

Co-60 teleterapi cihazı ile yapılan tedavilerde doku kompensatörü tasarlanması ve buna bağlı doz dağılımı etkisinin araştırılması

Preparation of tissue compensator and investigation of resultant dose distribution effects on treatments performed with Co-60 teletherapy machine

Kadir YARAY,¹ Halil KÜÇÜCÜK,² Oğuz Galip YILDIZ,¹ Hatice BİLGE³

¹Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı; ²Acıbadem Kozyatağı Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği; ³Istanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı

AMAÇ

Bu çalışmada, tedavi yüzeyinin eğri ya da düzensiz olması halinde ışınlanan volüm içindeki doz dağılımının homojen olmasını sağlamak amacıyla, alüminyum materyali kullanarak kompensatör dizayn edilmesi amaçlandı.

GEREÇ VE YÖNTEM

Kompensatör hazırlanması için vücut eğriliğinin fazla olduğu 13x12 cm büyüklüğünde yan yüz alanı, 25x26 cm büyüklüğünde ön supra alanı seçildi. Seçilen alanlar için insan şeklinde özel hazırlanmış fantom kullanılarak kompensatörler hazırlandı. Seçilen yan yüz, ön supra alanı için kompensatör kullanılmadan Co-60 cihazında, insan benzeri sagittal iki simetrik parça halinde olan özel fantomda film dozimetri yöntemiyle doz dağılımları elde edildi ve bu doz dağılımlarının doğruluğu, bir başka doz ölçüm yöntemi olan termoluminesans dozimetre yöntemi ile kontrol edildi. Kompensatör kullanılmadan yapılan deneysel çalışmalar, kompensatör kullanılarak tekrar edildi. Kompensatör kullanılmadan ve kullanılarak elde edilen doz dağılımları karşılaştırıldı; kompensatör kullanımının doz dağılımına olumlu katkısı araştırıldı.

BULGULAR

Bu çalışmanın sonucunda elde edilen veriler, yüzey eğri olduğu fazla olan tedavi alanlarında kompensatör kullanılması ile yan yüz alanlarında, orta hatta ışına dik eksende izodoz dağılımının %5 oranında daha homojen hale getirdiği, supra alanında radyasyon alanına paralel eksende izodoz dağılımının %11,1 oranında daha homojen hale getirdiğini göstermektedir.

SONUÇ

Tedavi yüzeyinin eğri ya da düzensiz olması halinde hastaya özel hazırlanan kompensatörün, ışınlanan volüm içindeki doz dağılımını daha düzgün bir hale getirdiği, buna bağlı olarak klinik kullanımında tedavi kalitesini arttıracığı görülmüştür.

Anahtar sözcükler: Doz dağılımı; kompensatör; radyoterapi.

OBJECTIVES

In this study, it was purposed to design an aluminium material using compensator in order to obtain homogeneous dose distribution in irradiated volume on an irregular treatment field.

METHODS

For preparation of the compensator for large body curve, the anterior supra field of 25x26 cm and the lateral field of the face of 13x12 cm were selected. For the selected fields, the compensators were prepared using a man-shaped special phantom. The selected lateral face and anterior supra field without using the compensator and on Co-60 apparatus, dose distribution was obtained by film dosimetry method from man-shaped sagittal two-segmented special phantom. Findings were controlled using another measuring system thermoluminescent dosimeter. The experimental studies made without using the compensator were repeated with the compensator. The dose distributions obtained with and without compensator were compared and any positive contribution to dose distribution was investigated.

RESULTS

The data obtained from this study using compensator on the treatment field with excess surface irregularity, on lateral face, medial line and vertical axis, showed 5% more homogeneous dose distribution, and for supra field, parallel axis to radiation field to isodose distribution was 11.1% more homogeneous.

CONCLUSION

Consequently, in the case of curved or irregular treatment surfaces, a more homogeneous dose distribution can be produced using tissue compensators prepared for each patient separately. This will increase treatment quality in clinical use.

Key words: Dose distribution; compensator; radiotherapy.

Radyasyon alanların doz dağılımları homojen yoğunluktaki üç boyutlu su fantomunda standart şartlarda elde edilmektedir. İnsan vücudunun doğal şekli ve organ yoğunluklarının farklılığı nedeniyle, standart şartlarda elde edilmiş dozimetri bilgilerinin kullanılması her zaman uygun olmayabilir. Hasta dozimetrisinde tedavi alanının içindeki doku eksikliği veya bu alanın içine giren özelliklerle, akciğer, vücut boşlukları, kemik gibi yoğunlukları yumuşak dokudan farklı organlar dikkate alınmalıdır.^[1-14]

Tedavi alanının içinde doku eksikliği ve doku farklılığı bulunduğu durumlarda, ya hastaya ait doz dağılımı standart doz dağılımlarına uygun düzeltmeler yapılarak ya da kompensatör veya bolus kullanılarak, hasta verileri standart fantom şartlarına yaklaştırılır.^[7,9,10,13,14]

Bu yöntemlerin kullanılması megavoltaj ışınları için 45°'ye ortovoltaj X ışınları için 30°'ye kadar olan açılar için uygundur.^[8,10]

Doku eksikliğinde sıklıkla kullanılan düzeltme yöntemleri olarak Etkin SSD (Kaynak Cilt Mesafesi) Metodu, Doku Hava Oranı Metodu (TAR metodu), İzodoz Kaydırma Metodu'nun (Shift Metodu) yanında doku eksikliğini gidermek için kompensatör kullanılmaktadır.

Radyoterapide, hasta tedavi alan yüzeyindeki doku düzensizlikleri nedeniyle doz dağılımı homojen olamaz ve hastaya verilmek istenen doz doğru bir şekilde verilemez.^[3,5,9,10,15] Böyle durumlarda, ışınlanan tedavi volümünde homojen bir doz dağılımı elde etmek için ışın kaynağı ile cilt arasında yer alan ve doku eksikliğini giderecek kadar doz absorbe eden, ilave ışın düzenleyici filtre kullanılır.^[16] Bu filtreye kompensatör adı verilir.^[8,10,13,14]

Kompansatörlerin teorik olarak, doku düzensizliklerinde olduğu gibi, doku yoğunluğu farklılıklarının düzeltilmeleri içinde kullanıldığı literatürlerde belirtilmiş olmakla beraber, pratikte kullanılması kolay değildir.^[3-5,17]

Kompansatör filtreler dokuya eşit yoğunluktaki maddelerden yapılacağı gibi alüminyum, kurşun gibi atom numarası yüksek maddelerden yapılır ve doku düzensizliğini tamamlayacak şekilde

hazırlanır.^[11,16,18,19] Eğri ya da düzensiz vücut yüzeyleri olduğunda doku eksikliğini gidermek için her hastaya ait kompensatör kullanmak en doğru yoldur.

Kompansatör yapılırken, alınan vücut konturuna uygun olarak, kompensatör materyalinin yüksekliği kullanılacak materyale bağlıdır.^[10,13] Co-60 ve yüksek enerjilerde, kompensatör; yoğunluğu dokudan 8 kat fazla olan metal alaşım (bakır+çinko) pirinçten yapılmışsa yüksekliği 1/8 olmalıdır. Eğer alüminyum kullanılacak ise bu oran kompanse edilecek yüksekliğin 1/3'ü kadardır.^[5,8,10] Daha düşük enerjili radyasyonlar için düşük atom numaralı materyaller kullanılır.^[8,10,16,20]

Mega-voltaj foton huzmelerinde kompensatörden saçılan ışınların cilde ulaşarak cilt dozunu arttırmasına engel olmak için en az hastadan 20 cm uzağa konmalıdır.^[14,20] Kompansatör yüzeyden belli bir mesafeye yerleştirilecek şekilde tasarlandığından dolayı, kompensatörün şekli ve boyutları, huzme diverjansına ve kompensatör yapımı için kullanılacak maddenin ve yumuşak dokuların rölatif lineer azalma katsayısına bağlıdır.

Kompansatör, ciltten belli bir mesafeye konulup temas halinde olmadığı zaman, çeşitli derinlikteki saçılmada azalma meydana gelir.

Huzmenin geometrik diverjansı için kompanse edici maddenin küçültülmesi çeşitli şekillerde yapılır. Düzensiz yüzeye karşılık gelen kare sütunlar matrisi kullanılarak, alüminyum ya da pirinç bloklardan kompensatör yapılması mümkündür.^[7,10,13,14,21] Doku kaybını telafi edecek şekilde aynı kalınlıkta bir doku eşdeğeri kompensatör kullanıldığında, altta kalan dokulardaki doz, standart izodoz kartlarında gösterilenden biraz daha az olacaktır. Bunun nedeni de, doku eksikliğine bağlı olarak dokudaki saçılmanın azlığıdır.^[22,23] Derin dozda, belli bir derinlik noktasındaki saçılmadan dolayı oluşan azalma, kompensatörün hastadan uzaklığına, derinliğine ve huzme kalitesine bağlıdır.^[20,21]

Saçılmadaki bu azalmayı kompanse etmek için kompensatörün kalınlığı azaltılarak primer ışın geçişini arttırmak mümkündür.

Kompansatör filtre kalınlığı kullanılan mater-

yallerin özelliğine bağlıdır.^[2,8] Bu aynı zamanda kullanılan ışının enerjisine, hedef volüm derinliğine ve yüzeyin topografik eksikliğine bağlıdır. Bu nedenle kompensatörler, ışın enerjisi ve geometriye göre belirlenen dozun verilmek istendiği derinliğe bağlı olarak dizayn edilir.^[18] Düşük doz genellikle üst noktalarda oluşurken, yüksek doz belirlenen kompensatör derinliğinin altında oluşur.^[13,24]

Bir kompensatör kalınlığı; Kompanse edilecek materyalin yoğunluğu / Kompansatör materyalinin yoğunluğu formülü ile ifade edilir.^[8]

Ancak bu bağıntı, kullanılacak enerjiye ve SSD'ye göre düzeltilir. Co-60 için SSD 80 cm'de Kompansatör Kalınlığı = $0.88 \cdot h/r$ (h: kompanse edilecek doku kalınlığı, r: kompensatör materyalin yoğunluğu) olarak tayin edilir.^[8]

Klinik uygulamalarda kullanılan çeşitli kompensatör yapım yöntemleri vardır.^[1,5,8,13,19,22,25-28] Bunlar;

a) Alüminyum ve pirinçten dikdörtgen blokları Ellis tipi filtre biçiminde yerleştirmek suretiyle yapılan kompensatörler.

b) Pantograf aleti kullanarak köpükten negatif mold bloğu kesip uygun kompensatör materyali ile doldurma yöntemi.

c) Hasta konturu yüzey topoğrafisine uygun şekilde, bilinen kalınlıkta doku eşdeğeri materyal kullanılarak kompensatör dizaynı. Burada, kayıp doku değişimini ölçen bir metot uygulanır. Kurşun veya yoğun materyaller kullanılır.

d) Hesap edilen yöne uygun kompensatör filtre yapmak için bilgisayarlı sistem kullanarak kesim yapma yöntemi.

Kompansatör yapım yöntemleri ile ilgili modern teknikler üzerinde çalışmalar halen devam etmektedir.^[13]

Hastanın konturunu düzeltmek ve huzmeye uygun düz yüzeyi oluşturmak için cilt yüzeyine doğrudan yerleştirilen doku eşdeğeri maddeden yapılan bolus kullanılır.^[4,13] Yüksek enerjilerde ve elektronlarda cilt yüzeyi üzerinde uygun *build-up* sağlamak amacı ile de kullanılır.^[4] En çok kullanılan bolus materyali %60 pirinç unu, %40 sodyum ve-

ya %50 parafin, %50 balmumu karışımıdır. Yüksek enerjili huzmelerde cildi koruma avantajını ortadan kaldırır. Bu enerjilerde bolus genellikle, doku düzeltilmesi yerine maksimum dozu cilde çekmek için kullanılır. Doku düzensizliklerinde, cildin koruma etkisini ortadan kaldırmadığı için kompensatör kullanımı daha yaygındır.^[8,18]

Megavoltaj radyasyon tedavisinde *wedge* filtreler X veya gamma ışını huzmeleri ile doz dağılımlarını optimize etmek için kullanılır. Gerek risk organlarının tümör merkezine yakın olması durumunda, gerekse doku eksikliği gösteren vücut yüzey düzensizliklerinde doz dağılımı uniform olmadığı durumlarda kullanılır. Doku eksikliğinin söz konusu olduğu durumlarda kompensatör kullanılması en doğru ve tedavi kalitesinin artırılması açısından en uygun yöntemdir. Kompansatör yapımında ve uygulanmasındaki zorluk kompensatörün yaygın olarak kullanılmasını güçleştirmektedir.

Böyle durumlar için *wedge* filtreler faydalı olmaları da, her hasta için özelliği olan kompensatörlerin yapılması tedavi kalitesinin artırılması açısından daha uygun olduğu literatürde bildirilmiştir.^[4,9,10,14,29]

Bu çalışmanın amacı, henüz ülkemizde kullanılmayan kişiye özel alüminyum kompensatörlerin dizaynını gerçekleştirerek, doz dağılımına katkısını araştırmak ve günlük hasta tedavisinde kullanılmasını sağlamaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada tedavi yüzeyinin eğri ya da düzensiz olması halinde ışınlanan volüm içindeki doz dağılımının homojen olmasını sağlamak amacıyla, alüminyum materyali kullanılarak kompensatör dizaynı yapıldı. Seçilen 12x13 cm büyüklüğünde yan yüz alan ve 26x25 cm büyüklüğünde supraklaviküler fossa ve mediasteni içine alan, ön alan için, alüminyum kompensatör tasarlanmış ve tedavi volümündeki doz dağılımları film dozimetrisi ve TLD dozimetrisi teknikleri ile ölçülerek doz değerleri karşılaştırılmıştır.

Çalışma için Yapılan Hazırlıklar

İlk olarak kompensatör için gerekli olan 1x1 cm

alan büyüklüğünde ve farklı uzunluklarda kesilen alüminyum çubuklar hazırlandı. Alüminyum kalınlıkları ($I = 0.88 \text{ h}/\rho$) bağıntısı kullanılarak tayin edildi. Film dozimetresi için uygun doz değerleri hesaplandı. Film 2 cm derinlik ve 10x10 cm alan açıldığında polistren fantoma yerleştirildi.

Filme 25, 50, 75, 100, 150 ve 200 cGy gelecek şekilde ALCYON-II Co-60 teleterapi cihazında 10x10 cm alan büyüklüğünde ışınlandı ve otomatik banyoda aynı zamanda banyo edildi. Işınlanan filmlerin merkezindeki optik yoğunluk Macbeth TD 931 tipi optik dansitometre ile okundu. Işınlanan doz değerleri ile buna karşılık gelen optik yoğunluk arasında kalibrasyon eğrisi çizildi. Doz ile kararmanın lineer olduğu bölge literatürde de belirtildiği gibi 75-125 cGy arasındaydı.^[30]

Kompansatör için hazırlanan alüminyum çubukların homojenliğini kontrol etmek amacıyla katı fantomda film dozimetresi yapıldı. Hazırlanmış olan aynı uzunluktaki alüminyum çubuklar tedavi cihazının *wedge* filtre kızağına uygun olarak kesilmiş perspeks tepsinin merkezinden itibaren



Şekil 1. Özel hazırlanmış konturmetre sistemi.

birbirine bitişik şekilde tek tek dizilerek yapıştırıldı. Bu işlem farklı kalınlıktaki her bir kompansatör için tekrar edildi. Farklı kalınlıktaki her bir kompansatör için film katı su fantomunda 5 cm derinliğe yerleştirildi. 10x10 cm alan büyüklüğünde 85 cGy gelecek şekilde ışınlandı. Otomatik banyoda banyo edildi.

Bu filmler, film dozimetrisi tekniği ile, WP-102 otomatik dansitometre ile X ve Y konumlarında doz profilleri elde edildi. Kompansatör dizaynında kullanılacak alüminyum kalınlıklarının doz verimine etkisini araştırmak için, 10x10 cm alan büyüklüğünde ve 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 ve 12 cm kalınlığındaki dokuyu kompanse edecek şekilde homojen kalınlıkta kompansatörler hazırlandı.

Başta açık alan olmak üzere her kalınlıktaki kompansatör için Co-60 cihazında SSD: 80 cm'de ve kompansatör kalınlığına uygun SSD'ler de 0.6 cc iyon odası katı su fantomunda 5 cm derinlikte doz verimleri ölçüldü. Yüzde derin doz değerleri kullanılarak maksimum doz derinliğindeki doz verimleri cGy/dak olarak bulundu.

Eksik olan dokuyu doğru tayin etmek için simülátöre monte edilebilecek şekilde hazırlanan konturmetre Şekil 1'de görülmektedir.

Çalışmada kullanılacak fantom simülátöre getirildi. Hava yatağı üzerine yerleştirildi. Fantom üzerinde 13x12 cm boyutlarında yan yüz alanı, 26x25 cm boyutlarında boyun ve mediasteni içine alan ön supra alanı belirlendi. Fantom üzerinde belirlenen alanlarda bulunan vücut boşluklarını tespit etmek için özel hazırlanmış konturmetre simülátöre monte edildi. 80 cm mesafede yerleştirilmiş delikli plaka alanın içindeki en yüksek bölgeye temas ettirildi. Alan içinde kalan boşluklar plakanın üzerindeki deliklerin içinde bulunan demir çubuklar yardımı ile tespit edildi. Bu değerler kareli kâğıt üzerine aktarıldı. Alcyon cihazında *wedge* filtrenin takıldığı (SWD= 45 cm) kızağına uygun plaka kestirildi. Grafik kâğıdına aktarılan bilgiler kullanılarak gerekli kalınlıktaki alüminyum bloklar bu plakanın üzerine yapıştırılarak çalışmada kullanılacak kompansatörler hazırlandı. Hazırlanan kompansatörler Şekil 2'de görülmektedir.



Şekil 2. Değişik uzunlukta kesilmiş alüminyum çubuklar.



Şekil 3. Balmumu-parafin karışımı özel fantom.

Doz Dağılımlarının Film Dozimetrisi ile Elde Edilmesi

İki sagittal parça halinde %50 balmumu ve %50 parafinden hazırlanmış özel fantoma yerleştirilmek üzere Kodak X-Omat verifikasyon filmi, karanlık odada her iki tedavi alanı için hazırlandı, kenarları ışık geçirmez bant ile kapatıldı. Yan yüz alanı için; fantom sırt üstü pozisyonda tedavi masasında sabitlendi. Film ışın demetine dik olacak şekilde yerleştirildi. Fantom, kompensatör kullanılmadan SSD: 80 cm, Gantry 90°'de, 7 cm olan orta hat derinliğine 100 cGy gelecek şekilde, Co-60 cihazıyla Şekil 3'te görüldüğü gibi ışınlandı.

Film fantomun arasından alındı, otomatik banyo makinesinde banyo edildi. Wellhöfer dansitometre ile alan doz geçirgenliği okutuldu, kalibrasyon eğrisi kullanılarak absorbe doza çevrildi. Alan doz dağılımı grafikleri bilgisayar yardımı ile elde edildi. Aynı işlemler kompensatör kullanılarak tekrar edildi. Kompensatör ile ışınlama yaparken, alan merkezindeki doku boşluğunun 3 cm olması nedeniyle SSD: 83 cm alındı. 7 cm olan orta hat kalınlığı 7 cm olduğu halde 3 cm'lik doku kompense edildiği için $7+3=10$ cm'ye 100 cGy doz gelecek şekilde ışınlandı. Elde edilen doz dağılımları Şekil 4a ve 4b'de görülmektedir.

Ön supra alan için; fantom sırt üstü pozisyonda masaya sabitlendi. Film ışın demetine Paralel olarak yerleştirildi. Fantom SSD: 80, Gantry 0°'de, maksimum doz derinliği olan 0,5 cm 100 cGy gelecek şekilde Co-60 cihazıyla ışınlandı. Film fantomdan alınarak banyo edildi ve dansitometre ile okunarak alanın derin doz dağılımları (izodoz) elde edildi. Aynı işlemler kompensatör kullanılarak

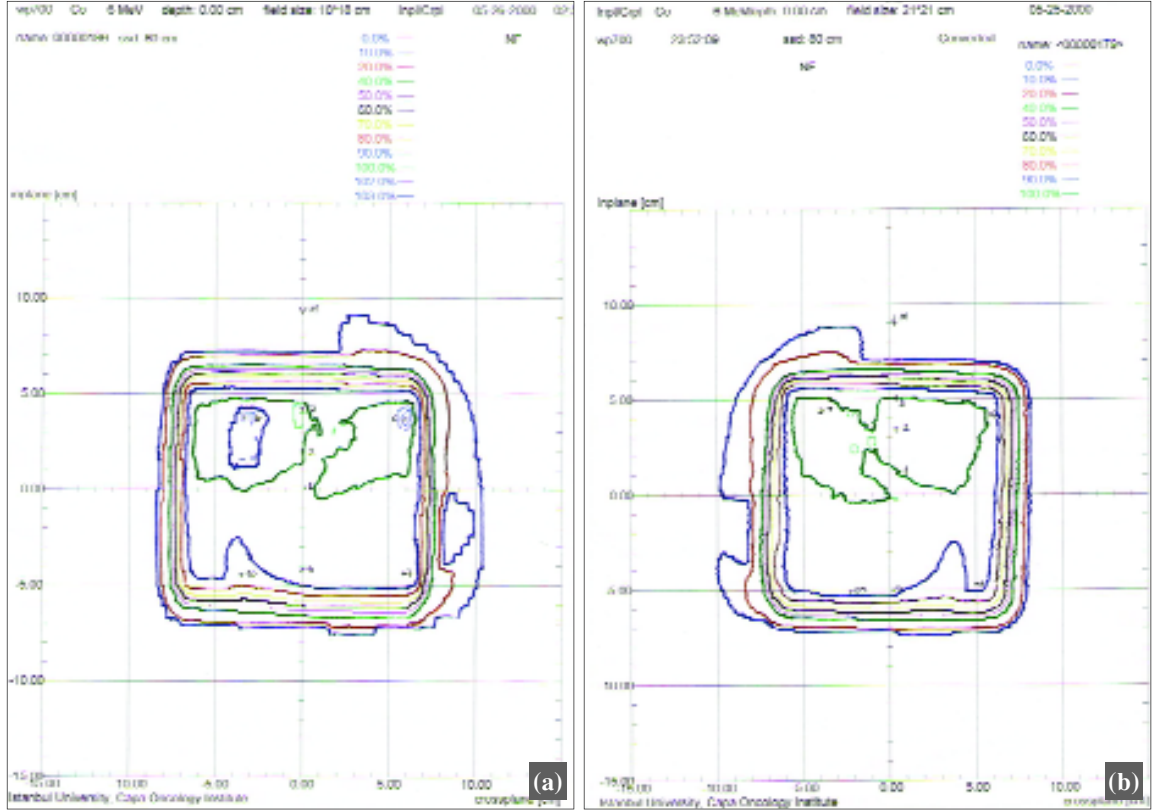
tekrar edildi. Kompensatör kullanırken, alan merkezindeki doku eksikliği 1 cm olduğu için SSD: 82 cm alınmış, doz derinliği 0,5 cm yerine $0,5+2$ cm = 2 cm'ye 100 cGy gelecek şekilde ışınlanmıştır. Elde edilen doz dağılımları Şekil 5a ve 5b'de görülmektedir.

Referans Noktaların TLD ile Ölçülmesi

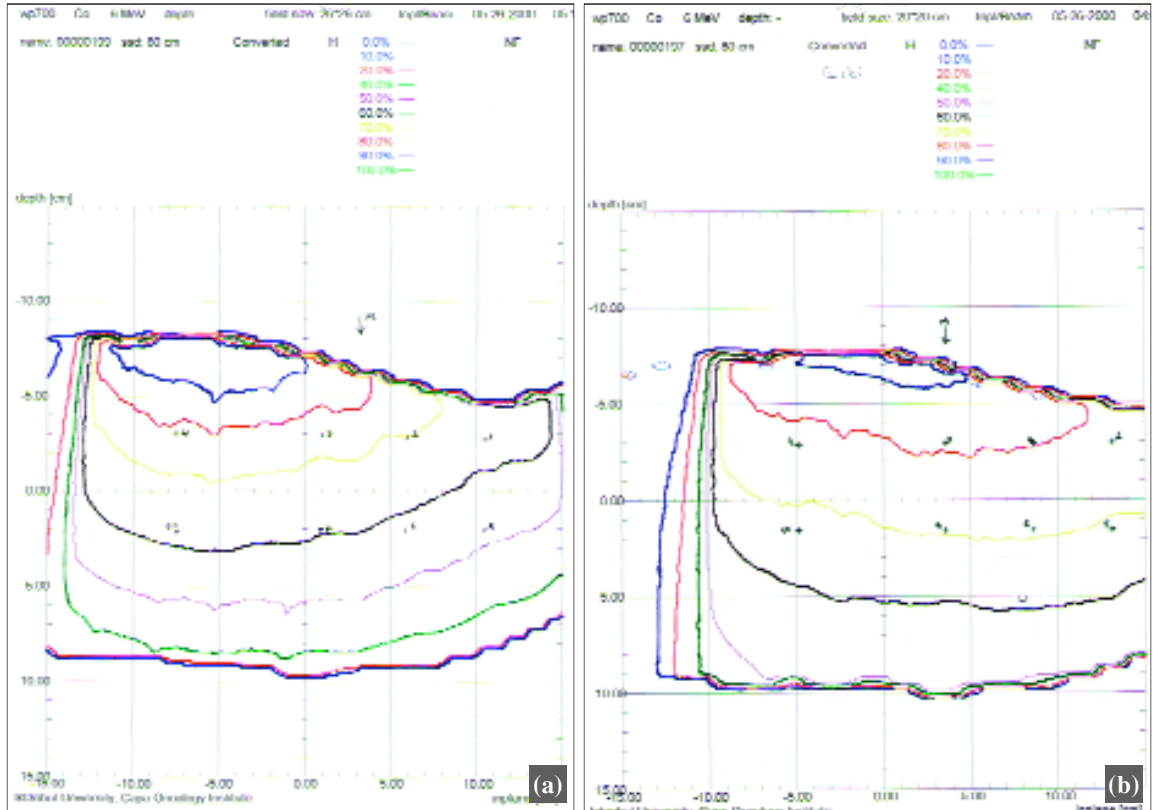
Film dozimetrisi ile elde edilen doz dağılımlarının doğruluğunu kontrol etmek için referans noktalarda TLD dozimetrisi yapıldı. TLD ölçümlerinde üçlü grup halinde 10 noktanın dozunu ölçebilecek toplam 30 adet TLD materyali kullanıldı. Bunların içinden üçlü bir grup kalibrasyonda kullanılmak üzere ayrıldı. Kalibrasyon için, üçlü bir grup TLD'de standart katı su fantomunda 5 cm derinliğe yerleştirildi ve TLD'lere 100 cGy gelecek şekilde ışınlandı. Işınlanan TLD'ler Fimel TLD okuyucusunda okundu. 100 cGy = 1000 mGy'e karşılık gelen okuma değerinden 1 mGy değeri bulunarak kalibrasyon faktörü olarak bilgisayara girildi.

TLD dozimetrisi için fantom üzerinde referans noktaları belirlendi ve TLD'ler bu noktalara yerleştirildi. Referans noktalarına yerleştirilen TLD'ler, film dozimetrisinin yapıldığı şartlarda orta hatta bulunan TLD materyallerine 100 cGy gelecek şekilde kompensatör kullanılmadan ve kompensatör kullanılarak ışınlandı. Şekil 6'da görülen referans noktalarına yerleştirilen TLD materyalleri maksimum doz noktasına 200 cGy gelecek şekilde ışınlandı.

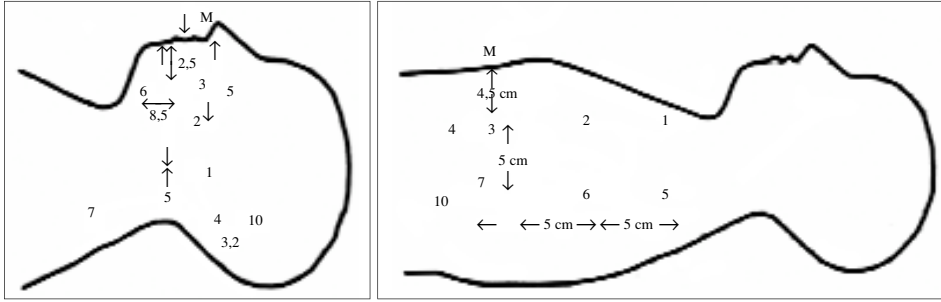
Işınlanan TLD materyalleri Fimel TLD okuyucusunda kalibrasyon değeri girilerek doğrudan



Şekil 4. (a) Yan yüz alan (kompansatör yok), (b) yan yüz alan (kompansatör var).



Şekil 5. (a) Ön supra alanı (kompansatör yok), (b) ön supra alanı (kompansatör var).



Şekil 6. Yan yüz ve ön supra alanı için referans noktaları.

cGy cinsinden okundu. Film dozimetrisi sonuçları ile karşılaştırılabilmesi için okunan TLD değerleri dmax derinliğinde 100cGy verilmesiyle diğer referans noktalarının ne kadar doz alacaklarını bulmak için, okunan değerler ikiye bölündü.

Deneyler ikişer kez tekrar edilerek ortalamaları alındı. Her iki ışınlama alanlarında aynı TLD'ler kullanıldı. TLD'ler 220°C'de 12 dakika fırınlanarak tekrar kullanılabilir durumuna getirildi. Çalışmada kullanılan TLD gruplarının doza verdiği cevaplar %2 standart sapmanın içindeydi. Film dozimetrisi ile TLD dozimetrisi sonuçları Tablo 1 ve Tablo 2'de görülmektedir.

BULGULAR

Film dozimetrisi ile kompensatör kullanılmadan ve kompensatör kullanılarak elde edilen yan yüz alanlarının doz dağılımları Şekil 4a ve 4b'de,

supra alanın doz dağılımları Şekil 5a ve 5b'te görülmektedir.

Bu çalışmada, ön supra alan ışınlaması için, kompensatör kullanılmadan film dozimetrisi yöntemi sonucuna göre referans noktalarındaki doz homojenitesi d=4,5 cm için yüzde (dağılım 82,8-100), fark %17,2 olarak bulundu.

Ön supra alan için ışınlama, kompensatör kullanılarak yapıldığında, film dozimetrisi yöntemi sonucuna göre referans noktalarındaki doz homojenitesi d=4,5 cm için yüzde (dağılım 93,9-100), fark %6,1 olarak bulundu.

Ön supra alan için film dozimetrisi yöntemi ile kompensatör kullanılmadan ve kompensatör kullanılarak yapılan ışınlama sonucunda referans noktalarındaki doz homojenitesi %11,1'lik bir düzeltmenin olduğu görülmektedir.

Tablo 1

Yan yüz tedavi alanına ait TLD dozimetri sonucu ile film dozimetrisi değerleri

No	Yan yüz tedavi alanı			
	Kompans. yok		Kompans. var	
	TLD	Film	TLD	Film
1	99,5	100	98,7	100
2	105	100	103,5	100
3	104	100	99	100
4	97	92	95	90
5	100	103	105	100
6	93	95	92,6	95
7	85	91	88,5	91
10	92	85	89	90

Tablo 2

Ön supra tedavi alanına ait TLD dozimetri sonucu ile film dozimetrisi değerleri

No	Ön supra tedavi alanı			
	Kompans. yok		Kompans. var	
	TLD	Film	TLD	Film
1	63	65	77,75	77
2	73,8	69,5	80,5	81
3	77,5	74,5	81	82
4	74	78,5	79,5	77
5	53	53,5	70,5	70
6	56,5	57	70	71
7	61	61	71	71
10	57	62	69	69

Ön supra alan için ışınlama TLD dozimetri yöntemi ile kompensatör kullanılmadan yapıldığında referans noktalarındaki doz homojenitesi $d=9,5$ cm için yüzde (dağılım 86,88-100), fark %13,12 olarak bulundu. Işınlama kompensatör kullanılarak yapıldığında ise fark yüzde (dağılım 97,18-100); fark %2,81 olarak bulundu. TLD dozimetri yöntemi ile kompensatör kullanılmadan ve kompensatör kullanılarak yapılan ışınlama sonucunda doz homojenizasyonunda %10,31'lik bir düzeltmenin olduğu bulundu.

Ön supra alan için film dozimetrisi ve TLD dozimetrisi sonuçlarından doz homojenitesinde düzeltmenin veya faydanın ortalama %10,7 olduğu söylenebilir. Yan yüz tedavi alanı için, ışınlama, kompensatör kullanılmadan film dozimetrisi yöntemi sonucuna bakıldığında homojenizasyonun yüzde (dağılım 82-100), farkı %18 olarak bulundu.

Yan yüz tedavi alanı için ışınlama, kompensatör kullanılarak yapıldığında, film dozimetrisi yöntemi sonucuna bakıldığında doz homojenizasyonunun yüzde (dağılım 90-100), farkı %10 olarak bulundu.

Yan yüz tedavi alanı için ışınlama, TLD dozimetri yöntemi ile kompensatör kullanılmadan yapıldığında doz homojenitesi yüzde (dağılım 80-100) fark %20 olarak bulundu. Yan yüz tedavi alanı için ışınlama, kompensatör kullanılarak yapıldığında, TLD dozimetrisi yöntemi sonucuna bakıldığında doz homojenizasyonunun yüzde (dağılım 85-100) fark %15 olarak bulundu.

TLD dozimetri yöntemi ile kompensatör kullanılmadan ve kompensatör kullanılarak yapılan ışınlama sonucunda doz homojenizasyonunda %5'lik bir düzeltmenin olduğu görüldü.

TARTIŞMA

Günümüzde hastaların radyasyonla tedavisinde, konformal tedavi yaklaşımları önem kazanmıştır. Birçok radyoterapi merkezi çalışmalarını bu yönde yoğunlaştırmıştır.

Konformal teknikte amaç tümör dokusuna verilen dozu artırırken, çevre sağlıklı dokuyu mümkün olduğu kadar korumaktır.^[31] Hasta immobili-

zasyonu, tedavi edilecek bölgenin bilgisayarlı tomografide ince kesitlerle taranması, ICRU-50 kriterlerine uygun olarak volümlerin ve risk altındaki organların her kesitte belirlenmesi, üç boyutlu planlama sistemi ile tedavi alanlarının belirlenmesi ve şekillendirilmesi, doz-volüm histogramları yardımı ile tedavi planında doz homojenitesini, bilgisayar kontrollü tedavi ve tedavi alanlarının verifikasyonu konformal radyoterapinin basamaklarını oluşturmaktadır. İlk konformal tedavi, Ellis ve arkadaşları tarafından dizayn edilen kompensatörlerin kullanılması ile 1961 yılında başlamıştır.

Yaptığımız çalışmada, hazırlanan kompensatörlerin alan düzgünlüğünün (*flatness*) kabul sınırı olan $\pm\%3$ 'ü aşmadığı görülmüştür. Bu durum kompensatörlerin kullanılması ile alan düzgünlüğünün bozulmadığını ve klinikte kullanılmalarında bir sakıncanın olmadığını göstermektedir.^[3,32] Kompensatör dizaynında kullanılan alüminyum kalınlıklarının doz verimine etkisine bakıldığında, kompensatör kullanılmadığı zaman, 10×10 cm açık alanda doz verimi $152,9$ cGy/dak'dır. Her bir kalınlık için homojen olarak hazırlanmış kompensatör kullanıldığında doz verimi; minimum $148,6$ cGy/dak ve maksimum $153,2$ cGy/dak'dır. Bu değerler açık alan doz verimi ile karşılaştırıldığında maksimum %3'lük bir fark olduğu görülmektedir. Kompensatörün kullanılması ile doz verimi %3 değişmiştir. Doz veriminin değişiminde kullanılabilir limit ise $\pm\%3$ 'tür.^[5,30,32] Bu nedenle tedavilerde kompensatör kullanımının doz verimini değiştirmediklerini, kullanılırken ilave olarak bir doz düzeltmesi gerekmemektedir.

Ön supra alan için film dozimetrisi ve TLD yöntemi ile kompensatör kullanılmadan ve kompensatör kullanılarak yapılan ışınlama sonucunda referans noktalarındaki doz homojenitesinde sırasıyla %11,1 ve %10,7'lik bir düzeltmenin olduğu görülmektedir.

Yan yüz tedavi alanı için film dozimetrisi ve TLD yöntemi ile kompensatör kullanılmadan ve kompensatör kullanılarak yapılan ışınlama sonucunda doz homojenitesi sırasıyla %8 ve %6,5'lik bir düzelme olduğu görülmektedir. Film dozimetrisi ve TLD dozimetrisi ile elde edilen sonuçlar birbirine yakındır.

Ellis ve ark.^[5] tarafından yapılan çalışmada alüminyum kompensatörlerin, doz homojenitesini %30'a kadar düzelttiğini buldular. Bizim bulduğumuz sonuç bu literatür ile uyumludur.

Çalışmada kullandığımız özel hazırlanmış fantom çok ince ve çok düzgün bir kişiyi temsil ettiği düşünülürse, gerçekte hastaların bir fantom gibi düzgün olmayacakları göz önüne alındığında farklılığın gerçek insan üzerinde daha fazla olabileceğidir.

Hall ve arkadaşları^[8] tarafından yapılan çalışmada, bir kompensatörün yan yana dizilmesinden ve alüminyum kompensatörün kalınlıklarının standart olarak hazırlanıp, doku eşdeğerliliği hesaplanırken, ölçülen gerçekteki alüminyum kompensatör kalınlığına uymadığı zaman ona yakın olan alüminyum kompensatör kalınlığının kullanılması neticesinde doz homojenizasyonunda hata payının olacağı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da, dokuya karşılık gelen alüminyum kompensatörün kalınlığı olmadığı için bu değere en yakın olan alüminyum kompensatör kullanılmıştır.

Kompensatörlerin doku eksikliği fazla olan tedavi alanlarında kullanılması ile doz dağılımı üzerinde önemli faydanın olacağı, ancak, tedavi bölgesinde doku noksanlığı çok az olan bölgelerde kullanılması ile faydanın az olacağı belirtilmiştir.^[8,12,15]

Bu çalışmanın sonucunda, tedavi yüzeyinin eğri ya da düzensiz olması halinde, hastaya özel hazırlanan kompensatörün, ışınlanan volüm içindeki doz dağılımını daha düzgün bir hale getirdiği, buna bağlı olarak klinik kullanımında tedavi kalitesini arttıracığı görülmüştür.

KAYNAKLAR

1. Ansbacher W, Robinson DM, Scrimger JW. Missing tissue compensators: evaluation and optimization of a commercial system. *Med Phys* 1992;19(5):1267-72.
2. Bagne FR, Samsami N, Hoke SW, Bronn DG. A study of effective attenuation coefficient for calculating tissue compensator thickness. *Med Phys* 1990;17(1):117-21.
3. Basran PS, Ansbacher W, Field GC, Murray BR. Evaluation of optimized compensators on a 3D planning system. *Med Phys* 1998;25(10):1837-44.
4. Beddar AS, Thomason C, Leung PM. Description and evaluation of a new 3-D computerized treatment planning dose compensator system. *Med Dosim* 1994;19(4):227-35.
5. Ellis F, Feldman A, Oliver R. Compensation for tissue inhomogeneity in cobalt 60 therapy. *Br J Radiol* 1964;37:798-80.
6. Evans MD, Schreiner LJ. A simple technique for film dosimetry. *Radiother Oncol* 1992;23(4):265-7.
7. Fletcher GH. *Textbook of radiotherapy*. 3rd. ed. Lea and Febiger; 1980. p. 20-4.
8. Hall EJ, Oliver R. The use of standard isodose distributions with high energy radiation beams-the accuracy of a compensator technique in correcting for body contours. *Br J Radiol* 1961;34:43-52.
9. Johns HE, Cunningham JR. *The physics of radiology*. 4th. ed. Charles, C. Thomas, Springfield; 1983. p. 389-90.
10. Khan FM. *The physics of radiation therapy*. 2nd ed. Williams and Wilkins; 1992. p. 299-307.
11. Paliwal BR, Podgorsak MB, Harari PM, Haney P, Jursinic PA. Evaluation and quality control of a commercial 3-D dose compensator system. *Med Dosim* 1994;19(3):179-85.
12. Park HC, Almond PR. Tissue compensation and verification of dose uniformity. *Med Dosim* 1993;18(4):193-6.
13. Perez CA, Brady LW. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. 3rd ed. Lippincott-Raven; 1998. p. 300-3.
14. Shahabi S. *Blackburn's Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics*. Med. Phys. Publishing Co; 1989. p. 185-92.
15. Mayles WP, Yarnold JR, Webb S. Improved dose homogeneity in the breast using tissue compensators. *Radiother Oncol* 1991;22(4):248-51.
16. Cardarelli GA, Rao SN, Cail D. Investigation of the relative surface dose from Lipowitz-metal tissue compensators for 24- and 6-MV photon beams. *Med Phys* 1991;18(2):282-7.
17. Yin FF, Schell MC, Rubin P. A technique of automating compensator design for lung inhomogeneity correction using an electron portal imaging device. *Med Phys* 1994;21(11):1729-32.
18. Constantinou C, Harrington JC. Tissue compensators made of solid water or lead for megavoltage X-ray radiotherapy. *Med Dosim* 1989;14(1):41-7.
19. Jani SK, Pennington EC. Tissue compensators with use of vinyl lead sheets for head and neck portals on 4-MV x rays. *Med Phys* 1990;17(3):481-2.
20. Thomas SJ, Bruce G. Skin dose near compensating filters in radiotherapy. *Phys Med Biol*

- 1988;33(6):703-10.
21. Thomas SJ. A computer-calculated difference tissue compensator system. *Br J Radiol* 1985;58(691):665-8.
 22. Mageras GS, Mohan R, Burman C, Barest GD, Kutcher GJ. Compensators for three-dimensional treatment planning. *Med Phys* 1991;18(2):133-40.
 23. Robinson DM, Scrimger JW. An analytic approach to optimized retracted missing tissue compensators. *Med Dosim* 1990;15(2):51-9.
 24. Robinson DM, Scrimger JW. Optimized tissue compensators. *Med Phys* 1990;17(3):391-6.
 25. Chu T, Lee K, Dunscombe P. A technique for the evaluation of a missing tissue compensator system. *Med Phys* 1993;20(3):713-6.
 26. Henderson SD, Purdy JA, Gerber RL, Mestman SJ. Dosimetry considerations for a Lipowitz metal tissue compensator system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1987;13(7):1107-12.
 27. Jones D, Christopherson D, Judd D, Esagui L, Hafermann MD, Rieke JW. The incorporation of partial shielding of the spinal cord in a tissue deficit compensator in radiotherapy of the thorax. *Med Dosim* 1995;20(1):1-5.
 28. Weeks KJ, Arora VR, Leopold KA, Light KL, King SC, Ray SK, et al. Clinical use of a concomitant boost technique using a gypsum compensator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;30(3):693-8.
 29. Baker CM, Filimonov A, Conine F, Coughlin CT. Treatment of the intact breast using tangent split beam fields and half 15 degree wedges as tissue compensators. *Radiol Technol* 1986;58(2):135-8.
 30. Williamson JF, Khan FM, Sharma SC. Film dosimetry of megavoltage photon beams: a practical method of isodensity-to-isodose curve conversion. *Med Phys* 1981;8(1):94-8.
 31. Söderström S, Brahme A. Which is the most suitable number of photon beam portals in coplanar radiation therapy? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33(1):151-9.
 32. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994;21(4):581-618.