

# Statik IMRT (step and shoot) yöntemine göre oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasına segment sayısının etkisi

The effect of segment numbers on dosimetric verification of IMRT fields obtained by the static IMRT (step and shoot) method

Hediye ACUN,<sup>1</sup> Gönül KEMİKLER,<sup>2</sup> Aydın ÇAKIR,<sup>2</sup> Ebru KEMİKLER TUNCAY,<sup>3</sup>  
Fulya AĞAOĞLU,<sup>3</sup> Emin DARENDELİLER<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı, Şanlıurfa; <sup>2</sup>İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, İstanbul; <sup>3</sup>İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İstanbul

## AMAÇ

Statik IMRT’de şiddeti değiştirilmiş demet oluşturmak için kullanılan alt alan (segment) sayısının, TPS’de hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında değerlendirme sonucuna etkisi araştırıldı.

## GEREÇ VE YÖNTEM

On altı tane prostat hastasının CMS XiO tedavi planlama sisteminde oluşturulan IMRT planları için TPS’de hesaplanan ve 2D array ile ölçülen 5 cm derinlikteki akı haritaları PTW Verisoft yazılım programı kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırmada farklı DTA ve %DD kriterleri için gamma ( $\gamma$ ) değerlendirmesini geçen nokta sayılarının yüzdesi bulundu.

## BULGULAR

5 cm derinlikteki koronal akı haritaları ( $\gamma$ ) değerlendirmesine göre karşılaştırıldığında, 3 mm DTA / %3 DD için değerlendirmeyi geçen nokta sayılarının yüzdesi, düşük segment sayısına sahip grup için ortalama olarak 98.45 (95.5-100), yüksek segment sayısına sahip grup için ise 86.75 (73-94) olarak bulundu.

## SONUÇ

Yüksek segment sayısına sahip olan IMRT planlarının doğrulanmasında ( $\gamma$ ) indeks değerlendirmesini geçen nokta yüzdesleri, daha düşük segment sayısına sahip olanlardan daha az bulundu. IMRT doğrulanmasındaki bu belirsizliği en aza indirmek için mümkün olduğunca fazla segment kullanılmamalıdır.

**Anahtar sözcükler:** IMRT; dozimetrik verifikasyon; 2D array; gamma indeks.

## OBJECTIVES

The goal of this work was to investigate the effect of segment number on the verification of intensity-modulated radiotherapy (IMRT) dose distributions measured with 2D array and calculated by treatment-planning system (TPS).

## METHODS

Five cm depth-fluence maps calculated by TPS and measured by 2D array were compared using PTW Verisoft program for the IMRT plans of 16 prostate patients. The percentage of points passing through the ( $\gamma$ ) evaluation was found for different distance to agreement (DTA) and dose difference (DD)%.

## RESULTS

When coronal fluence maps were compared, the percentage of points passing through the ( $\gamma$ ) evaluation was obtained as 98.45 (95.5-100) for the low segment group and as 86.75 (73-94) for the high segment group for 3 mmDTA/3% DD.

## CONCLUSION

The percentage of points passing through ( $\gamma$ ) evaluation was found lower for the high segment group than for the low segment group. To minimize this uncertainty in the IMRT verification, the use of a large number of segments should be avoided to the extent possible.

**Key words:** Intensity-modulated radiotherapy (IMRT); dosimetric verification; 2D array; gamma index.

Standart konvansiyonel radyoterapide sabit X-ışını akısına sahip demetler kullanılmaktadır. Demet şiddeti 2 boyutlu (2D) ve 3 boyutlu (3D) planlamada *wedge* ve kompensatör filtrelerle değiştirilebilmektedir.<sup>[1]</sup> 3D tedavi planlama programları ve görüntüleme sistemlerinin gelişimiyle konformal radyasyon tedavisi mümkün hale gelmiştir.<sup>[2]</sup> Son yıllarda akı şiddeti modüle edilmiş ışınların kullanılmasıyla, 3D konformal radyoterapinin gelişmiş bir şekli olan “Intensity-Modulated Radiation Therapy” IMRT uygulanmaya başlanmıştır.<sup>[3,4]</sup> IMRT, lineer hızlandırıcıda, sıklıkla statik IMRT (*step and shoot*) tekniği ve dinamik IMRT tekniği ile uygulanmaktadır. Kullanım için seçilecek teknik klinikte bulunan cihaz ve donanımına bağlıdır.

Step and shoot veya diğer adıyla çoklu statik alan IMRT tekniği ilk kez 1994’de Bortfeld ve ark. tarafından öne sürülmüş olup, bu teknikte tedavide kullanılan her bir alan uniform demet şiddetine sahip küçük alt alanlardan oluşur. Alt alanlar veya diğer adıyla segmentler çok yapraklı kolimatör (MLC) ile şekillendirilir ve herhangi bir operatör yardımı olmaksızın üst üste gelerek, sonuçta uniform olmayan şiddete sahip bir demet oluştururlar.<sup>[3]</sup>

Dinamik MLC tekniğinde ise lifler ışınlama süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket ederler. Her bir lif çifti bir boyutlu ayarlamayı tanımlamakta olup bu bir boyutlu ayarlama lif çiftleri arasında farklılık gösterebilir. Bununla birlikte kavram olarak tüm lif çiftleri birlikte hareket ederek iki boyutlu şiddet ayarlaması yaratırlar ve bu şekilde şiddeti değiştirilmiş demeti oluşur. Bu teknikte lifler arası açıklık süresi alanda farklı akı şiddetleri oluşturacak şekilde kullanılan algoritma tarafından ayarlanır.<sup>[5]</sup>

IMRT’nin kullanımı radyoterapinin optimizasyonu (kompleks şekilli hedef volüm için doz artırımı, riskli organ dozunun düşürülmesi, doz homojenitesinin sağlanması, vs) açısından çok yararlı olmuştur. Radyoterapinin en önemli halkalarından biri, hesaplanan ve hastaya verilen dozun doğruluğunu gösteren kalite güvenirliği (QA) testleridir. IMRT’de yüksek doz gradyentine yol açan şiddeti değiştirilmiş alanlar kullanıldığından, QA işle-

mi özellikle zor ve karmaşıktır. IMRT’ye başlamadan önce tedavi planlama sistemi<sup>[6]</sup> ve lineer hızlandırıcıların QA’i için önerilerin yerine getirilmesi gerekmektedir.<sup>[7]</sup>

IMRT’de konformal doz dağılımı lineer hızlandırıcının kafasında bulunan bilgisayar kontrollü MLC yardımıyla elde edilmekte olup, klasik konformal tedavinin aksine her bir IMRT alanının doz yoğunluğu karmaşık bir yolla değiştirildiğinden, oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik olarak doğrulanması zorunlu hale gelmiştir.<sup>[8,9]</sup> Tipik olarak bir QA işlemi referans noktaya verilen absolut dozun verifikasyonu ve düzlemsel izodoz dağılımının verifikasyonundan oluşur.<sup>[10]</sup> İkinci verifikasyon işlemi, yani doz dağılımının doğrulanması çok detay içermektedir.<sup>[8,10,11]</sup>

IMRT’de tedavi planlarının akı haritaları iki boyutlu dozimetre sistemleriyle ölçülebilir. Akı haritalarının ölçülmesinde sıklıkla 2D dedektörler ve filmler kullanılmaktadır. Standart dozimetrik sistemlere alternatif olan 2D dedektör sistemlerinden seven 29 dozimetri sistemi ve mapcheck diyot matriksinin özellikleri bazı araştırmacılar tarafından incelenmiş ve 2D dozimetri sistemlerinin IMRT akı haritalarının doğrulanmasında kullanılabileceği öngörülmüştür.<sup>[12,13]</sup>

IMRT akı haritalarının doğrulanmasında 2D dozimetri sistemlerinin yanı sıra radyografik ve radyokromik filmler de kullanılabilir. Bu filmlerin IMRT doğrulanmasında kullanılması farklı araştırmacılar tarafından kendi kliniklerindeki IMRT hasta planlarında araştırılmıştır.<sup>[14-16]</sup>

Bu çalışmada, statik IMRT tekniğiyle elde edilen prostat IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasında, planlardaki segment sayısının, TPS ile hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının değerlendirme sonucuna etkisi araştırıldı.

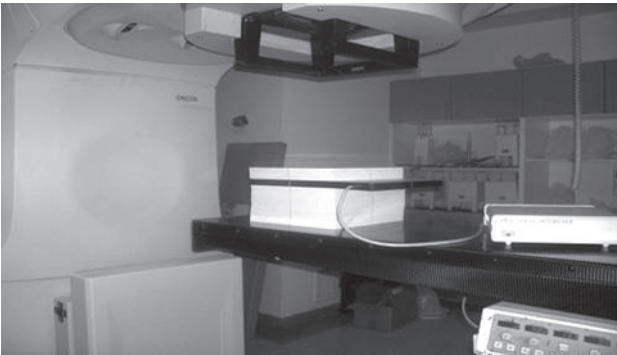
## GEREÇ VE YÖNTEM

On altı prostat hastasının bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri çekilip, radyasyon onkoloğu tarafından hedef hacim ve riskli organ hacimleri ICRU 62 raporuna<sup>[17]</sup> göre konturlandı. Her hasta için hedef hacme ve bu hedefin sağlıklı organlarla komşuluğuna bağlı olarak CMS XIO tedavi planlama

bilgisayarında ters planlama algoritması kullanılarak ayrı ayrı IMRT planları oluşturuldu. Işın enerjisi, alan sayısı ve gantri açıları bizim tarafımızdan belirlenirken, dozla ilgili diğer tüm optimizasyonlar tedavi planlama bilgisayarının ters planlama algoritması tarafından yapıldı.

Prostat hastaları 6 MV foton enerjisiyle 7 alandan, gantri açıları  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $225^\circ$ ,  $270^\circ$  ve  $315^\circ$  olacak şekilde planlandı. Bazı araştırmacılar tarafından düşük monitor unitlerde (MU), MU başına doz sabitinin lineeriteden sapma gösterdiği gösterilmiştir.<sup>[18,19]</sup> Özellikle ilk birkaç MU değerinde, MU başına doz sabitinin lineerlikten saptığı, bu nedenle statik IMRT planlarında 5MU'den küçük segmentlerin kullanılmaması gerektiği için,<sup>[20]</sup> IMRT planlarında 5 MU'den küçük segmentler silinip, planlar bu şekilde oluşturuldu.

30x30x30 cm boyutlarında RW3 (PTW, Freiburg, Germany) katı su fantomunun Shimadzu (Japon) BT cihazında BT'si çekildi. BT görüntüleri, CMS XiO (Elekta, Sweden) TPS'de IMRT QA fantomu olarak kullanıldı. Hastaların IMRT planları, doğrulama işleminin yapılabilmesi için bu IMRT QA fantomunun BT kesitlerine aktarıldı. 2D array ile doğrulama işlemi, alan ilişki yöntemi kullanılarak yapıldı. Bunun için IMRT planları tüm alanların gantri açıları  $0^\circ$  olacak şekilde, IMRT QA fantomuna aktarıldı. Fantoma aktarılan IMRT doz dağılımları, planın izosantırı 5 cm derinlikte, SSD 95 cm olacak şekilde fantomda yeniden hesaplatılarak IMRT QA planı oluşturuldu. Oluşturulan bu plan Lantis ağı yardımıyla Oncor Impression (Siemens) lineer hızlandırıcısı bilgisayarına aktarıldı.



**Şekil 1.** 2D array (seven 29) ile IMRT doğrulanması. 2D array RW3 katı su fantomunun arasına yerleştirilmiştir.

di. Tüm hasta planları için aynı işlem tekrarlandı. IMRT QA planlarının izosantırı 5 cm derinlikte olduğundan ölçüm yaparken 2D-Array'in dedektörleri 5 cm derinlikte, SSD ise 95 cm olacak şekilde ölçüm seti hazırlandı. Array'in ölçüm noktası yüzeyden 5 mm derinlikte olduğundan arrayin üstüne 4.5 cm fantom konularak ölçüm noktası 5 cm derinlikte olacak şekilde ayarlandı. Array ile doğrulama işlemi için oluşturulan ölçüm seti Şekil 1'de gösterilmektedir.

5 cm derinlikte koronal kesitte ölçülen doz dağılımı TPS'nin hesapladığı aynı derinlikteki dağılımla, PTW Verisoft yazılım programında bulunan ( $\gamma$ ) indeks değerlendirmesi kullanılarak karşılaştırıldı. ( $\gamma$ ) indeks değerlendirmesinde, %DD (dose difference) ve DTA (distance to agreement) kriterlerinin değişimine bağlı olarak, hesaplanan ve ölçülen doz dağılımlarının uyumu ve değerlendirmeyi geçen, yani ( $\gamma$ ) değeri 1'den küçük ( $\gamma < 1$ ) olan nokta sayısı araştırıldı. 2 mm DTA/%2 DD kriterinden başlayarak 4 mm DTA/%4 kriterine kadar ( $\gamma$ ) değerlendirmesini geçen nokta sayıları bulundu.

## BULGULAR

IMRT planları yüksek ve düşük sayıda segmente sahip olanlar olarak iki gruba ayrıldı. Düşük segment sayısına sahip grubun ortalama segment sayısı 60.6 (23-74), yüksek segment sayısına sahip grubun ise 94.6 (79-115) olup bu değerler Tablo 1'de gösterilmektedir.

5 cm derinlikteki koronal akı haritaları karşılaştırıldığında, ( $\gamma$ ) indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi, 2 mm/%2'den başlayarak 4 mm/%4'e kadar hesaplatıldı. Farklı DTA ve %DD değerlerine göre ( $\gamma$ ) değerlendirmesini geçen nokta sayılarının yüzdesi, düşük segment sayısına sahip olan hasta grubu için Tablo 2'de, yüksek segmente sahip grup için ise Tablo 3'de gösterilmektedir. 3 mm/%3 kriteri için, ( $\gamma$ ) değerlendirmesini geçen nokta yüzdeleri, düşük segment sayısına sahip grup için ortalama olarak 98.45 (95.5-100), yüksek segment sayısına sahip grup için ise 86.75 (73-94) olarak bulundu.

Yüksek segment sayısına sahip olan IMRT planlarının değerlendirmeyi geçen nokta yüzdelerinin, daha düşük segment sayısına sahip planlar-

**Tablo 1**  
Düşük ve yüksek segment sayısına sahip prostat IMRT planlarının segment sayıları

Hasta no	Segment sayısı (düşük)	Hasta no	Segment sayısı (yüksek)
Hasta 1	23	Hasta 9	79
Hasta 2	60	Hasta 10	82
Hasta 3	63	Hasta 11	85
Hasta 4	49	Hasta 12	96
Hasta 5	71	Hasta 13	97
Hasta 6	71	Hasta 14	98
Hasta 7	74	Hasta 15	105
Hasta 8	74	Hasta 16	115
Ortalama	60.6		94.6

**Tablo 2**  
Düşük segment sayısına sahip prostat IMRT planları için TPS ile hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında farklı DTA ve %DD için ( $\gamma$ ) indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi

Hasta no	2 mm/ %2	2 mm/ %3	3 mm/ %2	3 mm/ %3	4 mm/ %3	4 mm/ %4
Hasta 1	77.6	85.1	88.2	95.5	95.5	100
Hasta 2	84.1	89.7	96.6	100	100	100
Hasta 3	86.9	88	97.8	98.9	98.9	98.9
Hasta 4	78.7	91.5	90.4	100	100	100
Hasta 5	81.1	85.5	95.9	97.3	100	100
Hasta 6	83.5	84.5	100	100	100	100
Hasta 7	87.8	90	92.9	95.9	97	100
Hasta 8	84.6	86.8	98.9	100	100	100
Ort.	83.04	87.63	95.08	98.45	98.92	99.86

**Tablo 3**  
Yüksek segment sayısına sahip prostat IMRT planları için TPS ile hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında farklı DTA ve %DD için ( $\gamma$ ) indeks değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi

Hasta no	2 mm/ %2	2 mm/ %3	3 mm/ %2	3 mm/ %3	4 mm/ %3	4 mm/ %4
Hasta 9	69.6	79.1	86.9	91.3	92.4	94.6
Hasta 10	78	92	80.3	94	96	100
Hasta 11	80.7	80.7	92.8	92.8	95.2	97.6
Hasta 12	63.3	68.8	77.7	82.2	87.8	92.2
Hasta 13	69	72.5	76.3	88.7	90.7	97
Hasta 14	54	56.8	69	73	80	84
Hasta 15	73.5	75.5	89.2	90.3	97.1	97.1
Hasta 16	65.4	69.2	77.9	81.7	86.5	91.3
Ort.	69.18	74.32	81.26	86.75	90.71	94.22

dan daha az olduğu görülmüştür. Düşük segment sayısına sahip olan hasta 4 ve yüksek segment sayısına sahip hasta 15'in IMRT planlarının ( $\gamma$ ) faktör haritaları, TPS'de hesaplanan ve 2D array ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılması sırasıyla Şekil 2 ve Şekil 3'de gösterilmektedir.

### TARTIŞMA

Bu çalışmada, statik IMRT yöntemine göre oluşturulan IMRT planlarının doğrulanmasında plandaki segment sayısının, hesaplanan ve ölçülen dağılımların karşılaştırılmasında elde edilen değerlendirme sonucuna etkisi araştırıldı.

IMRT'de ışınlanan hacim içinde kalan normal dokuların korunması ve hedef hacimde istenen doza ulaşılabilmesi için sıklıkla yüksek doz gradyentleri oluşabilmektedir. Yüksek doz gradyentleri ise demet şiddetlerinin değişiminden kaynaklanmaktadır. Statik IMRT'de her bir alan küçük alt alanların üst üste gelmesiyle oluştuğundan, hedeflenen dozların elde edilebilmesi için bazı noktalarda yüksek doz gradyentleri olabilmektedir. Yüksek doz gradyentlerinin doğru noktada oluşması çok önemlidir. IMRT'de şiddeti değiştirilmiş demet karmaşık bir yolla elde edildiğinden hesaplanan ve hastaya verilen doz arasındaki uyumun kontrolü kesin olarak gereklidir.

Çalışmamızda 2D array (seven 29) ile elde edilen doz dağılımlarının TPS ile hesaplanan dağılımla karşılaştırılmasında, 2 mm DTA ve %2 DD'den (2 mm/ %2) başlayarak 4 mm DTA ve %4 DD'a (4 mm/ %4) kadar, DTA ve DD değerleri artırılarak bu artışa bağlı olarak değerlendirmeyi geçen noktaların yüzde değerleri bulundu. On altı prostat hastası için bu noktaların ortalaması; 2 mm/ %2 için %76.1, 2 mm/ %3 için %80.9, 3 mm/ %2 için %88.2, 3 mm/ %3 için %92.6, 4 mm/ %3 için %94.8 ve 4 mm/ %4 için %97 olarak bulunmuştur. Prostat IMRT planları yüksek segment ve düşük segmente sahip planlar olarak iki gruba ayrıldı. Düşük segmente sahip grup için bu noktaların ortalaması sırasıyla; 83.04, 87.63, 95.08, 98.45, 98.92, 99.86 iken, yüksek segmentli grup için bu değerler, 69.18, 74.32, 81.26, 86.75, 90.71 ve 94.22 olarak bulunmuştur. Karşılaştırmada ( $\gamma$ ) değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesine bakıldığında 2D ar-

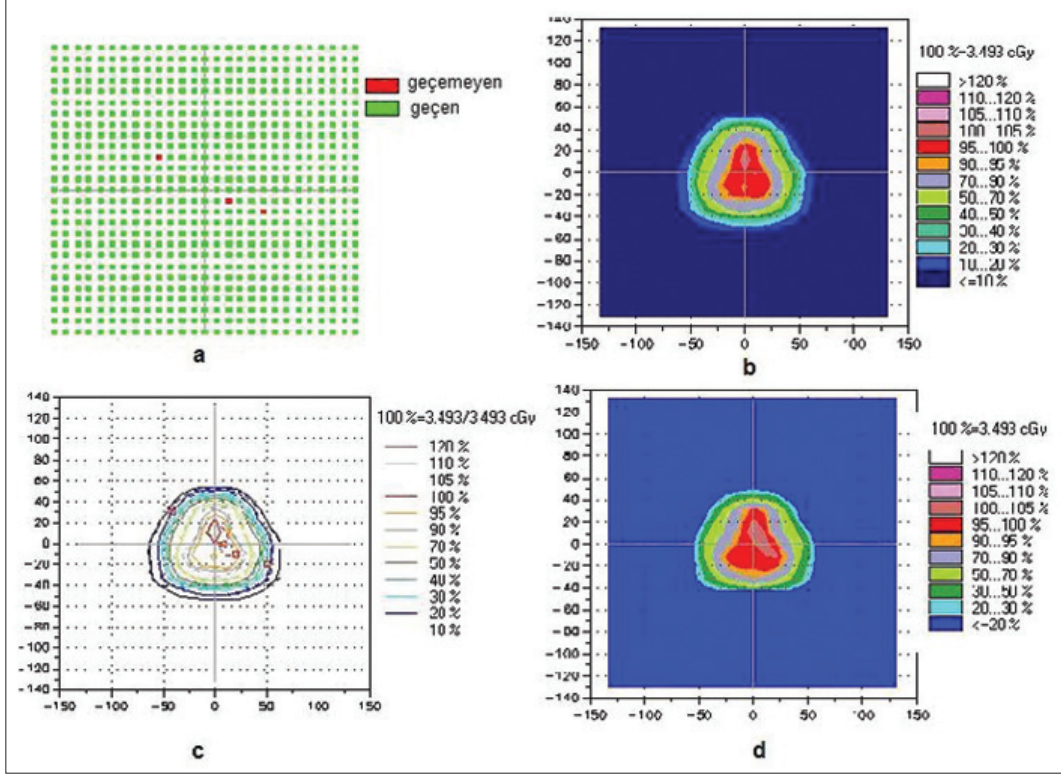
ray ile yapılan ölçümler TPS ile uyumlu sonuçlar vermiştir.

Poppe ve ark.,<sup>[22]</sup> 2D array ile yaptıkları çalışmada statik IMRT tekniği kullanarak oluşturulan IMRT planlarının doz dağılımlarını 2D array ile ölçmüşler ve TPS'nin hesapladığı dağılımlarla karşılaştırmışlardır. Karşılaştırmayı profiller bazında gerçekleştirip özellikle yüksek doz gradyentinin olduğu bölgelerde, ölçülen doz profilinin hesaplandan sapma gösterdiğini bulmuşlardır. Bu yüzden çalışmalarının sonucunda yüksek doz gradyentinden dolayı, daha önce Low ve ark.<sup>[21]</sup> tarafından önerilen ( $\gamma$ ) indeks metodunun (DTA, %DD), IMRT planlarının karşılaştırılmasında kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır.<sup>[22]</sup> Biz de çalışmamızda 2D array ve TPS'de hesaplanan profilleri karşılaştırdığımızda dozun en yüksek olduğu noktalarda farkın en büyük olduğunu ve bu farkın %3 ile %4 arasında değiştiğini gözlemledik.

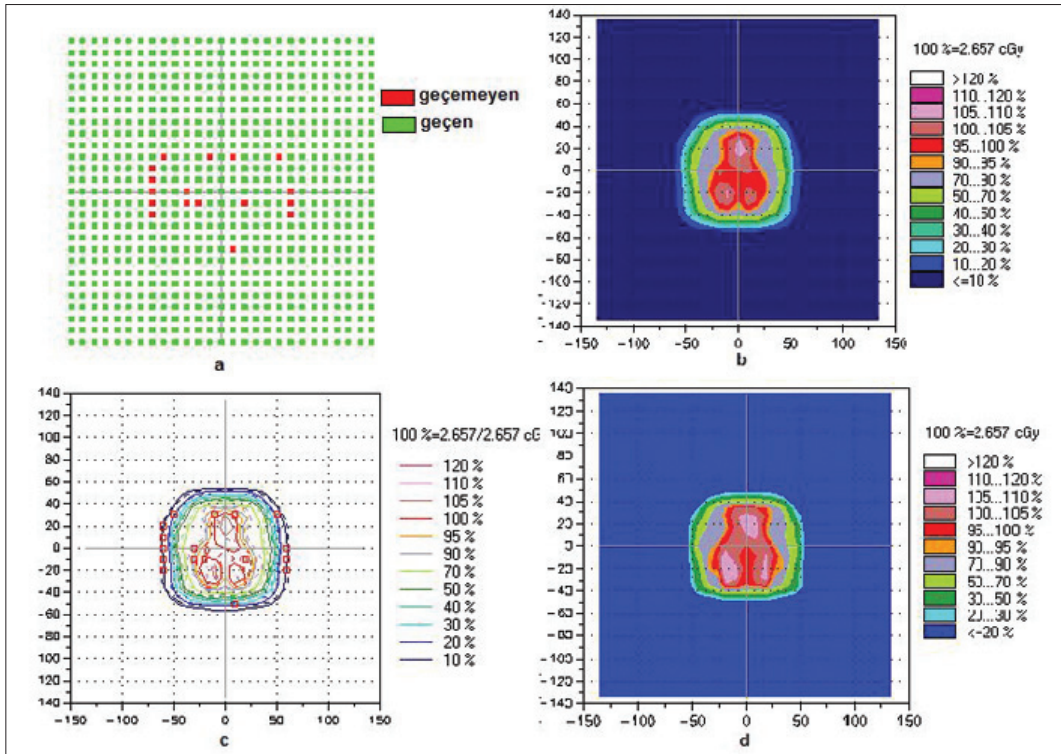
Basran ve ark.,<sup>[23]</sup> farklı gruplardan oluşan 115 hastanın IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasını MapCheck diyet array ile yapmışlardır. Çalışmada statik IMRT tekniği kullanılmış olup ışınlamalar Siemens Primus ve Elekta Synergy linaklarında yapılmıştır. MapCheck ile elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında ( $\gamma$ ) indeks yöntemi kullanılmıştır. 3 mm/ %3 için değerlendirmeyi geçen noktaların yüzde olarak değerini baş-boyun hastaları için %88, diğer hasta planları için ise %95 olarak bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda 3 mmDTA/ %3DD için ( $\gamma$ ) değerlendirmesini geçen noktaların yüzde değerleri düşük segmentli prostat IMRT planları için %98.45, yüksek segmentli IMRT planları için ise %86.75 olarak bulunmuş olup, elde edilen sonuçlar Basran ve ark.'nın<sup>[23]</sup> sonuçlarıyla uyumlu çıkmıştır. 2D array ile gamma değerlendirmesine göre bulduğumuz karşılaştırma sonuçları yukarıda bahsedilen Mapcheck ile yapılan diyet matriks sonuçlarıyla uyumludur. Literatürde Mei ve ark.<sup>[24]</sup> 2D array ile gamma değerlendirmesine 3 mm/ %3 için bakmışlar ve sadece alan kenarlarındaki bölgelerin değerlendirmeyi geçemediğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da  $\gamma$  değerlendirmesini geçemeyen noktalar alan kenarında ve alan dışındaki bölgelerde bulunmaktadır.





Şekil 2. Düşük segmente sahip olan 4 no'lu hasta IMRT planının, a) gamma faktör haritası, b) 2D array ile ölçülen izodoz dağılımı, c) izodozların karşılaştırılması, d) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı.



Şekil 3. Yüksek segmente sahip olan 15 no'lu hasta IMRT planının a) gamma faktör haritası, b) 2D array ile ölçülen izodoz dağılımı, c) izodozların karşılaştırılması, d) TPS ile hesaplanan izodoz dağılımı.

En küçük segment boyutu tüm planlar için 2x2 cm<sup>2</sup> seçilmiş olmakla birlikte, segment sayısı arttıkça, hesaplanan doz dağılımının ölçülenden sapma gösterdiği gözlenmiştir. Sawchuk ve ark.<sup>[25]</sup> da çalışmalarında hasta IMRT planlarını fazla ve az sayıda segmente sahip olacak şekilde planlayıp, bu iki grubu IMRT dozimetrik doğrulanması açısından karşılaştırmışlardır. MapCheck diyot matrisi ve film kullanarak IMRT planlarının doğrulanmasında daha az segment ve segment başına daha büyük monitor unit (MU) değerine sahip olan IMRT planlarının dozimetrik doğruluğunun, çok sayıda segment ve segment başına daha küçük MU değerine sahip olan IMRT planlarından daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Çünkü segment sayısı arttıkça küçük alanların, ölçülen ve hesaplanan penumbraları arasındaki farklar üst üste gelip, hesaplanan ve ölçülen IMRT akı haritaları arasındaki farkı arttırmaktadır.<sup>[25]</sup>

Statik IMRT planında kullanılan segmentlerin toplam sayısı, akı haritasının kompleksliği, kullanılan ışın sayısı ve diğer teknik faktörlere bağlıdır. Segmentleri kullanarak iki boyutlu akı haritalarını oluşturacak algoritmalar lif pozisyonlarını hesaplamının yanı sıra MLC'lerin geometrik ve dozimetrik özelliklerini de hesaba katmalıdır. Örneğin dikkate alınmadığında önemli doz artefaktlarına yol açacak olan lif kenarının dizaynı ve liflerin fokuslama özelliği gibi parametreler dikkate alınmalıdır.

İlk doz artefaktı "*tongue and groove*" etkisi olup lifler arası sızıntıyı engellemek için bazı linaklar MLC tongue and groove dizaynına sahiptir. Eğer büyük bir alan iki alt alana bölünürse, iki alanın birleşim yerinde bu dizayndan dolayı bir doz düşüklüğü oluşabilir. İki alt alanın kenarı tongue and groove dizaynının küçük bir farklılığından dolayı lifler tarafından absorblanmakta ve sonuçta alt alanların birleşim yerinde yaklaşık %20'lik bir doz düşüklüğü oluşmaktadır. İkinci artefakt ise transvers çakışmadan kaynaklanır. Bazen iki segment lif hareketine dik olarak komşu sınırlara sahip olduklarında segmentlerin birleşim yerince ince bir şerit şeklinde düşük doz alan bölge oluşur. Bu ise alt alanların penumbralarının tam oluşmamasından kaynaklanmaktadır.<sup>[5]</sup> Tüm bu parametrelerden do-

layı, segment sayısı arttıkça IMRT akı haritalarının doğrulanmasında hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki fark ta artmaktadır.

Sonuç olarak, IMRT doğrulanmasındaki bu belirsizliği en aza indirmek için olabildiğince daha az segment ile planlama yapmaya çalışılmalı ve yüksek segment sayılı planlardan kaçınılmalıdır.

## KAYNAKLAR

1. Khan FM. Teratment planning I. In: The physics of radiation therapy. 3rd ed. Baltimore, MD: Lippincot Williams and Wilkins; 2003.
2. Sherouse GW, Bourland JD, Reynolds K, McMurry HL, Mitchell TP, Chaney EL. Virtual simulation in the clinical setting: some practical considerations. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990;19(4):1059-65.
3. Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol: Institute of Physics Publishing; 2001. p. 270-8.
4. Prudy JA. Intensity modulated radiation therapy: current status and issues of interest. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2001;51(4):880-914.
5. Schegel W, Bortfeld T, Grosu AL. New Technologies in Radiation Oncology. Verlag Berlin: Springer; 2006. p. 263-94.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. Létourneau D, Gulam M, Yan D, Oldham M, Wong JW. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. Radiother Oncol 2004;70(2):199-206.
11. Wiezorek T, Schwedas M, Scheithauer M, Salz H, Bellemann M, Wendt TG. VERIDOS: a new tool for quality assurance for intensity modulated radiotherapy. Strahlenther Onkol 2002;178(12):732-6.
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. 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.
  14. Bucciolini M, Buonamici FB, Casati M. Verification of IMRT fields by film dosimetry. *Med Phys* 2004;31(1):161-8.
  15. Childress NL, Salehpour M, Dong L, Bloch C, White RA, Rosen II. Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications. *Med Phys* 2005;32(2):539-48.
  16. 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.
  17. ICRU report 62. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Suppl. to ICRU Report 50) Bethesda MD: International Commission on Radiation Units and Measurements: 1999.
  18. Ravikumar M, Al Asmary MA, Alla A Sultan R, Al Ghamdi HA. Dose delivery accuracy of therapeutic photon and electron beams at low monitor unit settings. *Strahlenther Onkol* 2005;181(12):796-9.
  19. Mohr P, Brieger S, Stahl J, Witucki G. Linearity of the dose monitor system at low monitor units. *Strahlenther Onkol* 2007;183(6):327-31.
  20. Kemikler G, Acun H. Beam characteristics of megavoltage beams at low monitor unit settings. *Phys Med* In press.
  21. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25(5):656-61.
  22. 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.
  23. Basran PS, Woo MK. An analysis of tolerance levels in IMRT quality assurance procedures. *Med Phys* 2008;35(6):2300-7.
  24. 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.
  25. 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.