

Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol yöntemleri

Quality assurance methods for intensity modulated radiotherapy

Aydın ÇAKIR, Hatice BİLGE

Istanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı, İstanbul

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) düzgün olmayan radyasyon ışın yoğunluğu kullanımına dayalı konformal radyoterapinin yeni bir basamağıdır. IMRT ile optimal doz dağılımları elde edebilir ve klinik sonuçlar artırılabilir. IMRT'nin yetersiz kullanılması durumunda, sonuç geleneksel tedavilerden daha kötü olabilir. IMRT sahaları çoklu alt alanlardan oluştuğundan bu sahalardaki doz doğruluğu kullanılan lineer hızlandırıcının kalite kontrol testlerindeki performansına bağlıdır. Çok yapraklı (multileaf) kolimatör (MLC) pozisyon doğruluğu, masa hareketleri, gantry ve kolimatör göstergeleri, ile gantry dönüş hızı ve MLC hızları gibi bir çok parametre IMRT uygulaması öncesinde klinik olarak incelenmelidir. IMRT tedavisinde kullanılacak lineer hızlandırıcıların mekanik ve dozimetrik testleri önceden belirlenen kalite kontrol programı dahilinde periyodik olarak yapılmalıdır. Bu çalışmada IMRT yapabilen lineer hızlandırıcılarda ve hastaya ait IMRT planlarının kalite kontrol-lerindeki testler literatür bilgileri araştırılarak değerlendirildi.

Anahtar sözcükler: Kalite kontrol; MLC; yoğunluk ayarlı radyoterapi.

Intensity modulated radiation therapy (IMRT), based on the use of non-uniform radiation beam intensity of a new step in conformal radiotherapy. Was able to get the optimal dose distributions with IMRT can improve the clinical results. In case of inadequate use of IMRT, the result may be worse than conventional treatments. Multiple sub-areas the accuracy of IMRT dose used in these fields depends on the performance of linear accelerator quality control tests. Multileaf collimator (MLC) positioning accuracy, table movement, gantry and collimator indicators, with a gantry rotation speed and a lot of parameters such as rates of MLC. Linear accelerators used for IMRT in the treatment of pre-defined quality control program within the mechanical and dosimetric tests should be done periodically. In this study, linear accelerators capable of IMRT and IMRT plans for quality controls were investigated in the literature.

Key words: Quality assurance; MLC; intensity modulated radiotherapy.

Genel Bilgiler

Radyoterapinin amacı, hedef volumde homogen radyasyon doz dağılımını hedeflerken sağlam dokuları da maksimum derecede korumaktır. Konvansiyonel radyoterapi bu amacı sağlarken daha genişçe normal dokuların tümörle birlikte ışınlanmasına neden olur.

Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) eksternal radyoterapinin ileri bir tekniğidir. Bu, hasta için iyi bir sabitleme yöntemi ve çok yap-

raklı kolimatör (Multileaf Collimator-MLC) ya da blok ile sağlıklı dokuların korunduğu üç boyutlu radyoterapi planlaması ile mümkün olmaktadır. Işınlar alan boyunca uniform olarak yayılır. Wedge ve kompensatör filtreler kullanılarak doku eksikliği giderilerek ışın yoğunluğu değiştirilebilmektedir. İyi bir radyoterapinin amacı planlanan tedavi hacminin homojen bir biçimde ışınlanmasıdır. ICRU'ye (International Commission on Radiation Units and Measurements Supplement Report 50-

62) göre Planlanan Target Volum'e (PTV) verilmesi gereken dozun homojenitesi -%5 ile +%7 arasında olması gerektiğini önermektedir.^[1-4]

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy-IMRT)

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, konformal radyoterapinin bir üst basamağı gibidir. Non uniform doz dağılımının elde edilmesine olanak sağlar. Sağlıklı dokuları koruyarak hedef volumde kabul edilebilir bir doz dağılımı sağlar. Doz yoğunlukları, farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak elde edilir. Doz yoğunlukları MLC'lerce oluşturulan segmentlerle tümörlü doku ve sağlıklı doku bölgelerinin kalınlığına göre hesap edilir. Böylece kabul edilebilir homojen doz ve tümöre yakın sağlıklı dokularda maksimum koruma sağlanır. Doktor, hangi dozun tümör için yeterli, hangi dozun kritik organ için limit doz olduğunu önceden bilmelidir. Pek çok tedavi planlama bilgisayarı enerji, ışın boyutu, açısını ve miktarını kullanıcıdan girmesini ister. Daha sonra da bu bilgilerle tekrarlanan (iterative) bir hesaplama yapar. IMRT planları içinde sağlıklı dokuların olmadığı concave planlardır.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi kompleks doz hesaplamalarını içerir. Tedavi planlama bilgisayarlarının daha fazla hesaplama zamanına ihtiyacı vardır. Bu noktada daha kuvvetli algoritmalara ihtiyaç duyulur. Çoklu tedavi sahaları ve çoklu alt segmentlerin hesap edilmesi uzun zaman almaktadır.

Yoğunluk ayarlı radyoterapinin diğer modalitelere göre ana üstünlüğü PTV ile OAR (organ at risk) arasındaki hızlı doz düşüşünü sağlayabilmesinden kaynaklanmaktadır. Bu durum toksisiteyi azaltırken ve doz artırımını ve lokal bölgesel kontrolün artışı mümkün kılabilir.^[3-9]

Kompleks doz hesaplamaları ve ileri teknolojiler ile kullanılan IMRT tekniğinin mümkün olan en iyi doğrulukta kullanılabilmesi için özel kalite kontrol yöntemlerine ihtiyaç vardır.

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Kalite Kontrol İşlemleri

Lineer Hızlandırıcıya Bağlı Kalite Kontrol

Klinikte kullanılacak Lineer Hızlandırıcıya

bağlı küçük farklılıklar gösterse de kullanılacak IMRT tekniği Step and Shoot veya Dinamik IMRT tekniğinde ortak yapılması gerekli testler vardır.

Bunlar genel başlık olarak;

- Mekanik testler
- Dozimetrik testler; Homojenite, simetri, doz rate, out-put, penumbra ölçümleri
- Küçük MU değerlerinde Lineer Hızlandırıcı performansı
- MLC pozisyon doğrulanması
- MLC geçirgenlikleri
- MLC hızları (Dinamik IMRT için).

Literatürde pek çok araştırmacı benzer kalite kontrol testlerini önermektedirler.^[10-19]

Klein ve ark.^[20] tarafından hazırlanan AAPM Task Group 142 nolu rapora göre IMRT yapılacak hızlandırıcıya ait testler Tablo 1'de verilmiştir.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi yapabilen Elekta (Elekta Oncology Systems, Norcross, GA), Siemens (Siemens Medical Systems Inc., Concord, PA) ve Varian (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) lineer hızlandırıcının kafa dizaynları kolimatör tasarımları ve target-Jaw/MLC mesafeleri birbirlerinden farklılık gösterdiğinden yapılacak testlerde kullanılan cihazın testlerdeki kabul değerleri birbirlerinden biraz farklı olabilmektedir. Şekil 1'de bu üç lineer hızlandırıcının targetten itibaren isocenter'a olan mesafeleri boyunca üst kolimatör, alt kolimatör ve MLC mesafeleri gösterilmiştir.

Multileaf Kolimatör Pozisyonlarının Doğrulması

Yoğunluk ayarlı radyoterapi tedavisinde MLC'lerin yanlış konumlanması karşılıklı kenarlar arasında mesafe (gap) kalmasına veya alanların üst üste binmesine sebep olmaktadır. Bu sebeple IMRT uygulamaları öncesinde ilk yapılacak testlerden biri MLC pozisyonlarının doğrulanmasıdır. Ölçüm yöntemi olarak film dozimetri, portal dozimetri ya da array dedektörler kullanılır. MLC'lerin yanlış pozisyon almasıyla MLC'lerin üst üste binmesi ve MLC arasında açıklık kalması durumundaki meydana gelebilecek doz varyasyonu Şekil

Tablo 1

Task Group 142'ye IMRT yapılacak lineer hızlandırıcı için mekanik ve dozimetrik testler

	IMRT	SRS/SBRT
Dozimetrik		
X-ışını output sabitliği	%2	
Doz hızı değişimi	%2	%2
Foton ışını profili düzgünlüğü	%2	
Mekanik		
Işık/ışın alanı uyumu	2 mm veya her bir alan kenarı için %1	
Işık/ışın alan uyumu asimetric	1 mm veya her bir alan kenarı için %1	
SSD mesafe göstergesi	1 mm	
Jaw pozisyon göstergesi	1 mm	
Cross hair	1 mm	
Tedavi masası pozisyon doğruluğu	1 mm	<1 mm/0.5°
Gantry/Collimator açısı göstergeleri (90, 270, 0, 180)	1°	
Lazer göstergeleri	±1 mm	<±1 mm
MLC pozisyon doğruluğu	±1 mm	
MLC transmasyon	±0.5 mm acceptance değerinden sapma	
Dinamik IMRT tekniği için MLC hızındaki değişim	<0.5 cm/s	

IMRT: Yoğunluk ayarlı radyoterapi; SRS/SBRT: Stereotaktik radyocerrahi; SSD: Kaynak yüzey mesafesi; MLC: Çok yapraklı kolimatör.

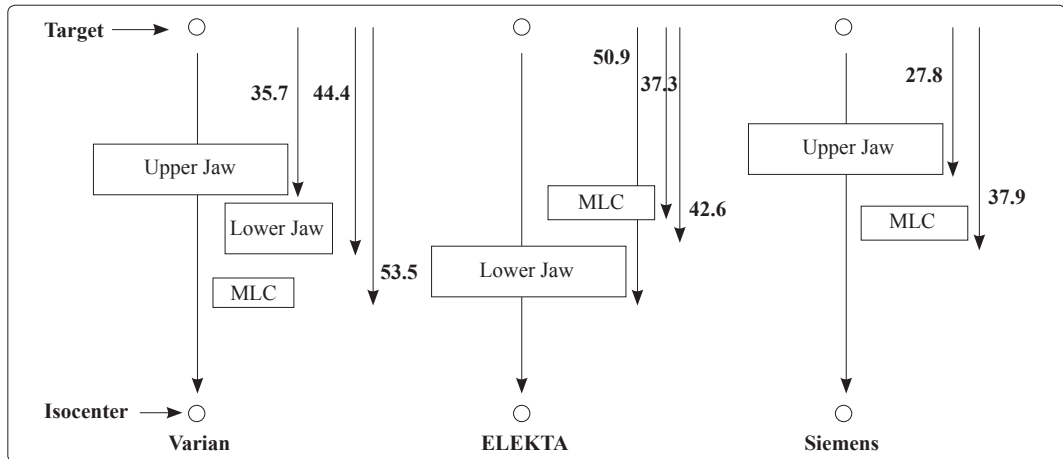
2'de gösterilmiştir. Şekil 2 incelendiğinde LEAF BANK A ile LEAF BANK B'nin isocenter pozisyonunda aralarında 0.2 mm'lik aralık kalması durumunda doz da %40'a varan düşüklük, 0.2 mm üst üst bindiğinde ise %30'luk doz artışı olduğu gözlenmektedir.

Multileaf kolimatör pozisyonlarının doğrulanması için yapılabilecek testlerden biri aşağıda Şekil 3'de olduğu gibi asimetric bir alan oluşturup bu alanı farklı kolimatör açılarında X-Omat Film/

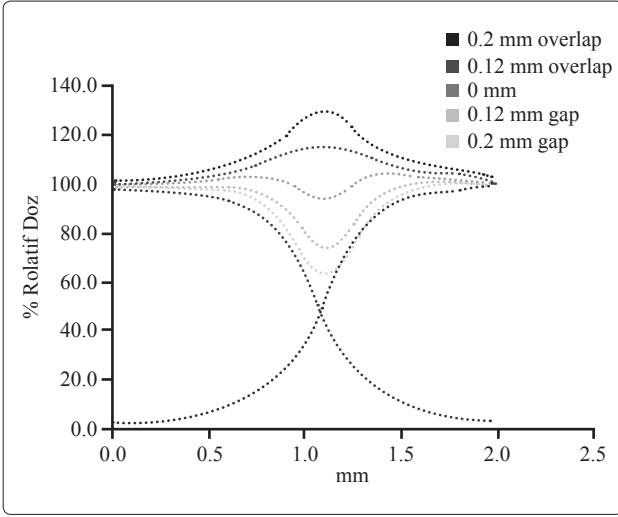
GafChromic Film, Portal dozimetri veya Array Dedektör kullanarak ışınlamaktır.

- Şekil 3'deki gibi 10x5 cm asimetric alan yaratılır. Tek yöndeki leaf bankı asimetric sıfır pozisyonunda olacak şekilde ayarlanarak X-Omat film kullanılıyorsa 100 MU, GafChromic film kullanılıyorsa 400-500 MU verilir.

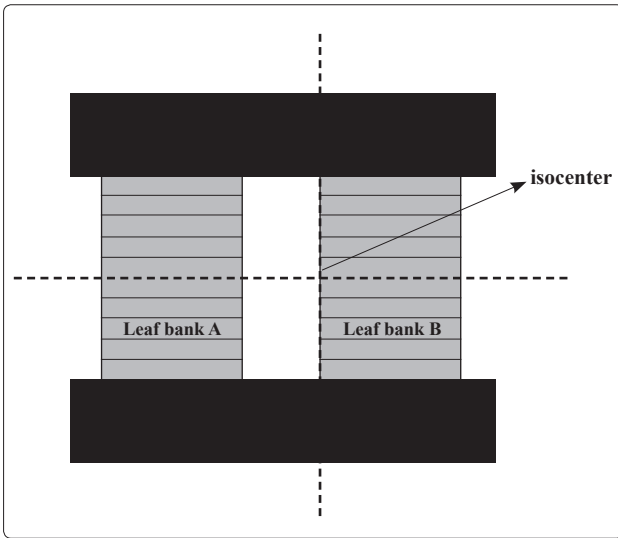
- Filmi hareket ettirmeden kolimatörü 180 derece çevrilir.



Şekil 1. Elekta, Siemens ve Varian lineer hızlandırıcısının targetten itibaren isocenter'a olan mesafeleri.



Şekil 2. Multileaf kolimatörlerin üst üste binmesi ve multileaf kolimatör arasında açıklık kalması durumundaki meydana gelebilecek doz varyasyonu.

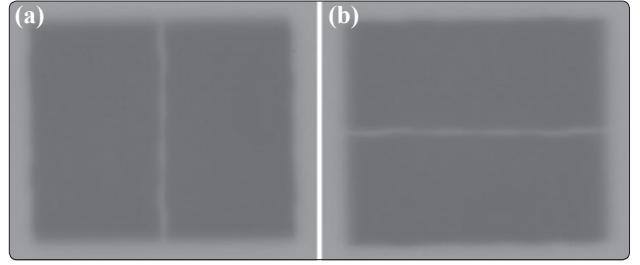


Şekil 3. Multileaf kolimatör pozisyonlarının doğrulanması.

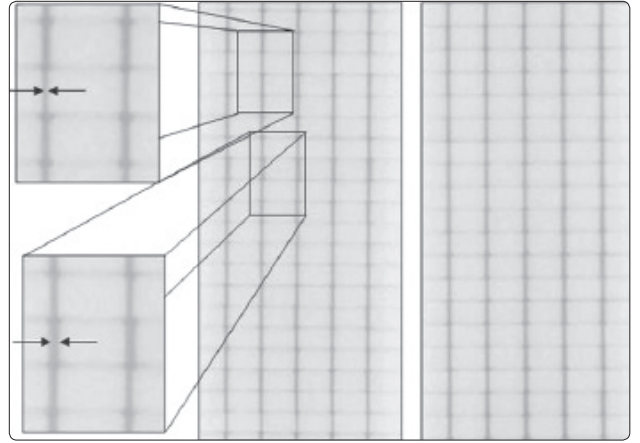
• Aynı şekilde film X-Omat ise 100 MU, GafC-homic film kullanılıyorsa 400-500 MU verilir.

• Işınlama işlemi sonrasında film ya da portal görüntü, analiz programları yardımıyla incelenerek AAPM Task Group 142’de bildirilen limitler içerisinde olup olmadığı değerlendirilir.

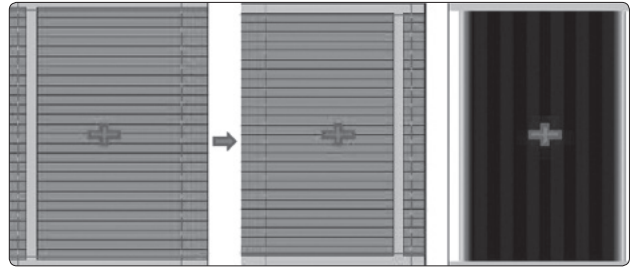
Aynı işlemi 90 ve 270 kolimatörler açıları için tekrar edilir. Şekil 4a’da kolimatör 0 ve 180 açılarında, Şekil 4b’de kolimatör 90 ve 270 açılarında çekilmiş test filmleri görülmektedir.



Şekil 4. (a) Kolimatör 0 ve 180 açıları, (b) Kolimatör 90 ve 270 açıları çekilmiş test filmleri. Renkli şekil derginin online sayısında görülebilir (www.onkder.org).



Şekil 5. Gardenfence testi.



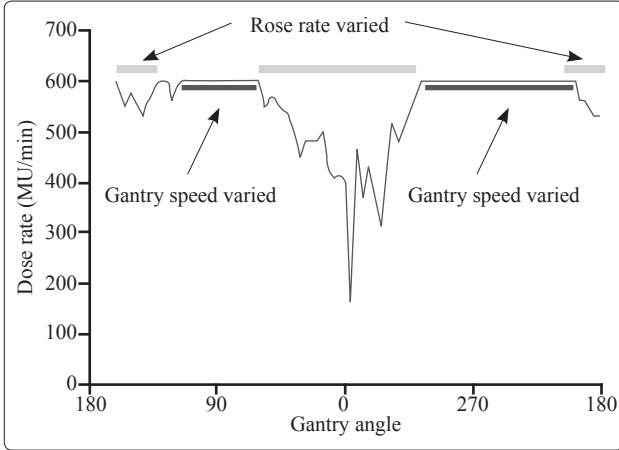
Şekil 6. Multileaf kolimatör hızlarının testi. Renkli şekil derginin online sayısında görülebilir (www.onkder.org).

Multileaf kolimatör pozisyonlarının doğrulanması amacıyla yapılabilecek testlerden bir diğeri de bahçe çiti (Gardenfence) testi’dir.

Bahçe çiti testi, MLC pozisyonlarının doğrulanması amacıyla 1 mm’lik şeritler halinde MLC’lerin yeni pozisyonları arasında 2 cm boşluk bırakılarak 5 cm derinliğinde ışınlama yapılır. Toleransı ± 0.2 mm’dir (Şekil 5).

Multileaf Kolimatör Hızlarının Stabilesi

Multileaf kolimatör hızlarının değişimi karşılık-



Şekil 7. DMLC tekniğinde farklı gantry açılarındaki doz hızlarıyla $\Delta MU/\Delta t$ değişimi.

lı kenarlar arasında mesafe (gap) kalmasına sebep olmaktadır bu sebepten Dinamik IMRT tekniğinde MLC hızları çok önemlidir. Ölçüm yöntemi olarak film dozimetri, portal dozimetri ya da Array dedektörler kullanılır. Her bir MLC çiftinin profili statik profil ile kontrol edilir. Şekil 6a'daki gibi ayarlanan LEAF BANK A veya B'nin Şekil 6b'deki pozisyonu alınması istenir. Bu şekilde bir X-Omat veya GafChromic film, Array dedektör veya portal dozimetri yöntemlerinden biri kullanılarak elde edilen profil açık alan profili ile karşılaştırılır. Bu testin toleransı %2'dir.

DMLC tekniğinde farklı gantry açılarındaki de-

şen farklı doz hızlarının gantry hızlarıyla değişimi Ling ve ark. tarafından Şekil 7'de gösterilmiştir ($\Delta MU/\Delta t$ [dose rate]).^[21]

Yoğunluk ayarlı radyoterapi Planlarının Kalite Kontrolü

Yoğunluk ayarlı radyoterapi sahaları çoklu alt alanlar içerdiğinden bunları ayrı ayrı hesap etmek çok zordur. Bunun yerine seçilmiş planlarda yapılan dozimetrik kontroller vardır. Araştırmacılar bunun için ilk olarak prostat IMRT'si için doz kontrol yönetimi tanımlamışlardır. Bunun için Kodak XV film (Eastman Kodak Co.Rochester NY) ve TLD dozimetrisi ile doz tayini yapmışlardır.^[3,9,13] Literatür bilgileri esas alınarak IMRT'de sık kullanılan kalite kontrol araçlarının karşılaştırmalı tablosu Tablo 2'de verilmiştir.

Günümüzde IMRT planlarının kalite kontrolü için pek çok dozimetrik ekipman olmasına rağmen halen hiç bir dozimetrik sistem IMRT alanlarının içerdiği kompleks yapıyı algılamada ideal değildir.

İdeal Dozimetre Sistemi Nasıl Olmalıdır?

- Yüksek hassasiyet
- Küçük boyut
- Hızlı dinamik cevap
- Kısa ve uzun dönem kararlılık (radyasyona dayanıklılık)

Tablo 2

Yoğunluk ayarlı radyoterapide sık kullanılan Kalite Kontrol araçlarının karşılaştırmalı tablosu

Sistem/Araç	PTW L. A Seven 29	Matrix & Mapcheck	EPID	Gafchromic Film	Radyokromik Film	TLD
Modalite	İyon odası	Diyot	Port film	Polimer yapıda Film	Radyokromik gümüş kaplı film	LiF
Uzaysal rezolüsyon	Düşük	Düşük	Yüksek	Yüksek	Yüksek	Düşük
Analiz süresi	Çok Hızlı	Çok Hızlı	Hızlı	Hızlı	Yavaş	Uzun
Banyo süresi	Gerekmiyor	Gerekmiyor	Gerekmiyor	Gerekmiyor	Uzun	Gerekmiyor
Farklı gantry açılarındaki kullanıma	Yok	Yok	Yok	Var	Var	Var
Enerji bağımlılığı	Var	Var	Var	Yok	Var	Var
Geniş doz aralığında kullanıma	Var	Var	Var	Var	500 cGy'e kadar	Var
Doku eşdeğerliği	Hayır	Hayır	Hayır	Evet	Hayır	Evet

- Enerjiden bağımsız
- Doz hızından bağımsız
- Doku eşdeğeri
- Yüksek uzaysal ayırma gücü
- Kolay kullanılabilirlik ve farklı fantomlara uyum

Doz Dağılımlarının Karşılaştırılmasında Kullanılan Yöntemler

Film dozimetrisi iki boyutlu görüntü ve yüksek kontrast ve uzaysal çözünürlük verir. IMRT sahaları için uniform olmayan doz dağılımı göstermede çok iyidir.

Kodak Ready Pack film yüksek çözünürlük göstererek iki boyutlu doz dağılımı için idealdir. Radyografik filmler yüksek Z materyallerine sahip olduklarından düşük enerjili foton saçılmasına sebep olur.

Kodak XV film (Eastman Kodak Co.Rochester NY.) 100 cGy de sature olurken Kodak EDR film 500 cGy de sature olmaktadır. Her iki film 24x24 cm alana kadar Co-60, 6 MV, 10 MV ve 18 MV enerjiler için enerjiden bağımsızdır. EDR filmi, XV filminden daha fazla doğrulukla IMRT doz dağılımı verir. EDR filmi $\pm\%2$, XV filmin $\pm\%4$ doğrulukla absorbe dozu tayin edebilmektedir. EDR film 20 cm derinliğe kadar $\%1$ doğrulukla derin dozu tayin ederken XV film $\%10$ doğrulukla derin doz tayin edebilmektedir.

Birçok araştırmacı ilk olarak Kodak XV film kullanarak tedavi planlama bilgisayarının doz dağılımlarını karşılaştırmışlardır. Absorbe doz tayini içinse iyon odası kullanmışlardır. Filmin doğruluğu, hedef volumün içinde ve dışında $\pm\%2$ olarak bulmuşlardır. İyon odası ile yaptıkları absorbe doz tayini $\pm\%3.5$ olarak bulmuşlardır. Tedavi planlama bilgisayarı ile aradaki bu fark TPS'nin sızıntı radyasyonu ve saçılan radyasyonu doğru olarak hesaplamamasından kaynaklandığı bildirilmiştir.

EDR ve XV filmlerin kalibrasyon eğrileri 10x10 alan ve 10 cm derinliğe kadar çok az değişim gösterirler. Esthappan ve ark., Niroomand ve ark. EDR filmin IMRT yoğunluk haritası çıkarmada çok uygun olduğunu göstermişler. EDR filmin $\%20$ 'nin altındaki küçük doz bölgelerinde XV filminden daha

iyi cevap verdiğini göstermişler.^[22,23]

Radyokromik filmler;

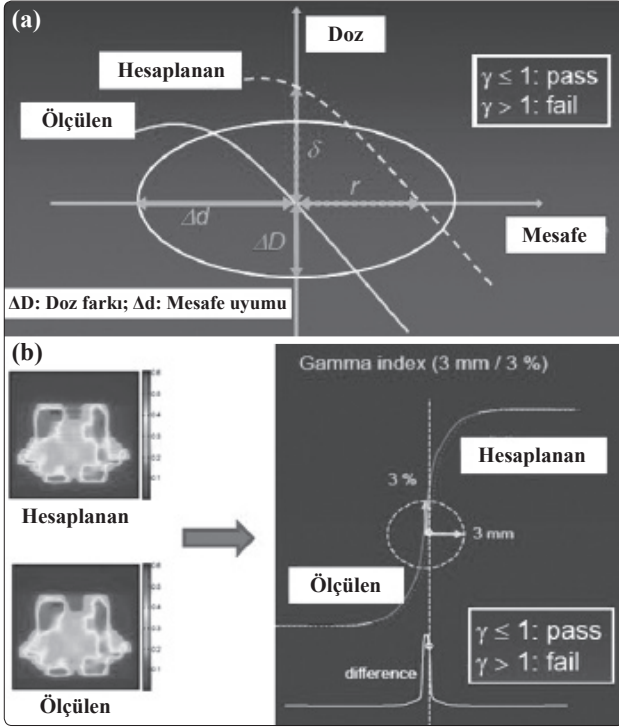
- doku eşdeğeri olmaları,
- enerji bağımlılıkları olmadıkları ve
- banyo işlemini gerektirmediği için radyografik filmlerden daha fazla kullanılır olmuştur.

Bu filmlerin dezavantajı düşük hassasiyetleridir. Tabakaları carbon, hidrojen, oksijen ve nitrojenden oluşur. Radyocromic filmlerden MD 55-2, 3-100 Gy arasında geniş bir bölgede doz cevabı vardır. Işınlamadan sonra polimer tabakada renk değişimi izlenir. Radyocromic filmler 2-4 Gy/dk aralığında doz hızından bağımsızdırlar. Işınlamadan sonraki renk değişikliği ortamın nemi ve sıcaklığı optik yoğunluğu etkiler. Enerjiden bağımsız oldukları için değişik enerji spektrumunda kullanılabilirler.

GAFCHROMIC® EBT film, eksternal RT'de, özellikle IMRT ve brakiterapi uygulamalarında kullanılmakta ve ışınlamadan sonra banyo gereksinimi göstermemektedir. Banyo gereksinimi göstermemesi film dozimetrisindeki belirsizliklerden birini elimine eder. 1 cGy ile 800 cGy arasındaki dozlara hassastır. Uniformdur. keV'den MeV'de enerji bağımsızlığı vardır. GAFCHROMIC® filmler doku eşdeğeri ve su geçirmez olduklarından bir çok dozimetrik işlemde kullanmak mümkündür. Uzun süre flüoresan ışığına maruz kalma hariç, oda ışığına duyarlı değildir. GAFCHROMIC® EBT film, en iyi flatbed tarayıcıların kırmızı kanalında 635'nm de absorpsiyon değeriyle taranır. Kırmızı kanal en iyi kontrastı verir. Son yıllarda IMRT dozimetrisinde kullanılmaya başlayan bir diğer film ise GAFCHROMIC® EBT2 film 1 cGy-10 Gy arasında kırmızı kanalda, 10 Gy-40 Gy kadar da yeşil kanalda en iyi analizi verir.

Bu dozimetrik kontroller başlıca aşağıdaki yöntemler ile kıyaslanır;

- İzodoz dağılımı ile karşılaştırma,
- Fluence map ile profil karşılaştırma,
- Merkezi eksen ve merkezi eksen dışında Absorbe Doz ölçümleri ile karşılaştırma,
- DTA (Distance to Agreement) uyumu ile Gama Histogram Analizi.



Şekil 8. (a, b) Gama histogram analiz yöntemi geometrik olarak tanımlanması.

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

Bu yöntemler bir çok araştırmacı tarafından IMRT kalite kontrol aracı olarak kullanılmıştır.^[24-30]

Gama Histogram Analizi

İlk olarak Low ve ark. tarafından kullanılan bu metod doz dağılımlarını iki boyutlu karşılaştırma imkanı verir. Ölçülen dozu referans olarak kabul edip doz farkı (DD: Dose difference) ve mesafe uyumuna (DTA: Distance to agreement) dayanarak analiz yapan bir yöntemdir.^[31-34] Şekil 8a, b'de Gama histogram analiz yöntemi geometrik olarak tanımlanmıştır.

Gama Histogram Analiz yöntemi TPS'den gelen akı haritasını (fluence map) referans olarak alıp cihazda elde edilen gerçek doz haritası ile karşılaştırma prensibine dayanır.

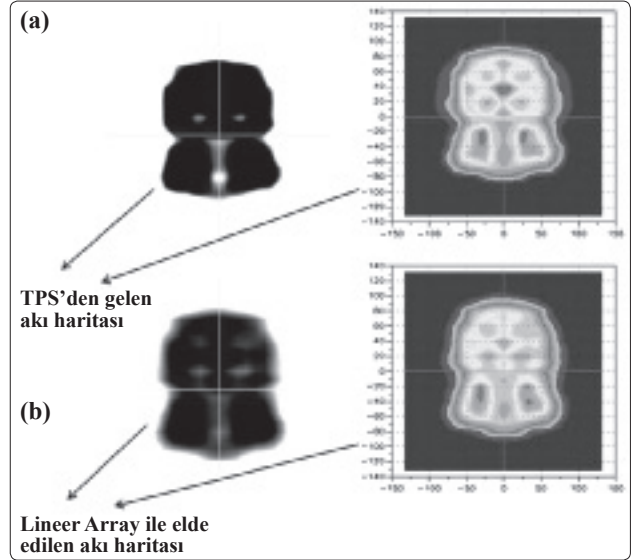
Şekil 8a'daki elipsin formülünden;

$$1 = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d^2_M] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D^2_M]\}}$$

bu eşitlikte;

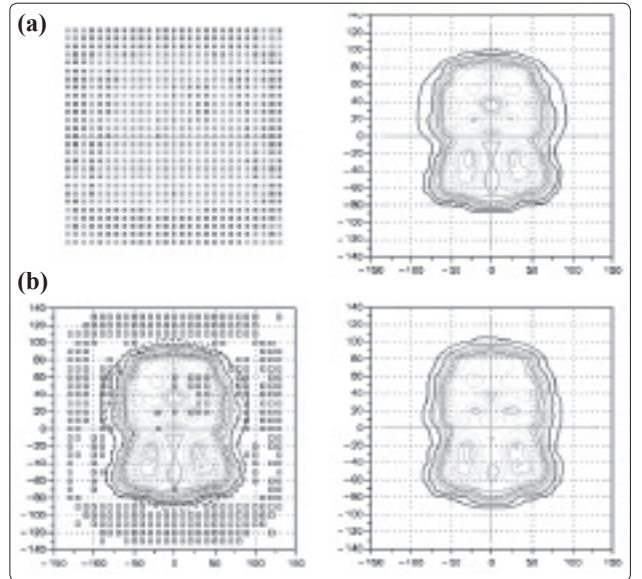
$$r(r_m, r) = |r - r_m|; \delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$$

ise r_m noktasındaki doz farkıdır. $D_c(r_c)$ 'nin her-



Şekil 9. (a, b) Lineer Array Seven 29 ile elde edilen akı haritası ile karşılaştırılması.

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



Şekil 10. (a, b) TPS'de hesaplanan akı haritasının lineer Array ile ölçülen akı haritalarıyla karşılaştırılmasının analiz sonuçları.

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

hangi bir kısmı elips yüzeyini keserse hesaplanan değer r_m noktasında kabul değerini geçmiş sayılır.

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d^2_M] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D^2_M]\}}$$

$r(r_m, r) = |r - r_m|$; $\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$ ise hesaplanan ve ölçülen doz değerleri arasındaki farktır.

$\gamma(r_m) \leq 1$ ise hesaplanan değer analizi geçer,

$\gamma(r_m) \geq 1$ ise hesaplanan değer analizi geçemez.

Şekil 9a'da TPS de elde edilmiş bir akı haritası referans alınıp Şekil 9b'de Lineer Hızlandırıcıda, Lineer Array Seven 29 ile elde edilen akı haritası ile karşılaştırılması görülmektedir.

Şekil 10a, b'de elde edilen akı haritalarının analiz sonuçları görünmektedir. Kırmızı ile görünen noktalar $\gamma(r_m) \geq 1$ olup analizi geçemeyen noktalar yeşil ile görünen noktalar ise $\gamma(r_m) \leq 1$ olup elips içersinde kalarak analizi geçen noktaları göstermektedir.

Gama analiz değerlendirme sonucu olarak bir çok araştırmacı 3 mm DTA ve %3 DD farkını standart aldığı gibi her klinik kendi kalite kontrol programı doğrusunda bu limiti 3 mm DTA ve %5 DD kendileri için referans alabilmektedir.

Sonuç

Yoğunluk ayarlı radyoterapi küçük alt alanları içerdiğinden, tedavi alanlarının kalite kontrolünde bazı dozimetrik problemlerin doğmasına neden olur. Bu problemlerden biri tedavi alanı içerisindeki ani doz düşüş bölgelerinin oluşmasıdır. Doz düşüşlerine, alan kenarlarına saçılan elektronlardan dolayı bozulan elektronik denge sebep olur ve yüklü parçacık dengesinin azlığı ve hızlı doz düşüşleri, hesaplanan doz ile ölçülen doz arasında sapmalara neden olur. Diğer bir problem ise, doz ölçümlerinde kullanılan dedektör boyutlarının tedavi alanlarına kıyasla büyük olmasıdır. Bu yüzden hassas doz ölçümü almak zordur. Kullanılan dedektörler sadece huzme büyüklüğünden küçük olmamalı, aynı zamanda penumbra bölgesindeki hızlı doz düşüşünü tanımlayacak yeterli çözünürlüğe sahip olmalıdır.

Saw ve ark.^[35] bitişik sahalardaki doz inhomojenitesi üzerinde Varian Clinac 600C (Varian Corporation, Palo Alto, CA) lineer hızlandırıcısı kullanarak yaptıkları çalışmada ± 1 mm Kolimatör hatasında doz varyasyonunun -%15 ile +%15 arasında olduğunu, ± 2 mm de ise doz varyasyonunun -%25 ile +%25 arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Sohn ve ark.^[36] benzer setup koşullarında baş-boyun hastaları için tek isocenter tekniği kullanıla-

rak ± 1 mm'lik üst üste binmede %5 doz farklılığı, +2 mm'lik üst üste binmede %6'lık doz artışı ve 2 mm'lik gap kalması durumunda ise %14 doz düşüklüğü bulmuşlardır.

LoSasso ve ark.^[37] dinamik modda çalışan MLC için ± 1 mm'lik pozisyon hatasının 1 cm'lik bölgede %10 doz varyasyonuna sebep olduğunu rapor etmişlerdir.

Literatürde farklı iyon odası hacimlerini karşılaştırıp IMRT absorbe doz tayini yapan pek çok araştırmacı vardır. En belirgin karşılaştırma Leybovich ve ark. tarafından 0.009 cm³ hacimli iyon odasına kıyasla 0.6 cm³ hacimli iyon odasının 60 kez daha hassas olduğu bildirilmiştir. Küçük hacimli iyon odaları alan merkezinden uzaklaştıkça yanlardan gelen katkıyı alacak hassasiyette değildirler.^[38]

Benzer bir şekilde Laub ve Wong^[39] 0.0015 cm³ hacimli pin point iyon odası ile 0.125 cm³ iyon odaları ile yaptıkları çalışmada tedavi sahası büyüdükçe iyon odalarının volüm etkilerinin arttığını göstermişlerdir.

Mu ve ark.^[40] MLC pozisyon hatasının mekanik dizayna ve bilgisayarın MLC'leri hatalı kontrolünden kaynaklandığını bildirmişlerdir; Varian (Varian Medical Systems, Inc. Palo Alto, CA) ve Elekta (Elekta AB, Stockholm, Sweden) lineer hızlandırıcılarının MLC'lerinin uç kısımları yuvarlatılmış olup, düz çizgi üzerinde gider gibi yol almaktadır. Buna karşın Siemens (Siemens Medical Concord, CA) lineer hızlandırıcısı double focus özelliğine sahip olup geometrik penumbra ihmal edilebilecek düzeydedir. Siemens ve Elekta cihazları statik MLC özelliğine sahipken, Varian cihazının MLC'leri hem statik hem de dinamik IMRT yapabilme özelliğine sahiptir. MLC pozisyon belirsizliği dinamik MLC ve statik MLC'ler için birbirinden farklıdır. Dinamik MLC'ler için MLC pozisyon hatası doz hızı ve MLC kontrol sistemindeki gecikmeyle ilişkilidir.

Luo ve ark.^[41] Varian MLC kontrol sisteminden aldıkları log file'ı tekrar hesap ettirip aynı zamanda Monte Carlo yazılımı kullanarak karşılaştırdıklarında 0,2 mm MLC pozisyon hatası saptamışlar. Aynı zamanda MLC'ler üzerinde sadece 1

MLC'nin 1-3 mm sistemik hatada doz dağılımının %1 değiştiğini göstermişlerdir.

Xia ve Verhey'in^[42] çalışmasında 17 baş-boyun hastası Pinnacle TPS (Pinnacle, Philips Medical Solutions) kullanılarak tedavi planı yapılmış ve Siemens 82 MLC'li lineer hızlandırıcısında tedaviye alınmıştır. MLC pozisyonlarında sırasıyla ± 1 mm, ± 2 mm'lik random ve sistemik hataları analiz etmişler, ± 2 mm'ye kadar random hataların önemli bir dozimetrik sonuç doğurmadığını buna karşın sistematik MLC pozisyon hatasının özellikle çok segmentli (>100 segment) önemli doz varyasyonu gösterdiğini bildirmişlerdir.

Xia ve Verhey^[42] MLC pozisyonunda meydana gelebilecek 1 mm'lik hatanın basit IMRT planları için D95% de %4 değişim, daha kompleks IMRT planları içinse %8 değişim gösterdiğini belirtmişlerdir.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği ile tedavilerde istenilen başarıya ulaşılabilmesi için kullanılan cihaza ait mekanik kontrollerin yapılması ve sürekliliğinin sağlanması ilk adımdır. Mekanik doğruluk sağlanmadan IMRT tedavi planlarının doğruluğu mümkün değildir. Başarılı bir tedavinin gerçekleşmesi için tedavi planlama sisteminde hazırlanan IMRT planlarının dozimetrik ölçüm yöntemleri ile doğrulanması zorunludur.

Kaynaklar

- 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. [\[CrossRef\]](#)
- Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 2003;30(8):2089-115.
- Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 2001. [\[CrossRef\]](#)
- International Commission on Radiation Units and Measurements. Report No. 62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
- Nutting C, Dearnaley DP, Webb S. Intensity modulated radiation therapy: a clinical review. *Br J Radiol* 2000;73(869):459-69.
- Eishburg A. Head and neck cancer, overview. In: Mundt AJ, Roeske JC, editors. Intensity modulated radiation therapy. A clinical perspective. BC Decker; 2005. p. 264.
- Hall EJ, Wu CS. Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56(1):83-8. [\[CrossRef\]](#)
- Mendenhall WM, Amdur RJ, Palta JR. Intensity-modulated radiotherapy in the standard management of head and neck cancer: promises and pitfalls. *J Clin Oncol* 2006;24(17):2618-23. [\[CrossRef\]](#)
- Khan FM. The physics of radiation therapy. 3rd. ed. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins; 2003.
- Huq MS, Yu Y, Chen ZP, Suntharalingam N. Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator. *Med Phys* 1995;22(2):241-7. [\[CrossRef\]](#)
- Schlegel W, Bortfeld T, Grosu AL. New technologies in radiation oncology. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2006. p. 187-207. [\[CrossRef\]](#)
- Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, Brink C, Fogliata A, Albers D, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol* 2006;51(22):5785-807. [\[CrossRef\]](#)
- Bayouth JE, Wendt D, Morrill SM. MLC quality assurance techniques for IMRT applications. *Med Phys* 2003;30(5):743-50. [\[CrossRef\]](#)
- Woo MK, Nico A. Impact of multileaf collimator leaf positioning accuracy on intensity modulation radiation therapy quality assurance ion chamber measurements. *Med Phys* 2005;32(5):1440-5. [\[CrossRef\]](#)
- Yan G, Liu C, Simon TA, Peng LC, Fox C, Li JG. On the sensitivity of patient-specific IMRT QA to MLC positioning errors. *J Appl Clin Med Phys* 2009;10(1):2915.
- Kung JH, Chen GT. Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Med Phys* 2000;27(7):1617-22. [\[CrossRef\]](#)
- Sharpe MB, Miller BM, Yan D, Wong JW. Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step-and-shoot approach. *Med Phys* 2000;27(12):2719-25. [\[CrossRef\]](#)
- 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. [\[CrossRef\]](#)
- 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. [\[CrossRef\]](#)
- Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2009;36(9):4197-212. [\[CrossRef\]](#)

21. Ling CC, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Tang G, Losasso T. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;72(2):575-81. [\[CrossRef\]](#)
22. Anjum MN, Parker W, Ruo R, Afzal M. Evaluation criteria for film based intensity modulated radiation therapy quality assurance. *Phys Med* 2010;26(1):38-43.
23. Esthappan J, Mutic S, Harms WB, Dempsey JF, Low DA. Dosimetry of therapeutic photon beams using an extended dose range film. *Med Phys* 2002;29(10):2438-45. [\[CrossRef\]](#)
24. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. American Association of Physicists in Medicine. *Med Phys* 1998;25(11):2093-115. [\[CrossRef\]](#)
25. 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. [\[CrossRef\]](#)
26. Bortfeld T, Boyer AL, Schlegel W, Kahler DL, Waldron TJ. Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;30(4):899-908. [\[CrossRef\]](#)
27. 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. [\[CrossRef\]](#)
28. Bogner L, Scherer J, Treutwein M, Hartmann M, Gum F, Amediek A. Verification of IMRT: techniques and problems. *Strahlenther Onkol* 2004;180(6):340-50.
29. van Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S. Accurate dosimetry with GafChromic EBT film of a 6 MV photon beam in water: what level is achievable? *Med Phys* 2008;35(2):704-16. [\[CrossRef\]](#)
30. 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. [\[CrossRef\]](#)
31. 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. [\[CrossRef\]](#)
32. Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003;30(9):2455-64. [\[CrossRef\]](#)
33. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25(5):656-61. [\[CrossRef\]](#)
34. 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. [\[CrossRef\]](#)
35. Saw CB, Krishna KV, Enke CA, Hussey DH. Dosimetric evaluation of abutted fields using asymmetric collimators for treatment of head and neck. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47(3):821-4. [\[CrossRef\]](#)
36. Sohn JW, Suh JH, Pohar S. A method for delivering accurate and uniform radiation dosages to the head and neck with asymmetric collimators and a single isocenter. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;32(3):809-13.
37. LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 1998;25(10):1919-27. [\[CrossRef\]](#)
38. 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.
39. 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. [\[CrossRef\]](#)
40. Mu G, Ludlum E, Xia P. Impact of MLC leaf position errors on simple and complex IMRT plans for head and neck cancer. *Phys Med Biol* 2008;53(1):77-88. [\[CrossRef\]](#)
41. Luo W, Li J, Price RA Jr, Chen L, Yang J, Fan J, et al. Monte Carlo based IMRT dose verification using MLC log files and R/V outputs. *Med Phys* 2006;33(7):2557-64. [\[CrossRef\]](#)
42. Xia P, Verhey LJ. Delivery systems of intensity-modulated radiotherapy using conventional multileaf collimators. *Med Dosim* 2001;26(2):169-77. [\[CrossRef\]](#)