

Yoğunluk ayarlı radyoterapide doz doğruluğunun farklı ölçüm yöntemleriyle araştırılması

Investigation of dose accuracy using different measurement methods in intensity-modulated radiation therapy

Zeynep Pınar KALENDER, İnci KINGİR, İsmail Faruk DURMUŞ,
Nazmiye KESEN, Hatice BİLGE

Istanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, Sağlık Fiziği Bilim Dalı, İstanbul

AMAÇ

Bu çalışmada, prostat kanserli hastaların yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ile tedavisinde, tedavi planlama sisteminde (TPS) hesaplanan merkezi eksen ve referans derinlikteki nokta dozların doğruluğu farklı ölçüm yöntemleriyle araştırıldı.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada, 10 prostat hastasının YART planları, lineer hızlandırıcı cihazında tedavi edilecek şekilde hazırlandı. Bu planlar, ölçüm yapılacak su eşdeğeri katı fantoma aktarılarak her bir hasta için kalite kontrol planları (QC) oluşturuldu. Kontrol planları gantri, kolimatör, masa açıları gerçek ve 0 derece olmak üzere iki farklı şekilde hazırlandı. Ölçümler 5 cm derinlikte film ve farklı hacimli iyon odaları kullanılarak yapıldı. Ölçüm yöntemi ile elde edilen dozlar TPS ile hesaplanan dozlarla karşılaştırıldı.

BULGULAR

Gerçek ve 0 derece gantri, kolimatör ve masa açılarında hazırlanan QC planlarında, ölçülen ve TPS ile hesaplanan dozlar arasındaki fark sırasıyla en fazla %3.87 ve %1.26 olarak EBT3 film ile elde edildi.

SONUÇ

Gantri, kolimatör ve masa açıları 0° olarak hazırlanan QC planlarında hesaplanan dozun ölçüm yöntemleriyle uygunluğu, gerçek açılarıyla hazırlanan QC planlarına oranla daha fazladır.

Anahtar sözcükler: Absorbe doz; gafchromic EBT3 film; iyon odaları; YART (IMRT).

OBJECTIVES

In the treatment of prostate cancer using intensity-modulated radiation therapy (IMRT), investigation of the accuracy of the calculated doses center point of the axis and the reference depth with the different methods.

METHODS

In the study, 10 prostate IMRT plans were prepared to be treated linear accelerator. These plans were transferred to the water equivalent solid phantom for quality control (QC) plans of each patient. QC plans, gantry, collimator and table angles of original and 0 degrees were created in two different ways. The measurements were performed using film and ion chambers with different volumes at 5 cm depth. Doses obtained with measurement methods, were compared by calculated doses in TPS.

RESULTS

QC plans prepared with actual angle and 0 degree of gantry, collimator and table, the difference of dose between measured and calculated by TPS were 3.87% and 1.26% with EBT3, respectively.

CONCLUSION

The agreement of calculated and measured doses, QC plans prepared with gantry, collimator and table angle 0 is higher than QC plans prepared with actual angles.

Key words: Absolute dose; gafchromic EBT3 film; ionization chambers; IMRT.

Radyoterapinin temel amacı, radyasyon dozunu hedef hacme verirken, normal dokuların radyasyondan minimum derecede etkilenmesini sağlamaktır. Radyoterapi sırasında, tümör hücreleri yok edilmeye çalışılırken çevre dokulardaki sağlıklı hücreler de radyasyondan etkilenip zarar görebilmektedir. Radyasyona bağlı olarak erken ya da geç dönemde bazı yan etkiler ortaya çıkabilmektedir. Bu yan etkilerin azaltılabilmesi için normal dokular maksimum seviyede korunabilmelidir. Bu amaçla geliştirilen son teknolojilerden biri yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğidir (YART).^[1]

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, normal dokular da tolere edilebilecek dozların altında kalıp, tümöre istediğimiz dozu vermemizi sağlayan bir yöntemdir. YART planlarında, alanlar farklı MLC (Multileaf Collimator) pozisyonlarına sahip alt alanlara bölünür. Uniform yoğunluktaki bu alt alanların toplamıyla doz yoğunluğu istenildiği gibi ayarlanmış alanlar elde edilmektedir. Böylece hedef hacme istenilen doz verilirken, sağlıklı doku düşük doz almaktadır. Prostat kanserlerinin tedavisinde radyoterapi önemli bir tedavi seçeneğidir. Prostat radyoterapisinde YART tedavi tekniği yaygın olarak kullanılmaktadır. YART tedavi tekniğinin başarılı olabilmesi için verilen dozun hastaya doğru aktarıldığından emin olunması çok önemlidir. Bu nedenle verilen doz ölçülerek kontrol edilmelidir.^[2,3]

Hastaya özel kalite kontrol (quality control - QC) planlarının doğrulanması için, doz dağılımı ve referans nokta dozu kontrol edilmektedir. Noktasal doz ölçümlerinde küçük hacimli iyon odası, film, termoluminesans dozimetre (TLD) gibi ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır.^[4]

Bu çalışmanın amacı, YART tekniği kullanılarak tedavi planlama sisteminde (TPS) hazırlanan 10 prostat hastasına ait tedavi planlarında merkezi eksen, referans derinlikte absorblanan dozun doğruluğunun film dozimetrisi ve farklı hacimli iyon odaları kullanılarak kontrol edilmesidir. Çalışmada, QC planları, hasta planındaki gibi gerçek ve 0 derecedeki gantri, kolimatör ve masa açılarındaki oluşturularak her iki teknik için TPS'de hesaplanan doz ile ölçüm sonuçlarının uygunluğu araştırılmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM

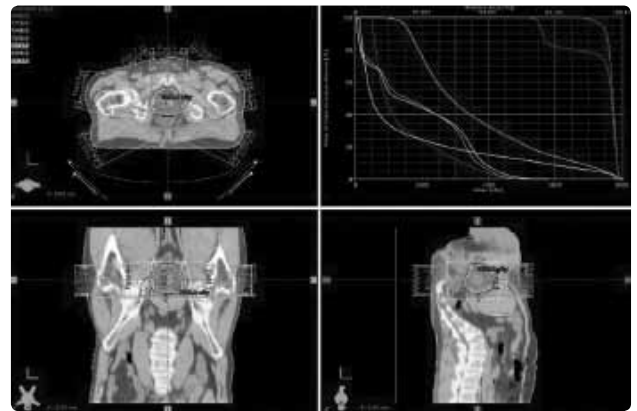
YART Tedavi ve Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması

Varian Eclipse 8.9.17 (Varian Medical Systems, ABD) TPS'de, küçük hacimli 10 prostat hastasının YART tedavi planları Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) algoritması kullanılarak oluşturuldu. Hasta grubu seçiminde özellikle YART alanlarının kendi içinde bölünmeyen alanlardan oluşmasına dikkat edildi.

Planlarda, Varian DHX (Varian Medical Systems, ABD) lineer hızlandırıcının 6 MV foton enerjisi ve gantri 0°, 40°, 80°, 120°, 240°, 280°, 320° açılarındaki alanlar kullanıldı. Planlanan hedef volüm (PTV), PTV54 ve PTV74 volümleri belirlenmiş hastaların, PTV74 volümünün merkezi izosantır olarak seçildi. YART planlarının optimizasyonunda PTV volümlerinin almasını istediğimiz doz değerleri ve kritik organların tolerans değerleri tanımlanarak YART planları oluşturuldu. Şekil 1'de TPS'de oluşturulan YART planı gösterilmektedir.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi QC planlarının hazırlanması için dört farklı fantom düzeneğinin (EBT3 film, 0.6 cc, 0.125 cc ve 0.015 cc iyon odaları kullanılarak) BT'si The Brilliance Big Bore (Philips, The Netherlands) 4 boyutlu BT cihazında çekildi. BT görüntüleri Eclipse 8.9.17 TPS'de YART QC fantomu olarak kullanıldı.

Merkezi eksen doz doğrulama işlemi için, hastalara ait YART planları, gantri, kolimatör ve masa



Şekil 1. Tedavi planlama sisteminde oluşturulan prostat yoğunluk ayarlı radyoterapi planı.

açıları değiştirilmeden orjinal değerlerde ve 0 derecede YART QC fantomu üzerine aktarıldı.

EBT3 film ve üç farklı hacimli iyon odaları ile oluşturulan QC planlarında, fantoma aktarılan YART planlarının izosantırı 5 cm derinlikte, SSD 95 cm olacak şekilde yeniden hesaplatılarak YART QC planları oluşturuldu.

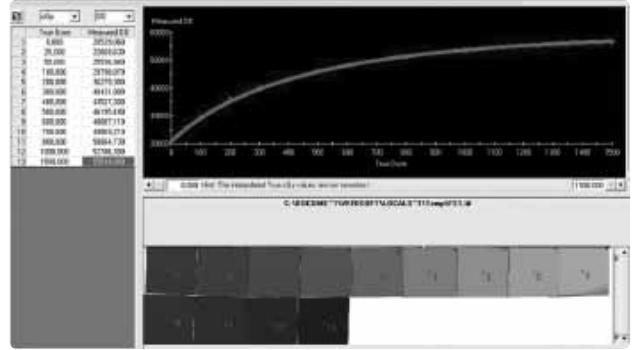
Film Dozimetresi ile Referans Nokta Doz Ölçülmesi

GAFCHROMIC EBT3 (International Specialty Products, Wayne, NJ, USA) filmi, EBT2 filminin geliştirilmesi ile elde edilmiştir. İki filmde de aktif tabaka aynıdır. Ancak EBT3 özel polyester alt tabaka içermektedir. EBT3 filmin yapısı simetriktir, 30 mikron aktif tabakanın her iki yüzeyi 125 mikron polyester tabaka ile kaplıdır, böylece EBT2'nin hangi tarafın tarayıcının üstüne yerleştirileceğine dikkat edilmesi gerekliliği ortadan kalkmıştır. EBT3 eksternal radyoterapide, radyocerrahide ve brakiterapide doz ölçümlerinde kullanılabilir. EBT3 için ışınlama sonrası herhangi bir kimyasal ihtiyacı veya karanlık oda ihtiyacı yoktur.^[5]

Kalibrasyon için 3x3 cm² Gafchromic EBT3 filmler kullanıldı. RW3 katı su fantomunda, 6 MV foton enerjisinde 5 cm derinliğe, SSD 95 cm olacak şekilde yerleştirilen filmler, 10x10 cm² alan boyutunda 25-1000 cGy doz aralığında ışınlandı. Işınlanmamış bir film de eklenerek, filmler 24 saat sonra Epson 10000XL (America Inc., Long Beach, CA) flatbed film tarayıcısında tarandı ve PTW Verisoft software (PTW-New York Corp., Hicksville, NY) programı ile optik yoğunluklar okunarak kalibrasyon eğrisi oluşturuldu. Kalibrasyon filmleri ve kalibrasyon eğrisi Şekil 2'de gösterilmektedir.

Merkezi eksen referans nokta doz ölçüm düzeneği Gafchromic EBT3 film, PTW RW3 katı su fantomundan oluşmaktadır. EBT3 filmin altına 10 cm, üstüne 5 cm PTW RW3 (Freiburg, Germany) katı su fantomu yerleştirildi (Şekil 3). 100 cm SAD mesafesi filmin merkezi ile çakışacak şekilde ayarlandı. Gantri, kolimatör ve masa açıları gerçek açıları ve 0 derecede hazırlanan 10 hastaya ait YART QC planları ışınlandı.

Işınlanan filmler, ışınlamadan 24 saat sonra



Şekil 2. 6 MV'de elde edilen EBT3 kalibrasyon eğrisi ve kalibrasyon filmleri.



Şekil 3. Farklı hacimli iyon odaları ve film dozimetresi için ölçüm düzeneği.

EpsonXL 10000 tarayıcıda tarandı. Filmler Image J programı kullanılarak renk kanallarına ayrıldı. Değerlendirme için kırmızı kanal seçilerek filmin kullanıldığı kutu için oluşturulan film kalibrasyon eğrisine göre kalibre edildi. Kalibrasyon sonrası elde edilen doz dağılımları Mephysto mc² yazılım programında değerlendirildi. Değerlendirme yapılırken merkezi eksen nokta doz ölçümü yapıldı. Bu merkezdeki dozlar not edildi. Ayrıca bu merkeze en yakın üç noktadaki değerlerin ortalaması alınarak önceden bulunan değer teyit edildi. TPS'de,



Şekil 4. Çalışmada kullanılan farklı hacimli iyon odaları.

merkezi eksen nokta doz ölçümü için tüm hasta planlarının izosantırları ölçüldü. Ölçüm yapılırken hastaya ait aksiyel, koronal ve sagittal kesitlerden ölçülen verilerin ortalaması alındı. EBT3 film ile ölçülen merkezi dozlar, aynı koşullarda fantomda oluşturulan QC planlarında hesaplanan merkezi dozlar ile karşılaştırıldı. Ölçüm sonuçları Şekil 5’de verilmiştir.

Farklı İyon odaları ile Nokta Dozun Ölçülmesi

Doz ölçümlerinde, PTW30010 (Freiburg, Germany) 0.6 cc Farmer tipi, PTW 31010 (Freiburg, Germany) 0.125 cc Semiflex, PTW 31014 (Freiburg, Germany) 0.015 cc Pinpoint iyon odaları ve PTW Unidos Webline T10021 model elektrometre kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan iyon odaları Şekil 4’te gösterilmiştir. İyon odalarının yapısal

özellikleri Tablo 1’de özetlenmiştir.

İyon odaları 100 cm SAD, 95 cm SSD mesa-fesinde, yüzeyden 5 cm derinlikte olacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3).

IAEA TRS-398 protokolüne göre, fotonlar için belirli bir derinlikte absorblanan doz:^[6]

$$D_{w,Q}(P_{EFF}) : M_Q \times N_{D,w,Q_0} \times k_{Q,Q_0}$$

M_Q : Basınç, sıcaklık, polarite ve yeniden birleşme faktörleri ile düzeltilmiş okuma değeri.

N_{D,w,Q_0} : İkincil standart laboratuvarının göndermiş olduğu ölçümleme katsayısıdır.

k_{Q,Q_0} : Demet kalite faktörüdür. IAEA TRS-398 protokolünden alındı.

$$M_Q : M_0 \times C_{TP} \times k_{POL} \times k_S$$

M_0 : Okuma değeri

C_{tp} : Basınç-sıcaklık düzeltmesi

k_{pol} : Polarite faktörü

k_s : Yeniden birleşme faktörü

Gantri, kolimatör ve masa açıları gerçek açıları ve 0 derecede hazırlanan 10 hastaya ait YART QC planları ışınlandı. Işınlanmadan sonra elektrometreden okunan okuma değeri IAEA’nın TRS 398 protokolüne göre absolut doza dönüştürüldü.^[6]

Çalışmada kullanılan farklı iyon odalarının her biri için ölçülen dozlar, aynı koşullarda fantomda oluşturulan QC planlarında hesaplanan dozlar ile karşılaştırıldı. Ölçüm sonuçları ve TPS hesaplama karşılaştırmaları Şekil 5, 6, 7 ve 8’de görülmektedir.

Tablo 1

Çalışmada kullanılan iyon odaların özellikleri

İyon odası	PTW 31014	PTW 31010	PTW 30010
Tipi	Pinpoint	Semiflex	Farmer
Aktif volüm	0.015 cm ³	0.125 cm ³	0.6 cm ³
Polarizasyon voltajı	400 V	400 V	400 V
Duvar materyali	PMMA+grafit	PMMA+grafit	Grafit

PMMA: Polimetil metakrilat.

BULGULAR

Hasta planındaki gerçek ve 0 derece gantri, kolimatör ve masa açılarıyla oluşturulan 10 prostat hastasının YART QC planları için EBT3 film ile merkezi ekseninde 5 cm derinlikte ölçülen dozlarla, TPS’de hesaplanan dozlar arasındaki yüzde farklar Şekil 5’te gösterilmiştir.

Hasta planındaki gerçek ve 0 derece gantri, kolimatör ve masa açılarıyla oluşturulan aynı hastaların YART QC planları için 0.6 cc iyon odası ile merkezi ekseninde 5 cm derinlikte ölçülen dozlarla, TPS’de hesaplanan dozlar arasındaki yüzde farklar Şekil 6’da gösterilmiştir.

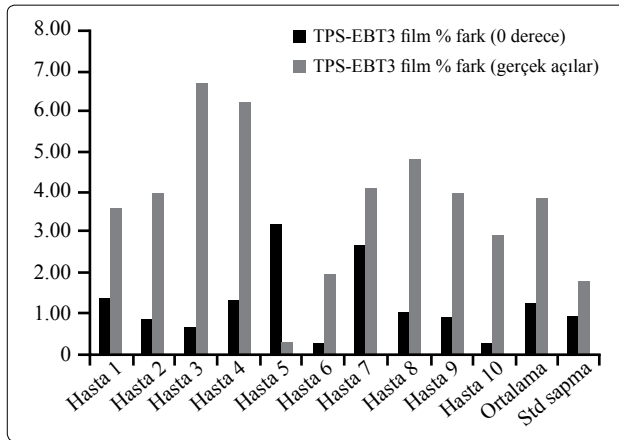
Hasta planındaki gerçek ve 0 derece gantri, kolimatör ve masa açılarıyla oluşturulan aynı hastala-

rın YART QC planları için 0.125 cc iyon odası ile merkezi ekseninde 5 cm derinlikte ölçülen dozlarla, TPS’de hesaplanan dozlar arasındaki yüzde farklar Şekil 7’de gösterilmiştir.

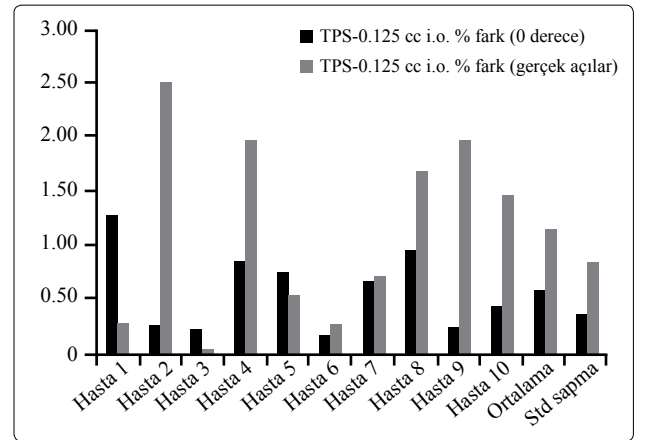
Hasta planındaki gerçek ve 0 derece gantri, kolimatör ve masa açılarıyla oluşturulan aynı hastaların YART QC planları için 0.015 cc iyon odası ile merkezi ekseninde 5 cm derinlikte ölçülen dozlarla, TPS’de hesaplanan dozlar arasındaki yüzde farklar Şekil 8’de gösterilmiştir.

TARTIŞMA

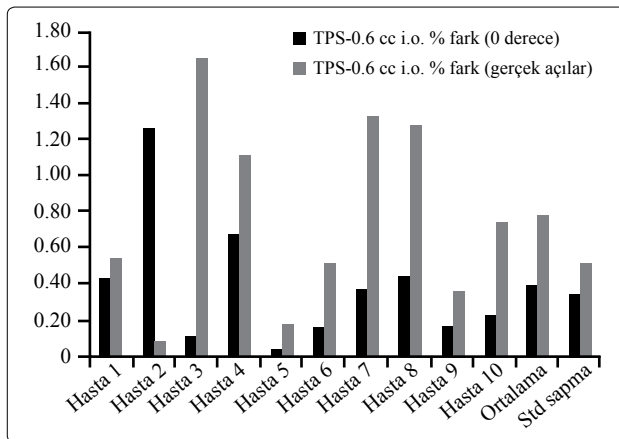
Yoğunluk ayarlı radyoterapi tedavi yönteminin temel amacı riskli organ dozunu minimum seviyede tutarken, hedef volüm için gerekli dozu homojen olarak verebilmektir. Tedavinin başarılı



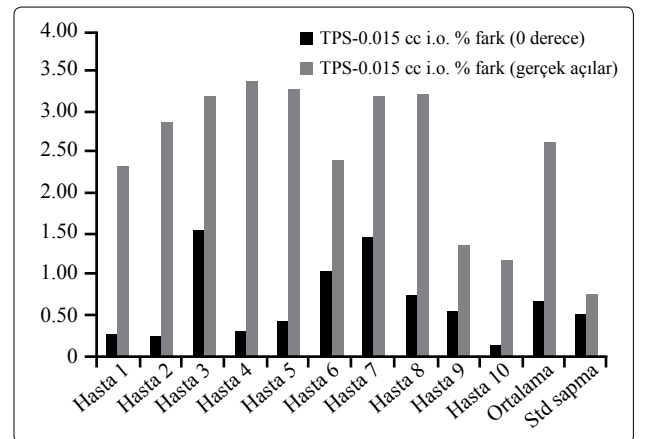
Şekil 5. EBT3 film ölçüm sonuçları ve TPS ile hesaplanan dozların karşılaştırılması.



Şekil 7. 0.125 cc iyon odası ölçüm sonuçları ve TPS ile hesaplanan dozların karşılaştırılması.



Şekil 6. 0.6 cc iyon odası ölçüm sonuçları ve TPS ile hesaplanan dozların karşılaştırılması.



Şekil 8. 0.015 cc iyon odası ölçüm sonuçları ve TPS ile hesaplanan dozların karşılaştırılması.

bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için dozun doğru bir şekilde hastaya aktarılması gerekmektedir.^[7] YART tedavi planının ve iletim tekniklerinin karmaşıklığı sebebiyle hastaya özgü tedavi öncesi planın doğruluğunun kontrolü çok önemlidir. Hastaya uygulanan tedavinin doğruluğunu kontrol etmek için birçok dozimetrik yöntem bulunmaktadır. Dozimetrik kontrol yönteminde, hastanın referans noktasındaki nokta dozun doğrulanması önemli bir adımdır. Nokta doz doğrulama işlemi, tedavi başlamadan önce olası hataları düzeltmek için yapılmalıdır.^[8] Bu amaç doğrultusunda 10 prostat YART tedavi planı hasta QC kontrolü farklı yöntem ve ölçüm araçlarıyla yapıldı.

Çalışmamızda gerçek gantri, kolimatör ve masa açıları kullanılarak TPS'de oluşturulan QC planları, ölçülen dozlarla karşılaştırıldığında ortalama farklar; EBT3 film için %3.87±1.79 (maksimum %6.7, minimum %0.3), 0.6 cc iyon odası için %0.78±0.51 (maksimum %1.65, minimum %0.08), 0.125 cc iyon odası için %1.14±0.83 (maksimum %2.51, minimum %0.04), 0.015 cc iyon odası için %2.63±0.76 (maksimum %3.37, minimum %1.18) olarak bulundu.

QC planları gantri, kolimatör ve masa açısı 0 derece yapılarak oluşturulduğunda ise farklar; EBT3 film için %1.26±0.92 (maksimum %3.2, minimum %0.25), 0.6 cc iyon odası için %0.39±0.34 (maksimum %1.26, minimum %0.03), 0.125 cc iyon odası için %0.58±0.35 (maksimum %1.27, minimum %0.17), 0.015 cc iyon odası için 0.67±0.49 (maksimum %1.55, minimum %0.14), olarak bulundu.

Zeidan ve ark.,^[9] Tomoterapi TPS'de 10 adet YART QC planının doğrulanmasında EBT film kullanmışlardır. Hesaplanan ve ölçülen dozların farkının %5'in içinde olduğunu bulmuşlardır. Hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki maksimum farkın %4.7, minimum farkın %1.3 olduğunu göstermişlerdir.

Bucciolini ve ark.,^[10] film dozimetrisinin alan boyutu ve ölçüm yapılan derinliğe bağlı olarak hassasiyet gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmalarında Kodak X-Omat XV2 film ve referans dozimetri olarak 0.6 cc Farmer ve 0.015 cc Pinpoint iyon odası kullanmışlardır. Film ve iyon odası dozimet-

rileri ile, absolut doz ölçümlerinde, hesaplanan ve ölçülen değerlerin farklarının genellikle %2 içinde olduğunu vurgulamışlardır. Çalışmalarında, filmi fantom içine yatay ve dikey yerleştirerek absolut dozu hesaplamışlardır. Absolut dozun hesaplanandan, film yatay yerleştirildiğinde %3.4, dikey yerleştirildiğinde %2.6 farklılık gösterdiğini bulmuşlardır. Çalışmamızda yatay yerleştirilen EBT3 film gerçek gantri, kolimatör ve masa açıları oluşturulan QC planlarında hesaplanan değerle %3.8, 0 derecede hazırlanan QC planlarında hesaplanan değerle ise %1.26 farklılık bulunmuştur.

Todorovic ve ark.,^[11] çalışmalarında Gafchromic EBT prototip B kullanarak dozimetrik kontrol yapmışlardır. Ayrıca çalışmada EBT prototip B filmi, GafChromic HS film ve radyografik Kodak EDR2 film ile karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda Gafchromic EBT prototip B film kullanıldığında, YART ve SRT'de planlanan ve uygulanan dozlar arasında çok küçük farklılıklar olduğu gösterilmiştir. EBT film ile yaptıkları ölçümler sonucunda, ortalama doz farklılıklarını %5'in içinde bulmuşlardır.

Syam Kumar ve ark.,^[12] RapidArc Tedavi cihazında, beş farklı hacimli iyon odası kullanarak, 15 hastanın YART QC planlarında merkezi eksen nokta doz kontrolü yapmışlardır. Çalışmalarında 0.007 cc mikro iyon odası, 0.015 cc Pinpoint iyon odası, 0.125 cc Semiflex iyon odası, 0.6 cc Farmer iyon odası ve 2D-Array kullanmışlardır. Farmer iyon odası ile yaptıkları ölçüm sonucunda ölçülen ve hesaplanan değerlerin arasındaki farkların ortalama %1.57 bulmuşlardır. Semiflex iyon odası için bu değeri %1.49, mikro iyon odası için dört hasta dışında %2'den küçük bulmuşlardır. Çalışmamızda ise Farmer iyon odası için ölçülen ve gerçek gantri, kolimatör ve masa açıları oluşturulan QC planlarında hesaplanan değerler arasındaki ortalama fark %0.78, Semiflex iyon odasında ortalama fark %1.14, Pinpoint iyon odasındaki fark %2.63 olarak bulunmuştur. Gantri, kolimatör ve masa açısı 0 derecedeki QC planlarında bu farklar sırasıyla %0.39, %0.58 ve %0.67'dir. Literatürde Semiflex ve Farmer iyon odalarının sonuçları oldukça yakın olmasına rağmen Semiflex iyon odası ile TPS'de hesaplanan değerlere daha yakın sonuçlar elde

edilmiştir. Çalışmamızda ise Farmer iyon odasıyla TPS’de hesaplanan değerlere daha yakın sonuçlar elde edilmiştir. Farmer iyon odası ile daha iyi sonuç elde etme nedenimiz; segmentlerimizde küçük alan olmaması ve çok küçük MU’lar verilmemesidir. Çalışmamızda ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin arasındaki farkların ortalaması en fazla Pinpoint iyon odası ile elde edilmiştir. Literatürde de en fazla ortalama fark, en küçük hacimli iyon odası ile elde edilmiştir. Syam Kumar ve ark.,^[12] hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki maksimum farkı mikro iyon odasıyla %4.76, Semiflex iyon odasıyla %1.49, Farmer iyon odasıyla ise %2.23 olarak ölçmüşlerdir. Çalışmamızda ise gerçek gantri, kolimatör ve masa açıları TPS’de oluşturulan QC planları için maksimum farklar Pinpoint iyon odası için %3.37, Semiflex iyon odası için (bir hasta hariç) %1.96, Farmer iyon odası için %1.65 ölçülmüştür. Ölçüm sonuçlarımızda Farmer ve Semiflex iyon odalarının maksimum farkları birbirine literatürde^[12] olduğu gibi oldukça yakın çıkmıştır. Ayrıca Pinpoint iyon odasının maksimum farkı literatürdeki^[12] gibi en fazla bulunmuştur. Syam Kumar ve ark.,^[12] çalışmalarında kullandıkları beş farklı hacimli iyon odası ile absorbe doz ölçümlerinde hesaplanan ve ölçülen doz değerleri farkının %5’in altında olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız üç farklı hacimli iyon odası ile de sonuçlar %3’ün altında bulunmuştur. Syam Kumar ve ark.,^[12] YART alanlarında büyük segmentler kullanıldığında ve segmentlerde büyük MU iletimi sağlandığında Farmer tipi iyon odası ile daha iyi sonuçlar elde edildiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda Farmer tipi iyon odası, hesaplanan değere en yakın sonucu vermektedir.

Leybovich ve ark.,^[13] üç farklı hacme sahip iyon odası kullanarak absolut doz ölçmüşlerdir. Ölçümleri sonucunda 0.6 cc iyon odası kullanılarak hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki farkın %0.3’ten küçük olduğunu bulmuşlardır. 0.125 cc iyon odası ile ölçülen ve hesaplanan absolut doz değerlerinin %1.5’ten küçük olduğunu göstermişlerdir. 0.009 cc iyon odası için TPS’de hesaplanan değerden en uzak sonucu verdiğini vurgulamışlardır. Çünkü volüm küçüldükçe duyarlılık azalır, arttıkça artar. Küçük hacimli iyon odalarında sızıntı faktörünün özellikle elektrometreyle ölçüm alınırken

hesaba katılması gerektiğini belirtmişlerdir. Sızıntı düzeltmesi yapılıncaya hesaplanan doz değerlerine daha yakın sonuçlar elde edildiğini görmüşlerdir. 0.6 cc ve 0.125 cc iyon odasıyla yaptıkları YART merkezi doz doğrulamasında, bu iki iyon odasının sonuçlarını birbirine oldukça yakın bulmuşlardır.

Fraser ve ark.,^[14] çalışmalarında üç farklı hacme sahip iyon odası kullanarak, dinamik ve *step and shoot* YART tekniği ile 50 hastaya ait QC planında nokta doz ölçümü yapmışlardır. 0.015 cc Pinpoint tipi, 0.6 cc Farmer tipi ve 0.13 cc iyon odalarını kullanmışlardır. Dinamik YART QC planlarında 0.015 cc Pinpoint iyon odası için hesaplanan ve ölçülen nokta doz değerleri arasındaki ortalama farkı %5.27 bulmuşlardır. 0.6 cc iyon odası için hesaplanan ve ölçülen nokta doz değerleri arasındaki ortalama farkı ise %3.5 bulmuşlardır. 0.13 cc iyon odası için ise ortalama farkı %3.99 olarak hesaplamışlardır. Çalışmamızda da 0.6 cc iyon odası için gerçek ve 0 derece gantri, kolimatör, masa açıları TPS’de hazırlanan QC planlarında hesaplanan ve ölçülen doz değerleri arasındaki ortalama fark en az çıkmıştır. Pinpoint iyon odası için ortalama fark en fazla bulunmuştur.

Sarkar ve ark.,^[15] çalışmalarında 60 hastanın YART QC planlarında nokta doz ölçümü yapmışlardır. 0° masa ve gantri açıları oluşturdukları YART QC planlarını, 0.125 cc ve 0.6 cc iyon odaları kullanarak universal YART doğrulama fantomu ve 30x30x30 cm³ su fantomunda ölçmüşlerdir. Ayrıca gerçek masa ve gantri açıları oluşturdukları QC planlarını 0.6 cc iyon odası kullanarak su fantomunda ölçmüşlerdir. 0° gantri ve masa açısı ile oluşturdukları planlarda, 0.6 cc iyon odasını su fantomunda kullanarak ölçüm yaptıklarında hesaplanan ve ölçülen doz değerleri arasındaki farkı %1.35 bulmuşlardır. Gerçek gantri ve masa açıları yaptıkları ölçümlerin sonucunda ise farkı %2.94 olarak hesaplamışlardır. Universal fantomda 0° masa ve gantri açıları hazırladıkları QC planlarının ölçümleri sonucunda, hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki farkın %3.38 olduğunu göstermişlerdir. Çalışmalarında 0° gantri ve masa açısıyla hazırladıkları QC planlarında hesaplanan değerlerle, su fantomu ve 0.6 cc iyon odası kullanarak ölçtükları değerler arasındaki farkın en az ol-

duğunu bulmuşlardır. Bu yöntemin, uyguladıkları diğer yöntemlerden daha iyi olduğunu vurgulamışlardır. Çalışmamızda da 0 derece gantri, kolimatör ve masa açısıyla oluşturulan QC planlarında hesaplanan değerlerle, 0.6 cc iyon odası kullanılarak ölçülen değerler arasındaki farkın diğer tekniklere kıyasla en az olduğu bulunmuştur.

SONUÇ

Tedavi planlama sistemi ile hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki fark en az Farmer tipi 0.6 cc iyon odası ile elde edilmiştir. TPS ile hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki en büyük fark ise EBT3 film ile yapılan ölçümler sonucunda bulunmuştur. Film dozimetrisinin kullanımının zaman alması, maliyetli olması ve kendi içerisinde %5'lere varan belirsizliklere sahip olması nedeniyle YART planlarının dozimetrik kontrolünde referans nokta doz ölçümü için iyon odası dozimetrisi daha fazla tercih edilmektedir. Nokta doz ölçümünde 0.6 cc ve 0.125 cc iyon odaları, 0.015 cc iyon odasından daha uygundur. Hastaya ait QC planlarının gantri, kolimatör ve masa açısı 0 derecede hazırlanması, hesaplanan doz ile ölçülen doz arasındaki uyumu artırmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Khan FM. Treatment planning in radiation oncology. 2nd ed., USA: Williams & Wilkins; 2007.
2. Dawson LA, Sharpe MB. Image-guided radiotherapy: rationale, benefits, and limitations. *Lancet Oncol* 2006;7(10):848-58. [CrossRef](#)
3. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT): Contents. *JICRU* 2010;10(1):NP.
4. Khan FM. Treatment planning I. In: The physics of radiation therapy. 3rd ed., Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins; 2003.
5. Casanova Borca V, Pasquino M, Russo G, Grosso P,

- Cante D, Sciacero P, et al. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. *J Appl Clin Med Phys* 2013;14(2):4111.
6. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Technical Report Series No:398, Vienna: 2000.
7. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51(4):880-914. [CrossRef](#)
8. Perez CA, Brady LW, Halperin EC. Principles and practice of radiation oncology. 5th ed. Philadelphia: Williams & Wilkins; 2008.
9. Zeidan OA, Stephenson SA, Meeks SL, Wagner TH, Willoughby TR, Kupelian PA, et al. Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Med Phys* 2006;33(11):4064-72. [CrossRef](#)
10. Bucciolini M, Buonamici FB, Casati M. Verification of IMRT fields by film dosimetry. *Med Phys* 2004;31(1):161-8. [CrossRef](#)
11. Todorovic M, Fischer M, Cremers F, Thom E, Schmidt R. Evaluation of GafChromic EBT prototype B for external beam dose verification. *Med Phys* 2006;33(5):1321-8. [CrossRef](#)
12. Syam Kumar SA, Sukumar P, Sriram P, Rajasekaran D, Aketi S, Vivekanandan N. A patient-specific quality assurance study on absolute dose verification using ionization chambers of different volumes in RapidArc treatments. *Med Dosim* 2012;37(4):436-41. [CrossRef](#)
13. 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.
14. Fraser D, Parker W, Seuntjens J. Characterization of cylindrical ionization chambers for patient specific IMRT QA. *J Appl Clin Med Phys* 2009;10(4):2923.
15. Sarkar B, Ghosh B, Sriramprasad, Mahendramohan S, Basu A, Goswami J, et al. Optimized point dose measurement for monitor unit verification in intensity modulated radiation therapy using 6 MV photons by three different methodologies with different detector-phantom combinations: A comparative study. *J Med Phys* 2010;35(3):144-50. [CrossRef](#)