

IMRT Planlarında Segment Sayısının Dozimetrik Etkisi

Adem Özöndel¹ Füsün Çetin²

ÖZ

Bu çalışmada, 15 farklı türdeki kanser hastası ele alınarak, Statik IMRT (step and shoot) tekniğiyle oluşturulan IMRT planlarının doğrulanmasında, segment sayısının hesaplanan ve ölçülen dağılımların karşılaştırılmasına ilişkin değerlendirme sonucuna etkisi araştırılmıştır. CMS XIO 4.8 tedavi planlama sisteminde her bir hasta için alan sayıları korunmak suretiyle, yüksek ve düşük segment sayılarında Statik IMRT planı yapılmıştır. Tedavi planlama sisteminde (TPS) Kalite Kontrol (QA) planında oluşturulan 30x30x30 boyutlarındaki sanal fantomda bütün alanlar gantri 0⁰ derecede normalize edilerek, kaynak cilt mesafesi (SSD) 95 cm, eşmerkez noktası 5 cm’de seçilerek yapılan simülasyonla koronal doz haritaları elde edilmiştir. Yapılan bu IMRT planları için doz dağılımı iki boyutlu (2D) Array fantom kullanılarak simülasyonla aynı şartları taşıyan set-up (düzenek) ile ölçülmüştür. Hesaplanan ve ölçülen akı haritaları 3 mm mesafe uyumu ve %3 doz farkı ölçütlerinde gamma (γ) değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi hesaplanmıştır. Yüksek ve düşük segment sayısına sahip planlarda gamma değerlendirmesini geçen noktaların yüzdeleri karşılaştırılarak sonuçlar değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: *Yoğunluk ayarlı radyoterapi(IMRT), statik IMRT, ters planlama, 2D array, gamma indeksi*

¹ İstanbul Aydın Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sorumlu Yazar: aozondel@hotmail.com.tr

² Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Aydın Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sağlık Fiziği Anabilim Dalı

The Dosimetric Effect of the Number of Segments on IMRT Plans

ABSTRACT

In this study, the effect of segment numbers on dosimetric verification of IMRT fields obtained by the static IMRT (step and shoot) method is investigated through 15 patients with different kinds of cancer. IMRT plans of each patient were created in CMS XIO 4.8 treatment planning system (TPS) for both high and low segment number by using "step and shoot" technique and conserving the number of fields.

By using the Treatment Planning system (TPS), a 30x30x30 cm virtual phantom was created in the Quality Assurance (QA) plan where all the fields were normalized at a gantry angle of 0° and coronal dose mapping has been calculated by a simulation, made at source-surface distance (SSD) of 95 cm and isocenter at 5 cm. Afterwards, dose distributions for these 30 IMRT plans have been measured by using 2D Array phantom which has a set-up under identical conditions with the virtual simulations.

For both calculated and measured flow charts, the percentage of point numbers passing the gamma (γ) index for 3 mm Distance to Agreement (DTA) and 3% Dose Difference (DD) criteria have been found. The obtained results have been analyzed by comparing the percentages of the points passing the gamma criteria of 3%/3 mm in the plans with high and low segment numbers.

Keywords: *Intensity-modulated radiation therapy (IMRT), Step and Shoot, (Inverse Planning), 2D Array, Gamma Index*

Giriş

Teknolojik gelişmelerin sonucu olarak radyoterapide tedavi planlamasında tomografik görüntülerin kullanılmaya başlamasıyla, 2 boyutlu (2D) konvansiyonel radyoterapiden 3 boyutlu (3D) konformal radyoterapiye geçilmiştir. Standart konvansiyonel radyoterapide kullanılan x-ışını demetlerinin akısı sabittir. Gerek 2 boyutlu (2D) gerekse 3 boyutlu (3D) tedavi planlamada demet şiddeti wedge ve kompensatör filtreler kullanılarak değiştirilebilmektedir.[1] 3 boyutlu görüntüleme sistemleri ile birlikte radyoterapi cihazlarının donanım ve yazılım olarak gelişimi, tedavi planlama sistemi algoritmalarının güçlendirilmesi sonucu konformal

radyoterapi tekniğinin geliştirilmesiyle Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) tekniği kullanılmaya başlanmıştır. IMRT tekniği ile akı şiddeti modüle edilmiş x-ışınlarının kullanılması mümkün hale gelmiştir [2,3]. IMRT, tedavi planlamalarında kritik organlar korunurken, hedef hacme istenen dozu verilmesinde konformal radyoterapiye oranla daha başarılı olması nedeniyle sıklıkla kullanılan bir planlama yöntemi olmuştur.

Bu çalışmada kullanılan statik IMRT tekniğinde tedavide kullanılan her bir alan küçük alt alanlardan oluşur. Segment olarak adlandırılan bu küçük alanların demet şiddeti uniform bir yapıya sahiptir. Segmentler çok yapraklı kolimatör (MLC) ile şekillendirilir. Alan içinde oluşturulan bu segmentler üst üste gelerek alan içerisinde uniform olmayan şiddete sahip x-ışını demeti oluştururlar[3]

IMRT tekniği ile kısa mesafelerde hızlı doz düşümleri gerçekleştirilebildiğinden, bu yöntem hedef hacme istenen doz verilirken kritik organların mümkün olan en az doza maruz bırakılmasını sağlamaktadır. IMRT tekniğinde tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz ile hastaya verilen dozun doğruluğu kritik öneme sahiptir. Hesaplanan doz ile hastaya verilecek dozun kontrolü için kalite güvenirliliği (QA) testleri yapılmalıdır. IMRT’de yüksek doz gradyanına yol açan farklı monitör birimi (MU) değerlerine sahip segmentlerden oluşan alanlar olduğu için, IMRT tedavisine başlamadan önce tedavi planlama sistemi ile hesaplanan doz ile 2D array ile ölçülen dozun kalite güvenirliliği testlerinin yapılması gerekmektedir.[4,5]

IMRT’de tedavi planlama sisteminde hesaplatılarak elde edilen akı haritalarının kontrolü, iki boyutlu dozimetre sistemleriyle ölçülerek elde edilen akı haritasının karşılaştırılmasıyla yapılmaktadır. Ölçüm ile elde edeceğimiz akı haritası için 2D dedektör sistemlerinin, IMRT akı haritasının kalite kontrollerinin doğrulanmasında kullanılabileceği belirtilmiştir.[6,7]

Bu çalışmada, farklı türlerde kanser teşhisi olan 15 hasta için statik IMRT tekniği ve Eşzamanlı Entegre Doz (SIB) yöntemi ile her bir hastaya biri düşük segment sayılı diğeri yüksek segment sayılı olmak üzere iki IMRT planı yapılarak, tedavi planlama sistemi ile hesaplanan akı haritası ile ölçüm sonucu elde edilen akı haritasının dozimetrik doğrulanmasında, segment sayısının sonuca etkisi araştırılmıştır.

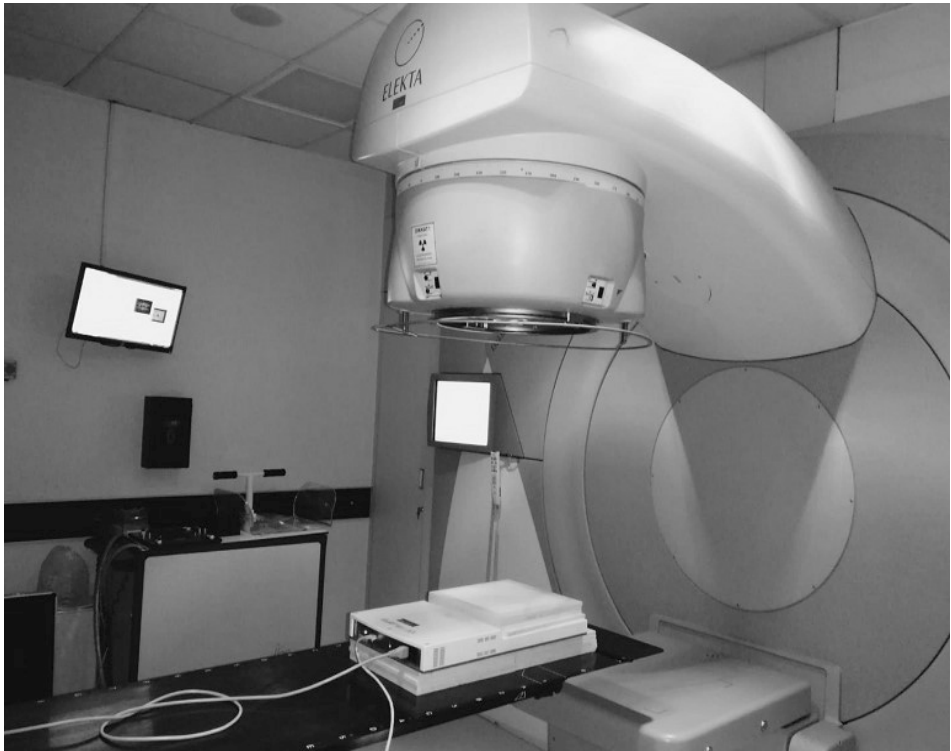
Gereç ve yöntem

Çalışmada Denizli Devlet Hastanesi Radyoterapi Merkezinde bulunan Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı Cihazı, GE Healthcare Brightspeed bilgisayarlı tomografi cihazı, FOCAL konturlama programı, CMS XİO 4.8 Tedavi Planlama Sistemi (TPS) ve IBA IMRT MATRİXX Fantom kullanılmıştır. Çalışma için öncelikle Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvurulmuş ve 60116787-020/854 Sayılı başvurumuzun sonucunda, 09.01.2018 Tarih ve 01 Sayılı Etik Kurul toplantısının çalışmanın yapılmasında etik açıdan sakınca olmadığına ilişkin kararı ile gerekli izinler alınmıştır. Ardından bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerine dayanarak hedef hacim ve riskli organ hacimleri radyasyon onkoloğu tarafından ICRU 62 raporuna göre konturlanan on beş kanser hastası için her bir hastanın alan sayısı korunurken, segment sayısı birinde az diğerinde çok olacak şekilde iki IMRT planı oluşturulmuştur. Planlamalar CMS XİO 4.8 tedavi planlama bilgisayarında Superposition Planlama Algoritması ve SIB tekniği kullanılarak gerçekleştirilmiştir.[8]

Tedaviler 6 MV foton enerjisiyle alan sayısı 5, 7 ve 9 olacak şekilde planlanmıştır. Yapılan planlarda 2 cm² altında oluşan segmentler silinmiştir. Lineer hızlandırıcılarda doz sabitindeki birkaç MU değerinde sapmalardan dolayı IMRT planlarında 5 MU altındaki segmentlere izin verilmemesi gerekmektedir. Bu nedenle yapılan IMRT planlarında 5 MU'den küçük segmentler silinmiştir.[9]

CMS XİO tedavi planlama sisteminde hastalar için yapılan 30 IMRT planının doğrulama işlemi 2D array ile alan ilişki yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Yapılan IMRT planlarının bütün alanları gantri açıları 0° olacak şekilde, sanal olarak oluşturulan 30x30x30 ebatlarındaki IMRT QA fantomuna aktarılmıştır. Sanal fantoma aktarılan IMRT doz dağılımları, eşmerkez noktası 5 cm derinlikte, kaynak cilt mesafesi (SSD) 95 cm olacak şekilde fantomda yeniden hesaplatılarak IMRT QA planları oluşturulmuştur. Oluşturulan planlar Mozaiq Ağı yardımıyla Elekta Synergy lineer hızlandırıcısının bilgisayarına aktarıldı. IMRT QA planları eşmerkez 5 cm derinlikte alınarak hesaplandığından, ölçüm yaparken ölçüm seti IBA IMRT MATRİXX fantomun dedektörleri 5 cm

derinlikte, SSD 95 cm olacak şekilde hazırlanmıştır. İBA IMRT MATRIXX fantomun ölçüm noktası, fantomun yüzeyinden 3 mm derinlikte olduğu için, fantomun üzerine 4.7 cm katı fantom konularak ölçüm noktası 5 cm derinlikte olacak şekilde ayarlanmıştır. 5 cm derinlikte ölçülerek oluşturulan koronal doz haritası ile tedavi planlama sisteminin hesapladığı 5 cm derinlikteki koronal doz haritası, İBA OmniPro IMRT yazılımında bulunan gamma indeks (γ) değerlendirmesi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Gamma indeks (γ) değerlendirmesinde, dozlar arasındaki fark (DD) ile izodozlar arasındaki mesafe uyum (DTA) kriterlerine bağlı olarak, CMS XIO Tedavi Planlama Sisteminde hesaplanan ve İBA IMRT MATRIXX fantom ile ölçülen doz dağılımlarının uyumu ve değerlendirmeyi geçen, yani γ değeri 1'den küçük ($\gamma < 1$) olan nokta sayısı araştırılmıştır. 3 mm DTA, %3 DD kriterlerinde γ değerlendirmesini geçen nokta sayısı bulunmuştur.



Şekil 1: 2D array (iba imrt matrixx fantom) ile imrt ölçüm set-up düzeneği. 2D array'in üstüne 4.7 cm katı fantom yerleştirilmiştir.

Bulgular

Farklı türde kanser hastalığı olan 15 hastaya yüksek ve düşük sayıda segment sayılarında 30 IMRT planı yapılmıştır. Düşük segment sayısına sahip 15 planın ortalama segment sayısı 103.53 (52-172), yüksek segment sayısına sahip 15 planın ortalama segment sayısı ise 148.4 (67-229) olmuştur. 5 cm derinlikteki koronal akciğer haritaları karşılaştırıldığında, gama değerlendirilmesini geçen noktaların yüzdesi, 3 mm DTA ve %3 DD için hesaplatılmıştır. DTA ve %DD değerlerine göre gama değerlendirilmesini geçen nokta sayılarının yüzdesi, düşük segment sayısına sahip olan hasta grubu için Tablo 1’de, yüksek segmente sahip grup için ise Tablo 2’de gösterilmiştir. Gama değerlendirilmesini geçen nokta yüzdeleri, düşük segment sayısına sahip grup için ortalama olarak 97.94 (95.13-99.31), yüksek segment sayısına sahip grup için ise 92.69 (84.21-96.92) olarak bulunmuştur. Elde edilen bulgular değerlendirildiğinde, yüksek segment sayısına sahip olan IMRT planlarında kriterleri geçen nokta yüzdesinin, düşük segment sayısına sahip planlardan daha az olduğu görülmektedir.

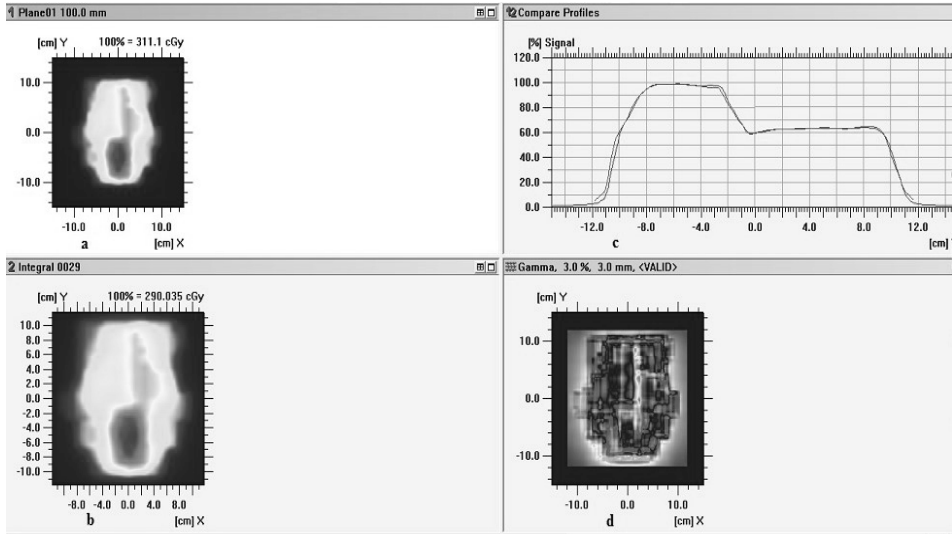
Tablo 1: *Düşük segment sayısına sahip IMRT planlarının alan sayıları, segment sayıları ve 3mm DTA %3 DD için değerlendirmeyi geçen nokta sayısı.*

HASTA NO	ALAN SAYISI	SEGMENT SAYISI	DTA	%DD	GEÇEN NOKTA SAYISI
1	7	74	3mm	%3	%99,24
2	7	93	3mm	%3	%97,83
3	5	103	3mm	%3	%97,18
4	5	153	3mm	%3	%99,61
5	7	67	3mm	%3	%98,47
6	9	172	3mm	%3	%95,69
7	5	52	3mm	%3	%98,43
8	7	109	3mm	%3	%98,76
9	5	81	3mm	%3	%99,16
10	9	109	3mm	%3	%99,25
11	7	112	3mm	%3	%98,34
12	5	116	3mm	%3	%96,19
13	5	97	3mm	%3	%96,47
14	9	124	3mm	%3	%95,13
15	7	86	3mm	%3	%99,31

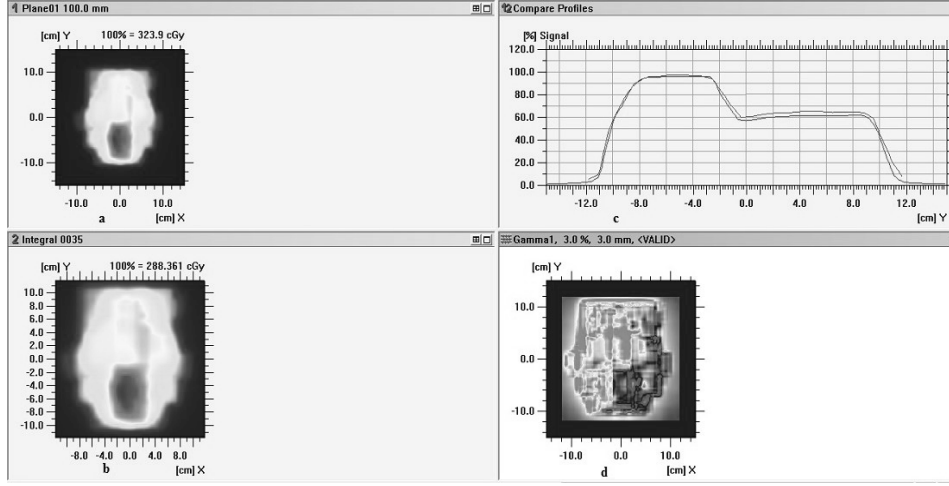
Tablo 2: Yüksek segment sayısına sahip IMRT planlarının alan sayıları, segment sayıları ve 3mm DTA %3 DD için değerlendirmeyi geçen nokta sayısı.

HASTANO	ALAN SAYISI	SEGMENT SAYISI	DTA	%DD	GEÇEN NOKTA SAYISI
1	7	101	3mm	%3	%85,51
2	7	142	3mm	%3	%93,78
3	5	187	3mm	%3	%93,72
4	5	198	3mm	%3	%84,21
5	7	101	3mm	%3	%94,28
6	9	229	3mm	%3	%94,12
7	5	67	3mm	%3	%94,28
8	7	169	3mm	%3	%96,24
9	5	125	3mm	%3	%96,92
10	9	149	3mm	%3	%93,64
11	7	146	3mm	%3	%93,93
12	5	160	3mm	%3	%90,82
13	5	162	3mm	%3	%93,14
14	9	188	3mm	%3	%90,95
15	7	97	3mm	%3	%94,92

Örnek olarak, 1 nolu hasta için düşük segment sayısına sahip IMRT planı ile yüksek segment sayısına sahip IMRT planlarının (γ) faktör haritaları, TPS’de hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılması, sırasıyla Şekil 2 ve Şekil 3’te gösterilmektedir. TPS’de hesaplanan ile 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında mavi renkler geçen noktaları, kırmızı renkler ise geçmeyen noktaları göstermektedir.

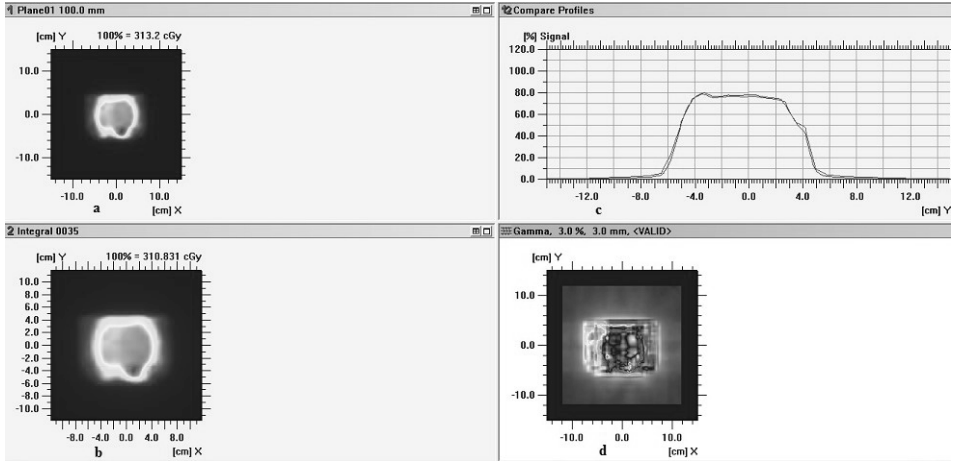


Şekil 2: Düşük segmente sahip olan 1 No’lu hasta IMRT planının a) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı, b) 2D array ile ölçülen izodoz dağılımı, c) TPS’de hesaplanan doz haritası ile 2D array ile ölçülerek elde edilen doz haritasının X yönünde (crossline) doz profillerinin karşılaştırılması, d) TPS’de hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılması.

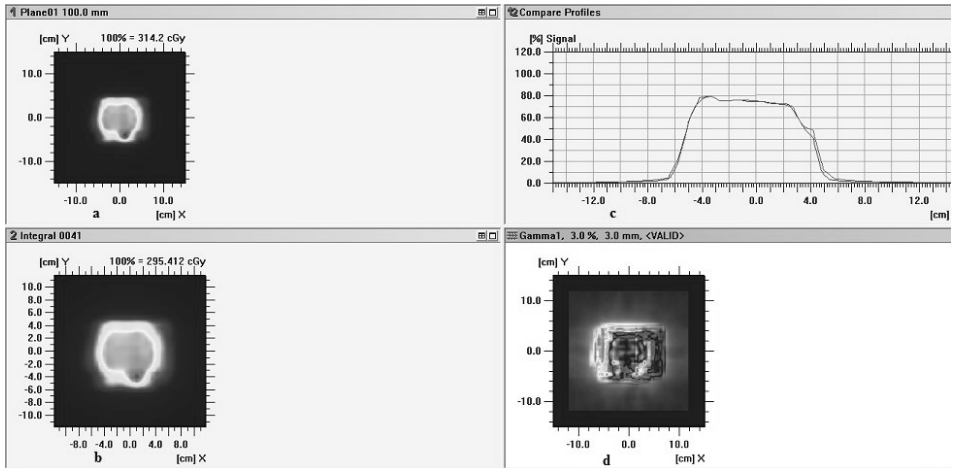


Şekil 3: Yüksek segmente sahip olan 1 No'lu hasta IMRT planının a) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı, b) 2D array ile ölçülen izodoz dağılımı, c) TPS'de hesaplanan doz haritası ile 2D array ile ölçülerek elde edilen doz haritasının X yönünde (crossline) doz profillerinin karşılaştırılması, d) TPS'de hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılması.

Yaptığımız çalışmada yüksek segment sayısına sahip planların gamma değerlendirmesinde %95'i geçen nokta sayısına sahip 2 adet plan bulunmaktadır. Tablo 2'de yer alan 8 No'lu hastanın geçen nokta sayısı %96.24 iken 9 No'lu hastanın %96.92 olduğu gözükmektedir. Bu iki planın koronal doz haritası incelendiğinde, ışınlanan hacmin küçük bir alan olduğu gözükmektedir. Örnek olarak, 8 No'lu hasta için düşük segment sayısına sahip IMRT planı ile yüksek segment sayısına sahip IMRT planlarının (γ) faktör haritaları, TPS'de hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılması, sırasıyla Şekil 4 ve Şekil 5'de gösterilmektedir.



Şekil 4: Düşük segmente sahip olan 1 No'lu hasta IMRT planının a) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı, b) 2D array ile ölçülen izodoz dağılımı, c) TPS'de hesaplanan doz haritası ile 2D array ile ölçülerek elde edilen doz haritasının Xyönünde (crossline) doz profillerinin karşılaştırılması, d) TPS'de hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılması.



Şekil 5: Yüksek segmente sahip olan 1 No'lu hasta IMRT planının a) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı, b) 2D array ile ölçülen izodoz dağılımı, c) TPS'de hesaplanan doz haritası ile 2D array ile ölçülerek elde edilen doz haritasının crosline yönünde doz profillerinin karşılaştırılması, d) TPS'de hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılması.

Tartışma

IMRT’de, hedef hacme istenen dozu verirken sağlam doku ve kritik organları mümkün olan en az doza maruz bırakarak korunması nedeniyle, yüksek doz gradyanları oluşmaktadır. Oluşan yüksek doz gradyanlarının sebebi ise demet şiddetlerinin değişimidir. Tedavinin sağlıklı dokulara en az zarar verecek şekilde doğru biçimde uygulanabilmesi ve amacına ulaşabilmesi için, bu yüksek doz gradyanlarının istendiği yerlerde oluşması gerekmektedir. IMRT’de yoğunluk ayarı farklı MU değerlerine sahip segmentlerle oluşturulduğundan, hesaplanan ve ölçülen doz arasındaki farklılığın kontrolü kesin olarak yapılmalıdır.

Bu çalışmada, Statik IMRT tekniğiyle oluşturulan IMRT planlarındaki segment sayısının tedavi planlama sistemiyle hesaplanan ve 2D array ile ölçülerek elde edilen doz dağılımlarının birbiri ile uyumluluğuna ilişkin değerlendirmeye etkisi araştırılmıştır. 2D array (IBA IMRT MATRIX) ile ölçülerek elde edilen doz haritası ile, TPS ile hesaplanarak elde edilen doz haritasının karşılaştırılmasında, 3 mm DTA ve %3 DD için kriterleri için değerlendirmeyi geçen noktaların yüzde değerleri hesaplanmıştır. 15 kanser hastası için yapılan az segmentli IMRT planlarında bu nokta yüzdelerinin ortalama değeri %97.94, çok segmentli IMRT planları için bu nokta yüzdelerinin ortalama değeri % 92.23 olarak bulunmuştur.

Poppe ve ark. [10] statik IMRT metodunu kullanarak yaptıkları çalışmada, TPS’de hesaplanan doz dağılımları ile 2D array ile ölçülen doz dağılımlarını karşılaştırmışlardır. Karşılaştırma sonucunda yüksek doz gradyanının olduğu yerlerde, hesaplanan doz profiline göre sapma gösterdiğini bulmuşlardır. Yaptıkları çalışmanın sonucunda yüksek doz gradyanlarından dolayı, Low ve ark.[11] tarafından önerilen gamma (γ) indeks yönteminin, IMRT planlarında kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada, TPS’de hesaplanan ve 2D array ile ölçülen profilleri karşılaştırdığımızda, özellikle dozun en yüksek olduğu noktalarda, farkın en büyük olduğunu gözlemledik.

Yaptığımız çalışmada 3 mm DTA/ %3 DD için gamma (γ) değerlendirmesini geçen noktaların yüzde değerleri düşük segmentli IMRT planları için %97.94, yüksek segmentli IMRT planları için ise %92.23 olarak bulunmuştur. Mei ve ark. 2D array ile gamma değerlendirmesini 3 mm

/ %3 için kriterleri için geçemeyen bölgelerin alan kenarları olduğunu bildirmişlerdir.[12] Yaptığımız çalışmada da gamma değerlendirmesini 3 mm/ %3 kriteri için geçemeyen noktalar özellikle alan kenarında bulunmaktadır.

Çalışmada, yapılan IMRT planlarında en küçük segmentin sahip olduğu alan 2 cm² den düşük ve her bir segment 5 MU altında olmamakla birlikte, segment sayısı arttıkça, TPS’de hesaplanan doz dağılımının, 2D array ile ölçülen doz dağılımından sapma gösterdiği görülmüştür. Bu sonuç, Sawchuk ve ark.’nın çalışmasında [13] elde edilen sonuçlarla uyum içerisindedir. Sawchuk ve ark. yaptıkları çalışmada yüksek segment sayısına sahip IMRT planları ile düşük segment sayısına sahip IMRT planlarını, dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Segment sayısının az ve segmentlerin sahip olduğu MU değerinin yüksek olduğu IMRT planlarının dozimetrik doğruluğunun, segment sayısının çok ve segmentlerin sahip olduğu MU değerinin düşük olduğu IMRT planlarından daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bunun nedeni ise, küçük alan sayısındaki artışla birlikte ölçülen ile hesaplanan penumbra arasındaki farkların üst üste binerek, TPS’de hesaplanan koronal akı haritası ile ölçülerek elde edilen koronal akı haritası arasında sapmaya neden olmasıdır.[13]

“Statik IMRT planında kullanılan segmentlerin toplam sayısı, akı haritasının karmaşıklığına, kullanılan ışın sayısına ve diğer teknik faktörlere bağlıdır. Segmentleri kullanarak iki boyutlu akı haritalarını oluşturacak algoritmalar, kolimatör yapraklarının pozisyonlarını hesaplamadan yanı sıra, MLC’lerin geometrik ve dozimetrik özelliklerini de hesaba katmalıdır. Dikkate alınmadığında önemli doz artefaktlarına yol açacak olan kolimatör yapraklarının kenar tasarımı ve odaklama özelliği gibi parametreler dikkate alınmalıdır”.[14]

Bu çalışmada az segment ve çok segmentli IMRT planlamalarındaki ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının kıyaslamasını araştırdık. Yukarıda belirtildiği gibi, çalışmada ele alınan hasta sayısı 15 olup, farklı örneklem sonuçları elde edilmiştir. Alınan veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olup olmadığını incelemek için t testi uygulanmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı fark olabilmesi için $P < 0.05$ olmalıdır. SPSS 22 ile yapılan hesaplama sonucunda $P=0.000151$ olarak bulunmuştur.

Sonuç

Sonuç olarak bu çalışmada, literatürdeki diğer bazı çalışmalara koşut, IMRT planlarının dozimetrik olarak doğrulanmasında hesaplanan değerler ile ölçülen değerler arasındaki farkın segment sayısı ile arttığı bulunmuştur. Bu farkı en aza indirmek için mümkün olduğunca daha az segment ile planlama yapılmalıdır. Yaptığımız çalışmada yüksek segment sayısına sahip iki IMRT planında 3 mm/%3 kriterlerini geçen nokta sayısı %95'in üzerinde çıkmıştır. Bu iki planda da ışınlanacak alanın diğer planlara kıyasla küçük olduğu gözükmemektedir. 1 No'lu hasta için elde edilen doz haritasının alanı yaklaşık olarak 18 cm x 22 cm iken, 8 No'lu hasta için elde edilen doz haritasının alanı yaklaşık olarak 12 cm x 11 cm'dir. Bu bağlamda, alan boyutunun dozimetrik etkisi de araştırılmalıdır. Segment sayısındaki artış aynı zamanda tedavi süresini de arttırdığından, hastanın sabit kalması gereken sürenin uzaması gibi bir dezavantaj oluşturmaktadır. Fark edilemeyecek ufak hareketlerin dahi tedavi doğruluğunu olumsuz etkilemesi kaçınılmazdır. Bu sebeplerle, yüksek segment sayısına sahip planlardan mümkün olduğunca kaçınılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] Khan FM. Teratment planning I. In: The physics of radiation therapy. 3rd ed. Baltimore, MD: Lippincot Williams and Wilkins; 2003.
- [2] Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol: Institute of Physics Publishing; 2001. p. 270-8.
- [3] Prudy JA. Intensity modulated radiation therapy: current status and issues of interest. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2001;51(4):880-914.
- [4] Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, et al. 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.
- [5] Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, Ling CC, Purdy JA, van de Geijn J, et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. Med Phys 1994;21(7):1093-121.

- [6] 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.
- [7] Buonamici FB, Compagnucci A, Marrazzo L, Russo S, Bucciolini M. An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. *Med Phys* 2007;34(4):1372-9.
- [8] <https://www.aapm.org/meetings/99AM/pdf/2805-81765.pdf>
- [9] Kemikler G, Acun H. Beam characteristics of megavoltage beams at low monitor unit settings. *Phys Med In press*.
- [10] 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.
- [11] Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25(5):656-61.
- [12] Mei X, Bracken G, Kerr A. Evaluation of a commercial 2D ion chamber array for intensity modulated radiation therapy dose measurements. *Med Phys* 2008;35(7):3403.
- [13] Sawchuk S, Karnas S, McCune K, Mulligan M, Dar R, Chen J. Comparison of clinical IMRT plan quality and delivery accuracy: Few large segments vs many small segments. *Med Phys* 2008;35(7):3401.
- [14] Acun H., Kemikler G., Çakır A., Kemikler Tuncay E., Ağaoğlu F., Darendeliler M.E., “Statik IMRT (step and shoot) yöntemine göre oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasına segment sayısının etkisi”, *Türk Onkoloji Dergisi*, cilt.26, ss.18-25, 2011