

Meme Kanseri Radyoterapisinde IMRT ve Konformal Radyoterapi Uygulamaları için Tedavi Planlama Sisteminde Planlanan Doz Dağılımının Rando Fantomda Ölçülen Doz Dağılımıyla Uyumunun Araştırılması

Özlem Göksel¹ , Evren Göksel¹ , Halil Küçük² , Melahat Garipağaoğlu³ 

¹Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi, SHMYO, Radyoterapi, İstanbul, Türkiye

²Acıbadem Altunizade Hastanesi, Radyoterapi, İstanbul, Türkiye

³University of Michigan Rogel Cancer Center, O-CTSU, Michigan, ABD

Özlem GÖKSEL, Öğr. Gör.

Evren GÖKSEL, Dr. Öğr. Üyesi

Halil KÜÇÜK, MSc

Melahat GARİPAĞAOĞLU, Prof. Dr.

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, meme kanseri radyoterapisinde kullanılan 3B konformal radyoterapi (3BKRT), Alan içinde alan (Field in Field, FinF) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) tekniklerinin planlanan-ölçülen doz farklarının araştırılması amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışma için su eşdeğeri bolus materyalinden meme şeklinde fantomlar (MŞF) oluşturularak, Alderson rando fantom üzerine yerleştirilmiş ve planlama amaçlı bilgisayarlı tomografisi çekilmiştir. Hedef yapı ve kritik organlar konturlandıktan sonra 3BKRT, FinF ve IMRT teknikleri için planlama (Varian Eclipse 8,6, PencilBeam) yapılmıştır. MŞF'nin izomerkezden geçen sagittal ve transvers düzlemlerine ayrı ayrı Gafchromic EBT2 filmler yerleştirilmiş ve her bir teknik için fantom ikişer kez ışınlanmıştır. İzomerkezden ve izomerkezin 1'er cm anterior-posterior, superior – inferior ve sağ-solundan geçen eksenlerden film üzerinden ölçülen dozlar aynı eksenlerde tedavi planlama sisteminden (TPS) okunan dozlarla karşılaştırılmıştır.

Bulgular: Uygulanan tekniklerde planlanan-ölçülen doz farkı en yüksek %4.5 ile FinF tekniğinde, en az %0.05 ile IMRT tekniğinde bulunmuştur. Farkların %66.6'sında ölçülen doz planlanandan daha yüksek bulunurken, bütün farkların %93'ünde fark %3'ün altında bulunmuştur. En az fark izomerkezden geçen eksenler boyunca görülürken, izomerkezden uzaklaştıkça farkın arttığı bulunmuştur. Eksenlerle farklar arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır.

Sonuç: TPS'te hesaplanan doz dağılımları rando fantom üzerinde film ile ölçülen doz dağılımlarıyla karşılaştırıldığında, en iyi IMRT için olmak üzere her üç teknik için de uyumlu bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Meme Kanseri, Film Dozimetri, Radyoterapi Tedavi Planlaması, Rando Fantom, Bolus Meme Fantomu

Investigation of The Compliance of Planned Dose Distribution on The Treatment Planning System with Measured Dose Distribution in Rando Phantom For IMRT and Conformal Radiotherapy Applications

ABSTRACT

Purpose: This study investigates planned and measured dose differences for 3 dimensional conformal radiotherapy (3DCRT), Field in Field (FinF) and Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) techniques for breast cancer radiotherapy.

Material and Method: Breast shaped phantom (BSP) was fabricated with water equivalent bolus material and BSP was placed on Alderson rando phantom, then planning computerized tomography (CT) images were obtained. Target volume and normal tissues were delineated on these images. Treatment planning was performed for 3DCRT, FinF and IMRT techniques (Varian, Eclipse 8,6, PencilBeam). EBT2 films were placed into sagittal and transverse planes of BSP which intersect with the isocenter. After that films were irradiated for each calculated plans in two times. The measured doses with film from the isocenter and from the axes passing 1 cm anterior-posterior, superior – inferior and right-left of the isocenter were compared with the doses read from the treatment planning system (TPS) on the same axes.

Results: Among applied techniques, the maximum and minimum dose differences for measured and calculated doses were 4.5 % and 0.05 % for FinF and IMRT techniques, respectively. Measured doses were higher than calculated doses for 66.6% of all points; however 93% of total points had a difference less than 3 %. Dose differences were minimum on axes that intersect with the isocenter and were directly correlated with the distance from the isocenter. There was no relation between dose differences and directions on axes.

Key Words: Breast Cancer, Film Dosimetry, Treatment Planning, RANDO phantom, Breast Phantom

İletişim: Evren Göksel

Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi,
SHMYO, Radyoterapi, İstanbul, Türkiye

Tel: -

E-Posta: evren.goksel@acibadem.com

Gönderilme Tarihi : 17 Şubat 2020

Revizyon Tarihi : 23 Mart 2020

Kabul Tarihi : 07 Nisan 2020



Meme kanseri kadınlarda en sık görülen kanser türüdür ve dünya genelindeki kanserlerin %25'ini oluşturur (1). Bir kadının hayatı boyunca meme kanserine yakalanma riski %10-12 aralığındadır (2). Tarama metotlarının yaygın kullanılmasıyla erken tanı ve gelişen yeni tedavi teknikleriyle tedavi başarısında artış sağlanmıştır. Ancak elde edilen daha uzun sağkalım oranları nedeniyle, tedaviye bağlı yan etkiler de önem kazanmıştır. Meme kanserinde radyoterapi (RT), yerel-bölgesel yinelemeyi azaltır, hastalısız ve genel sağ kalımı artırır (3-5). Bununla birlikte özellikle sol meme radyoterapisinde kalp dokusunun radyasyona maruz kalması geç dönemde kardiak hasara, morbiditeye ve mortaliteye neden olmaktadır (6).

Meme RT'sinde hedef hacimlerin büyük ve konkav yapıda olması, yerleşimindeki ve derinliklerindeki farklılıklar, akciğer ve kalp gibi hareketli organlarla komşuluğu tedavi planlamayı zorlayıcı hale getirir. Hedefte homojen bir doz dağılımı oluştururken, hedef ve risk altındaki organlar (RAO) arasında keskin bir doz gradienti elde etmek zordur. Standart tanjansiyel ışınlamalarda hedef hacmin medial, lateral, superior ve inferior bölgelerinde %20'ye varan doz farklılıkları oluşur. Bölgesel lenf nodları ve özellikle mamma interna (MI) ışınlamalarında hedefte yetersiz doz alanları görülebilir. Radyasyona bağlı hasar, organın veya dokunun radyasyona maruz kalan hacmi ve radyasyon dozu ile ilişkilidir. Bu nedenle RT uygulamalarında normal dokular olabildiğince radyasyondan korunmalıdır. Akciğerler, kalp ve karşı meme dozlarının sınırlandırılması yan etkileri azaltmada çok önemlidir (7, 8).

Tedavi planlaması için hangi teknik seçilirse seçilsin, planın doğru ve kesin bir şekilde uygulanması tedavi başarısında esastır. Tedavi planlama sisteminde hesaplatılan doz dağılımının, tedavi sırasında planlandığı gibi uygulandığının doğrulanması önemlidir. Bu deneysel çalışmanın amacı; meme kanseri RT planlamasında kullanılan 3B konformal radyoterapi (3BKRT), Field in Field (FinF) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) teknikleri için yapılan planların tedavi cihazında doğru ve kesin olarak uygulanabilirliğinin araştırılması ve planlanan-uygulanan doz dağılımlarının film dozimetri yöntemiyle karşılaştırılmasıdır.

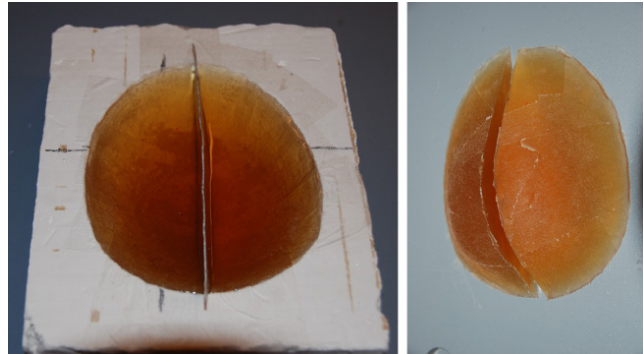
GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda kullanılan Alderson Rando fantom gerçek insan boyutlarına ve organ yoğunluklarına sahip sentetik izosiyanat maddesinden yapılmıştır. Doku yoğunluğu 0.975 gr/cm^3 ve akciğerlerin yoğunluğu $0.25-0.3 \text{ gr/cm}^3$ tür. Rando fantomun kemikleri gerçek insan kemiğidir ve

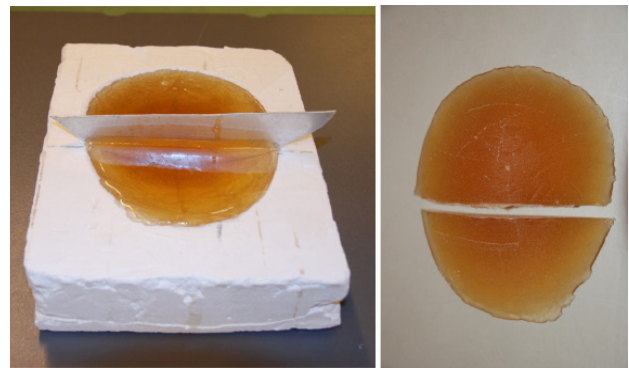
insan vücudunda bulunan boşluklara sahiptir. Fantom 2.5 cm kalınlığında 35 adet kesitten oluşmaktadır.

Meme Şeklinde Bolus Fantomun Oluşturulması:

Bir kabın içerisine konulan 300gr jelatin, 450cc gliserin, 953cc su, 7,5cc alkol ve 90cc sodyum asid bir ısıtıcıda karıştırılarak homojen bolus malzemesi elde edildi. Bolus kalıbını oluşturmak için protez silikon memenin alçı ile kalıbı alındı. Oluşturulan kalıbın içine doz ölçümü için kullanılacak Gafchromic® EBT2 Film'in hava boşluğu kalmadan meme bolusunun arasında ışınlanması amacıyla, sagittal ve transvers kesitlerde izomerkezden geçecek şekilde metal levha yerleştirildi. Bolusun kalıptan kolay çıkmasını sağlamak amacıyla kalıbın içi plastik bant ile kaplandı. Hazırlanan bolus sagittal ve transverse kesitlerde film konulabilecek şekilde hazırlanan alçı kalıpların içine dökülerek soğumaya bırakıldı (Şekil 1, 2). Soğuyan boluslar alçı kalıptan çıkarıldı. Meme şeklindeki bolus fantom (MŞF) sol memesi çıkarılan Alderson Rando fantomun üzerine aralarında boşluk kalmayacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3).



Şekil 1: Sagittal kesitli meme şeklinde bolus fantom.



Şekil 2: Transvers kesitli meme şeklinde bolus fantom.



Şekil 3: Sagittal kesitinde film bulunan MŞF ile Alderson Rando fantomun setup'i.

Rando fantom şeffaf baş altı yastık ile bilgisayarlı tomografi (BT) masasına supine pozisyonda yerleştirildi ve referans noktaları işaretlendi. Rando fantomun toraks BT görüntüleri 5mm aralıklarla alındı ve network aracılığıyla tedavi planlama sistemine (TPS) gönderildi. Vücut konturu ve akciğerler TPS'in otomatik konturlama seçeneğinden faydalanılarak çizdirildi. Konturlama işlemi ICRU-50 ve ICRU-62'de tanımlanan kriterlere göre hedef meme hacmi (CTV) ve RAO (karşı meme, kalp, LAD ve akciğerler) radyasyon onkoloğu tarafından konturlandı (Şekil 4). Bütün planlar Varian Eclipse version 8.6 TPS kullanılarak oluşturuldu. Bütün planlarda doz hesaplama algoritması olarak PencilBeam kullanıldı.

Çalışmada Referans Alınan Planlama Hedefleri

1. Hedef hacim (ler) in %95'i tanımlanan dozu almalıdır.
2. Hedef hacim içinde doz değişimi +%10 ve -%10 arasında olmalıdır.
3. Maksimum ve ortalama OAR dozları tolerans sınırları içinde ve olabildiğince düşük olmalıdır (8, 9, 10).

3B Konformal Planlama

Tedavi dozu 50,4Gy (1,8Gy x 28 fraksiyon) olarak belirlendi. Hedef hacim için 6 MV X-ışını ile BEV'den faydalanarak risk altındaki organları direkt görmeyecek şekilde tanjansiyel açılar 298,5 ve 125 derece seçildi. MLC'ler kullanılarak RAO korundu. Wedge açıları ve alan ağırlıkları değiştirilerek hedef hacmin %100'ünün tanımlanan dozun %95 ini alması ve hedef hacimde doz varyasyonunun \pm %10 olması sağlanacak şekilde en uygun doz dağılımı elde edildi. Hedef hacim içerisindeki doz homojenitesi ve DVH değerlendirildi.

Field in Field Planlama

3B konformal plandaki açık alanların doz dağılımı izomerkez değiştirilmeden hesaplatıldı ve maksimum nokta doza normalizasyon yapıldı. Yüde 98'lik izodozun üzerindeki sıcak doz bölgeleri "convert isodose level to structure" özelliği kullanılarak kontura dönüştürüldü. Belirlenen tanjansiyel alanlar kopyalandı ve çizdirilen sıcak doz bölgeleri MLC'ler ile kapatılarak yeniden hesaplatıldı. Alan ağırlıkları 0,95-0,05 aralığında belirlendi. Hedef hacim içerisindeki doz homojenitesi DVH ile değerlendirildi. Oluşturulan FinF alanları "Merge subfields" özelliği kullanılarak birleştirildi.

IMRT Planlama

CTV dışında sıcak doz bölgelerini önlemek için CTV hacmi dış kontur (body)'den çıkarılarak body-CTV hacmi oluşturuldu. BEV'den faydalanarak, RAO'ı ve birbirini karşılıklı olarak direkt görmeyen açılar (110, 118, 294 ve 297 derece) belirlendi. Tanımlanan hedef yapıların ve RAO'ın doz sınırlamaları (constraint) ile öncelikleri (priority) girilerek TPS'nin dinamik IMRT optimizasyon algoritması çalıştırıldı. Optimizasyon algoritması olarak "DVO" kullanıldı. Optimizasyon sonucunda hesaplatılan planda oluşan sıcak ya da soğuk doz bölgeleri "dummy" olarak konturlanıp doz sınırlama değeri girilerek optimizasyon işlemi tekrarlandı. CTV içerisindeki doz homojenitesi DVH kullanılarak değerlendirildi. Tanımlanan dozun %105 ve %110'unun hedef hacmin %15 ve %5'inin altında olması sağlandı. Yüksek doz bölgelerindeki doz geçişlerinde homojeniteyi sağlamak amacıyla IMRT planı kopyalanarak her alan için BEV görüntüleri üzerinde smooth yapıldı. Ayrıca, hedefin cilde yakın bölgelerindeki doz kapsamını sağlamak amacıyla "skin flush tool" özelliği kullanıldı.



Şekil 4: Rando fantomun BT görüntüsü üzerinde hedef ve riskli organ konturları.

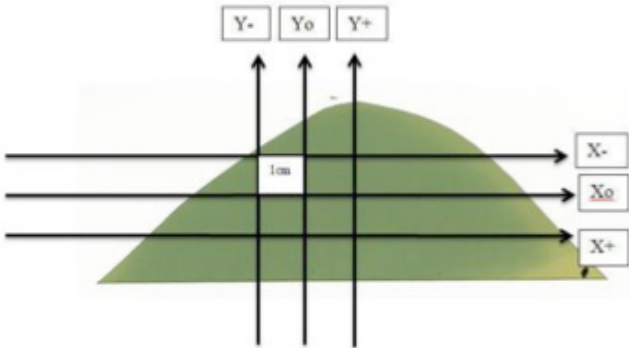
Planların Işınlanması

Alderson rando fantom lazerlere göre tedavi cihazının masasına yerleştirildi. MŞF'nin Sagittal ve transverse kesit geometrisine uygun olarak gafkromik EBT2 filmler kesildi. Önce sagittal ekseninde MŞF'nin izomerkezine film yerleştirildi. 3BKRT ardından FinF ve IMRT planları 1 fraksiyon için filmler değiştirilerek ışınlandı. Daha sonra transverse kesitte de her üç plan için filmler değiştirilerek ışınlandı. Tekrarlanabilirliği kontrol etmek amacıyla her bir tedavi tekniği için aynı işlemler tekrarlanarak ikişer kez ışınlama yapıldı. Işınlanan filmlerin her biri ışık geçirmez zarflar içerisinde saklanarak 24 saat bekletildi.

Ayrıca filmlerin kalibrasyon eğrisinin çıkarılması amacıyla katı su fantomunda farklı dozlar için filmler ışınlandı. Kalibrasyon filmleri ve rando fantomda ışınlanan planların ölçüm filmleri cihazın günlük doz verimi değişiminden kaçınmak için arka arkaya ışınlanmıştır.

Filmlerin Değerlendirilmesi

Her bir gafkromic film için doz profilleri izomerkezden geçen ekseninde ve transvers kesitte merkezden 1'er cm anterior-posterior ve sağ-sol eksenlerde, sagittal kesitte ise merkezden 1'er cm anterior-posterior ve superior-inferior eksenlerde elde edilerek aynı şartlarda ışınlanan film çiftlerinin ortalaması alınmıştır (Şekil 5). Şekil 5 te X_0 ve Y_0 izomerkezden geçen eksenleri gösterirken, Y- inferior, Y+ superior, X- anterior ve X+ posterior eksenleri göstermektedir.



Şekil 5: Sagittal ekseninde ışınlanmış film ve doz profili değerlendirilen x, y eksenleri.

Her bir gafkromic film üzerindeki doz profili ve bu düzlemdeki maksimum ve minimum dozlar belirlenmiştir. Her bir gafkromic filmin yer aldığı düzlem, BT görüntüleri üzerinde tanımlanmış, TPS de her teknik için aynı eksenlerde doz profillerine bakılmış ve eksenlerdeki maksimum ve minimum nokta dozlar belirlenmiştir. TPS'ten elde edilen ve filmlerden ölçülen maksimum ve minimum dozlar karşılaştırılmıştır. TPS cilt dozlarını doğru hesaplamadığı için gerçek hasta planlarında ciltten 5mm içerideki doz değerlendirilmektedir. Bu nedenle çalışmada cilt dozları değerlendirilmemiştir.

BULGULAR

Sagittal kesitte Gafchromic EBT2 Film ve TPS doz profillerinin Değerlendirmesi

Her bir ışınlama tekniği için sagittal ve transvers düzlemlerde EBT2 Filmler ve TPS'ten elde edilen minimum ve maksimum doz değerleri aşağıda verilmektedir (Tablo 1).

X+ ekseninde TPS'ten alınan değerler, filmden okunan değerlerle karşılaştırıldığında maksimumda ve minimumda en fazla fark FinF tekniğinde sırasıyla 2,1 cGy (%1,1) ve 3,5 cGy (%2) bulunmuştur. X0 ekseninde her üç teknik için de TPS'ten alınan değerler, filmden okunan değerlerden hem maksimum hem de minimumda daha düşük bulunmuştur. En fazla fark maksimumda 4,3 cGy (%2,2) ve minimumda 7,5 cGy (%4,1) ile 3BKRT tekniğinde bulunmuştur. X- ekseninde en fazla fark maksimumda 3BKRT tekniğinde 10,8 cGy (%4,6) bulunurken, minimumda FinF tekniğinde 1,2 cGy (%0,6) bulunmuştur.

Sagittal kesitte Y+, Yo, Y- eksenlerinde TPS ve film okumalarından belirlenen, maksimum-minimum doz değerleri 3DKRT, FinF ve IMRT için verilmiştir (Tablo 2). Y+ ekseninde TPS'ten alınan değerler, filmden okunan değerlerle karşılaştırıldığında en fazla fark 2,4 cGy (%1,3) ile 3BKRT tekniğinde bulunurken, minimumda 1,9 cGy (%1,1) ile IMRT tekniğinde bulunmuştur. Y0 ekseninde maksimumda en fazla fark 3 cGy (%1,6) ile FinF tekniğinde bulunurken, minimumda 2,6 cGy (%1,5) ile IMRT tekniğinde bulunmuştur. Y- ekseninde TPS'ten alınan değerler, filmden okunan değerlerden minimumda 3BKRT ve FinF için sırasıyla 1 cGy (%0,6) ve 3 cGy (%1,7) daha düşük bulunurken, IMRT için maksimumda 0,4cGy (%0,2) ve minimumda 0,6cGy (%0,3) daha yüksek bulunmuştur.

Transvers kesitte Gafchromic EBT2 Film ve TPS doz profillerinin Değerlendirmesi

Transvers kesitte X+, Xo, X- eksenlerinde TPS ve film okumalarından belirlenen, maksimum-minimum doz değerleri 3DKRT, FinF ve IMRT için verilmiştir (Tablo 3). X+ ekseninde TPS'ten alınan değerler, filmden okunan değerlerle karşılaştırıldığında hem maksimum hem de minimumda en fazla fark 6,3 cGy (%3,3) ve 7 cGy (3,9) ile FinF tekniğinde bulunmuştur. X0 ekseninde en fazla fark maksimumda 1,7 cGy (%0,9) ile FinF tekniğinde bulunurken, minimumda 2,9 cGy (%1,6) ile IMRT tekniğinde bulunmuştur. X- ekseninde ise en fazla fark maksimumda 4,8 cGy (%2,6) ile 3BKRT tekniğinde bulunurken, minimumda 3,5 cGy (%2,1) ile FinF tekniğinde bulunmuştur.

Transvers kesitte Y+, Yo, Y- eksenlerinden geçen düzlemlerde TPS ve film okumalarından belirlenen, maksimum-minimum doz değerleri 3DKRT, FinF ve IMRT için verilmiştir (Tablo 4).

Tablo 1. Sagittal kesit X ekseninde TPS'ten okunan ve filmde ölçülen değerler

Plan	X+						X0						X-					
	Film			TPS			Film			TPS			Film			TPS		
	max	% fark	min	% fark	max	min	max	% fark	min	% fark	max	min	max	% fark	min	% fark	max	min
3DKRT	200	0,9	178	1,0	198,2	176,3	200	2,2	185	4,1	195,7	177,5	202	4,6	179	0,6	192,8	178
FinF	185	1,1	173	-2,0	182,9	176,5	185	0,6	173	1,0	183,9	171,2	185	0,6	172	-0,7	183,9	173,2
IMRT	185	0,6	174	0,3	183,8	173,4	187	1,4	177	1,7	184,3	174	183,8	0,6	174,3	0,3	182,7	173,7

Tablo 2. Sagittal kesitte Y ekseninde TPS'ten okunan ve filmde ölçülen değerler

Plan	Y+						Y0						Y-					
	Film			TPS			Film			TPS			Film			TPS		
	max	% fark	min	% fark	max	min	max	% fark	min	% fark	max	min	max	% fark	min	% fark	max	min
3DKRT	190	-1,3	173	0,6	192,4	172	192	-0,1	173	0,0	192,2	173	194	-1,0	175	0,6	196	174
FinF	183	-0,5	170	-0,6	184	171	187	1,6	170	-0,6	184	171	185	1,1	175	1,7	183	172
IMRT	185	0,6	177	1,1	183,9	175,1	184	0,1	176	1,5	183,8	173,4	183,9	-0,2	175,1	-0,3	184,3	175,7

Tablo 3. Transvers kesitte X ekseninde TPS'ten okunan ve filmde ölçülen değerler

Plan	X+						X0						X-					
	Film			TPS			Film			TPS			Film			TPS		
	max	% fark	min	% fark	max	min	max	% fark	min	% fark	max	min	max	% fark	min	% fark	max	min
3DKRT	189	-1,2	178	-0,2	191,3	178,3	189	-0,8	178	-1,3	190,6	180,3	188	-2,6	175	0,6	192,8	174
FinF	189	3,3	178	3,9	182,7	171	183	-0,9	173	1,2	184,7	171	185	0,2	170	-2,1	184,7	173,5
IMRT	185	0,4	173	-2,3	184,2	176,9	183	-0,4	178	1,6	183,7	175,1	183	0,0	178	0,3	183	177,5

Tablo 4. Transvers kesitte Y ekseninde TPS'ten okunan ve filmde ölçülen değerler

Plan	Y+						Y0						Y-					
	Film			TPS			Film			TPS			Film			TPS		
	max	% fark	min	% fark	max	min	max	% fark	min	% fark	max	min	max	% fark	min	% fark	max	min
3DKRT	190	-0,4	176	0,9	190,7	174,4	187	-2,5	173	-1,0	191,6	174,7	193	0,9	177	0,5	191,3	176,2
FinF	188	2,1	180	3,7	184	173,3	186	1,0	174	1,2	184,1	171,9	184	-0,2	173	-0,1	184,3	173,1
IMRT	182	-1,0	176	0,0	183,8	176	182	-1,0	176	0,4	183,8	175,3	181	-1,7	175	-0,8	184,1	176,4

Y+ ekseninde için TPS'ten alınan değerler, filmde okunan değerlerle karşılaştırıldığında en fazla fark hem maksimumda 4cGy (%2,1) hem de minimumda 6,7 cGy (%3,7) ile FinF tekniğinde bulunmuştur. Y0 ekseninde en fazla fark maksimumda 4,6 (%2,5) ile 3DKRT tekniğinde bulunurken, minimumda 2,1cGy (%1,2) ile FinF tekniğinde bulunmuştur. Y- ekseninde ise hem maksimumda 3,1 cGy (%1,7) hem de minimumda 1,4 cGy (%0,8) ile IMRT tekniğinde bulunmuştur.

TARTIŞMA

Almberg SS. ve arkadaşları yaptığı çalışmada 6 MV foton ışınlarıyla standart tanjansiyel, tanjansiyel IMRT, 7 alan IMRT (ark gibi) ve hibrit IMRT (açık alanlarla birlikte) tedavi

teknikleri için antropomorfik toraks fantomunda cilt dozlarını Gafchromic EBT film ile ölçerek karşılaştırmışlardır. Çalışmada EBT filmlerin yüksek çözünürlükleri nedeniyle doz gradientinin yüksek olduğu yerlerde ve build up bölgelerinde kullanımının uygun olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda da tedavi planlama sisteminin modellediği doz dağılımı sonuçlarının doğruluğunu ölçmek için Gafchromic EBT2 film kullanıldı (11).

Her bir planlama tekniği için transvers ve sagittal düzlemlerdeki, x ve y eksenleri boyunca toplam 72 farklı noktada dozlar değerlendirilmiştir; bunlardan 48 tanesinde (%66,6) ölçülen dozun planlanandan daha yüksek olduğu, ancak farkın 67'sinde (%93) %3 içinde kaldığı görülmüştür.

Ölçülen ve planlanan doz değerleri arasındaki fark, en az izomerkezde ve izomerkezden geçen x ve y eksenleri boyunca görülmüştür, izomerkezden uzaklaştıkça fark artmıştır. Eksenlerle farklar arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır; en yüksek fark izomerkezin üzerinde yer alan X- eksenindeyken, en düşük fark izomerkezin sol tarafında yer alan Y- ekseninde bulunmuştur. Bu bulgu ile uyumlu olarak Heukelom S. ve arkadaşlarının planlanan dozu, meme fantomuna diot dozimetreler yerleştirerek in vivo ölçümlerle karşılaştırdığı çalışmasında da doz farkı izomerkezde az bulunurken, izomerkezden uzaklaştıkça artmıştır (12). Heukelom S. et al. FinF ve IMRT tekniklerinin kullanılmadığı, sadece 3BKRT tekniğinin kullanıldığı çalışmalarında doz farkını; fantom içinde genel olarak %2, hava-yumuşak doku komşuluğu olan akciğer-göğüs duvarı bölgesinde %5,7 olarak bulmuşlardır (12). Bizim çalışmamızda bulunan planlanan-ölçülen farkı, Heukelom S. ve arkadaşlarının çalışmasında bildirilen farkla uyumludur, ancak o çalışmada bildirilen akciğer-toraks duvarı bölgesinde bulunan diğer bölgelere göre artmış fark bulgusu bizim çalışmamızda gözlenmemiştir. Bunun nedeninin hesaplama algoritması farkı ve bizim çalışmamızda kullanılan algoritmanın, hava- yumuşak doku yoğunluk geçişini daha iyi modellemesinden kaynakladığını düşünmekteyiz. Mijnheer BJ et al. bazı ticari olarak bulunan TPS'lerin hedef içinde ve komşuluğunda hava-akciğer dokusu varlığında, inhomojenite düzeltmesinde yetersiz kalabileceğine dikkat çekmişlerdir (13).

Bogaerts R. et al. nın, meme fantomunda, 6 MV enerji, 3BKRT (sabit SSD ve standart tanjansiyel wedge filtrelili alanlar), Clarkson Integral method algoritmasıyla hesaplanan çıkış dozlarını, EPID ile ölçülen çıkış dozlarıyla karşılaştırdıkları çalışmalarında ölçülen fark her zaman planlanandan daha yüksek ve maksimum fark %4.5 olarak bildirilmiştir (14). Bizim çalışmamızda da belirlenen farkların büyük kısmında ölçülen doz planlanandan daha yüksekti. Ölçülen dozun planlanandan daha düşük olduğu yerleşim yerleri, izomerkez dışında, ancak belirli bir eksenle ilişkili değildi. 3BKRT tekniği ile yapılan planlarda, ölçülen- planlanan farkı 24 noktadan 15 tanesinde yüksek iken 9 tanesinde düşük, farklar izomerkezde en fazla %4.5 bulunmuştur. Belirlenen farklar %0.1-4.5 arasında (ortalama:%2.56) ancak çoğunluğu %2'den az, 3 tanesinde %2-4.5 arasındadır.

Üç planlama için bulunan planlanan-ölçülen farkları %0,05 ile %4,5 arasında idi. Uygulanan planlama tekniklerine göre değerlendirildiğinde, en yüksek %4,5 ile 3BKRT tekniğinde ve en düşük %0,05 ile FinF tekniğinde idi. Işınlanan hacimde bulunan hava oranı FinF ve

IMRT tekniklerine göre 3BKRT tekniğinde daha fazla idi. Kullanılan hesaplama algoritmasının hava eşdeğeri doku varlığında dozu modellemede daha az başarılı olduğunu düşünüyoruz. Mijnheer BJ ve arkadaşları çalışmalarında PBC algoritmasının AAA gibi algoritmalara göre, hava eşdeğeri doku varlığında doz dağılımını hesaplamada daha az başarılı olduğunu bildirilmişlerdir (13).

Çalışmamızda belirlenen planlanan-ölçülen farkları, setup hataları, cihazın enerji-verim değişimi ve TPS'in hesaplama algoritmasıyla ilişkili olabilir. Rando fantoma planlama BT'si alınırken ve tedavi sırasında birebir aynı pozisyon verilememesi, meme fantomuna film yerleştirilirken formunda bozulma olması ve meme fantomlarının rando fantomun üzerine her seferinde aynı şekilde yerleştirilememesi set-up hataları arasında sayılabilir. Rando fantomun kendi meme fantomlarının kesitlerinin arasına film koymak mümkün olmadığı için bolustan meme fantomları oluşturulmuştur. Bu fantomlarla rando fantomun arasındaki boşluğu doldurarak, meme fantomunun tam birleşmesini sağlamak için yine bolustan ikinci bir ara parça oluşturulması ve bu parçaların birbirine sabitlenmesi gerekliliği deney düzeneğinin set-up'ını zorlaştırmaktadır.

TPS, planlama sırasında lineer hızlandırıcının doz verimini sabit kabul ederek doz dağılımını ve MU değerlerini hesaplar. Ancak Heukelom S. ve arkadaşlarında belirttiği gibi gerçekte cihazın doz verimi ışınlama sırasında ve ışınlamalar arasında değişebilir (12).

Fantomdan farklı olarak gerçek hastada, ışınlama sırasında hedef ve komşuluğundaki akciğer, meme ve kalp gibi organlarda solunuma bağlı hareket olacaktır (15,16). Bu nedenle, tedavi sırasında ışının içinden geçtiği akciğer segmenti uzunluğu solunum hareketlerine bağlı olarak değişir. Buna bağlı olarak, TPS hava yoğunluğunun etkisini doğru hesaplayamayabilir ve planlamada yeterli inhomojenite düzeltmesi modelleyemeyebilir. Bu da, planlanan ile ölçülen arasında bu çalışmanın sonuçlarından daha yüksek bir farka neden olabilir (17).

Liu Q ve arkadaşları rando fantomu bir düzene ile vertikal yönde sinüzoidal hareket ettirerek solunum hareketini simüle etmeye çalışmışlar ve film dozimetre ile planlanan-ışınlanan uyumunu araştırmışlardır. Ölçüm sonuçlarına göre solunum hareketinin oluşturduğu doz farkının %5 içerisinde olduğunu söylemişlerdir. Bu çalışmanın zayıf yönü rando fantom içerisindeki akciğer hacminin değişmemesi, sadece fantomun bir bütün olarak vertikal yönde sinüzoidal hareket etmesidir (18).

Meme fantomu için, üç teknikle planlanan ve bunların ışınlanması sonrasında elde edilen verilerdeki doz değerlerinin kendi içlerindeki farklılıkları değerlendirildiğinde, 1- planlanan ve ölçülenler için farkın ihmal edilebilecek kadar küçük, 2- en yüksek farkın FinF planlaması için yapılan ölçümlerde, 3-3BKRT ve IMRT teknikleri için ise ölçülen dozun planlanandan daha yüksek olduğu görülmüştür.

SONUÇ

3BKRT, FinF ve IMRT tedavi teknikleri için planlanan doz dağılımı ile ölçülen arasındaki fark kabul edilebilir seviyededir. En yüksek ve en düşük doz farkları karşılaştırıldığında, TPS doz dağılımını yeterli şekilde modelleyebilmiştir. En iyi modellemeyi IMRT tekniği için gerçekleştirmiştir. IMRT planlamasında ışın yoluna giren akciğer segmenti diğer tedavi tekniklerine göre daha az olduğu için, planlama film ile ölçülen dozlara daha yakın sonuçlar vermiştir. Planlama sırasında ışın alanına giren akciğer hacmi arttıkça, hesaplama algoritmasının modelleme problemleri artabilir ve hesaplanan dozla uygulanan doz arasındaki farkta buna bağlı olarak artabilir. Buna ek olarak, gerçek hasta-larda solunum hareketleri ile ışın yoluna giren akciğer segmenti miktarı değişebileceğinden, planlananla uygulanan doz dağılımını karşılaştırmak için, ölçümlerin solunum hareketlerini de simüle edebilen bir fantomda yapılması daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

1. American Cancer Society. Cancer Facts & Figures 2018. Atlanta: American Cancer Society; 2018
2. Ferlay J, Soerjomataram I, Ervik M, Dikshit R, Eser S, Mathers C, et al. GLOBOCAN 2012 v1.0. Cancer incidence and mortality worldwide: IARC CancerBase No. 11. International Agency for Research on Cancer.
3. Overgaard M, Hansen PS, Overgaard J, Rose C, Andersson M, Bach F, Kjaer M, Gadeberg CC, Mouridsen HT, Jensen MB, and Zedeler K, for the Danish Breast Cancer Cooperative Group 82b Trial. Postoperative Radiotherapy in High-Risk Premenopausal Women with Breast Cancer Who Receive Adjuvant Chemotherapy. *N Engl J Med* 1997; 337:949-955.
4. Ragaz J, Jackson SM, Le N, Plenderleith IH, Spinelli JJ, Basco VE, Wilson KS, Knowling MA, Coppin CML, Paradis M, Coldman AJ, and Olivo IA. Adjuvant Radiotherapy and Chemotherapy in Node-Positive Premenopausal Women with Breast Cancer. *N Engl J Med* 1997; 337:956-962.
5. Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group. Effects of Radiotherapy and Surgery in Early Breast Cancer — An Overview of the Randomized Trials. *N Engl J Med* 1995; 333:1444-1456
6. Hurkmans CW, Borger JA, Bos LJ. Cardiac and lung complication probabilities after breast cancer irradiation. *Radiotherapy and Oncology* 2000; 55:145-151.
7. Halperin EC, Perez CA, Brady LW (eds). Principle and Practice of Radiation Oncology. (5th ed.) Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2008.
8. Gunderson LL, Tepper JE (eds). Clinical Radiation Oncology(3th ed.). Elsevier & Saunders, Philadelphia, 2011.
9. Lu JJ, Brady LW (ed). Decision Making in Radiation Oncology (1st ed). Springer-Verlag, Heidelberg, 2011.
10. Webb S. The physical basis of imrt and inverse planning. *Br J Radiol* 2003;76:678-89.
11. Almberg SS, Lindmo T, Frenge J Superficial doses in breast cancer radiotherapy using conventional and IMRT techniques: A film-based phantom study. *Radiother Oncol.* 2011; 100 259-264
12. Heukelom S, Lanson JH, van Tienhoven G, Mijnheer BJ. In vivo dosimetry during tangential breast treatment. *Radiother Oncol.* 1991; 22(4):269-79.
13. Mijnheer BJ, Heukelom S, Lanson JH, van Battum LJ, van Bree NA, van Tienhoven G. Should inhomogeneity corrections be applied during treatment planning of tangential breast irradiation? *Radiother Oncol.* 1991; 22(4):239-44.
14. Bogaerts R, Van Esch A, Reymen R, Huyskens D. A method to estimate the transit dose on the beam axis for verification of dose delivery with portal images. *Radiother Oncol.* 2000; 54(1):39-46.
15. Tezcanli EK, Goksel EO, Yildiz E, Garipagaoglu M, Senkesen O, Kucucuk H, Sengöz KM, Aslay I. Does Radiotherapy Planning Without Breath Control Compensate Intra-Fraction Heart and Its Compartments' Movement?; *Breast Cancer Res Treat.* 2011; (126) 85-9.
16. Tezcanlı E, Garipağaoğlu M, Şenkesen Ö, Küçücük H, Göksel E, Şengöz M, Aslay I. Effect of Breathing on Contralateral Breast Doses in Patients with Breast Carcinoma Receiving Radiotherapy. *Acıbadem Üni Sağ. Bil. Derg.* 2013; (4): 3, 123-127.
17. George R, Keall PJ, Kini VR, Vedam SS, Siebers JB, Wu Q, Lauterbach MH, Arthur DW, Mohan R. Quantifying the effect of intrafraction motion during breast IMRT planning and dose delivery. *Med Phys.* 2003; (30):4, 552-562
18. Liu Q, McDermott P, Burmeister J. Effect of respiratory motion on the delivery of breast radiotherapy using SMLC intensity modulation. *Med Phys.* 2007 (34):1, 347-351.