

# Bir medikal lineer hızlandırıcıda sanal elektron enerjilerinin dozimetrisi

Virtual electron energies dosimetry of a medical linear accelerator

Murat OKUTAN,<sup>1</sup> Aydın ÇAKIR,<sup>1</sup> Bayram DEMİR,<sup>2</sup> Hatice BİLGE,<sup>1</sup> Baki AKKUŞ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, Sağlık Fiziği Bilim Dalı, İstanbul;*

<sup>2</sup>*İ.Ü. Fen Fakültesi, Fizik Anabilim Dalı, İstanbul*

## AMAÇ

Çalışmamızda, tedavi planlama sisteminde elde ettiğimiz sanal elektron enerjilerinin dozimetrik verilerini, lineer hızlandırıcı cihazdan elde ettiğimiz sanal enerjilerin dozimetrik değerleri ile karşılaştırmayı amaçladık.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Katı su fantomuna dik yerleştirilen aynı GafChromic EBT filmler iki farklı elektron enerjide ışınlandı. Bu oluşan sanal enerjilerin dozimetrisi PTW Mephysto mc<sup>2</sup> verisoft yazılım programı ile değerlendirildi.

## BULGULAR

Tedavi planlama bilgisayarıyla bu enerjilerin dozimetrik verileri karşılaştırıldığında değerlerin birbirleriyle uyumlu olduğu tespit edildi.

## SONUÇ

Sonuç olarak, bu sanal enerjilerin, dozimetrisinin yapıldıktan sonra tedavi planlamasında kullanılmasını önermekteyiz.

**Anahtar sözcükler:** Dozimetri; lineer hızlandırıcı; sanal elektron enerjisi.

## OBJECTIVES

The aim of this study was to compare dosimetric characteristics of the virtual energies determined by the film dosimetry and treatment planning computer.

## METHODS

GafChromic EBT films is placed perpendicular to solid water phantom irradiated with two different electron energies. Dosimetry of virtual energies were evaluated by PTW Mephysto mc<sup>2</sup> Verisoft software program.

## RESULTS

The comparison of treatment planning computer and dosimetric data of the virtual energies showed that they were compatible with each other.

## CONCLUSION

In conclusion; it is recommended that one should use the virtual energies after the determination of the dosimetric characteristics.

**Key words:** Dosimerty; linear accelerator; virtual electron energy.

Yüksek enerjili elektronlar radyoterapide 1950'lerden beri kullanılmaktadır. Radyoterapide elektron ışınları yüzeyden 5 cm derinliğe kadar olan tümörlerin tedavisinde ve foton ışınlarıyla tedavide ilave tedavi olarak kullanılmaktadır. Tedavi amaçlı kullanılan elektron enerjileri 4-20 MeV'dir. Elektron ışınlarının radyoterapide kullanılmasının

en önemli nedeni, derin doz eğrilerinin şekli ve yüksek yüzey dozudur.<sup>[1-3]</sup> Yüksek enerjilerde bu eğri, ilk milimetrelerde geniş bir plato çizer ve bunu ani bir düşüşle Bremssshlung kuyruğu izler. Düşük enerjilerde bu özellik, ışınlanacak hacim arkasında uzanan sağlıklı dokuların korunmasına olanak sağlar.<sup>[4,5]</sup> Elektron ışınlarında ışının enerji depolama-

İletişim (Correspondence): Dr. Murat OKUTAN. İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, Sağlık Fiziği Bilim Dalı, İstanbul, Turkey.

Tel: +90 - 212 - 414 24 34 e-posta (e-mail): muratokutan@yahoo.com

© 2013 Onkoloji Derneği - © 2013 Association of Oncology.

sı, huzmenin dokuya girmesiyle birlikte başlar ve yüksek yüzey dozları oluşur. Build-up bölgesi, sadece elektronların derinlikle artışından değil, aynı zamanda doku içine nüfuz ederken saçılmaya bağlı doğrultularda meydana gelen değişikliklerden de oluşur.<sup>[6-8]</sup>

Elektron ışınlarıyla oluşan dozun, saçılan elektronlardan kaynaklandığı ve bu saçılmaların büyük ölçüde kolimatör dizaynına bağlı olduğu bilinmektedir. Aynı nominal enerjilerde çalışan farklı elektron kolimasyon sistemine sahip makinelerde bile yüzde derin doz ve doz verimi parametreleri gibi dozimetrik parametreler belirgin ölçüde farklı olabilmektedir. Bu nedenle, klinikte kullanılan cihazlar aynı nominal enerjiye sahip olsalar bile, dozimetri parametrelerinin her cihaz için ayrı ayrı ölçülmesi ve tedavi planlama sistemi ile test edilmesi gerekmektedir.<sup>[9-11]</sup>

Öte yandan bazı durumlarda, tedavi planlaması yapılırken lineer hızlandırıcıda bulunan elektron enerjilerinden yalnız birini kullanmak, hedef hacmi homojen bir şekilde ışınlamak için yeterli olmayabilir. Bu durumda, farklı katkı oranları ile aynı hedefe yönelik iki farklı elektron enerjisi kullanılabilir. Böylece, lineer hızlandırıcıda gerçekte olmayan yeni bir sanal elektron enerjisi oluşur. Tedavi planlama sisteminde oluşturulan bu sanal enerjinin kullanılabilmesi için lineer hızlandırıcılarda bu enerjilerin dozimetrik özelliklerinin tespit edilmesi ve tedavi planlama verileri ile karşılaştırılarak doğruluğundan emin olunması gerekmektedir. Bu çalışmada, merkezimizde bulunan tedavi planlama sisteminde elde ettiğimiz sanal elektron enerjilerinin dozimetrik verilerini, Siemens Oncor lineer hızlandırıcı cihazında elde ettiğimiz sanal enerjilerin dozimetrik değerleri ile karşılaştırdık.

## GEREÇ VE YÖNTEM

### Siemes Oncor Lineer Hızlandırıcı

Siemens Oncor Lineer Hızlandırıcısı 6 ve 18 MV foton enerjilerine ve 6, 7, 9, 12, 15, 18 MeV elektron enerjilerine sahip bir hızlandırıcıdır. Cihaz çok yapraklı kolimatör sistemine sahiptir. Çoklu yapraklar, alt kolimatörüne (X-Jaw) yerleştirilmiş ve 82 adettir. Yaprak genişliği izomerkezde 1 cm'dir. Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket

edebilen Y kolimatöründen (Y Jaw) oluşmuştur. SSD=100 cm<sup>2</sup> de foton ışınları için cihazın sağlayabildiği en büyük alan boyutu 40x40 cm<sup>2</sup>'dir. Cihaz durağan dalga hızlandırıcı, 270'lik eğici magnet ve çift saçıcı filtre kullanır. Elektron ışını uygulamalarında, Ø=5x5 cm<sup>2</sup>, 10x10 cm<sup>2</sup>, 15x15 cm<sup>2</sup>, 20x20 cm<sup>2</sup> ve 25x25 cm<sup>2</sup>'lik standart alanlı konüsler kullanılır.

### Tedavi Planlama Sistemi

CMS-XiO (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) planlama sistemi iki boyutlu, üç boyutlu, IMRT ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir tedavi planlama sistemidir. Faktör tabanlı ve kernel tabanlı algoritmaları içermektedir. Faktör tabanlı olan Clarkson ve Kernel tabanlı olan hızlı Fourier dönüşümü (fast Fourier transform, FFT), superposition, FFT convolution algoritmalarını foton doz hesaplamalarında, 3-D pencil beam algoritmasını ise elektron demetlerinin doz hesaplamasında kullanmaktadır. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte, organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır

### ISP marka GAFCHROMIC® EBT Model Film

ISP (International Speciality Products) tarafından ilk defa 2004 yılında üretilmiştir. Kullanımı gayet kolay olan GAFCHROMIC® film, ışınlandıktan sonra ekstra bir işlem gerektirmez. Film gün ışığından etkilenmez ve istenilen boyutta kesilebilir. Doku eşdeğeridir. Işınlamadan iki saat sonra dozimetrik değerlendirme yapılabilir. Banyo gereksinimi göstermemesi film dozimetrisindeki belirsizliklerden birini elimine eder. Radyoterapi ve radyoloji cihazlarının kalite kontrol ölçümlerinde ve dozimetrik ölçümlerde rahatlıkla kullanılabilir. GAFCHROMIC® EBT film YART'ta (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) da doz cevap aralığının geniş olması nedeniyle tercih edilir. Hassasiyeti 1 cGy ile 800 cGy doz aralığındadır. 70°C sıcaklığa dayanıklıdır. GAFCHROMIC® EBT film ince katmanlara ayrılmış, birbirine yapışık iki aktif tabakadan meydana gelmektedir. Film dış etkenlerden koruma sağlayan, alt ve üst kısmından 97 mikronluk polyesterle sarılı olup polyester tabakaların

arasında yine alttan ve üstten 17 mikronluk aktif tabaka bulunmaktadır. Aktif tabakaların arasında ise 6 mikron kalınlığında yüzey tabakası (surface layer) mevcuttur. Polyester maddesinden oluşan dış tabaka filmi suya dayanıklı hale getirir. GAFCHROMIC® EBT filmin soğurganlık spektrumu 636 nm'de en yüksek noktaya ulaştığı için, film kırmızı ışıkla maksimum hassasiyete ulaşır.

### **RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom**

RW-3 katı su fantomu (PTW, Freiburg, Germany), yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistirenden yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm<sup>3</sup>, elektron yoğunluğu 3.43x10<sup>23</sup> e/cm<sup>3</sup> (su: 3.343x10<sup>23</sup> e/cm<sup>3</sup>) olan bir fantom materyalidir. Co-60'dan 20 MV foton ile 4 MeV'den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Boyutları 40 cm x 40 cm'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan ibarettir.

### **EPSON Expression 10000XL**

#### **Film Tarayıcı Tarayıcı**

GAFCHROMIC® EBT film taramasında kullanılan Epson (Long Beach, CA, USA) tarayıcı 656x458x158 mm boyutlarına sahiptir. Tarayıcı 2400 dpi rezolüsyonunda 3.8 DMax yüksek optik yoğunluğundadır. Kullanımı gayet kolay ve sessizdir. Işık kaynağı Xenon gaz floresan lambadır. Çalışma sıcaklığı 5°C ile 35°C, saklama sıcaklığı -25°C ile 60°C aralığındadır. Çalışma nem aralığı %10-%80 arasında olup saklama nem aralığı %10-%85 arasındadır. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800 dpi x 12800 dpi; renk derinliği, 48 bit'tir.

### **Sanal Enerji Ölçüm Düzenegi**

Sanal elektron enerjisi dozimetrisine geçilmeden önce Oncor lineer hızlandırıcı cihazına su fantomu kurularak her bir nominal elektron enerjisinin dozimetrik değerleri tedavi planlama bilgisayarına ilk yüklenen dozimetrik değerlerine göre ayarlandı. Bu işlemle EBT GafChromic film ışınlamalarında ortaya çıkacak deneysel hataların minimize edilmesi amaçlandı. Zira bu çalışmada, tedavi planlamada bilgisayarında mevcut farklı iki nominal elektron enerjisi farklı oranlarda kombine edilerek yeni bir elektron enerjisi oluşturulmuş ve

bu aynı durum EBT GafChromic film kullanılarak lineer hızlandırıcıda tekrarlanmıştır.

Sanal elektron enerjileri iki farklı nominal enerji ve üç farklı oranlarda kombine edilerek oluşturuldu. Aynı kombinasyonlar hem Tedavi Planlama Sistemi hemde Linak için kullanıldı.

Bu oran ve enerjiler aşağıdaki gibidir.

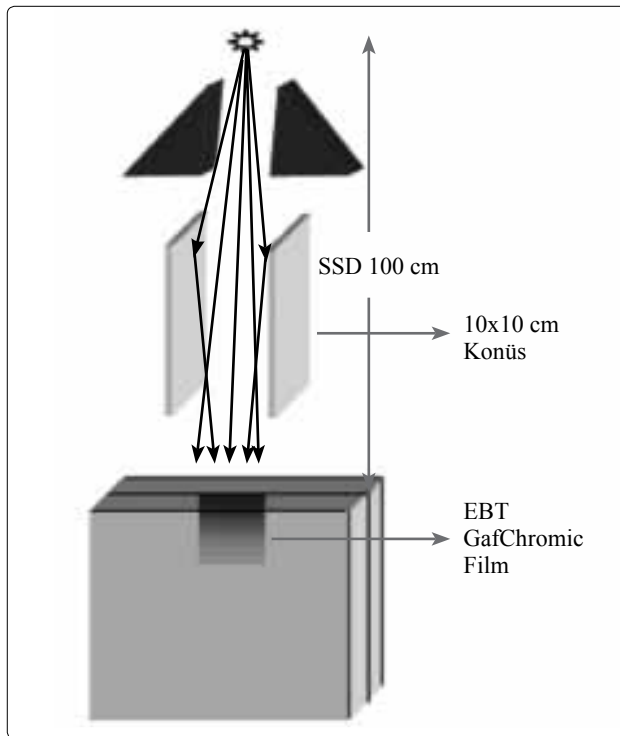
- 1) A) 6 MeV (%30)+9 MeV (%70)  
B) 6 MeV (%50)+9 MeV (%50)  
C) 6 MeV (%70)+9 MeV (%30)
- 2) A) 7 MeV (%30)+12 MeV (%70)  
B) 7 MeV (%50)+12 MeV (%50)  
C) 7 MeV (%70)+12 MeV (%30)
- 3) A) 9 MeV (%30)+15 MeV (%70)  
B) 9 MeV (%50)+15 MeV (%50)  
C) 9 MeV (%70)+15 MeV (%30)
- 4) A) 12 MeV (%30)+18 MeV (%70)  
B) 12 MeV (%50)+18 MeV (%50)  
C) 12 MeV (%70)+18 MeV (%30)

Çalışmada kullanılacak EBT filmlerin Kalibrasyon işlemi için Gafchromic EBT2 Film, 2x2 cm<sup>2</sup>'lik alan boyutlarında kesilen filmler, yön bağımlılığından dolayı, tarayıcıya yerleştirirken aynı yönde olmalarını sağlamak amacıyla işaretlendi ve bir film background için ayrıldı. Gafchromic filmler RW3 katı su fantomunda 6 MV kullanılarak, 10x10 cm<sup>2</sup> açılan alanların merkezine d=1.5 cm, SSD=98.5 cm olacak şekilde yerleştirildi. Filmler sırasıyla 10, 20, 30, 40, 50, 75, 100, 125, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 500, 600, 800 MU'larla, G=0° konumunda ışınlandı. Işınlanan filmler kararmanın doyuma ulaşması için ışınlama işleminden sonra bir gün bekletildi. Bekletilen filmler Epson 10000XL flatbed film tarayıcısında ışınlanma yönleriyle aynı olacak şekilde yerleştirilip, 48 bit renkli ve 150 dpi tarayıcı özellikleri seçilerek tarandı. Kalibrasyon eğrisi oluşturmak için filmin optik geçirgenliği PTW Mephysto mc<sup>2</sup> Film Cal programında elde edildi. Okunan film geçirgenliği background etkisi için ayrılmış filmin geçirgenliğinden çıkarılarak net geçirgenlikler piksel cinsinden bulundu. Piksel

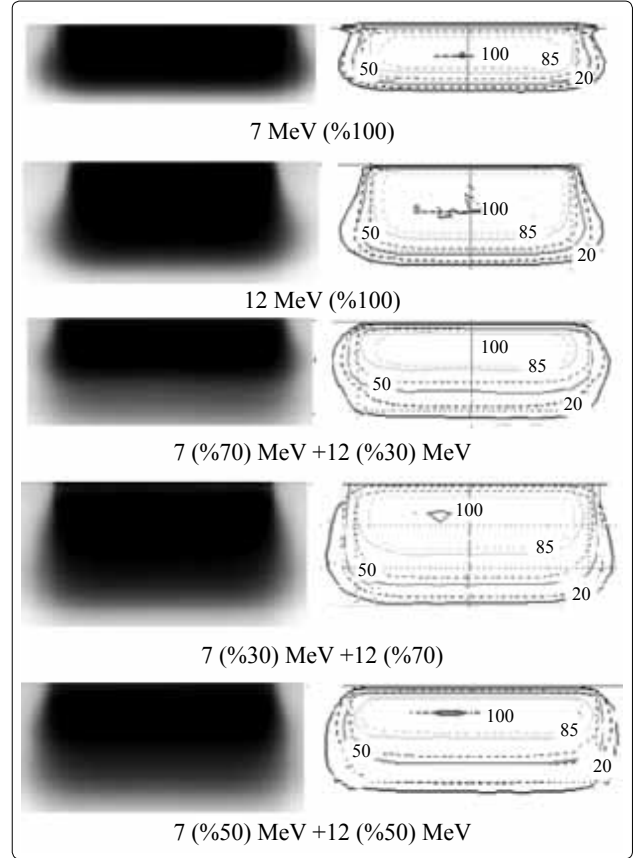
değerleri ile verilen dozlar arasında bir kalibrasyon eğrisi çizildi. Bu eğri, okunan piksel değerlerini doza çevirmek için kullanıldı. EBT filmlerin enerji bağımlılığı olmamasından dolayı kalibrasyon eğrisi tek bir enerji için yapıldı.

Deney düzeneğinde, EBT GafChromic Filmlerin ışınlanması için RW-3 katı su fantomu kullanıldı. Şekil 1’de görüldüğü gibi 1 cm kalınlığındaki RW-3 katı su fantomlar birbirlerine tutturularak yer düzlemine dik pozisyonda tedavi masası üzerine yerleştirildiler. A4 boyutundaki EBT GafChromic filmler yarısından düz bir şekilde makas yardımıyla ikiye kesildiler. Kesilen bu filmler tedavi masası üzerine dik yerleştirilmiş katı su fantomu plakaları arasına geniş kısmı yukarı ve kenarı fantomun yüzeyini aşmayacak şekilde yerleştirildiler.

EBT GafChromic filmler belirlenen enerjiler ve oranlarla sadece 10x10 cm<sup>2</sup> alanda ışınlandı. Işınlamalar her iki nominal enerjinin yüzde katkı oranları dikkate alınarak toplam doz 400 cGy olacak şekilde yapıldı. Böylece filmler üzerinde optimum kararın temin edilmiş oldu. Işınlanan filmlere örnek olmak üzere Şekil 2’de 7 MeV ve 12 MeV’in



Şekil 1. EBT GafChromic film ve RW-3 Katı su fantomu ile lineer hızlandırıcıda sanal elektron enerjisi ölçüm düzeneği.



Şekil 2. 7 ve 12 MeV ile LINAK'ta çeşitli oranlarda ışınlanmış EBT GafChromic film örnekleri. Bu filmlerden ve TPS'den elde edilmiş izodozlar. (Kesik çizgiler TPS, düz çizgiler LINAK).

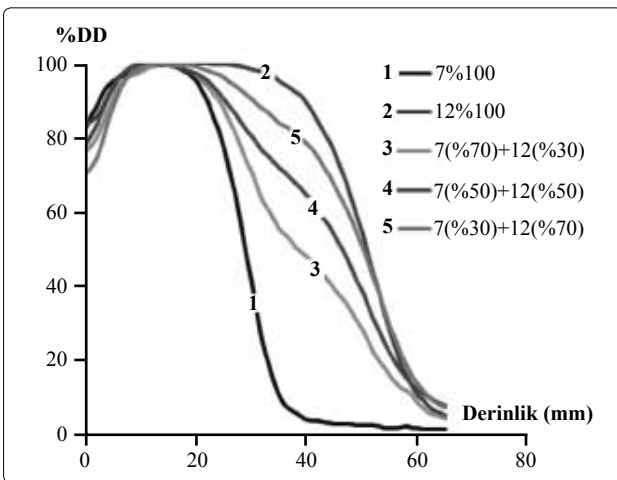
filmleri ve bu filmlerden oluşturulan izodozlar verilmiştir. Işınlanan EBT GafChromic filmler karanlık ve nemsiz odada muhafaza edildiler. Işınlanan EBT filmler EPSON 1000X film okuyucuda kararmanın doyuma ulaşmasını sağlamak için 24 saat sonra değerlendirildiler. PTW (Freiburg, Germany) Mephysto mc<sup>2</sup> verisoft yazılım programı kullanılarak her ışınlanan film için merkezi eksen derin doz dağılımları elde edildi. Bu eğrilere örnek olarak 7 MeV ve 12 MeV için Linaktan elde edilmiş yüzde derin doz eğrileri Şekil 3’de verilmiştir. Çalışmada ışınlanan tüm filmlere nümerik analiz yapıldı. Bu analiz sonucu ışınlanan her filmin E(Enerji), E<sub>0</sub> (Nominal Enerji), R<sub>100</sub> (Maksimum doz noktası derinliği), R<sub>85</sub> (%85 izodozun geçtiği derinlik), R<sub>50</sub> (%50 izodozun geçtiği derinlik) değerleri IAEA-TRS 277 e<sup>[10]</sup> göre belirlendi. TPS de oluşturulan ve LINAK’tan EBT filmler aracılığı ile elde edilen

derin doz parametreleri Tablo 1’de verilmiştir.

### TARTIŞMA

Medikal lineer hızlandırıcılar teknik yapıları gereği sınırlı sayıda elektron enerjisi üretebilirler. Her bir elektron enerjisinin ışın özellikleri kendine özgüdür. Lineer hızlandırıcıda tedaviye başlanılmadan önce bu elektron ışınlarının dozimetrik verileri tespit edilerek tedavi planlama bilgisayarlarına yüklenir. Kirby ve ark.<sup>[11]</sup> 70 farklı elektron lineer hızlandırıcısının derin doz parametrelerini incelemişler ve aynı nominal enerjiye sahip olsalar bile farklı makinelerin dikkat çekici şekilde farklı derin doz parametrelerine sahip olduklarını belirtmişlerdir. Tedavi cihazlarının teknik yapıları birbirlerine göre farklılar gösterebilmektedir. Bu nedenle farklı cihazların aynı nominal enerjili elektron ışınları tedavi planlama bilgisayarında değerlendirilmeden kullanılmamalıdır.

Elektron ışınlarının derin doz karakteristikleri yüzeysel tümörlerin ışınlanması için idealdir. Ancak tümör yüzeyden başlayıp derine doğru uzadıkça tek elektron enerjisi ile homojen bir ışınlama yapmak mümkün olmayabilir. Bunun nedeni, böyle bir durumda referans izodoz genişliğinin (elektronlar için genellikle %80-%90 hatları) tümörü tam olarak kapsayamamasıdır. Böyle hallerde referans izodoz hattının genişletilmesi gerekmektedir. Bir üst enerjiye geçmek bir çözüm olsa da istenileni tam



Şekil 3. 7 ve 12 MeV elektron enerjilerinin farklı kombinasyonları ve oranları için EBT film kullanarak LİNAK'dan elde edilmiş %DD eğrileri.

olarak karşılamamaktadır. Zira tümör arkasındaki sağlıklı dokunun korunması gerekmektedir. Bu çalışmada konu edilen farklı elektron enerjilerinin farklı miktarlarda kombinasyonu klinikte sıklıkla karşılaşılan bir durumdur. Bu uygulama hem referans hattını genişletmekte hem de tümör arkasındaki sağlıklı dokuyu koruma olanağı vermektedir. Öte yandan yüksek enerjili elektronların katkısıyla yüzey dozunun artırılması da sağlanabilmektedir. Bu uygulama özellikle meme ışınlamalarında Mamma Internia (MI) bölgesinin ışınlanması için tercih edilen bir yöntemdir. Bu şekilde düşük enerjili elektronların katkısı ile yüzeye yakın bölgelerin referans izodoz hattı yüzeye doğru genişletilirken, yüksek enerjinin katkısı ile de referans hat derine doğru genişlemektedir. Bu durum Şekil 2 ve Şekil 3’de açıkça görülmektedir. Bu işlem seçilen iki elektronun enerjileri arasındaki farklılıklara ve katkı oranlarına göre istenilen miktarlarda ayarlanabilir.

Farklı iki enerjinin kombinasyonu yöntemi, kullanılan iki nominal enerjinin dozimetrik değerlerinden farklı dozimetrik değerler yaratmaktadır ve yüzde derin doz eğrileri de nominal enerjilerin derin doz eğrilerinde önemli şekilde farklılık göstermektedir (Şekil 3). Tablo 1 incelendiğinde ise, sanal enerjinin değerlerinin beklenildiği gibi kombinasyonu yapılan her iki nominal enerjinin değerleri arasında oluştuğu görülmektedir. Katkı oranına göre de dozimetrik değerler ya yüksek enerjili elektronların değerlerine yada düşük enerjinin değerlerine yaklaşmaktadır. Tedavide hangi kombinasyonun kullanılacağına bu oranlara bakılarak karar verilebilir. Ancak toplam izodoz dağılımı TPS’den incelenerek tümörü tam olarak kapsayan doğru kombinasyon seçilmelidir.

Bu yöntemin kullanılmasından önce Tedavi Planlama Bilgisayarı’nın kontrolünün yapılması tedavinin güvenirliliği açısından önemlidir. Öte yandan elektron ışınları hızlandırıcısının kolimatör sisteminde kolayca saçılmalara maruz kalabilmektedir ve değerler kolayca değişebilmektedir. Zira Tablo 1 incelendiğinde bütün sanal enerjilerin dozimetrik değerlerin nominal enerji değerlerinden önemli derecede farklılıklar gösterdiği görülmektedir. Yeni sanal enerjiler yeni nominal enerjiler olarak kabul edilmeli ve bunların da dozimetrik kontrolleri ya-

**Tablo 1**

Elektron ışınlarının farklı enerji kombinasyonları ve yüzde oranları ile oluşturulmuş sanal elektron enerjileri için Tedavi Planlama Sistemi (TPS) ve Lineer Hızlandırıcının (LINAK) çeşitli dozimetri parametre değerleri

	6MeV (%100)		9MeV (%100)		6 MeV (%30) +		6 MeV (%50) +		6 MeV (%70) +	
	TPS	LINAK	TPS	LINAK	TPS	LINAK	TPS	LINAK	TPS	LINAK
E <sub>0</sub> (MeV)	5.6	5.8	8.6	8.8	7.8	8.2	7.1	7.7	7.1	7.4
R <sub>100</sub> (mm)	12.0	12.1	19.0	17.9	14.0	13.2	13.8	12.1	11.0	12.6
R <sub>85</sub> (mm)	18.0	18.8	28.5	29.0	22.0	22.8	20.0	20.6	18.5	20.0
R <sub>50</sub> (mm)	23.5	25.0	36.4	37.6	33.4	35.2	30.1	33.3	30.3	31.4
	7 MeV (%100)		12 MeV (%100)		7 MeV (%30) +		7 MeV (%50) +		7 MeV (%70) +	
	TPS	LINAK	TPS	LINAK	TPS	LINAK	TPS	LINAK	TPS	LINAK
E <sub>0</sub> (MeV)	6.4	6.8	11.2	11.5	11.0	11.2	9.8	10.5	8.1	8.5
R <sub>100</sub> (mm)	13.5	14.3	24.0	23.0	15.2	14.1	15.2	12.8	15.0	14.0
R <sub>85</sub> (mm)	20.0	21.9	37.5	37.6	26.1	27.3	22.8	24.9	21.5	22.1
R <sub>50</sub> (mm)	26.9	28.8	47.3	48.9	46.8	47.6	42.1	43.1	34.7	36.6
	9 MeV (%100)		15 MeV (%100)		9 MeV (%30) +		9 MeV (%50) +		9 MeV (%70) +	
	TPS	LINAK	TPS	LINAK	TPS	LINAK	TPS	LINAK	TPS	LINAK
E <sub>0</sub> (MeV)	8.4	8.8	14.7	15.0	14.3	14.8	13.3	13.5	10.7	11.4
R <sub>100</sub> (mm)	17.5	17.9	28.0	29.1	20.2	18.5	20.0	19.7	20.0	18.2
R <sub>85</sub> (mm)	27.5	29.0	47.0	48.3	32.0	35.0	31.0	31.0	29.2	30.6
R <sub>50</sub> (mm)	35.6	37.6	62.5	64.3	60.8	62.4	56.7	57.4	46.2	49.0

pımalıdır. Çalışmamızda kontrol ettiğimiz durumlar arasında TPS ve LINAK uyumunun oldukça iyi olduğu görülmüştür. Tedavi planlama sistemi sanal enerji kombinasyonları ve LINAK için E<sub>0</sub> değerleri karşılaştırıldığında ise en büyük fark 0.7 MeV ile 9-15 MeV kombinasyonunun 9 MeV (%70) -15 MeV (%30) oranlarında görülmüştür. R<sub>100</sub> değerlerinde ise bütün incelenen kombinasyonlarının uyumunun 2 mm içinde olduğu tespit edildi. R<sub>85</sub> değerlerindeki maksimum fark ise 9-15 MeV kombinasyonunda 9 MeV (%30) -15 MeV (%70) oranlarında 3 mm olarak tespit edilmiştir. R<sub>50</sub> değerlerinde ise TPS ve LINAK değerleri arasında 3 mm fark olan iki kombinasyon tespit edildi, bunlar 9-15 MeV kombinasyonunda 9 MeV (%70) -15 MeV (%30) oranı ve 6-9 MeV kombinasyonunda 6 MeV (%50) -9 MeV (%50) oranıdır.

Çalışmada TPS ve LINAK dan elde edilen izo-

dozlar da kontrol edildi. İzodozlar TPS'den ve ışınlanan EBT GafChromic filmlerden elde edildiler. İzodozlar arasındaki uyumunda oldukça iyi olduğu tespit edilmiştir. İzodozlara örnek olarak 7 ve 12 MeV izodozları Şekil 2'de verilmiştir. Bu izodozlardaki en büyük farkın %20'lik izodoz hatlarında 4 milimetre olduğu tespit edildi. Referans hatlardaki uyumun ise 2 mm içinde kaldığı tespit edildi. Benzer uyumlar burada verilmeyen diğer kombinasyonların izodoz hatlarında da tespit edilmiştir.

## SONUÇ

Bu çalışmanın sonucunda, tedavi planlama bilgisayarında tedavi planı yaparken hastada uygun doz dağılımı elde etmek için farklı enerji seviyesindeki elektron demetleri doz ağırlıkları değiştirilerek birlikte kullanılabilirliği görülmüştür. Ancak kullanılan bu farklı enerji seviyesindeki ve farklı

doz ağırlığındaki ışın demetlerinin oluşturduğu yeni sanal enerjilerin dozimetrisinin yapıldıktan ve TPS ile uyumunun kontrolü yapıldıktan sonra klinik uygulamaya geçilmesinin uygun olacağı görülmüştür.

### KAYNAKLAR

1. Khan FM. The physics of radiation therapy. Minnesota: Williams & Wilkins; [0-683-04502-4] 1994.
2. Klevenhagen SC. Physics of electron beam therapy. In: collaboration with the hospital physicists association. Bristol: Adam Hilger Ltd.; [0143-0203;13] 1985.
3. Podgorsak EB. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. IAEA: Vienna; 2005.
4. The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams. An international code of practice for dosimetry. Technical report series No.381. IAEA: Vienna; 1997.
5. Karzmark CJ. Advances in linear accelerator design for radiotherapy. Med Phys 1984;11(2):105-28. [CrossRef](#)
6. Clinical Electron-Beam Dosimetry. Report of Task Group No. 25. AAPM. Report No. 32. New York: Radiation Therapy Committee; 1991.
7. Demir B, Okutan M, Cakir A, Göksel E, Bilge H. The effect of oblique electron beams to the surface dose under the bolus. Med Dosim 2009;34(4):311-6. [CrossRef](#)
8. Ginzton EL, Nunan CS. History of microwave electron linear accelerators for radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1985;11(2):205-16. [CrossRef](#)
9. Comprehensive QA for Radiation Oncology. AAPM. Report No. 46. Report of Task Group No. 40. New York: Radiation Therapy Committee; 1994.
10. Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international code of practice for dosimetry. Technical Report Series No.277. Vienna: IAEA; 1987.
11. Kirby TH, Gastorf RJ, Hanson WF, Berkley LW, Gagnon WF, Hazle JD, et al. Electron beam central axis depth dose measurements. Med Phys 1985;12(3):357-61. [CrossRef](#)