

İnterstisyel LDR brakiterapide farklı kaynak geometrileri için doz dağılımlarının Monte Carlo yöntemiyle doğrulanması

Verification of LDR brachytherapy dose distributions for different source geometries by Monte Carlo method

Hediye ACUN,¹ Ahmet BOZKURT,² Gönül KEMİKLER,³ İsmail ÖZBAY,³ Işık ASLAY³

¹Harran Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı, Şanlıurfa;

²Harran Üniversitesi, Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü, Şanlıurfa;

³İstanbul Üniversitesi, Onkoloji Enstitüsü, İstanbul

AMAÇ

Bu çalışmada, interstisyel brakiterapi uygulamalarında kullanılan 192Ir tellerinin, CMS XiO tedavi planlama sistemi (TPS) ile oluşturulan doz dağılımlarının Monte Carlo (MC) hesaplama yöntemiyle doğrulanması amaçlandı.

GEREÇ VE YÖNTEM

1.84 mCi/cm aktiviteli 192Ir kaynakla farklı uzunlukta üç tel uygulamaları oluşturularak TPS’de izodoz eğrileri elde edildi. Tel kaynakların tüm özellikleri MC yazılımı olan MCNP’yle modellendi. LDR brakiterapi uygulamaları için iki yöntemle hesaplanan doz dağılımları kıyaslandı.

BULGULAR

TPS ve MC ile hesaplatılan izodoz eğrilerinin genişlikleri arasında, ortalama olarak tek, iki ve üç tel uygulamasında sırasıyla 0.28 mm, 0.4 mm ve 0.57 mm fark görüldü. MC ile hesaplanan izodoz eğrilerinin genişliklerinin TPS’de elde edilenlere oranla daha dar olduğu gözlemlendi.

SONUÇ

Uygulamadaki tel sayısı arttıkça, TPS ve MC’yla hesaplanan izodoz değerlerinin genişlikleri arasındaki farkın arttığı gözlemlenmiştir. Ancak, bu farklar 1 mm’den küçük olup, LDR brakiterapi uygulamaları için CMS XiO TPS’de bulunan izodoz eğrilerinin MC hesaplama yöntemiyle hesaplananlarla uyum içinde olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar sözcükler: Monte Carlo; 192Ir tel kaynak; LDR Brakiterapi.

OBJECTIVES

This study aimed to verify dose distributions for 192Ir wires obtained from both the CMS XiO treatment planning system (TPS) and the Monte Carlo (MC) method.

METHODS

Using 192Ir source of 1.84 mCi/cm activity, three different wire setups were investigated. Whole properties of the wires were modelled in the MC code MCNP. Dose distributions and isodose curves were obtained and then compared with TPS results.

RESULTS

Isodose curves from TPS and MC were found to differ as 0.28 mm, 0.4 mm and 0.57 mm for one, two and three wire applications, respectively. MC was observed to yield much narrower isodose curves.

CONCLUSION

The greater the number of wires, the larger the differences between the isodose widths calculated with TPS and MC. However, these differences are less than 1 mm. The results show that, for low dose rate (LDR) brachytherapy applications, CMS XiO TPS and MC yield consistent isodose curves.

Key words: Monte Carlo; 192Ir wire source; LDR Brachytherapy.

Brakiterapi, kapsüllenmiş radyoaktif kaynakların tümör içerisine veya yakınına yerleştirilmesiyle yapılan bir yakın mesafe radyasyon tedavi yöntemidir. Radyoaktif kaynak tümör yakınına yerleştirildiğinden, eksternal tedavi tekniğinin aksine brakiterapi ile çok iyi sağlıklı doku koruması sağlanır ve kaynak etrafında çok yüksek doz gradyenti oluşur. Brakiterapi uygulaması, kullanılan kaynağın aktivitesine bağlı olan doz hızı, tedavi uygulama biçimi, kullanılan dozimetrik sistem ve kaynakların tümör içi veya yakınına yerleştirilme metoduna göre sınıflandırılabilir. Brakiterapide kullanılan kaynakların uygulama sonrası çıkarılmasına geçici, kaynakların hastada bırakıldığı uygulama biçimine ise kalıcı brakiterapi uygulaması denmektedir. Kullanılan kaynak aktivitesine bağlı olarak, düşük doz hızlı (LDR), puls şeklindeki doz hızlı (PDR) ve yüksek doz hızlı (HDR) brakiterapi şeklinde sınıflandırılır. Kaynakların tümör içerisine yerleştirilmesiyle gerçekleştirilen tedavi interstisyel, tümör yakınındaki vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle yapılan tedaviye ise intrakaviter brakiterapi denir.^[1]

İnterstisyel brakiterapide sıklıkla ¹⁹²Ir, ¹²⁵I ve ¹⁰³Pd radyoaktif kaynakları kullanılmaktadır. Bunlardan ¹²⁵I ve ¹⁰³Pd kaynakları çoğunlukla prostat ve uveal melanom brakiterapisinde seed şeklinde kullanılmaktadır. ¹⁹²Ir kaynağı ise, diğer interstisyel ve intrakaviter LDR brakiterapi uygulamalarında yaygın şekilde kullanılmaktadır.^[2,3]

LDR brakiterapide en yaygın kullanılan ¹⁹²Ir telleri 0.1 mm kalınlığında Pt ile filtrelenmiş olup, 0.1, 0.3 veya 0.4 mm aktif kaynak olmak üzere toplamda 0.3, 0.5 veya 0.6 mm kalınlığına sahiptirler.^[2,3,4] Karakteristik olarak ¹⁹²Ir telleri %25 Ir ve %75 Pt karışımından oluşan core ve onu çevreleyen 0.1 mm kalınlığında platinyumdan oluşmaktadır.^[2] Ticari olarak üretilen ¹⁹²Ir telleri sıklıkla 14 cm boyunda olup, hava-kerma rate sabitleri (AKR) genellikle $140 \mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1}$ dir. Uygulamanın şekil ve büyüklüğüne göre tel kaynak istenilen boyutlarda kesilip kullanılabilir.^[4]

Eksternal radyasyon tedavisinin aksine brakiterapide yüksek dozdaki radyasyon, hedef hacme bir veya birkaç fraksiyon şeklinde uygulandığından, verilen dozun doğrulanması oldukça önemlidir.

Brakiterapide doz dağılımının değerlendirilmesinde, kaynağa yakın noktadaki dozimetrisinin zorluğu ve yüksek doz gradyentinden dolayı uygun bir dozimetri sisteminin kullanımı şarttır. Nokta doz ölçümleri için genellikle küçük hacimli iyon odaları veya TLD dedektörler, doz haritası elde etmek için ise radyokromik film tercih edilir. Bu ölçüm sistemlerinin yanı sıra MC tekniği brakiterapi doz dağılımının doğrulanmasında kullanılabilir iyi bir hesaplama yöntemidir. Bazı araştırmacılar tarafından ¹⁹²Ir kaynak doz dağılımları MC yöntemiyle farklı hesaplama kodları kullanılarak incelenmiştir.^[5-7]

Ticari firmaların farklı hesaplama algoritmaları içeren tedavi planlama bilgisayarları, tedaviye alınacak hastalara implante edilen kaynağın doz dağılımlarını hesaplar. Günümüzde kullanılan planlama sistemlerinin tümü üç boyutlu doz dağılımı hesabı yapabilmektedir. Ayrıca, kaynak lokalizasyonlarının konvansiyonel radyografide lateral (LAT) ve anterio-posterior (AP) filmler kullanılarak belirlenmesinin ardından, doz hızı hesaplamaları manüel olarak yapılabilir.^[8]

Dutreix tarafından geliştirilen formalizm ile nokta doz değeri hava kerma hızı sabitine bağlı olarak hesaplanabilmektedir.^[11] Herhangi bir radyoaktif kaynağın yakınındaki doz hızı, birkaç parametreye bağlıdır. Bu parametreler, kaynağa olan mesafe, kaynağın lineer referans kerma hızı veya lineer aktivitesi, kaynak şekli ile metalik kaplamanın kalınlığı ve bileşimidir.

Papagiannis ve ark., yaptıkları çalışmada ¹⁹²Ir seed ve tel kaynak için doz hızı sabiti, radyal doz fonksiyonu ve anizotropi faktörünü bir MC hesaplama programı kullanarak elde edip, bu dozimetri parametrelerinin kaynak geometrisi ve kapsüllenmesinden ne derece etkilendiğini araştırmışlardır.^[7] Doz hızı sabiti ve radyal doz fonksiyonunun kaynak geometrisi ve kapsül dizaynından etkilenmediğini, kaynak merkezine yakın ve anizotropi faktörünün önemsiz olduğu radyal uzaklıklarda doğru doz hızı hesabı için geometri faktörünün önem kazandığını görmüşlerdir. Doğru dozimetri için anizotropi faktörünün cm mesafelerinde önem kazanıp, mm mertebesindeki mesafelerde doz hızını önemli derecede etkilemediği saptanmıştır.

Ghiassi-Nejad ve ark.,^[8] 5 mm seed ve 10 cm uzunluğunda ¹⁹²Ir tel kaynak için AAPM TG 43 raporuna dayanarak doz hızı, anizotropi faktörü, radyal doz fonksiyonunu deneysel olarak TLD ile ölçüp, geometri faktörünü ise hesaplama ile elde etmişlerdir. ¹⁹²Ir seed kaynağının kapsülasyonunun kaynaktan yayılan beta emisyonunun absorpsiyonu için uygun olduğu, buna karşın tel kaynak için ise kullanım kolaylığı avantajına rağmen kaynak boyu uzadıkça doz dağılımı anizotropisinin arttığı, ince Pt (0.1 mm) kapsülünün zarar görmesi sonucu beta emisyonunun engellenemeyeceği sonucuna varılmıştır.

Bu çalışmada, farklı tel uzunlukları, sayısı ve tel yerleşim geometrisine sahip üç interstitiyel LDR brakiterapi uygulaması incelenerek, CMS XiO (Elekta, Sweden) TPS ile elde edilen izodoz eğrilerinin MCNP yazılımı kullanılarak hesaplatılan değerlerle kıyaslanıp doğrulanması amaçlanmıştır.

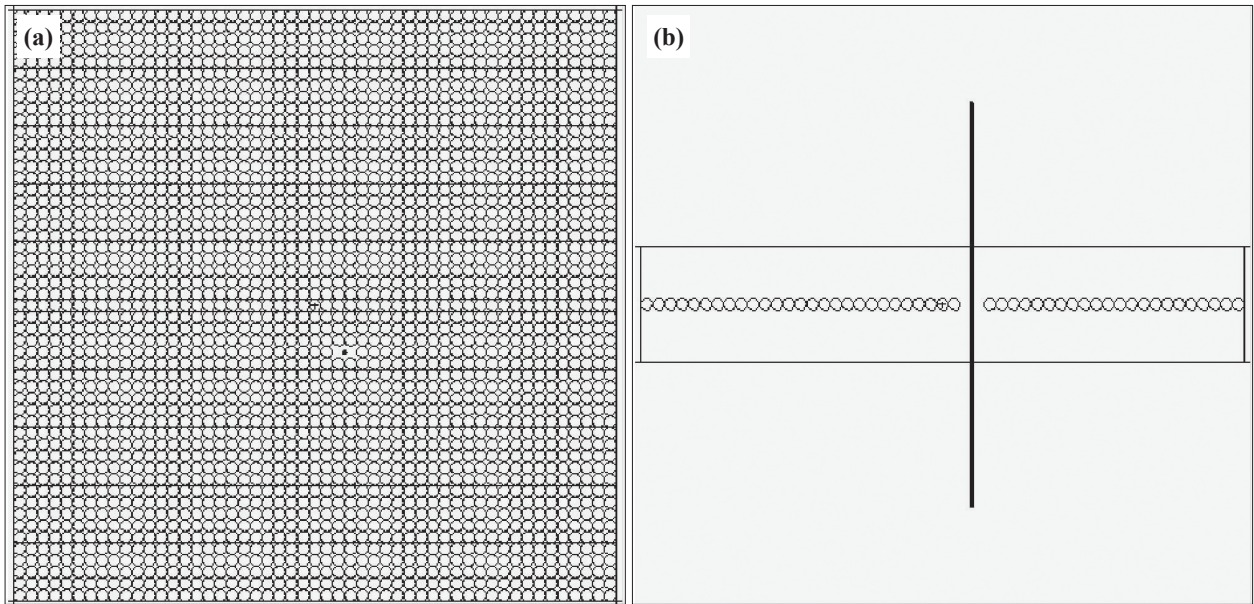
GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda tek, iki ve üç iridyum teli içeren üç farklı interstitiyel LDR brakiterapi uygulaması, üç kaynak uygulanan bir hastanın verisine dayanılarak elde edilmiştir. Uygulamalarda kullanılan ¹⁹²Ir teli 0.1 mm aktif kalınlığa sahip olup 0.1 mm platinyum ile kapsülendirilmiştir. Telin toplam kalınlığı 0.3 mm olup uygulamanın yapıldığı gün aktivite-

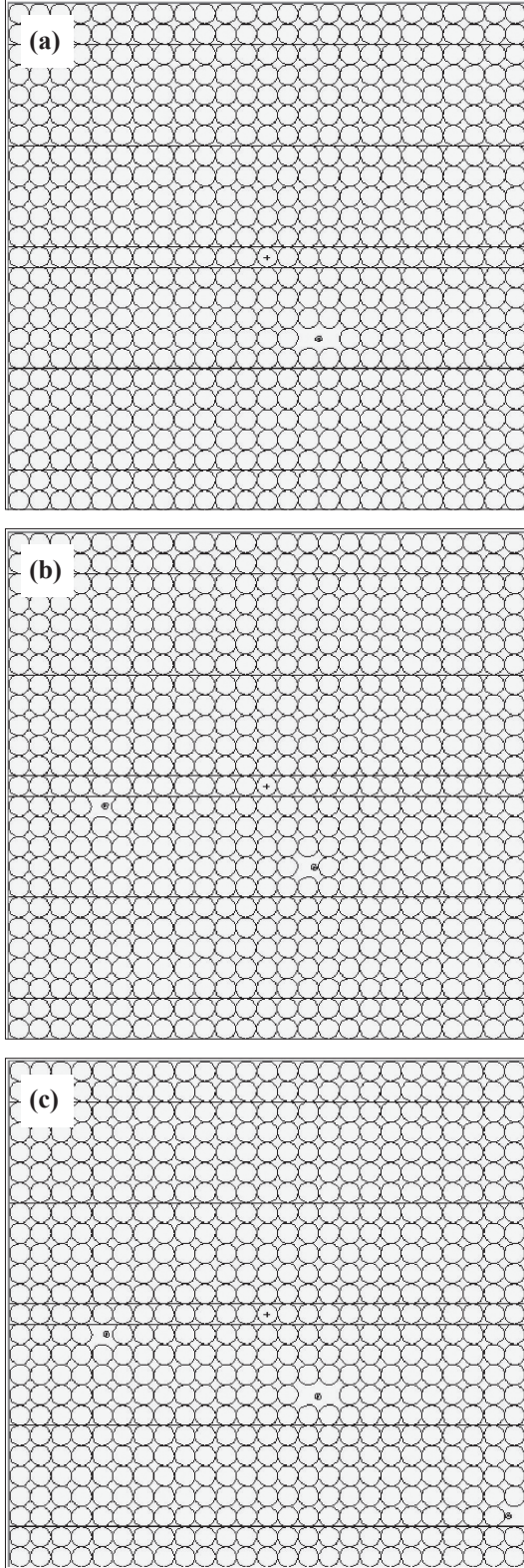
tesi 1.84 mCi/cm'dir. Her bir uygulama için kullanılan tellerin uzunluk ve koordinatlarının yanısıra, çok telli uygulamalarda tellerin birbirlerine göre konumları da farklı alınmıştır. Tek ¹⁹²Ir telinin kullanıldığı birinci uygulamada kaynak boyu 3.5 cm, iki telin olduğu uygulamada tel boyları 2.5 ve 3.5 cm, üç tel bulunan interstitiyel uygulamada ise tel boyları 2.5, 3.5 ve 3.5 cm şeklindedir. Kullanılan tüm tellerin kalınlık ve lineer aktivitesi eşittir.

Öncelikle CMS XiO TPS'de doz dağılımlarının elde edilebilmesi için her üç uygulamanın AP ve LAT film görüntüleri kullanılmıştır. Üç uygulama için TPS'de farklı çalışma sayfaları (studysset) oluşturularak elde edilen AP ve LAT film görüntüleri digitizer yardımıyla sisteme yüklenmiştir. Daha sonra kullanılan kaynağın uygulamanın yapıldığı tarihteki aktivitesi ve AKR sabiti sisteme tanıtılmıştır. Uygulamanın AP ve LAT görüntüleri ile aktivite ve AKR sabitini kullanarak Sievert integral metodu-na göre hesaplama yapan CMS XiO TPS'de her bir uygulama için izodoz eğrileri elde edilmiştir.

Her üç uygulama TPS'e girilen geometri ile aynı olacak şekilde MCNP kodu ile modellenmiştir. Tek tel içeren uygulamanın geometrik konfigürasyonu Şekil 1'de, iki ve üç tel kullanılan uygulamalar için ise tellerin konumlarının MCNP ile modellenmiş gösterimi Şekil 2'de gösterildiği gibidir.



Şekil 1. Tek telli uygulama için kaynak telin ve çevresinde yer alan dedektörlerin MCNP'den alınmış geometrik görüntüsü. (a) Üstten görünüş, (b) Önden görünüş.



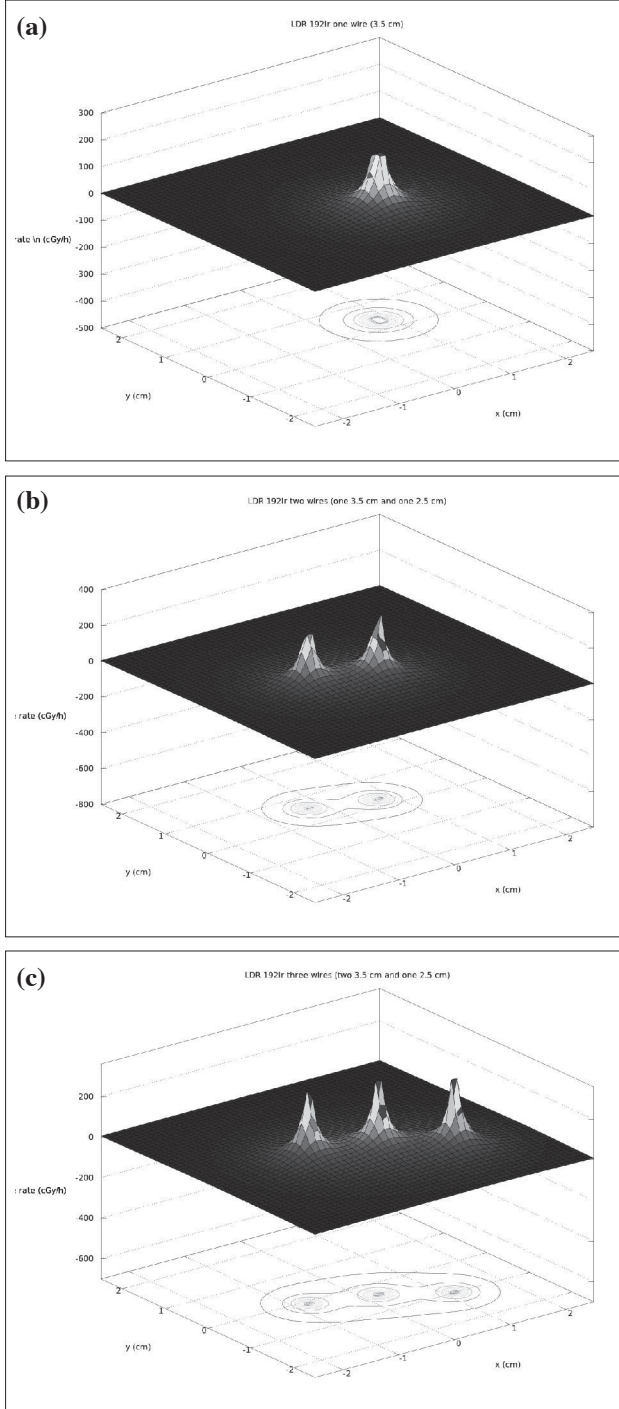
Şekil 2. Her üç uygulama için kaynak telin ve çevresinde yer alan dedektörlerin MCNP'den alınmış üstten görüntüleri. **(a)** Tek telli, **(b)** iki telli, **(c)** üç telli uygulama.

MC hesaplama yöntemi radyasyon etkileşimlerinin simülasyonunda yaygın biçimde kullanılan bir istatistiksel tekniktir.^[9] Bu yöntemde bir radyasyon parçacığının enerjisi, konumu, uçuş doğrultusu, iz uzunluğu ile madde içerisinde ilerlerken geçireceği etkileşimler gibi parametreler rastgele sayılar yardımıyla belirlenir ve sonuçta bir hücredeki ya da yüzey üzerindeki parçacık akısı veya bırakılan enerji hesaplanabilir. Bu çalışmada MCNP (MC N-Particle) programı ile ¹⁹²Ir kaynak içeren teller, etrafındaki dedektörler ve çevreleyen su ortam gerçekçi bir şekilde modellenmiştir.^[10] ¹⁹²Ir brakiterapi kaynağın (IRF-1), merkezde Ir-Pt'den yapılmış 0.005 cm yarıçaplı silindir biçiminde radyoaktif kısım ile etrafındaki 0.15 cm yarıçaplı silindirik platin korumadan oluştuğu varsayılmıştır. Kaynak telin etrafına doz hesabı yapmak ve doz profili oluşturmak amacıyla 51x51 boyutunda su içeren bir dedektör matrisi yerleştirilmiştir. Kaynak ve dedektörler 30x30x30 cm³ boyutundaki bir su fantomu içerisinde yer almış ve tüm sistemin etrafı ise 50 cm yarıçaplı küre biçiminde hava ortam ile çevrilmiştir.

Kaynağın 0.005 cm yarıçaplı ve uygulamaya göre 2.5 ya da 3.5 cm uzunlukta silindirik bir dağılımla izotropik biçimde sadece fotonlar yaydığı varsayılmıştır. Kaynağın enerji spektrumu, 61.49 keV-1378 keV enerji aralığında ¹⁹²Ir'nin yaydığı hem gamaları hem de X-ışınlarını içerecek şekilde seçilmiştir.^[11] Bu spektrumda en muhtemel enerji 316.51 keV olup yayınlanma sıklığı %82.86'dır. ¹⁹²Ir'un spektrumunun beta kısmı bu çalışmada ihmal edilmiş ve radyasyon taşınımı için sadece fotonlar ele alınmıştır. Simülasyonlarda fotonlar için 10 keV'lik bir kesme enerjisi kullanılmıştır. Simülasyonlarda kullanılan tüm dedektörlerin (toplamda 51x51 adet) hacimleri içerisinde soğurulan enerji MCNP'nin doz bırakımını MeV/g cinsinden kaydeden F6 tally'si ile hesaplanmıştır. Tek telli, iki telli ve üç telli olmak üzere üç farklı simülasyon için 100 milyon parçacık öyküsü çalıştırılmıştır. Yaklaşık 800 CPU-dakikası süren her bir simülasyon sonucunda dedektör sonuçlarının %2'den daha düşük bağıl hata içerdiği görülmüştür. TPS ve MC ile hesaplatılan doz değerlerini kıyaslayabilmek için izodoz eğrileri süperpoze edilmiştir.

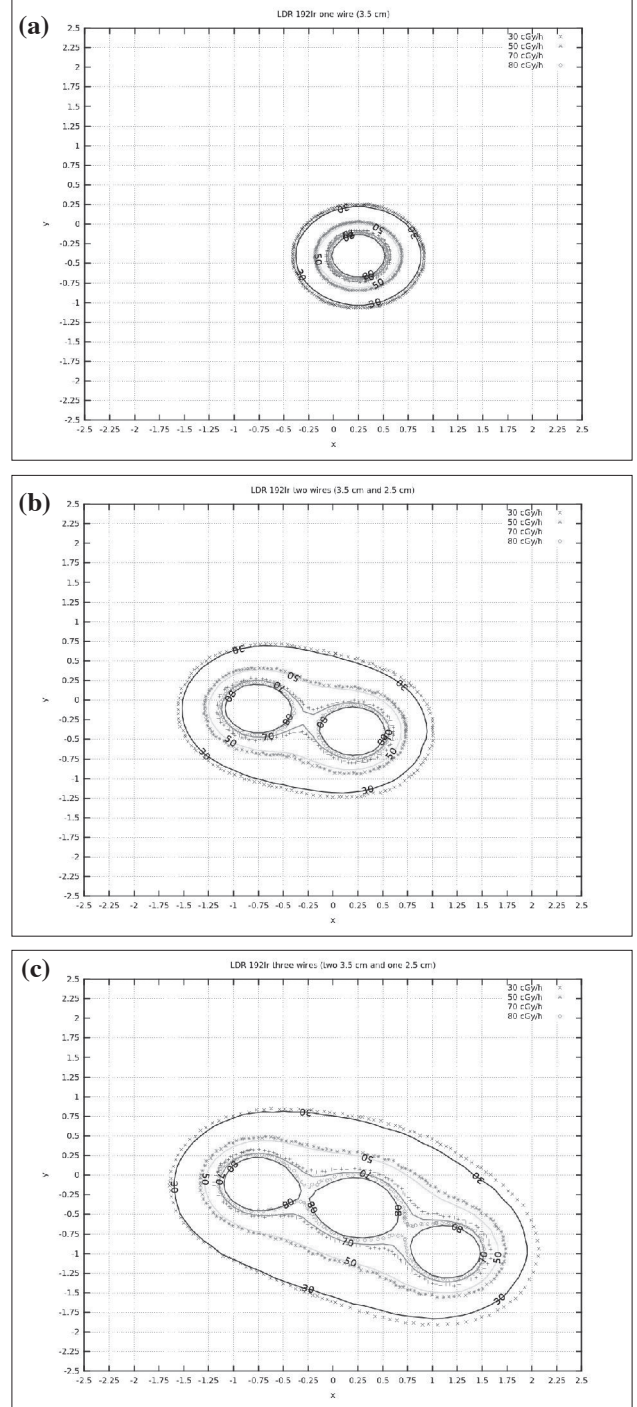
BULGULAR

Tek, iki ve üç tel LDR brakiterapî uygulaması için MC ile hesaplanan doz dağılımlarının iki ve üç boyutlu görünümü Şekil 3'te gösterildiği gibidir. Tüm uygulamalar için MC ile elde edilen



Şekil 3. (a) Tek, (b) iki ve (c) üç tel uygulamasında MC ile hesaplanan doz dağılımları.

iki boyutlu doz dağılımlarının CMS XiO ile elde edilen doz dağılımlarıyla superpoze görünümünü ise Şekil 4'de gösterilmiştir. Görüldüğü gibi, MCNP ve TPS ile hesaplanan izodozların genişlikleri ara-



Şekil 4. (a) Tek, (b) iki ve (c) üç tel uygulamasının MC ile hesaplanan doz dağılımlarının CMS XiO TPS ile karşılaştırılması. Düz eğriler MC'den elde edilen, noktalar eğriler TPS'den elde edilen izodozları göstermektedir.

Tablo 1

Tek, iki ve üç tel uygulamasında MCNP ve XiO TPS ile elde edilen nokta doz değerlerinin kıyaslanması

	x	y	z	MCNP			TPS	% fark (cGy/h)	
				MeV/g/p	RE (%)	(cGy/h)/ (mCi/cm)	(cGy/h)		
1 tel	-0.26	-0.23	0	1.14E-03	0.4	19.586	36.039	38.7	-7.4
2 tel	-0.26	-0.23	0	1.30E-03	0.4	38.399	70.654	72.9	-3.2
3 tel	0.79	-0.72	0	8.98E-04	0.5	41.916	77.126	81.7	-5.9

sında küçük bir fark olup, ortalama fark değerleri, düşük izodoz değerleri için tek tel uygulamasında 0.3 mm, iki tel uygulamasında 0.4 mm, üç tel uygulamasında ise 0.65 mm olarak ölçülmüştür. Bu değerler yüksek izodoz hatları için, sırasıyla, 0.27 mm, 0.4 mm ve 0.5 mm olarak bulunmuştur. MC ile hesaplanan izodoz eğrileri TPS'de hesaplatılan izodoz eğrilerine kıyasla, ölçülen fark mesafeleri kadar daha dar elde edilmiştir.

Her üç uygulama için nokta dozların, TPS ve MCNP hesaplama yöntemleriyle elde edilen değerleri Tablo 1'de verilmiştir. Nokta doz değerleri arasında yapılan kıyaslamada da aynı davranışa rastlanmakta olup, XiO TPS ile MCNP arasında en fazla, tek telli uygulama için en -%7.4, iki telli uygulama için -%3.2 ve üç telli uygulama için -%5.9 fark görülmüştür.

TARTIŞMA

Yakın mesafe radyasyon tedavisi olan brakiterapide, aktif kaynak hedef hacminin içine veya yakınına, sağlıklı doku komşuluğunda olacak şekilde yerleştirildiğinden, kaynak çevresindeki doz dağılımının doğruluğu, hedef hacim ve sağlıklı organ dozu açısından oldukça önem taşımaktadır. LDR interstisyel brakiterapide mCi mertebesinde aktiviteye sahip kaynaklar kullanıldığından, kaynak çevresinde çok yüksek doz gradyenti oluşur. Bu açıdan çevre doz dağılımının doğruluğunun belirlenmesi oldukça zor, ama gereklidir.

Çalışmamızda farklı geometrilere sahip üç LDR interstisyel ¹⁹²Ir tel kaynak uygulaması için kaynak çevresindeki absolut doz dağılımı, CMS XiO TPS

ve MCNP MC hesaplama yöntemi ile hesaplanıp, elde edilen değerlerin kıyaslaması yapılmıştır. Tek tel uygulaması için TPS ve MCNP ile hesaplanan izodoz eğrilerinin genişlikleri arasında düşük ve yüksek izodoz eğrileri için sırasıyla 0.3 mm ve 0.27 mm fark bulunmuştur. İki tel uygulaması için farkların, sırasıyla 0.4 mm ve 0.4 mm, üç tel için farkların sırasıyla 0.65 mm ve 0.5 mm şeklinde olduğu görülmüştür. Literatürde ¹⁹²Ir tel kaynak çevresindeki izodoz dağılımlarının farklı hesaplama yöntemleriyle incelenmesine rastlanılmamış olmakla birlikte, tel çevresindeki nokta dozları dozimetrik ölçüm, MC ve TPS hesaplama yöntemleriyle inceleyen aşağıdaki çalışmalar mevcuttur.

MC hesaplama yöntemi kullanılarak, farklı yarıçap ve boylara sahip ¹⁹²Ir tel kaynaklarının doz rate dağılımları Calatayud ve ark.^[6] tarafından elde edilmiştir. Çalışmada 0.5 ve 0.6 mm yarıçaplarına sahip, 1 ve 5 cm boylarında ¹⁹²Ir tellerinin absolut doz hızı değerleri kaynak merkezinden transvers düzlemdeki belirli mesafelerde GEANT MC yazılımı kullanılarak hesaplanmıştır. 0.5 mm yarıçaplı her iki uzunluktaki tel için doz hızı değerleri Dutreix'in^[1] değerleriyle %1 uyum içinde bulunmuştur. 0.5 ve 0.6 mm yarıçaplı, 1 ve 5 cm'lik ¹⁹²Ir telleri için doz hızı tabloları MCNP ile elde edilmiş olup, bu tabloların tedavi planlama sisteminin hesaplama sonuçlarının doğrulanmasında veya doğrudan TPS'ye girilmesi gereken bilgiler olarak kullanılabilmesi öngörülmüştür. Çalışmamızda hesaplatılan doz değerlerinin tümü kaynak merkezinden 1 mm'den daha uzakta olup elde edilen sonuçlar literatürle uyumlu çıkmıştır.^[6]

Ballester ve ark.^[12] tarafından MC hesaplama yöntemiyle 0.3 mm çaplı, 1 ve 5 cm uzunluğundaki ¹⁹²Ir tellerinin absolut doz hızı değerleri hesaplanmıştır. Çalışmada GEANT MC koduyla elde edilen absolut doz değerleri Dutreix'in^[1] hesaplama ve Gillin^[13] adlı çalışmacının ölçüm değerleriyle karşılaştırılmıştır. Her iki tel için MC ve Dutreix sonuçları %1.5 uyum içinde olmasına rağmen, tel merkezine 1 cm'den daha küçük mesafelerle elde edilen MC sonuçlarının Gillin'in ölçüm sonuçlarından sapma gösterdiği fark edilmiştir. Yakın mesafelerdeki bu farkın ölçüm şartları ve kullanılan dozimetrenin hata payından kaynaklandığı düşünülmüştür. Çalışmacılar aynı zamanda GEANT sonuçlarını Sievert integral metodunu kullanarak hesaplama yapan ModuLex (MODULEX RTP. Release 2.75, Computerized Medical Systems, USA) TPS sonuçları ile karşılaştırmışlardır. Kaynak kapsül yüzeyi boyunca ve kaynağa yakın mesafeler hariç, TPS ve MC sonuçlarının uyum içinde olduğu görülmüştür. İnterstiyel LDR brakiterapide kullanılan ¹⁹²Ir telleri istenilen boyutlarda kesilip, farklı implant geometrilerinde kullanıldığından telin düz olmadığı durumlarda TPS'lerde rekonstrüksiyon işleminin doğruluğu önemlidir. Tedavi planlama sistemleri genellikle bu problemi indirgenmiş koordinatlar yöntemi ve tüm tel boyları için birim tabloların kullanımıyla çözerler. Bu yöntem, koordinatları aktif kaynak uzunluğunun katları olarak ele alır.^[12] Bizim çalışmamızda, her iki hesaplama yöntemiyle (MC ve TPS) elde edilen absolut doz eğrilerinin genişlik farkının tel sayısı ile yani uygulamanın karmaşıklığıyla orantılı olarak arttığı ve bu farkın düşük absolut izodoz eğrileri için daha fazla olduğu görülmüştür. Bu durum Ballester ve ark. tarafından değinilen TPS'in farklı geometrideki kaynaklar için tercih ettiği indirgenmiş koordinat yöntemine atfedilebilir.^[12]

Cheung ve ark.,^[5] çalışmalarında 0.3 mm çaplı aktif çekirdeği %82 Pt, %18 Ir karışımı olan ¹⁹²Ir tel kaynağın çevresindeki absolut dozu EGS4 MC koduyla hesaplayıp, bu değerleri GE Target II TPS sonuçlarıyla karşılaştırmışlardır. Kaynak yüzeyinden 1 mm ve daha uzak mesafelerde sonuçların uyumlu olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda kaynak merkezinden 1 mm'den daha

uzak noktalardaki doz karşılaştırılması yapılmış olup, MC ve TPS sonuçları literatürle uyumlu bulunmuştur.

Nokta doz değerlerinin karşılaştırılmasına bakıldığında her üç uygulama için hesaplama yöntemleri arasındaki fark, brakiterapi gibi hızlı doz gradyentine sahip bir tedavi uygulaması için uygun bulunmuştur.

Sonuç olarak, bu çalışmada elde edilen TPS sonuçlarının MC değerleriyle iyi bir uyum sergilemesi, MC hesaplama yönteminin LDR interstiyel brakiterapide tedavi planlama aşamasında verifikasyon amaçlı uygun bir alternatif hesaplama yöntemi olduğunu göstermektedir.

KAYNAKLAR

1. Dutreix A, Marinello G. Source localization and dose calculation methods. In *Modern Brachytherapy*. NY, Masson; 1987. p. 17-24.
2. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *American Association of Physicists in Medicine. Med Phys* 1995;22(2):209-34.
3. van der Laarse R, Granero D, Pérez-Calatayud J, Meigooni AS, Ballester F. Dosimetric characterization of Ir-192 LDR elongated sources. *Med Phys* 2008;35(3):1154-61.
4. Karaiskos P, Papagiannis P, Angelopoulos A, Sakelliou L, Baltas D, Sandilos P, et al. Dosimetry of ¹⁹²Ir wires for LDR interstitial brachytherapy following the AAPM TG-43 dosimetric formalism. *Med Phys* 2001;28(2):156-66.
5. Cheung YC, Yu PK, Young EC, Chan CL, Ng MF, Tang F. The dose distribution close to an ¹⁹²Ir wire source: EGS4 Monte Carlo calculations. *Phys Med Biol* 1997;42(2):401-6.
6. Calatayud JP, Lliso F, Carmona V, Ballester F, Hernandez C. MC calculation of dose rate distributions around 0.5 and 0.6 mm in diameter ¹⁹²Ir wire. *Med Phys* 1999;26(3):395-401.
7. Papagiannis P, Angelopoulos A, Pantelis E, Sakelliou L, Baltas D, Karaiskos P, et al. Dosimetry comparison of ¹⁹²Ir sources. *Med Phys* 2002;29(10):2239-46.
8. Ghiassi-Nejad M, Jafarizadeh M, Ahmadian-Pour MR, Ghahramani AR. Dosimetric characteristics of ¹⁹²Ir sources used in interstitial brachytherapy. *Appl Radiat Isot* 2001;55(2):189-95.

9. Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys Med Biol* 1991;36(7):861-920.
10. Briesmeister JF. MCNP-A general MC N-particle transportcode, Version 4B. Los Alamos National Laboratory Report LA-12625-M; 1997.
11. Shirley VS. Nuclear data sheets for A=192. *Nuclear Data Sheets* 1991;64(1):205-322.
12. Ballester F, Hernández C, Pérez-Calatayud J, Lliso F. Monte Carlo calculation of dose rate distributions around ¹⁹²Ir wires. *Med Phys* 1997;24(8):1221-8.
13. Gillin MT, Lopez F, Kline RW, Grimm DF, Niroomand-Rad A. Comparison of measured and calculated dose distributions around an iridium-192 wire. *Med Phys* 1988;15(6):915-8.