calculations were made according to 1x1, 2x2, 3x3, 4x4 and 5x5 cm^2 field and 6MV-FFF, 10MV-FFF energies. Then, the same phantom setup was set up on ElektaVersa HD linear accelerator and measurements were taken. A maximum difference of 5% was found in the results where the calculations of MC-Dose to Medium (MC-Dm) and MC-Dose to Water (MC-Dw) were consistent with the CC04 and EBT-XD measurements. When the results were evaluated in terms of dose calculations, it was seen that

the MC-Dw mode calculated a higher dose in the bone-containing inhomogeneous phantom. It was observed that dose differences of up to 8% in the CC algorithm and up to 14% in the PB algorithm, especially in 1x1 cm^2 area. However, in areas larger than 2x2 cm^2, a maximum of 5% differences were found in the inhomogeneous phantom.

Keywords: *Ebt-xd film, Monte carlo-dose to medium, Monte carlo-dose to water*

GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografinin (BT/CT) teorisi 1963 yılında Cormak tarafından ortaya konmuş ve bu teori radyolojide yeni bir sayfa açmıştır. BT ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalar G.Hounsfield tarafından 1967 yılında gerçekleştirilmiştir. 1971 yılından itibaren hastanelerde kullanılmaya başlanacak kadar gelişmiştir. Ülkemizdeki ilk BT kullanımı 1976 yılında Ankara Hacettepe Üniversitesinde gerçekleştirilmiştir [1] [2]. Onkolojik hastalar genellikle iyonlaştırıcı radyasyonu içeren ve zaman zaman önemli doz seviyelerine yol açan birçok incelemeye tabi tutulur [3]. BT tarafından sağlanan anatomik bilgiler sayesinde, onkolojik hastalar için radyoterapi tedavisi planlamasının temeli olarak BT görüntülerinin kullanılması prosedür haline gelmiştir [4]. Radyoterapi (RT) tedavisi planlamasında en doğru, en hassas planlamayı yapabilmek için görüntü kalitesini sağlamak ve oluşabilecek sorunları gidermek gereklidir. BT tarayıcı performansı, tarama parametreleriyle ile en mükemmel hale getirilebilir. En kaliteli görüntü ve en az doz ancak parametrelerin kontrolü etki eden faktörlerin anlaşılması ile gerçekleşir [5].

Tedavi planlama süreci, ışın verilerinin tedavi planlama sistemine (TPS) girilmesi ile başlar, ardından tedavi planı oluşturulur, son olarak veriler tedavi cihazına gönderilir. Planlamada hedef ve kritik organların doz sınırlamaları yapılırken kullanıcı tarafından belirlenen optimizasyon teknikleri kullanılır. Işın demetinin meydana getirdiği doz dağılımını, yalnızca merkezi eksen derin doz eğrisi ile hesaplamak mümkün değildir. Soğurulan dozun belirlenen hacme dağılımını ifade etmek için izodoz eğrileri kullanılır. İzodoz eğrilerini elde etmek amacıyla küçük hacimli iyon odası kullanılan su fantomu veya su eşdeğeri katı fantomlar kullanılır. Fakat insan vücudu heterojen yapıdadır; elektron yoğunluğu, kütle yoğunluğu, atom numarası farklı olan çeşitli doku, organ ve boşluklara sahiptir. Su eşdeğeri olmayan bu inhomojen ortamların varlığı, geçilen ortamın türüne ve kullanılan radyasyon kalitesine bağlı olarak saçılmada ve soğurulmada farklılıklar yaratır. Saçılma ve soğurulma sırasında ortaya çıkan bu farklar doz dağılımlarında da değişikliklere sebep olmaktadır [6].

Tedavi planlama sistemi (TPS), radyoterapide tümör kontrolünü en üst düzeye çıkarmak ve normal dokuda oluşabilecek komplikasyonları en aza indirmek için x-ışın demetlerinin şekillerini ve doku farklılıklarına göre doz dağılımlarını belirlemek için kullanılan bilgisayar programıdır. Doku ve organlar gibi tümör volümleri üç boyutlu modellerle temsil edilebilir [7]. TPS'deki hesaplama algoritmaları ile RT sırasında onkolojik hastanın vücudunda soğurulan radyasyonun oluşturduğu doz dağılımını belirlenir [8] [9].

Monaco TPS'de, doz hesaplama algoritması olarak Monte Carlo-dose to water (MC-Dw) modu, MC-dose to medium (MC-Dm) modu, pencil beam (PB) ve collapse cone (CC) bulunmaktadır. MC temel fizik yasaları kullanılarak madde içindeki birçok sayıda parçacık ve foton etkileşmesinin simüle edildiği bir yazılımdır [10]. Foton ve parçacıkların olası etkileşimleri belirlenerek başlanır. Simüle edilen parçacık sayısı artarsa tahmin edilen doz dağılımının doğruluğu artar. Ancak simüle edilen parçacık sayısının artması bilgisayarın hesaplama süresini artırmaktadır [11]. Konvansiyonel algoritmalara göre hesaplama süresinin uzun olmasına

rağmen, MC algoritmaları hasta içerisinde doz dağılımını hesaplama yöntemi olarak literatürde altın standart olarak kabul edilmiştir. İnhomojen dokuların yüzeylerinde parçacık dengesizliği oluşmasına rağmen MC simülasyonları hesaplama doğruluğunda önemli bir başarı sağlamaktadır [11] [12].

Doz hesaplama algoritmalarının inhomojen ortamlarda dozimetrik farklılıklarını araştırmak için, CC04 (IBA, Almanya) iyon odası ve ayrıca EBT-XD (Ashland, ABD) gafkromik film ile inhomojen fantom (su eşdeğeri-kemik-su eşdeğeri) kullanılarak 1x1, 2x2, 3x3, 4x4 ve 5x5 cm^2 alan boyutlarında açık alan ölçümleri yapıldı. Monaco TPS'de bu özel fantom ile MC-Dw, MC-Dm, CC ve PB algoritmalarında hesaplamalar yapılarak ölçümlerle karşılaştırıldı.

MATERYAL VE YÖNTEM

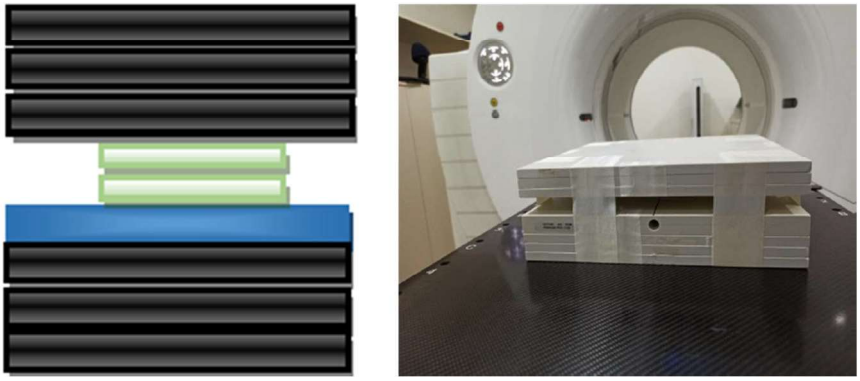
A.İyon Odası ile Fantom Kurulumu;

Kemik çimentosunun en yaygın kullanılan çeşidi akrilik kemik çimentosudur. Akrilik kemik çimentolarının iki bileşeninden birincisi sıvı olan monomer kısım, ikincisi ise toz halinde olan polimer kısımdır. Çalışmamızda, toz ve sıvı kısım, kap içerisinde bir çubuk yardımıyla karıştırıldı. Karışım özel olarak dizayn edilen kalıba döküldü ve kemik yoğunluğuna sahip fantomlar elde edildi. Oluşturulan kalıp içerisine dökülen çimentonun yapışkanlığı geçene kadar beklendi. Bu süre çimento özellikleri ve ortam ısısına göre değişiklik gösterebilir. Elde edilen kemik fantomu Şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1. Kemik fantomu için yapılan kalıp ve elde edilen kemik fantomu

İyon odası kurulumu yapılırken ilk olarak üst ve alt kısmına 3 cm RW3 katı fantom (siyah renk) konuldu daha sonra 10 x 7 x 1 cm^3 boyutlarında hazırlanmış kemik fantomu, RW3 katı fantomların arasına gelecek şekilde konuldu (beyaz renk) ve son olarak CC04 iyon odasına ait fantom RW3 katı fantomların arasına ve kemik fantomun altına konuldu (mavi renk). Şekil 2, kurulan iyon odasının şemasını ve uygulamasını göstermektedir.



Şekil 2. İyon odası olan fantom düzeneği kurulumu

İyon odaları, küçük hacimlere sahip dozimetre sistemleridir. Bu özellikleri sayesinde küçük alan dozimetrisinde, doz değişiminin hızlı olduğu alanlar ile stereotaktik amaçlı ölçümler için kullanılır. Kullanılan CC04 iyon odasının özellikleri Tablo I'de verilmiştir.

Tablo I
CC04 İyon odası özellikleri

İyon odası	Hacim (cm^3)	Uzunluk (mm)	Çap (mm)	Duvar materyali	Duvar kalınlığı	Merkezi elektrot materyali
CC04	0.04	3.6	2	C552	0.070gr/cm^3	Grafit

BT çekiminde belirsizlikleri azaltabilmek için gerekli sabitlemeler ve işaretlemeler yapıldı. BT çekim işlemi Siemens Biograph mCT cihazı kullanılarak 1 mm kesit aralıklarında taramalar yapıldı.

B. EBT-XD Film Ölçümlerinde Fantom Kurulumu;

Ölçümler Elekta VersaHD cihazında alınmış olup ölçüm koşulları şu şekildedir;

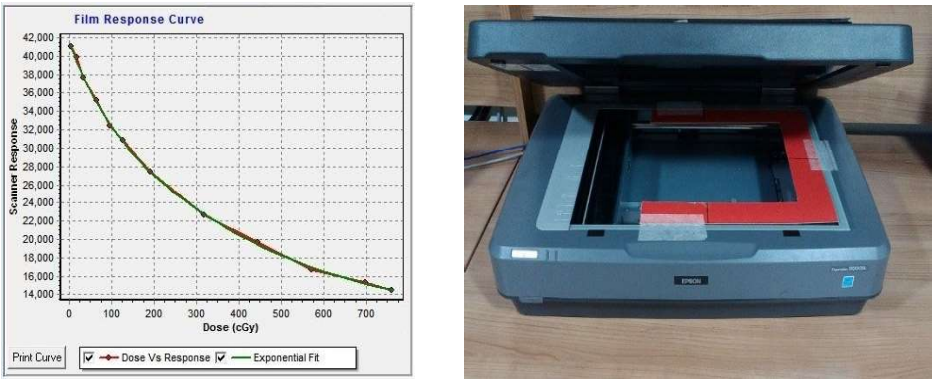
- Işın Alanı:1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 cm^2
- Doz: 300 MU
- Derinlik: 100 SAD (94 SSD)
- Enerji: 6MV-FFF – 10MV-FFF

İyon odası ölçümlerinde kullanılan set-up kurulumu tekrarlanmıştır. İyon odası için kullanılan delikli fantom çıkartılarak yerine 2 cm kalınlığında katı fantom konmuştur.

Film kalibrasyon eğrisinin oluşturulması ve değerlendirilmesi;

Film kalibrasyonuna başlamadan önce kalibrasyonda kullanılacak filmlerin ışınlanacağı derinlikte mutlak doz ölçümleri gerçekleştirildi. Mutlak doz ölçümleri için belirlenmiş olan 12 ayrı MU değeri tek tek ışınlanarak kapalı zarf içerisine konuldu. Işınlanan filmler 24 saat boyunca karanlık bir ortamda muhafaza edildikten sonra filmler, EPSON EXPRESSION 11000 XL model tarayıcıda film kalibrasyonunda uygulanan prosedürler takip edilerek taranıp her bir film için birer

.tif uzantılı dosya oluşturuldu. Film tarama işlemi gerçekleştirilirken daha önce işaretlenen tarayıcının kendi tarama yönü ile film tarama yönü paralel doğrultuda olmasına dikkat edildi. Filmin oryantasyonundan kaynaklanabilecek olan lateral response artifaktını önlemek için her bir filmin tarayıcının merkezinde olacak şekilde konumlandırılmasına önem verildi. Film tarama işlemi bittikten sonra SNC Patient Software kullanılarak film kalibrasyon eğrileri (Şekil 3) oluşturuldu. Oluşturulan bu dosyalar SNC Patient Software kullanılarak her bir enerjiye denk gelen film kalibrasyon eğrisi kullanılarak ".flm" uzantılı dosyalara dönüştürüldü. SNC Patient Software' de plan değerlendirme bölümünde filmlerin nokta doz tayini yapıldı. Bulunan sonuçlar TPS'den elde edilen değerler ile karşılaştırıldı.



Şekil 3. Film kalibrasyon eğrisi ve epson expression 11000 XL tarayıc

BULGULAR

A. CC04 İyon Odası ile Yapılan Ölçümlerin Sonuçları;

Elekta Versa HD cihazında alınmış olan ölçüm koşulları şu şekildedir;

- Işın Alanı:1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 cm^2
- Doz: 300 MU
- Derinlik: 100 SAD (94 SSD)
- Enerji: 6MV-FFF – 10MV-FFF

Tablo II

Farklı alan boyutları için 6MV-FFF ve 10MV-FFF enerjilerinde alınan ölçüm sonuçları

300 MU	6MV-FFF		10MV-FFF	
	Gy	Nc	Gy	Nc
1x1 cm^2	$1.857x10^{0}$	$-1.937x10^{-9}$	$1.904x10^{0}$	$-1.985x10^{-9}$
	$1.857x10^{0}$	$-1.937x10^{-9}$	$1.901x10^{0}$	$-1.982x10^{-9}$
2x2 cm^2	$2.347x10^{0}$	$-2.448x10^{-9}$	$2.467x10^{0}$	$-2.573x10^{-9}$
	$2.348x10^{0}$	$-2.449x10^{-9}$	$2.470x10^{0}$	$-2.576x10^{-9}$
3x3 cm^2	$2.479x10^{0}$	$-2.585x10^{-9}$	$2.652x10^{0}$	$-2.766x10^{-9}$
	$2.480x10^{0}$	$-2.587x10^{-9}$	$2.659x10^{0}$	$-2.765x10^{-9}$
4x4 cm^2	$2.531x10^{0}$	$-2.640x10^{-9}$	$2.720x10^{0}$	$-2.836x10^{-9}$
	$2.529x10^{0}$	$-2.637x10^{-9}$	$2.719x10^{0}$	$-2.836x10^{-9}$
5x5 cm^2	$2.594x10^{0}$	$-2.705x10^{-9}$	$2.782x10^{0}$	$-2.902x10^{-9}$
	$2.587x10^{0}$	$-2.699x10^{-9}$	$2.784x10^{0}$	$-2.900x10^{-9}$

B.TPS'nde Hesaplamalar ve İyon Odası Ölçümlerinin Sonuçlarının Karşılaştırılması;

İnhomojen ortamlarda dozimetrik farklılıkları araştırmak için CC04 iyon odası ile özel olarak üretilen fantomda ölçümler alındı. TPS'nde MC-Dw, MC-Dm, CC ve PB algoritmaları ile hesaplamalar yapıldı ve ölçüm sonuçları ile karşılaştırıldı.

Tablo III

MC-Dm doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri

300MU	6MV-FFF				10MV-FFF			
	İyon Odası(Gy)	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark %	İyon Odası(Gy)	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark%
1x1 cm^2	1.945	1.874	0.071	3.65	2.0025	1.948	0.0545	2.72
2x2 cm^2	2.459	2.354	0.105	4.2	2.5981	2.529	0.0691	2.65
3x3 cm^2	2.597	2.473	0.124	4.77	2.7919	2.681	0.1109	3.97
4x4 cm^2	2.651	2.578	0.123	4.63	2.8625	2.766	0.0965	3.37
5x5 cm^2	2.714	2.583	0.131	4.82	2.9281	2.85	0.0781	2.66

Tablo III'e göre MC-Dm ve CC04 inhomojen fantom ölçümlerinde 10MV-FFF enerjisi ile daha uyumlu sonuçlar bulundu.

Tablo IV

MC-Dw doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri

300MU	6MV-FFF				10MV-FFF			
	İyon Odası(Gy)	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark %	İyon Odası(Gy)	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark%
1x1 cm^2	1.945	1.85	0.095	4.88	2.0025	1.923	0.0795	3.97
2x2 cm^2	2.459	2.361	0.098	3.98	2.5981	2.51	0.0881	3.39
3x3 cm^2	2.597	2.523	0.074	2.84	2.7919	2.701	0.0909	3.25
4x4 cm^2	2.651	2.58	0.071	2.67	2.8625	2.803	0.0595	2.07
5x5 cm^2	2.714	2.623	0.091	3.35	2.9281	2.852	0.0761	2.59

Tablo IV'e göre ışının enerjisi ve alan boyutu arttıkça dozun arttığı görülmüştür. Alan büyüklüğü arttıkça da Dw ve ölçümler arasındaki farkların azaldığı bulundu.

Tablo V

CC doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri

300MU	6MV-FFF				10MV-FFF			
	İyon Odası(Gy)	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark %	İyon Odası(Gy)	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark%
1x1 cm^2	1.945	1.79	0.155	7.96	2.0025	1.85	0.1525	7.61
2x2 cm^2	2.459	2.331	0.128	5.20	2.5981	2.554	0.0441	1.69
3x3 cm^2	2.597	2.489	0.108	4.158	2.7919	2.697	0.0949	3.39
4x4 cm^2	2.651	2.543	0.108	4.07	2.8625	2.758	0.1045	3.65
5x5 cm^2	2.714	2.595	0.119	4.38	2.9281	2.801	0.1271	4.34

Tablo V ışının enerjisi ve alan boyutu arttıkça dozun arttığı göstermektedir. CC algoritmasında küçük alanlarda farkların daha da arttığı görülmektedir. Alan boyutu arttıkça CC04 ve hesaplama sonuçlarının daha uyumlu olduğu bulundu.

Tablo VI

PB doz hesaplamaları ve CC04 iyon odası ölçümleri

300MU	6MV-FFF				10MV-FFF			
	İyon Odası(Gy)	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark %	İyon Odası(Gy)	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark%
1x1 cm^2	1.945	1.742	0.203	10.43	2.0025	1.735	0.2675	13.35
2x2 cm^2	2.459	2.29	0.169	6.87	2.5981	2.431	0.1671	6.43
3x3 cm^2	2.597	2.441	0.156	6.00	2.7919	2.634	0.1879	5.78
4x4 cm^2	2.651	2.53	0.121	4.56	2.8625	2.695	0.1675	5.85
5x5 cm^2	2.714	2.586	0.128	4.71	2.9281	2.791	0.1371	4.68

Tablo VI'da ışının enerjisi ve alan boyutu arttıkça dozun arttığı görülmüştür. PB algoritmasında küçük alanlarda farkların daha da arttığı görülmektedir. Alan boyutu arttıkça CC04 ve hesaplama sonuçlarının daha uyumlu olduğu bulundu.

C.TPS ile EBT-XD Film Ölçümlerinin Karşılaştırılması;

İnhomojen ortamlarda dozimetrik farklılıkları araştırmak için EBT-XD ile özel olarak üretilen fantomda ölçümler alındı. Monaco TPS'nde MC-Dw, MC-Dm, CC ve PB doz hesaplama algoritmaları ile belirlenen alanlarda doz dağılımları hesaplatıldı. Filmin olduğu kesitte nokta dozlar ile Elekta Versa HD lineer hızlandırıcıda ölçümlerle karşılaştırıldı. Sonuçlar aşağıda gösterilmiştir.

Tablo VII

MC-Dm doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri

300MU	6MV-FFF				10MV-FFF			
	EBT-XD	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark %	EBT-XD	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark%
1x1 cm^2	2.095	2.008	0.087	4.33	2.312	2.197	0.115	4.97
2x2 cm^2	2.461	2.392	0.069	2.88	2.681	2.606	0.075	2.88
3x3 cm^2	2.622	2.498	0.124	4.72	2.79	2.694	0.096	3.44
4x4 cm^2	2.738	2.629	0.109	3.98	2.888	2.782	0.106	3.67
5x5 cm^2	2.799	2.681	0.118	4.21	2.93	2.866	0.064	2.18

Tablo VII'da ışının enerjisi ve ışın alan boyutu arttıkça dozun arttığı görülmüştür. İnhomojen ortamda Dm ile hesaplamaların EBT-XD film ölçümleri ile uyumlu olduğu bulundu.

Tablo VIII

MC-Dw doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri

300MU	6MV-FFF				10MV-FFF			
	EBT-XD	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark %	EBT-XD	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark%
1x1 cm^2	2.095	2.15	-0.055	-2.56	2.312	2.263	0.049	2.17
2x2 cm^2	2.461	2.57	-0.109	-4.24	2.681	2.795	-0.114	-4.08
3x3 cm^2	2.622	2.66	-0.038	-1.43	2.79	2.88	-0.09	-3.13
4x4 cm^2	2.738	2.716	0.022	0.81	2.888	2.963	-0.075	-2.53
5x5 cm^2	2.799	2.771	0.028	1.01	2.93	2.96	-0.03	-1.01

MC-Dw ve EBT-XD ölçüm sonuçlarının uyumlu olduğu Tablo VIII'de gösterilmiştir. En yüksek farklar küçük alan ölçümlerinde görüldü. İnhomojen kemik fantomu kullanılaarak yapılan ölçümlerde Dw hesaplamalarının Dm hesaplamalarına göre daha yüksek olduğu bulundu.

Tablo IX

CC doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri

300MU	6MV-FFF				10MV-FFF			
	EBT-XD	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark %	EBT-XD	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark%
1x1 cm^2	2.095	1.916	0.179	8.54	2.312	2.088	0.224	9.65
2x2 cm^2	2.461	2.453	0.008	0.33	2.681	2.697	-0.016	-0.59
3x3 cm^2	2.622	2.545	0.077	3.03	2.79	2.801	-0.011	-0.39
4x4 cm^2	2.738	2.653	0.085	3.1	2.888	2.853	0.035	1.23
5x5 cm^2	2.799	2.679	0.12	4.28	2.93	2.891	0.039	1.35

Tablo IX'de CC ve EBT-XD ölçüm sonuçlarının uyumlu olduğu görülmektedir. En yüksek farklar küçük alan ölçümlerinde görüldü.1x1 cm^2 alan boyutlarında CC hesaplamalarının ölçümlerden daha fazla saptığı bulundu.

Tablo X

PB doz hesaplamaları ve EBT-XD ölçümleri

300MU	6MV-FFF				10MV-FFF			
	EBT-XD	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark %	EBT-XD	TPS(Gy)	Fark(Gy)	Fark%
1x1 cm^2	2.095	1.922	0.173	9.00	2.312	1.99	0.322	13.92
2x2 cm^2	2.461	2.461	0	0.00	2.681	2.602	0.079	3.04
3x3 cm^2	2.622	2.595	0.027	1.04	2.79	2.752	0.038	1.38
4x4 cm^2	2.738	2.68	0.058	2.16	2.888	2.836	0.052	1.83
5x5 cm^2	2.799	2.732	0.067	2.45	2.93	2.887	0.043	1.49

Tablo X'da PB ve EBT-XD ölçüm sonuçlarının uyumlu olduğu görülmektedir. En yüksek farklar küçük alan ölçümlerinde görüldü. Özellikle 1x1 cm^2 alan boyutlarında PB hesaplamalarının ölçümlerden daha fazla saptığı bulundu.

TARTIŞMA

Klinik çalışmalarda yaygın olarak kullanılmakta olan dozlar MC-Dw modundadır.Tedavi planlama algoritmaları için kullanılan girdi verileri, doz profilleri ve su fantomlarında ölçülen çıktı faktörlerinde de su eşdeğeri ortamlarda Dw mantığına göre ölçülmekte ve sisteme girilmektedir. Bu nedenle hesaplamalarda MC-Dw modunun kullanımı homojen ortamlarda iyi bir yaklaşımdır. Fakat inhomojen ortamlarda özellikle kemik ışınlamalarında dozu yüksek olarak hesaplamaktadır [13]. Buna karşın MC doz hesaplama algoritmaları rutin tedavi planlama uygulamasına dahil edilmektedir. MC kullanıldığında doz vokselinde bulunan ortama göre yani Dm modunada hesaplama yapılır. Dm gerçek dozu daha doğru yansıtmasından dolayı klinik olarak kullanışlıdır [14] [15]. Referans [16] bildirdiğine göre, inhomojen ortamlar için MC kullanımının doz tahmini için uygun olduğu kararına vardılar. Özellikle küçük alanların kullanıldığı vertebra SBRT tedavilerinde doz hesaplarında MC-Dm modu kullanılmalı ve hedef ve kritik organ dozları yüksek hassasiyetle hesaplatılmalıdır.

Referans [17] bildirdiğine göre, çalışmaları 6 MV enerji ve 10 x 10 cm^2 ile düşük dozu CC için elde etmişler ve genel olarak MC ve CC arasında bir uyum olduğu görülmüş. Ancak PB için %12 varan yüksek dozlar hesaplanmış. Tablo VI ve Tablo X'da PB hesaplamalarındaki sapmaların en fazla olduğu görülmektedir.

Referans [14] bildirdiğine göre, vertebra kemikleri için Dw dozunu ortalama dozu %10 daha yüksek bulmuşlardır. Referans [18] bildirdiğine göre, yaptıkları çalışmada en belirgin farklılıkları kemikte tespit etmişler. Baş ve boyun planlarında, kemik yapıdaki ortalama Dm dozu Dw'dan %2,4 daha düşük olarak tespit etmişler. Vertebra planlarının Dm ve Dw arasında ortalama olarak %2,9'luk doz farkı bulmuşlardır. Referans [19] bildirdiğine göre, kemik metastazı için Dw dozunu maksimum %7 daha yüksek bulmuşlar. Çalışmamızda MC-Dw ile MC-Dm hesaplamalarının ölçümler ile uyumlu olduğu görüldü. Maksimum %5 içinde fark ve MC-Dw ile yüksek sonuçlar bulundu. Yaptığımız çalışmada özellikle 1x1 cm^2 alan boyutlarında TPS hesaplamaları ve ölçümler arasındaki farkların arttığı görüldü. Sonuçlarımızın literatürle uyumlu olduğu görüldü.

SONUÇ

PB ve CC algoritmalarının kemik yoğunluğuna sahip inhomojen fantomda özellikle küçük alanlarda büyük farklılıklar görüldü. Kemik yoğunluğuna sahip hedef volümlerin tedavilerinde, doz dağılımlarının belirsizlikler çok fazla olacaktır. MC-Dw modu MC-Dm moduna göre dozu daha yüksek hesaplamasına rağmen, diğer algoritmalara göre daha uyumlu olduğu görüldü. Ayrıca CC04 iyon odası ve EBT-XD filminin de küçük alan dozimetresinde ve inhomojen fantomda başarılı bir şekilde algoritmaların verifikasyonunda kullanılabilmektedir. MC-Dm ve MC-Dw hesaplamalarının CC04 ve EBT-XD ölçümleri ile uyumlu olduğu sonuçların maksimum %5 içinde bulundu. Doz hesaplamaları açısından değerlendirildiğinde MC-Dw kemik içerikli inhomojen fantomda daha yüksek doz hesapladığı görüldü. Özellikle 1x1 cm^2 alanda CC algoritması %8, PB algoritması %14 e varan doz farklılıkları oluştuğu gözlendi. Yinede 2x2 cm^2 den daha büyük alanlarda inhomojen fantomda maksimum %5 civarı farklar bulundu. EBT-XD filmler inhomojen fantomda doz verifikasyonu ile ilgili literatür kısıtlıdır. Yaptığımız çalışmada küçük alan dozimetresinde güvenilir kabul edilen CC04 iyon odası ile EBT-XD filmler uyumludur. TPS de doz hesaplama algoritmalarının verifikasyonu ve küçük alanlarda CC04 ile benzer sonuçlar elde edilmiştir.

TEŞEKKÜR

Bu çalışma, Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından FYL-2019-2982 proje numarası ile desteklenmiştir. Projeye desteklerinden ötürü Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Rektörlüğü'ne ve Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne teşekkür ederiz.

KAYNAKLAR

[1] İnal, T. (2007). X-Işını bilgisayarlı tomografisi (Computed Tomography-CT) tek ve çok kesitli sistemlerde kalite kontrol testlerinin standartizasyonu. Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

[2] Kahraman, S. A. (2010). Bilgisayarlı tomografi prensipleri ve uygulamadaki yenilikler. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 3(4), 479-487

[3] Weber, L. and Wieslander, E. (2018). Exposure levels from CT scanning for treatment planning in radiotheraphy. Lund University and Skane University Hospital, Lund, Sweden.

[4] Khan, F. M., Gibbons, J. P. and Sperduto, P. W. (ed. Khan, F. M., Gibbons, J. P. and Sperduto, P. W.) (2016). Khan's treatment planning in radiation oncology, 4th edition. Lippincott Williams& Wilkins, Philadelphia.

[5] Goldman, L. W. (2007). 'Principles of CT: Radiation dose and image quality'. J Nucl Med Teknol, 35(4), 213-225. doi: 10.2967/jnmt.106.037846.

[6] Küçükmorkoç, E. (2012). İnhomojen dokularda analitik anizotropik ve pencil beam convolution algoritmalarıyla hesaplanan dozların karşılaştırlması. Yüksek Lisans Tezi, Acıbadem Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

[7] Nurhat, Ü. (2012). Foton doz hesaplamalarında tedavi planlama sistemlerinde kullanılan inhomojenite düzeltme algoritmalarının doğruluğunun araştırılması. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

[8] Frass, B., Doopke, K., Kutcher, G., Strakschall, G., Dyke, J. V. (1998). Amerikan asssociation of physicists in medicine radiation threapy committee task group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med. Phys. 25(10).

[9] Almond, P. R., Biggs P. J., Coursey, B. M., Hanson, W. F., Huq, M. S., Rogers, D. W. O. (1999). AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and elektron beams. Med. Phys. 26(9).

[10] Evans MDC. (2006). 'Computerized treatment planning system for external photon beam r radiotherapy'. International Atomic Energy Agency Publication, Canada.

[11] Khan, F. M. (2010). The physics of radiation rherapy 4th edition. Lippincott Williams & Wilkins Company: Baltimore

[12] Ma, C. M., Li J. S. and Deng J. (2008). 'Implementation of Monte Carlo dose calculation for cyberknife treatment planning'. Conference Series: Journal Of Physics, 102(1). doi:10.1088/1742-6596/102/1/012016

[13] Tortora, G. J. and Grabowski, S. R. (1993). 'Principles of Anatomy and Physiology' Harper Collins College Publisher, Newyork.

[14] Siebers, J. V., Keall, P. J., Nahum, A. E. and Mohan, R. (2000). 'Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations'. Pyhs. Med. Biol., 45(2000), 983-995.

[15] Ma, C. M., Mok, E., Kapur, A., Pawlicki, T., Findley, D., Brain, S., Korster, K. and Boyer, A. L. (1999). 'Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system'. Med. Phys., 26(10), 2133-2143.

[16] Soldberg, T. D., DeMarco, J. J., Holly, F. E., Smathers, J. B. and DeSalles, A. A. (1998). 'Monte Carlo treatment planning for stereotactic radiosurgery'. Radiother. Oncol., 49(1), 73-84.

[17] Krieger, T. and Sauer, O. A. (2005). 'Monte Carlo versus pencil beam/ collapse cone dose calculation in a heterogeneous multi layer phantom'. Phys. Med. Biol., 50(5), 859-868. doi:10.1088/0031-9155/50/5/010.

[18] Kry, S. F., Lye, J., Clark, C. H., Andratschke, N., Dimitriadis, A., Followill, D., Howell, R., Hussein, M., Ishikawa, M., Kito, S., Kron, T., Lee, J., Michalski, J., Monti, A. F., Reynaert, N., Taylor, P., Venables, K., Xiao, Y. and Lehmann, J. (2021). 'Report dose-to-medium in clinical trials where available, a consensus from the global harmonisation group to maximize consistency'. Radiotherapy and Oncology, 159, 106-111. doi.org/10.1016/j.radonc.2021.03.006.

[19] Chen, L., Huang, B., Huang, X., Cao, W., Sun, W. and Deng X. (2018). 'Clinical evaluation for the difference of absorbed doses calculated to medium and calculated to water by Monte Carlo method'. Radiation Oncology, 13(137), 2-9. doi.org/10.1186/s13014-018-1081-3.