

Tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımlarının dozimetrik kontrolü

Dosimetric control of dose distribution calculated in computerized treatment planning system

Sevim ŞAHİN,¹ Orhan GÜRLER,² Sema GÖZCÜ,¹ Meral KURT,¹ Kansu ŞENGÜL,¹ Ali ALTAY,¹ Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ,¹ Lütfi ÖZKAN¹

¹Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Bursa;

²Uludağ Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü, Bursa

AMAÇ

Çalışmanın amacı, bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde (BTPS) hesaplanan doz değerleri ile farklı volümlü iyon odaları ve linear 2D-Array kullanılarak ölçülen dozları karşılaştırarak dozimetrik kontrolü sağlamaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Farmer, Semiflex ve PinPoint iyon odalarıyla ölçümleri alınan alanlar BTPS’de oluşturuldu. 2D-Array ile açık alan, izosentrik, oblik ve wedge filtreli alanlarda ölçümler alındı. Bu alanlar BTPS’de oluşturularak nokta doz okumaları yapıldı ve profilleri oluşturuldu. Ölçülen ve planlanan izodoz dağılımları karşılaştırıldı.

BULGULAR

PinPoint iyon odasının en yüksek, Farmer iyon odasının ise en düşük doz okuması yaptığı görüldü. BTPS ile en uyumlu sonuçlar Semiflex iyon odasıyla elde edildi. 2D-Array kullanılarak yapılan okumalarda merkezi ekseninde BTPS ile uyum gözlenirken, build-up ve penumbra bölgelerinde %20’lere çıkan fark gözlemlendi.

SONUÇ

İyon odası ölçümleri incelendiğinde, BTPS’ye en yakın sonuçlar Semiflex iyon odası ile elde edilmiştir. 2D-Array kullanılarak yapılan okumalarda gözlenen uyumsuzluğun nedenleri; build-up bölgesindeki doz değişkenliği ve ışın modellemesinde ölçülen profiller ile algoritma tarafından oluşturulan profillerin penumbra bölgelerinde tam olarak çakışmaması olarak bulundu.

Anahtar sözcükler: Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi; linear 2D-Array; radyoterapide kalite kontrol.

OBJECTIVES

The purpose of this study is providing dosimetric control by comparing dose values calculated in computerized treatment planning system (CTPS) and measured by Linear 2D-Array and ion chambers of various volumes.

METHODS

Fields measured by Farmer, Semiflex and PinPoint ion chambers were created in CTPS. Using Linear 2D-Array, measurements were done in open, isocentric, oblique and wedge filtered fields which created in CTPS. Dose values were compared.

RESULTS

PinPoint ion chamber measured top dose values whereas Farmer ion chamber measured low values. The most compatible results with CTPS were obtained by Semiflex ion chamber. However, in 2D-Array measurements, concordance was observed with CTPS in central axis, difference reached 20 % in build-up and penumbra regions.

CONCLUSION

The most compatible results with CTPS were obtained by Semiflex ion chamber. Reasons of discordance in 2D-Array measurements were found as; variable dose around build-up region, and not to obtain the exact superpose of profiles’ penumbra region.

Key words: Computerized treatment planning system; linear 2D-array; quality assurance in radiotherapy.

Kanser günümüzün en önemli sağlık problemlerinden biridir. Tüm kanserli hastaların %60-80'i hastalık tanısı aldıktan sonra geçen süreçte en az bir kez radyoterapi görmekteyler. Radyoterapide en önemli kural, tümöre maksimum dozu verirken, çevresindeki riskli organların ve sağlıklı dokuların mümkün olan en az dozu almasını sağlamaktır. Bu amaca yönelik olarak üç boyutlu konformal radyoterapi (3D CRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT), organ hareketlerini takip ederek yapılan görüntü takipli radyoterapi (Image Guided Radiation Therapy, IGRT) ve tomoterapi gibi gelişmiş teknikler uygulanmaktadır.

3D CRT'de öncelikle, hastaya tedavi bölgesine göre pozisyon verme ve immobilizasyonun sağlanması gerekir. Tedavi, ilgili bölgenin bilgisayarlı tomografi (BT) kesitleri kullanılarak yapılan sanal simülasyon ile başlar. Görüntüleme yöntemine bağlı olarak, görünen tümör, kritik yapılar ve ilgili diğer organ sınırları tüm kesitlerde konturlenir.

Üç boyutlu BTPS yazılımı ile konturlenen kesitler üzerinde alanlar belirlenir. Bu sistemin en kullanışlı özelliklerinden biri, hedef volüm ve diğer yapıların görülebildiği ışın gözü görüntüsünün (Beam Eye View) elde edilmesidir. BEV opsiyonu ile hasta anatomisinin radyasyon kaynağının bulunduğu noktadan görüntüsü elde edilir.^[1] Huzmenin nokta kaynaktan çıktıktan sonra ayrılması göz önüne alınarak, hedef volüm ve risk altındaki organlara, blokların ve kolimatörlerin doğru yerleştirilmesi sağlanır. Böylece, alan marj belirlemeleri daha sağlıklı yapılabilmekte, PTV'nin (Planning Target Volume) yüksek izodoz bölgesi (tanımlanan dozun %95'inden fazla) içinde kalması sağlanabilmektedir.

Enerji, wedge ve ışın ağırlıkları seçildikten sonra planın 3 boyutlu doz hesaplatılması yapılır. Doz dağılımı değerlendirilir ve istenen izodoz dağılımı incelenir. İzodoz dağılımı PTV'yi tam olarak sarıyorsa fraksiyon sayısı, verilmesi gereken tedavi dozu ve izodoz eğrisi seçilir.

DVH (Doz Volüm Histogramı) planın değerlendirilmesinde önemli rol oynar. Tedavi planlama sistemlerinde yapılan planların diferansiyel ve

kümülatif doz-volüm histogramları elde edilir. Bu histogramlarda; bir plan için hedef tümör volümü ya da risk altındaki organların aldıkları dozlar değerlendirilebilir.^[1] Böylece uygun tedavi alanları kullanılarak tümörü oluşturan hücreler ortadan kaldırılırken sağlıklı dokular minimum zarar görür.

Planlama algoritmaları

Modern bilgisayarlı planlama sistemleri ile sanal ortamda gerçeğe en yakın doz hesaplama algoritmaları oluşturulabilir. Bu algoritmalar; düzeltme/ölçüm tabanlı algoritmalar, model tabanlı ya da Monte Carlo tabanlı olabilir.

Düzeltilme / ölçüm tabanlı algoritmalar

Bu algoritmada, referans koşullar altında düzenli tedavi alanları için su fantomunda yüzde derin doz, doz profilleri ve output faktörü ölçümleri yapılmalıdır. Hasta dozu, belirli tedavi alanları için doku eksikliği, doku inhomojenitesi gibi pek çok düzeltme uygulanarak bulunur. Bu metot tamamen ölçüm verilerine dayanır ve oldukça hızlıdır. Su fantomunda ölçülen derin dozlar arasında interpolasyon yaparak dozu hesaplar ve çeşitli derinliklerde alınan doz profillerini kullanır. Doku düzensizlikleri, inhomojenite ve ikincil elektronlar doz hesaplamasında göz ardı edilir.^[2]

Model tabanlı algoritmalar

Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanmış olan ışın karakteristikleri kullanılır. Ortamda oluşan etkileşimlerin birim elementi olan kerneller, Monte Carlo yöntemi ile hesaplanır. Doz kernel, farklı seviyelerdeki enerji aktarımını ve primer foton doku etkileşimleri ile oluşan sudaki doz depolanmasını tanımlar. Model tabanlı algoritmalar, heterojen ortamda absorbe dozun daha gerçekçi tanımlanmasını yapar. Hasta kesitlerindeki Hounsfield Unit ile inhomojen hasta anatomisi daha iyi örneklenir.

Primer fotonların hesaplanan enerji akısı, hasta-da enerji absorpsiyon ve transportunun hesabı inputdata olarak kullanılır.^[2]

FFT convolution ve superposition algoritmaları volümde depolanan dozu iki kısımda hesaplar.

İlk olarak primer kernelleri kullanarak primer elektron dozunu ve daha sonra saçılma kernellerini kullanarak saçılan foton dozunu hesaplar.

FFT *convolution*, kernelleri kartezyen koordinatlarda gösterir ve her yerde değişmez. Superposition ise kernelleri küresel koordinatlarda gösterir ve lokal elektron yoğunluğu varyasyonlarıyla değişime izin verir. Böylece inhomojen yapılarda daha iyi sonuç elde edilir.

Monte Carlo tabanlı algoritmalar

Madde içinde çok sayıda foton ve parçacığın etkileşimini simüle eder. Foton ve elektronların olası etkileşimlerini belirlemek için temel fizik yasaları kullanılır. En doğru doz hesaplama algoritması olarak kabul edilir.^[2]

Monte Carlo algoritmasında, simülasyona E enerjili bir foton veya elektronla başlanır.

Ortamda hareket edecek parçacığın hareket mesafesi belirlenir. Yani etkileşim koordinatları girilir. Oluşabilecek etkileşimlerin türleri yazılır. Oluşacak parçacığın enerjisi ve yönü belirlenir. Tüm bu adımlar parçacığın enerjisi alt limitin altına inene kadar veya parçacık ilgilenilen bölgenin dışına çıkana kadar tekrarlanır.

Tedavi planlama sisteminin kalite kontrolü

Radyoterapide klinik sonuçları en iyi seviyeye getirmek ve tedavi alan her hasta için yüksek ve gerekli kaliteyi sağlamak için kayda değer çaba harcanmaktadır. Radyoterapi süreci oldukça karmaşıktır. İyi radyoterapi sonuçları ve tedavi güvenliği, planlanan radyasyonun belirlenen hedef alana doğru dozda verilmesi ile elde edilir. Radyoterapide kalite kontrolün amacı, planlama ve tedavinin her aşamasında oluşabilecek hataları önlemektir.^[3] Bu nedenle tedavi aygıtları ve simülatörlerin, tedavi planlamanın, hastaya ait bilgilerin belli aralıklarla ölçülmesi ve kontrol edilmesi gerekmektedir.

Hasta tedavisinde kalitenin sağlanması için BTPS'de hesaplanan doz dağılımlarının dozimetrik araçlar kullanılarak doğruluğunun kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu araçlar, iyon odası, film dozimetre, termoluminesans dozimetre (TLD) veya 2D-Array olabilir.

Bu çalışmanın amacı, bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde (BTPS) hesaplanan doz değerleri ile farklı volümlü iyon odaları ve linear 2D-Array kul-

lanılarak ölçülen nokta dozları karşılaştırarak tedavi planlama sisteminin dozimetrik kontrolünü sağlamaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada Siemens MD2 lineer hızlandırıcıda 6 MV foton enerjisi kullanıldı. Ölçümler yapılmadan önce output değerleri uygun sıcaklık ve basınç koşullarında kontrol edildi. Siemens SOMATOM Emotion Duo BT ve simülatör ünitesi kullanılarak RW3 katı su fantomlarının ve 2D-Array'in tomografisi çekildi. Dış konturlaması yapıp bilgisayarlı planlama sistemine aktarıldı.

Katı su fantomu ölçümleri, RW3 katı su fantomu kullanılarak merkezi ekseninde 6 MV foton enerjisinde $d=10$ cm'de; 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 9x9, 10x10, 12x12 ve 15x15 cm² alanda SSD 100 cm'de PTW Semiflex, PTW Farmer, PTW PinPoint iyon odaları ve PTW Unidos elektrometre kullanılarak yapıldı. Her bir ışınlama için 100 MU uygulandı. Ölçümlerde her iyon odası için özel dizayn edilmiş katı su fantom plakası kullanıldı. Her bir ölçüm 3 kez tekrarlanıp ortalaması alındı.

2D-Array ile yapılan ölçümlerde, 6 MV foton enerjisi için, 5x5 ve 10x10 alanlarda SSD=100 cm'de alan merkezinde ve merkezden 1, 5, 7 cm uzaklıkta, $d=1$, $d=3$, $d=5$, $d=8$ ve $d=10$ cm derinliklerinde nokta doz değerleri ölçüldü. Ayrıca SSD=85 cm'de, $d=15$ cm'de nokta doz değerleri ölçüldü. Yine bu enerjiler için 5x5 ve 10x10 alanlarda SSD=100 cm'de rutinde sık kullanılan 15, 30 ve 45 wedge filtreler kullanılarak SSD=100 cm'de $d=1$, $d=3$ ve $d=5$ cm derinliklerinde nokta doz ölçümü yapıldı.

Son olarak, $G=45$ için her iki foton enerjisinde 5x5 ve 10x10 alanlarda $d=1$, $d=3$ ve $d=5$ cm için nokta doz ölçüldü. Her bir ışınlama için 100 MU uygulandı.

Tüm alanların planları CMS XIO tedavi planlama sisteminde *convolution* algoritması kullanılarak hesaplatıldı. Dozimetrik ekipmanlar ile yapılan ölçümler sonrası elde edilen veriler ile planlama sisteminde hesaplatılan değerler PTW Verisoft 3.1 ve PTW Multicheck dozimetri yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı.

Tablo 1

Çeşitli kare alanlarda, 6MV foton enerjisinde Farmer, Semiflex, Pinpoint iyon odaları ve BTPS verileri

Alan cm ²	BTPS cGy	Farmer iyon odası cGy	% Fark	Semiflex iyon odası cGy	% Fark	PinPoint iyon odası cGy	% Fark
3x3	53.1	51.1	3.9	54.9	3.2	56.0	5.0
4x4	57.0	54.6	4.3	57.1	0.1	56.7	0.5
5x5	59.4	56.9	4.3	59.1	0.5	58.7	1.1
6x6	61.2	58.7	4.2	60.9	0.4	60.5	1.15
7x7	63.1	60.4	4.4	62.5	0.9	62.1	1.61
8x8	64.4	61.7	4.3	63.8	0.9	63.5	1.4
9x9	65.7	63.0	4.2	65.0	1.5	64.7	1.5
10x10	67.0	64.1	4.5	66.0	1.5	65.8	1.8
12x12	68.8	66.0	4.2	69.3	0.7	69.0	0.2
15x15	71.0	68.0	4.4	71.4	0.5	71.2	0.2

BULGULAR

6 MV foton enerjisi kullanılarak yapılan iyon odası ölçümleri, BTPS ile karşılaştırıldığında, tüm iyon odaları için hata oranının %5'in içinde olduğu Tablo 1'de gösterilmiştir.

Hassas volümlü PinPoint iyon odasının en yüksek doz okuması yaparken, Farmer iyon odasının en az doz okuması yaptığı görülmektedir. BTPS ile en uyumlu sonuçlar Semiflex iyon odası ile elde edilmiş, aradaki fark en küçük alan olan 3x3 cm² hariç, %1.5'den az olduğu görülmüştür.

PTW Verisoft yazılımı ile yapılan plan karşılaştırmalarında elde edilen izodoz dağılımları ve alan doz profilleri incelenmiştir. 2D arrayle alınan ölçümler BTPS'den elde edilen koronal kesitlerle Verisoft yazılım programı kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırmada Gamma Index metodu kullanıldı. Bu metod karşılaştırmaları, 3 mm uyuşma mesafesi (DTA; *distance to agreement*), %3 doz farkı (DD; *dose-difference*) tolerans limiti olarak yapılmaktadır. Hızlı doz düşüşü olan bölgelerde, özellikle penumbra bölgesinde karşılaştırma yapılırken bu limitler yükseltilebilmektedir. Bu çalışmada tolerans limitleri 3 mm'de %3 olarak alınmıştır.

Buna göre 3 mm uyuşma mesafesinde, %3 doz farkı kriteri için gamma değerlendirmesini geçen noktalar bulundu. Doz dağılımlarında planlama ile ölçüm değerleri arasında uyum gözlenirken, pe-

numbra bölgesindeki uyumsuzluklar dikkat çekmiştir.

Tablo 2'de 2D-Array ile yapılan açık alan okumalar gösterilmiştir. 2D-Array ile yapılan açık alan ölçümlerde bazı farklılıklar görülmektedir. Build-up ve penumbra bölgelerindeki farklılıklar %20'lere kadar çıkmaktadır. 6 MV enerjisi için tüm alanlarda build-up bölgesi dışında kalan bölgelerdeki merkezi eksen okumaları %2'nin altındadır.

Şekil 1'de 6 MV foton enerjisi kullanılarak 10x10 cm² alanda G=45°'de SSD=100 cm'de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile karşılaştırılmış izodoz profilleri görülmektedir. Penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken, izodoz dağılımı incelendiğinde %23'e varan fark gözlenmiştir.

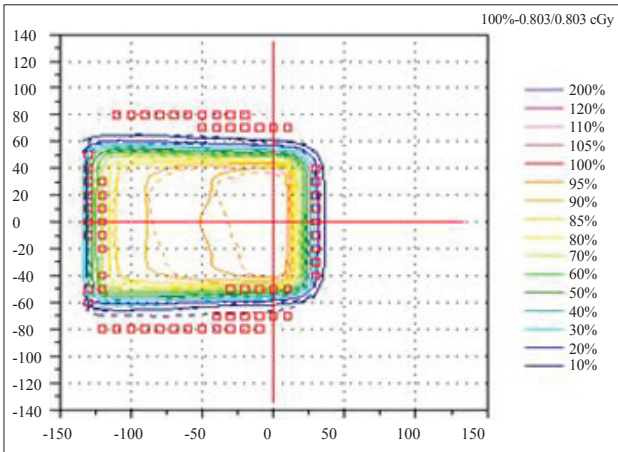
Şekil 2'de 6 MV foton enerjisi kullanılarak 10x10 cm² alanda 15° wedge filtre kullanılarak SSD=100 cm'de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile elde edilen izodoz dağılımı incelendiğinde, penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken, %10'a varan fark gözlenmiştir.

6 MV foton enerjisi kullanılarak 10x10 cm² alanda 30° wedge filtre kullanılarak SSD=100 cm'de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile elde edilen izodoz dağılımı dağılımı, penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken, %12'ye varan farklılık gözlenmiştir. Aynı şekilde 45° wedge filtre kullanılarak SSD=100 cm'de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile elde edilen izodoz dağı-

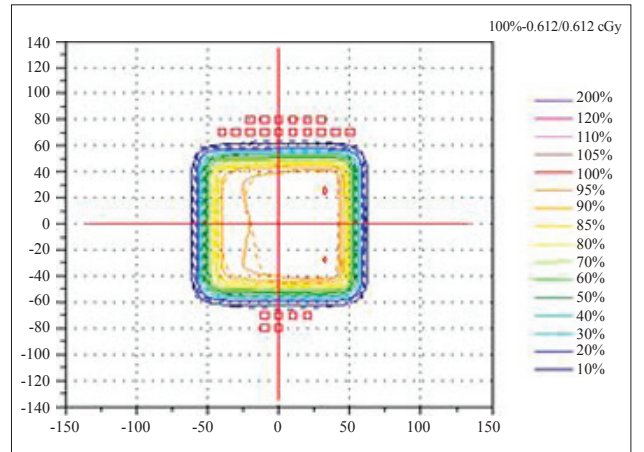
Tablo 2

2D-Array ile yapılan açık alan doz ölçümleri

Derinlik (cm)	X	5x5 cm SSD=100 cm			10x10 cm SSD=100 cm		
		Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark	Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark
1	0	86.4	93.0	7.0	92.5	96.1	3.7
	-1	85.6	92.0	6.9	92.3	93.3	1.0
	5	1.3	2.0	3.5	50.7	44.9	11.4
	7	0.9	1.0	11.1	3.1	3.0	3.3
3	0	88.0	87.0	1.1	94.3	93.8	0.5
	-1	82.5	86.0	4.0	94.1	93.3	0.8
	5	1.5	1.9	21.0	56.6	47.7	15.7
	7	0.9	1.0	11.1	3.1	3.3	6.0
5	0	78.9	78.0	1.1	86.1	85.6	0.5
	-1	78.2	77.0	1.5	85.9	85.1	0.9
	5	1.6	2.0	20.0	56.6	48.8	15.9
	7	0.9	1.0	11.1	3.9	5.0	22.0
8	0	66.8	66.0	1.2	74.3	73.9	0.5
	-1	66.1	65.0	1.6	74.1	73.0	1.5
	5	1.8	2.0	10.0	54.7	53.4	2.4
	7	0.9	1.0	11.1	4.4	5.0	12.0
10	0	59.5	58.9	1.01	67.1	66.9	0.2
	-1	58.9	58.7	0.3	66.9	66.2	1.0
	5	1.9	2.4	20.8	51.6	53.1	2.8
	7	0.9	1.2	25.0	4.9	6.0	18.3



Şekil 1. 6 MV 10x10 cm² G=45° SSD=100 d=5 cm izodoz dağılımı.



Şekil 2. 6 MV 10x10 cm² W=15° SSD=100 d=5 cm izodoz dağılımı.

Renkli şekiller derginin online sayısında görülebilir. (www.onkder.org)

lımı incelendiğinde, penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken %16'ya varan farklılık gözlenmiştir.

TARTIŞMA

Radyoterapi tedavi güvenliği, planlanan radyasyonun belirlenen hedef alana doğru dozda verilmesi ile elde edilir. Bu amaçla radyoterapi bilgisayarlı planlama sistemlerinin doz hesaplama algoritma sürecinin dozimetrik kontrolünü yapılması zorunludur. Çalışmamızda, Farmer, Semiflex ve PinPoint iyon odaları ile 2D-Array kullanılarak bilgisayarlı tedavi planlama sisteminin dozimetrik kontrolü yapıldı. Doz verifikasyon bölgeleri olarak ise ışınlama alanı, penumbra bölgesi, ışınlama alanı dışı, build-up bölgesi ve merkezi eksen belirlendi.

6 MV foton enerjisi kullanılarak yapılan iyon odası ölçümleri, BTPS sonuçları ile karşılaştırıldığında, tüm iyon odaları için hata oranının %5'in içinde olduğu görüldü. En yüksek doz okuması PinPoint iyon odası ile elde edildi. BTPS ile en uyumlu sonuçlar Semiflex iyon odası ile elde edildi, en küçük alan olan 3x3 cm² hariç, farkın %1.5'den az olduğu görüldü. Konvansiyonel radyoterapi için kabul edilebilir hata payı ICRU^[4] tarafından ±%5 olarak belirlenmiştir.

Leybovich ve ark.^[5] *absolute* doz verifikasyonunda farklı hacme sahip 3 iyon odasıyla yaptıkları çalışmada büyük volümlü iyon odasının *absolute* doz açısından hesaplanan değerlere daha yakın sonuçlar verdiğini bulmuşlardır.

Gonzalez-Castano ve ark.^[6] Farmer, PinPoint ve Semiflex iyon odalarını kullanarak yaptıkları çalışmada, Farmer iyon odası ile elde ettikleri sonuçların BTPS'ye daha yakın olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Laub ve ark.^[7] ise 0.6 cm³ Farmer iyon odası ve 0.015 cm³ PinPoint iyon odası ile yaptıkları ölçümleri hesaplanan değerler ile karşılaştırdıklarında 0.015 cm³ volümlü iyon odasının hesaplanan değerlere daha yakın sonuçlar verdiğini görmüşlerdir.

Yaptığımız çalışmada, BTPS'de hesaplanan dozlar ile 2D-Array ölçülen dozlar arasındaki farklar build-up ve penumbra bölgeleri dışında,

%4'ün içindeydi. Ancak penumbra bölgesi ve alan dışı noktalarda görülen farklılık, beklenildiği gibi %4'ün çok üzerindeydi. Build-up bölgesindeki doz ile planlama sisteminin hesapladığı doz değerleri arasındaki farklılık %25'lere kadar çıktığı gözlemlendi. Bu sonuçlar literatürle uyumlu bulunmuştur.^[8-10]

Van Dyk,^[8] ışınlama alanı içinde ve alan dışı bölgelerde %3, build-up bölgesinde 4 mm ve merkez ekseninde %4 tolerans olabileceğini bildirmiştir. Task Group 53,^[9] ışınlama alanı içindeki toleransları açık alan için %1-2, MLC, blok, asimetrik alan için %3, farklı SSD'deki alan için %1.5 ve inhomojen bölge için %5 olarak belirlemiştir. Alan dışı bölgelerde ise, açık alan için %2-5, blok için %3, wedge, MLC ve bolus için %5 ve inhomojen bölge için %5 tolerans belirtirken, build-up bölgesinde %20-50 ve merkez ekseninde %1-3 toleransı kabul etmiştir.

SGSMP (Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics),^[10] ışınlama alanı içinde %2, alan dışı bölgelerde %3, build-up bölgesinde 3 mm ve merkezi ekseninde %4 tolerans olabileceğini bildirmiştir.

Wiezorek ve ark.^[11] çalışmalarında 3 adet 2D detektör sisteminde (Mapcheck diyot sistemi, IMRT QA sistilasyon detektörü ve seven 29 iyon chamber) elde ettikleri sonucu Konrad BTPS'de hesaplanan değerlerle ve standart dozimetrik aletlerle ölçülen değerlerle karşılaştırmışlardır. Bu 2D detektörlerle elde ettikleri dozların BTPS'de hesaplanan dozlara göre deviasyonu, değişken doz bölgelerinde bile %5'i geçmemektedir.

2D-Array'in duyarlılık, linearite ve tekrar kullanılabilirliği gibi özellikleri Spezi ve ark.^[12] ile Poppe ve ark.^[13] tarafından araştırılmıştır, IMRT planlarının doğrulaması için oldukça verimli ve kullanışlı olduğu sonucuna varmışlardır.

Saminathan ve ark.^[14] 6 ve 18 MV'de 2D-Array kullanarak 10x10 cm² alanda elde ettikleri sonuçları tedavi planlama sistemiyle karşılaştırmışlar, %95'e varan uyum gözlemlemişlerdir.

Build-up bölgesindeki farklılıkların sebepleri; bu bölgede dozun değişken olması, bu bölgede hesaplama algoritmalarının yetersiz kalması, farklılık

planlama sistemlerinde ışın modellemesi sırasında ölçülen profiller ile algoritma tarafından oluşturulan profillerin penumbra bölgelerinde tam olarak çakışmamasından ve doğru ölçüm yapmanın zorluğu olarak bulundu.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar doğrultusunda, hem iyon odalarının hem de 2D-Array'in ölçümlerinde BTPS *convolution* algoritması ile elde edilen doz hesaplarının gerçeğe yakın ve literatürle uyumlu olduğu bulunmuştur. Ayrıca 2D-Array'in BTPS kalite kontrolünde oldukça başarılı olduğu, özellikle merkez ekseninde minimum hata payı ile sonuca ulaştığımız görülmektedir. 2D-Array, pratik kurulumu ve hızlı sonuç elde etmesi ile tedavi plan doğrulamaları için hem zaman tasarrufu sağlayacak, hem de plan doğruluğunu maksimum düzeyde sağlayarak kaliteli tedaviye ulaşılmasına yardımcı olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Khan FM. The Physics of radiation therapy. 3rd ed. Minnesota: Williams & Wilkins; 2003.
2. Evans MDC. Computerized treatment planning systems for external photon beam radiotherapy. International Atomic Energy Agency Publication. Montreal, Quebec, Canada: 2006. p. 387-406.
3. Stuk, Radiation and Nuclear Safety Authority, Quality Assurance in Radiotherapy, Guide ST 2.1, 2003
4. International comission on radiation units and measurements. Report 62, Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
5. Leybovich LB, Sethi A, Dogan N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. Med Phys 2003;30(2):119-23.
6. González-Castaño D, Pena J, Sánchez-Doblado F, Hartmann GH, Gómez F, Leal A. The change of response of ionization chambers in the penumbra and transmission regions: impact for IMRT verification. Med Biol Eng Comput 2008;46(4):373-80.
7. Laub WU, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. Med Phys 2003;30(3):341-7.
8. Van Dyk J. Quality assurance of radiation therapy planning systems: current status and remaining challenges. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2008;71:23-7.
9. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, Van Dyke J. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med Phys 1998;25(10):1773-829.
10. SGSMP (Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics): Vanselaar J, Welleweerd H, Munheer B: Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculation of treatment planning systems, Elsevier Radiotherapy and Oncology, 2009.
11. Wiezorek T, Banz N, Schwedas M, Scheithauer M, Salz H, Georg D, et al. Dosimetric quality assurance for intensity-modulated radiotherapy feasibility study for a filmless approach. Strahlenther Onkol 2005;181(7):468-74.
12. Spezi E, Angelini AL, Romani F, Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. Phys Med Biol 2005;50(14):3361-73.
13. Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, Kollhoff R, Rubach A, Willborn KC, et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. Med Phys 2006;33(4):1005-15.
14. Saminathan S, Manickam R, Chandraraj V, Supe SS. Dosimetric study of 2D ion chamber array matrix for the modern radiotherapy treatment verification. J Appl Clin Med Phys 2010;11(2):3076.