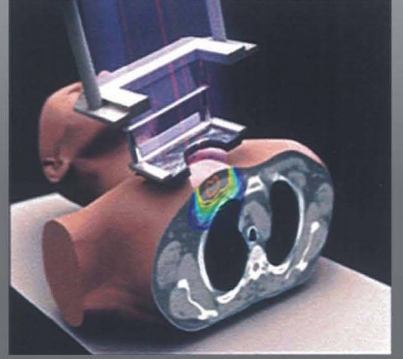


TAEK TR-2011-02



**KLİNİK LİNEER
HIZLANDIRICILARIN
SU FANTOMUNDAKİ
DOZ
DAĞILIMLARININ
MONTE CARLO
YÖNTEMİ İLE
ELDE EDİLMESİ**

TEKNİK RAPOR



TÜRKİYE ATOM ENERJİSİ KURUMU

TÜRKİYE ATOM ENERJİSİ KURUMU

TEKNİK RAPOR

**KLİNİK LİNEER HIZLANDIRICILARIN
SU FANTOMUNDAKİ DOZ DAĞILIMLARININ
MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE
ELDE EDİLMESİ**



2010

TÜRKİYE ATOM ENERJİSİ KURUMU

2690 sayılı kanun ile kurulmuş olan Türkiye Atom Enerjisi Kurumunun ana görevi; atom enerjisinin barışçıl amaçlarla ülke yararına kullanılmasında izlenecek ulusal politikanın esaslarını ve bu konudaki plan ve programları belirlemek; ülkenin bilimsel, teknik ve ekonomik kalkınmasında atom enerjisinden yararlanılmasını mümkün kılacak her türlü araştırma, geliştirme, inceleme ve çalışmayı yapmak ve yaptırmak, bu alanda yapılacak çalışmaları koordine ve teşvik etmektir.

Bu çalışma TAEK personeli tarafından gerçekleştirilmiş araştırma, geliştirme ve inceleme sonuçlarının paylaşımı amacıyla Teknik Rapor olarak hazırlanmış ve basılmıştır.



Teknik Rapor 2010/22
Türkiye Atom Enerjisi Kurumu yayınıdır.
İzin alınmaksızın çoğaltılabılır.
Referans verilerek kullanılabilir.

TÜRKİYE ATOM ENERJİSİ KURUMU

Adres : Eskişehir Yolu 9. km 06530 Ankara/Türkiye
Tel : +90 (312) 295 87 00
Fax : +90 (312) 287 87 61
Web : www.taek.gov.tr

ÖNSÖZ

Son yıllarda radyasyon ile teşhis ve tedavideki hızlı ilerleyiş beraberinde cihazların kalite kontrollerini de karmaşık hale getirmiştir. Bu nedenle tedavi cihazları, düzenli periyotlarda kalibre edilmeli ve planlama sistemleriyle uyumlu hale getirilmelidir. Cihazların kalibrasyonunda, verilen dozun kabul edilip edilmemesi için gerekli olan kabul sınırları simülasyon yöntemleri ile belirlenmektedir. Bu amaçla, yapılan çalışma, deney yapma imkanının bulunmadığı veya çok zor olduğu durumlarda doz dağılımlarının elde edilmesini sağlamaktadır.

İÇİNDEKİLER

Tablolar Dizini.....	i
Şekiller Dizini.....	iii
Yönetici Özeti.....	v
Executive Summary.....	vii
Kısaltmalar.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. YÖNTEM.....	4
2.1 γ-Işını Enerjisinin Örneklenmesi.....	4
2.2 γ-Işını Doğrultusunun Örneklenmesi.....	4
2.3 Serbest Yol Örneklemesi.....	4
2.4 Etkileşme Türünün Örneklenmesi.....	4
3. SONUÇLAR.....	5
3.1 Yüzde Derin Doz.....	5
3.2 Doz Profili.....	21
4. TARTIŞMA ve YORUM.....	40
5. KAYNAKÇA.....	42

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Siemens PRIMUS Lineer Hızlandırıcılarının Ana Yapısı.....	6
Şekil 2. Siemens Primus'ta EGS Kodu ile Monte Carlo Simülasyonunun Radyasyon İzleri.....	8
Şekil 3. Bremsstrahlung Fotonlarının Mohan Spektrumu ve Fit Fonksiyonu Dağılımı.....	10
Şekil 4. Nokta Kaynak-Su Fantomu Geometrisi.....	12
Şekil 5. Kaynaktan Yayınlanan Radyasyon Demetinin Fantom Yüzeyindeki Görüntüsü ve Kolimatör Alan Kenarları.....	13
Şekil 6. 3x3 cm ² Alanda Yüzde Derin Doz Eğrisi.....	13
Şekil 7. 5x5 cm ² Alanda Yüzde Derin Doz Eğrisi.....	15
Şekil 8. 10x10 cm ² Alanda Yüzde Derin Doz Eğrisi.....	15
Şekil 9. 20x20 cm ² Alanda Yüzde Derin Doz Eğrisi.....	15
Şekil 10. 3x3 cm ² Alanda, 10 cm Derinlikte Doz Profili.....	16
Şekil 11. 5x5 cm ² Alanda, 10 cm Derinlikte Doz Profili.....	17
Şekil 12. Farklı Gama Işın Dozlarının Uygulandığı Agria Patates Çeşidinde Ana ve Yan Dal Uzunlukları Regresyon Analizi Grafiği.....	17
Şekil 13. 10x10 cm ² Alanda, 0 cm Derinlikte Doz Profili.....	19
Şekil 14. 10x10 cm ² Alanda, 5 cm Derinlikte Doz Profili.....	19
Şekil 15. 10x10 cm ² Alanda, 10 cm Derinlikte Doz Profili.....	20
Şekil 16. 10x10 cm ² Alanda, 20 cm Derinlikte Doz Profili.....	21
Şekil 17. 20x20 cm ² Alanda, 10cm Derinlikte Doz Profili.....	29
Şekil 18. 30x30 cm ² Alanda, 10 cm Derinlikte Doz Profili.....	30

YÖNETİCİ ÖZETİ

Radyasyon terapisinde Monte Carlo hesaplamaları için çeşitli kodlar kullanılmaktadır. Bu çalışmada, sudaki doz dağılımlarında Siemens Primus klinik lineer hızlandırıcılardan (LINAC) fotonların fiziksel parametrelerinin etkileri için yeni bir Monte Carlo Simülasyon Programı (MCSP) geliştirilmiştir.

MCSP, fotonların madde ile etkileşimleri dikkate alınarak yazılmıştır. Burada iki başlıca etkileşme dikkate alınmıştır: Compton saçılması ve fotoelektrik olay. Bir nokta kaynaktan yayınlanarak su fantomu yüzeyine gelen fotonlar, bremsstrahlung ışınlarıdır. Foton takibinin yapılabilmesi için bu fotonların enerji dağılımlarının bilinmesi gerekir. Maksimum enerjisi 6 MeV (6 MV foton modu) olan bremsstrahlung fotonları dikkate alınmıştır. 6 MV foton modunda, yayınlanan fotonların enerjileri, Mohan tarafından deneysel olarak elde edilen enerji dağılımından örneklenmiştir (Mohan et al 1985). Simülasyonun doğruluğunu ve performansını incelemek için, ölçülen (deneysel) ve hesaplanan (MCSP) yüzde derin doz eğrileri ve doz profilleri, karşılaştırılmış ve birbirleriyle iyi bir uyum göstermektedir.

EXECUTIVE SUMMARY

Different codes were used for Monte Carlo calculations in radiation therapy. In this study, a new Monte Carlo Simulation Program (**MCSP**) was developed for the effects of the physical parameters of photons emitted from a Siemens Primus clinical linear accelerator (LINAC) on the dose distribution in water.

For MCSP, it was written considering interactions of photons with matter. Here, it was taken into account mainly two interactions: The Compton (or incoherent) scattering and photoelectric effect. Photons which come to water phantom surface emitting from a point source were bremsstrahlung photons. It should be known the energy distributions of these photons for following photons. Bremsstrahlung photons which have 6 MeV (6 MV photon mode) maximum energies were taken into account. In the 6 MV photon mode, the energies of photons were sampled from using Mohan's experimental energy spectrum (Mohan et al 1985). In order to investigate the performance and accuracy of the simulation, measured and calculated (MCSP) percentage depth dose curves and dose profiles were compared. The Monte Carlo results were shown good agreement with experimental measurements.

KISALTMALAR

LİNAC: Linear Accelerator (Lineer Hızlandırıcı)

MCSP: Monte Carlo Simülasyon Programı

SSD : Source to Skin Distance

YDD : Yüzde Derin Doz

1. GİRİŞ

Son yıllarda hızla artış gösteren kanser vakalarının teşhis ve tedavisinde sıklıkla radyasyon kullanımına başvurulmaktadır. Radyoterapi olarak da adlandırılan Radyasyon Tedavisi, yüksek enerjili X-ışınlarını, elektron demetlerini ve radyoaktif izotopları normal dokular için güvenli olan doz sınırlarını aşmadan kanser hücrelerini öldürmek için kullanılır. Radyoterapide amaç, hasta üzerinde belirlenen hedef hacminde (target volümünde) optimum dozu verirken, kritik organ ve civardaki sağlıklı dokuları korumaktır.

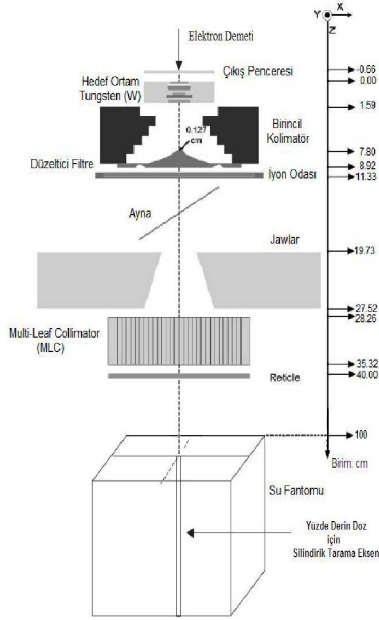
Radyasyon ile teşhis ve tedavideki bu hızlı ilerleyiş beraberinde cihazların kalite kontrollerini de karmaşık hale getirmiştir. Özellikle tedavide, radyasyonun tümör dokuyu iyonlaştırma yoluyla yok etmesi için yüksek enerjilerde olması, hastaların kritik organ denilen sağlam dokuları üzerinde olumsuz etkiler bırakır. Bu etkiler, doku tarafından soğurulan radyasyon dozuna bağlıdır. Bu nedenle tedavide öngörülen ve planlanan radyasyon dozunun, cihaz tarafından, belirlenen kabul şartları içerisinde verilmesi hayati önem taşımaktadır. Bu nedenle tedavi cihazları, düzenli periyotlarda kalibre edilmeli ve planlama sistemleriyle uyumlu hale getirilmelidir. Bu cihazların kalibrasyonu sırasında hasta doku ve organlarına en yakın özellikler taşıyan fantomlar kullanılmaktadır. Cihazların kalibrasyonunda, verilen dozun kabul edilip edilmemesi için gerekli olan kabul sınırları simülasyon yöntemleri ile belirlenmektedir. Bu amaçla deney yapma imkanının bulunmadığı veya çok zor olduğu durumlarda birçok uygulamaların yanı sıra doz hesaplamaları için de kullanılan en iyi yöntem Monte Carlo Yöntemi'dir.

Bu çalışmada, radyoterapide kullanılan klinik lineer hızlandırıcıların 6 MV foton ışınlarının kalibrasyonu için gerek duyulan derin doz ve doz profili eğrileri, hem deneysel hem de geliştirdiğimiz Monte Carlo Simülasyon Programı (MCSP) ile elde edilmiştir.

2. YÖNTEM

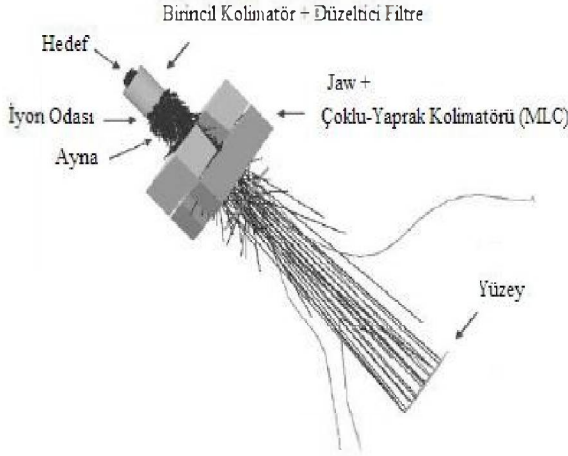
Bir lineer hızlandırıcının amacı yüksek enerjili elektronlar üretmektir. Şekil 1'de Siemens Primus Klinik Lineer Hızlandırıcıların (LINAC) kolimatör ya da ana (baş) yapısı görülmektedir. Linac'in ana yapısı, hedef, düzeltici filtre, iyon odası, alan tanımlama sistemi [jawlar (çeneler) ve multi-leaf (çok yapraklı) kolimatörler] ve reticle (hedef göstergesi) olmak üzere altı başlıca kısımdan oluşur.

Tek enerjili demet halinde yayınlanan elektronlar, çıkış penceresinden geçerek hedef üzerine düşerler. Hedefi geçtikten sonra sıfır (0) ile gelen elektronların maksimum enerji değerleri arasında sürekli enerjili bir foton dağılımı (bremsstrahlung ışınları) elde edilmektedir. Klinik amaçlarda kullanımı için bir düzeltici filtre tarafından bu dağılım daha homojen bir hale getirilmektedir. Hastanın ve su fantomun yüzeyine gelen fotonların enerji dağılımının bilinmesi son derece önemlidir.



Şekil 1. Siemens PRIMUS Lineer Hızlandırıcılarının Ana Yapısı.
Bu Şekil, Ölçeklendirilmemiştir. (S.-Y. Lin ve Ark 2001)

Şekil 2’de bu ışınların hasta ya da su fantomu yüzeyine yönelimleri görülmektedir. Düz çizgiler foton izlerini, eğriler ise elektron izlerini göstermektedir.



Şekil 2. Siemens Primus'ta EGS Kodu ile Monte Carlo Simülasyonunun Radyasyon İzleri (Treumiet and Rogers, 1999).

Gama ışını takibinin yapılabilmesi için bunların enerjilerinin, doğrultularının, serbest yolun ve etkileşme türlerinin örnekleme gerekmektedir.

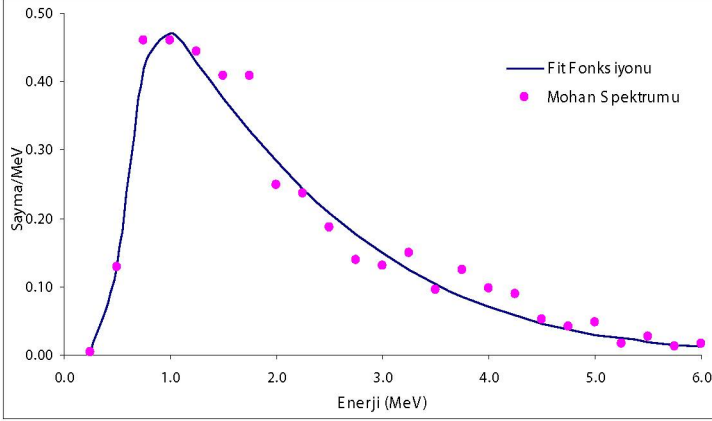
2.1 γ -Işını Enerjisinin Örnekleme

Klinik Liner Hızlandırıcıların fantom yüzeyinde enerji spektrumunun bilinmesi son derece önemlidir. Gelen bu fotonların enerji spektrumu, SSD=100 cm’de Mohan ve arkadaşları [9] tarafından elde edilmiştir.

Çalışmada 6 MV foton ışınları için Mohan spektrumuna, Prof. Dr. Emin N. Özmutlu tarafından hazırlanan fit programı yardımıyla fit yapılmıştır. Mohan Spektrumu ve elde edilen fit fonksiyonu dağılımları Şekil 3’te görülmektedir. Mohan spektrumuna, en uygun fonksiyon olarak,

$$f(E) = P_1 \cdot e^{-(E+P_2)^2 / (2 \cdot P_3^2)} + P_4 \cdot E \cdot e^{-E^2 / (2 \cdot P_5)} \quad (1)$$

şeklinde bir fonksiyon fit edilmiştir ($P_1=1.488011$, $P_2=3.621140$, $P_3=3.086142$, $P_4=-3.804164$, $P_5=0.09053989$).



Şekil 3. Bremsstrahlung Fotonlarının Mohan Spektrumu ve Fit Fonksiyonu dağılımı

Bu ifadenin (Eş.1), integralini analitik olarak almak mümkün olmadığından eşitliğe Temel Monte Carlo İlkesi'ni uygulamak güçtür. Bundan dolayı bu ifadenin örneklenmesinde reddetme yöntemi kullanılmıştır. Reddetme yöntemi dikdörtgensel reddetme fonksiyonu ile uygulandığında verim çok düşük olmakta ve fazla zaman harcanmaktadır. Dolayısıyla örten doğrusal reddetme fonksiyonu $r(E)$ kullanılmıştır. Sınır değerleri $a=0$, $b=E_m=6$ [MeV] olarak alınmaktadır.

Örten reddetme fonksiyonu $r(E)$,

$$r(E) = m - nE \quad (2)$$

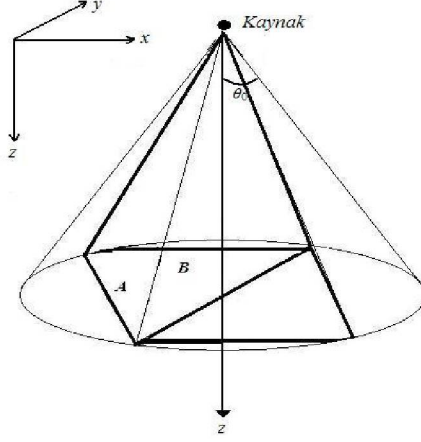
şeklinde bir doğru denklemi seçilerek verim yükseltilmiştir ($m=0.561816$, $n=0.091712$). Doğrusal örten reddetme fonksiyonuna Temel Monte Carlo İlkesi uygulanarak, sınır değerlerinden, $c = -q(2mb - nb^2)$ olmak üzere E 'nin çözümü,

$$E = \frac{m - \sqrt{m^2 + nc}}{n} \quad (3)$$

şeklinde elde edilmiştir. Bir q türetilerek Eş.(3)'ten bir E değeri bulunmuştur. İkinci bir q türetilerek,

$$q \leq \frac{f(E)}{r(E)} \quad (4)$$

şartına bakılmıştır. Bu şart sağlanırsa, bremsstrahlung olayı sonucu fantom yüzeyine gelen foton enerjisi E (MeV) elde edilerek foton



Şekil 5. Kaynaktan Yayınlanan Radyasyon Demetinin Fantom Yüzeyindeki Görüntüsü ve Kolimatör Alan Kenarları

Kutup açısı θ_0 olan koni içine yayınlanan γ -ışınlarının kutup açısı,

$$\cos\theta = 1 + q(\cos\theta_0 - 1) \quad (5)$$

ve azimut açısı düzgün dağılımlı olduğu için,

$$\varphi = 2 \pi q \quad (6)$$

olarak elde edilmiş ve bu ifadelerden örneklenmiştir.

Fotonların, fantom yüzeyine ulaşmadan önce çevre ortamlarla yaptıkları etkileşmeler ihmal edilmiştir. γ -ışınının, doğrultman kosinüsleri [3] kullanılarak hesaplanan ön yüzey koordinatları, açılan kare alan içinde ise fotonun tedavi alanı olan dikdörtgen yüzey üzerine düştüğü belirlenmiş, aksi halde başa dönülerek yeni enerji ve doğrultu örneklemek için yeni bir foton takibine geçilmiştir.

2.3 Serbest Yol Örnekleme

Fantom ortamına giren fotonun giriş doğrultusunda aldığı serbest yol,

$$\ell = -\frac{\ln q}{\mu} \quad (7)$$

ifadesinden örneklenmiştir. Burada toplam kütle zayıflama katsayısı, fotoelektrik olay için kütle zayıflama katsayısı μ_f , Compton saçılması için kütle zayıflama katsayısı μ_c olmak üzere, $\mu = \mu_f + \mu_c$ 'dir. Lineer zayıflama katsayıları XCOM [1] programından elde edilmiştir.

Su yüzeyine düşen fotonun giriş doğrultusunda belli bir serbest yol gittiği varsayılmış ve serbest yol Eş.(7)'den örneklenmiştir. Örneklenen serbest yol vektörünün xyz-koordinat sisteminde bileşenleri bulunmuştur [3]. γ -ışınının fantoma giriş vektörü ile serbest yol vektörü toplanarak ilk etkileşme noktası vektörünün bileşenleri x_i, y_i, z_i elde edilmiştir. Elde edilen toplam etkileşme noktası vektörü bileşenlerinden yararlanarak,

$$-x_F / 2 \leq x_i \leq x_F / 2, -y_F / 2 \leq y_i \leq y_F / 2, SSD \leq z_i \leq SSD + z_F \quad (8)$$

şartlarına bakılarak fotonun fantomdan kaçıp kaçmadığı belirlenmiştir. Burada x_F, y_F ve z_F sırasıyla su fantomunun x, y ve z boyutları olup, $x_F = y_F = z_F = 48 \text{ cm}$ 'dir. Şartlar sağlanıyorsa fotonun, fantom içinde olduğu belirlenerek etkileşme çeşidi örneklenmiş, şartlar sağlanmıyorsa fantomun dışına kaçtığı belirlenmiş ve başa dönülerek yeni bir foton takibine geçilmiştir.

2.4 Etkileşme Türünün Örneklenmesi

Fotonun, su fantomu içerisinde olduğu belirlendikten sonra, bir q türetilerek fotonun ortamla yaptığı etkileşme türünün,

$$q \leq P_f \text{ ise fotoelektrik olay,}$$

$$P_f < q < P_f + P_c = 1 \text{ ise Compton saçılması,}$$

olduğuna karar verilmiştir. Burada $P_f = \mu_f / \mu$ ve $P_c = \mu_c / \mu$, sırasıyla etkileşmenin, Fotoelektrik Olay, ve Compton Saçılması olma olasılıklarıdır.

Etkileşme fotoelektrik olay ise, su fantomuna giren γ -ışını tüm enerjisini ortamdaki bir atomik elektrona aktarmıştır. Elektronlar, menzilleri çok küçük olduğundan etkileşme noktasının biraz dışına kadar gidip soğurulabilirler. Bu durum soğurulan enerjinin koordinatlarını çok az değiştirir. İstatistik olarak, bu değişim dikkate alınsa bile sonucu değiştirmez.

Bremsstrahlung olayı sonucu oluşan ikincil fotonların etkileşme noktasının dışına kaçırdıkları enerji ihmal edilmiştir. Bundan dolayı

etkileşmenin olduğu noktada tüm enerjinin soğurulduğu varsayılmıştır. Etkileşme noktasının bulunduğu xyz koordinatlarına soğurulan enerji, $E_e = E$, kaydedilmiş ve yeni bir foton takibine geçilmiştir. Etkileşme Compton Saçılması ise fotonun saçılma açısı aşağıda anlatıldığı gibi örneklenmiştir.

Compton Saçılmasının Örneklenmesi

Compton Saçılmasında E enerjisi ile gelen foton, atomun durgun ve serbest kabul edilen bir elektronu tarafından saçılır. Etkileşme sonucunda daha küçük enerjili foton ve foton tarafından kaybedilen enerjiyi taşıyan saçılmış bir elektron sırasıyla E' ve E_e enerjisi ile geliş doğrultusundan θ ve θ_e açısı yaparak saçılırlar. Saçılan fotonun enerjisi, enerji ve momentum korunumundan

$$E' = \frac{E}{1 + k(1 - \cos\theta)}, \quad k = \frac{E}{mc^2} \quad (9)$$

olarak elde edilir. Burada mc^2 , elektronun durgun kütle enerjisidir.

Fotonların serbest elektronlardan, İnkoherent Saçılma (Compton Saçılması) tesir kesiti, Klein-Nishina tarafından elde edilmiştir. Elektron başına diferansiyel Klein-Nishina tesir kesiti,

$$\frac{d\sigma_{KN}}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} [1 + k(1 - \cos\theta)]^2 \left[1 + \cos^2\theta + \frac{k^2(1 - \cos\theta)^2}{1 + k(1 - \cos\theta)} \right] \frac{cm^2 / elektron}{steradyan} \quad (10)$$

ile verilmektedir. Burada, $d\Omega = 2\pi \sin\theta d\theta$ ve $r_e = e^2/mc^2 \approx 2.818$ fm, klasik elektron yarıçapıdır. Eş.(10)'da, $t = \cos\theta$ değişken değiştirmesi yapıldığında, $0 \leq \theta \leq \pi$ aralığı $1 \geq t \geq -1$ aralığına dönüşür. $1 \geq t \geq -1$ aralığında, fotonların serbest elektronlarla inkoherent saçılma tesir kesiti yani Klein-Nishina açısal dağılımı, Özmutlu [11] tarafından verilen Reddetme Yöntemi ile örneklenmiş ve fotonun saçılma açısı belirlenmiştir.

Klein-Nishina açısal dağılımının örneklenmesinde Özmutlu tarafından,

$$r(t) = \frac{a(k)}{b(k) - t} \quad (11)$$

şeklinde bir örten reddetme fonksiyonu önerilmiştir. a(k) ve b(k), sınır şartları kullanılarak,

$$c_0 = 2(2k^2 + 2k + 1) / (2k + 1)^3 \quad (12)$$

olmak üzere

$$a(k) = 2[b(k) - 1] \quad , \quad b(k) = (1 + c_0 / 2) / (1 - c_0 / 2) \quad (13)$$

olarak bulunmuştur [11]. Bu reddetme fonksiyonuna, Özmutlu tarafından Temel Monte Carlo İlkesi uygulanarak,

$$t = b(k) - [b(k) + 1] / (c_0 / 2)^q \quad (14)$$

ifadesi elde edilmiştir. Bir q türetilerek, Eş.(14)'den bir t değeri bulunmuştur. İkinci bir q türetilerek,

$$q \leq \frac{d\sigma_{KN}}{r(t)} = g(t) \quad (15)$$

şartına bakılmıştır; şart sağlanırsa t kaydedilmiş, şart sağlanmazsa yeni bir t değeri üretilmesi için başa dönülerek işlem tekrarlanmıştır. Saçılan fotonun enerjisi E' , Eş.(9) kullanılarak hesaplanmıştır. Bu durumda atomik elektrona aktarılan enerji $E_e = E - E'$ dir. Etkileşme noktasının bulunduğu xyz koordinatlarında soğurulan enerji E_e , kaydedilmiş ve foton takibine devam edilmiştir.

Serbest yolun sonlandığı nokta, fantomun dışında ise saçılan fotonun enerjisi ve koordinatı kaydedilip başa dönülerek yeni bir foton takibine geçilmiştir. Ortamın içinde ise, bir q türetilerek fotonun yaptığı ikinci etkileşme türü örneklenmiştir. Etkileşme Compton Saçılması ise, ilk saçılmadaki gibi yeni bir $x'y'z'$ koordinat sistemi seçilerek, $x'y'z'$ koordinat sisteminde örneklenen doğrultman kosinüsleri xyz koordinat sistemine dönüştürülmüş [3], foton takibine, foton, enerjisi 1 keV'in altına düşüncüye veya fantomdan kaçınıncaya kadar devam edilmiştir. Art arda saçılmalar sonucunda fotonun enerjisi 1 keV'in altına düştüğünde, fotonun fantom ortamında soğurulduğu kabul edilerek yeni bir foton takibine geçilmiştir. Çalışmada, çift oluşum olayı ve Rayleigh saçılması ihmal edilmiş, ayrıca fotonların madde ile etkileşmesi sonucu ortaya çıkan ikincil elektronlar takip edilmemiştir.

3. SONUÇLAR

Radyoterapide klinik lineer hızlandırıcıların doz dağılımları hakkında iki önemli kavram kullanılmaktadır. Bunlar ışığın kalitesi ve enerjisi hakkında bilgi veren Yüzde Derin Doz eğrileri ve Doz Profilleri'dir.

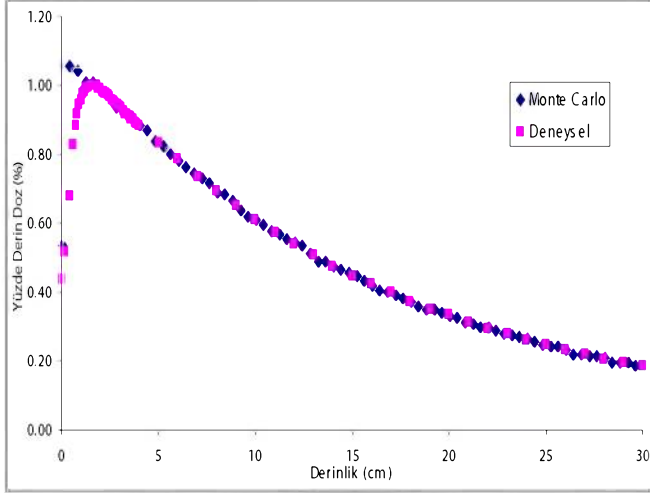
Deneysel çalışmadaki veriler, Bursa Ali Osman Sönmez (AOS) Onkoloji Hastanesi Lineer Akseleratör ve Tedavi Planlama Ünitesi'nde kullanılan Siemens Primus marka lineer hızlandırıcı, Multidata marka su fantomu ve 0.125 cc boyutlu iyon odası (semiflex) kullanılarak ölçülmüştür.

3.1 Yüzde Derin Doz

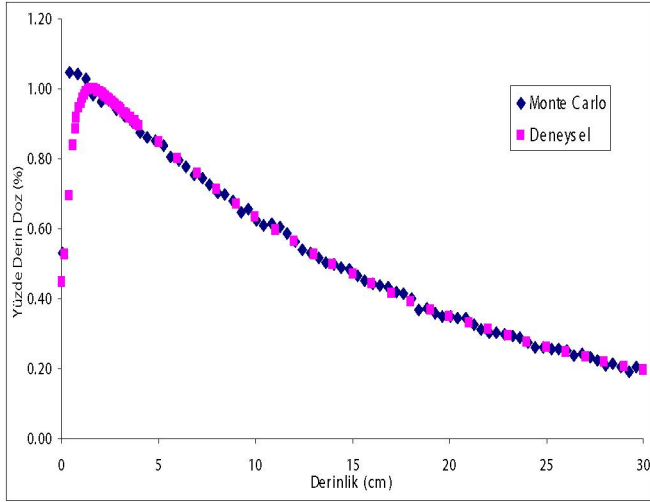
Ölçümler için iyon odası ışın eksenini üzerinde olmak üzere, su yüzeyinde fantom boyutlarının orta noktası koordinat ekseninin başlangıcı kabul edilmiştir. İyon odası su fantomunda başlangıç noktasına getirildikten sonra belli kare alanlar için yüzde derin doz değerleri, su fantomunda 30 cm derinliğe kadar alınmıştır. Literatürde genellikle ölçümler, 20 cm ya da 30 cm derinliklerde alınmaktadır. 30 cm su fantomu derinliği 300 aralığa bölünmüştür. Aralık genişliği $30/300 \text{ cm}=0.10 \text{ cm}$ 'dir. Kaynak-su fantomu yüzeyi mesafesi 100 cm olarak ayarlanmıştır (SSD=100 cm). Her bir kare alan için doz değerleri maksimum değerine bölünerek maksimum değeri 1 olacak şekilde normalize edilmiştir.

Kare alan büyüdükçe, bu alana düşen foton sayısı azalacağından istatistik bozulmaktadır. İyi bir istatistik elde etmek için programda takip edilen foton sayısı artırılmıştır. Monte Carlo programında, 3x3, 5x5 ve 10x10 cm² kare alanlar için 107 foton, 20x20 cm² kare alan için 108 foton ve 30x30 cm² kare alan için de 2.108 foton takip edilmiştir. Monte Carlo sonuçları z-ekseni boyunca iyon odası (prob) çapı 5 mm, probun ilerleme adımı 2 mm alınıp, silindirik tarama eksenini boyunca alınmış ve böylece deneyin benzetişimi yapılmıştır. Deneyde kurulan düzenekteki ayarlama (set-up) yüzde derin doz ölçümlerinin yanı sıra doz profili ölçümlerinde de kullanılabilir.

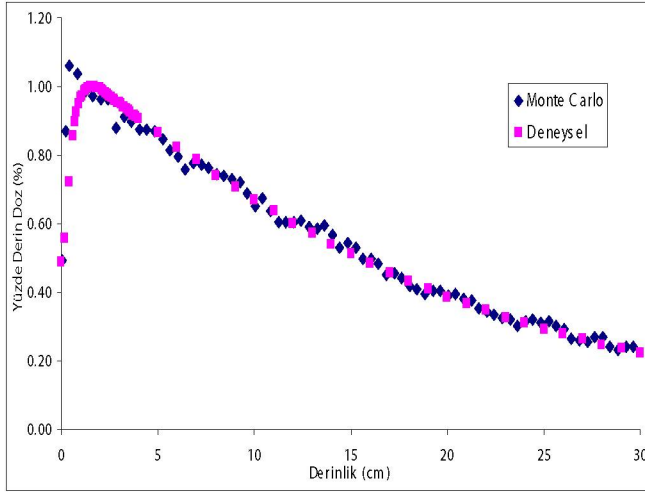
Şekil 6'da ölçülen her bir alan için Monte Carlo ve Deneysel Yüzde Derin Doz (YDD) değerleri karşılaştırılmıştır.



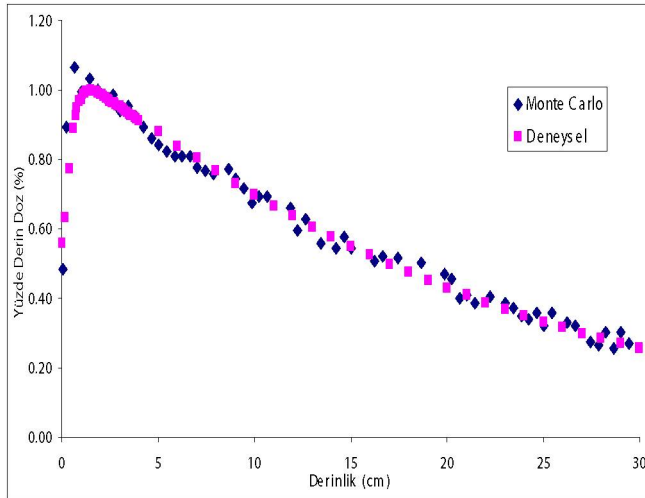
Şekil 6. 3x3 cm² Alanda Yüzde Derin Doz Eğrisi



Şekil 7. 5x5 cm² Alanda Yüzde Derin Doz Eğrisi



Şekil 8. 10x10 cm² Alanda Yüzde Derin Doz Eğrisi

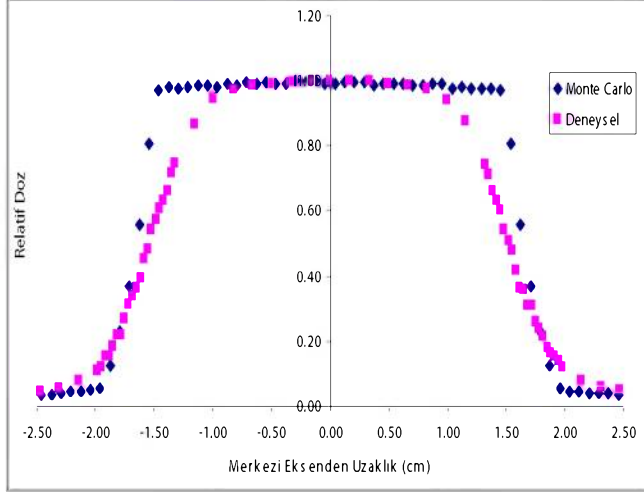


Şekil 9. 20x20 cm² Alanda Yüzde Derin Doz Eğrisi

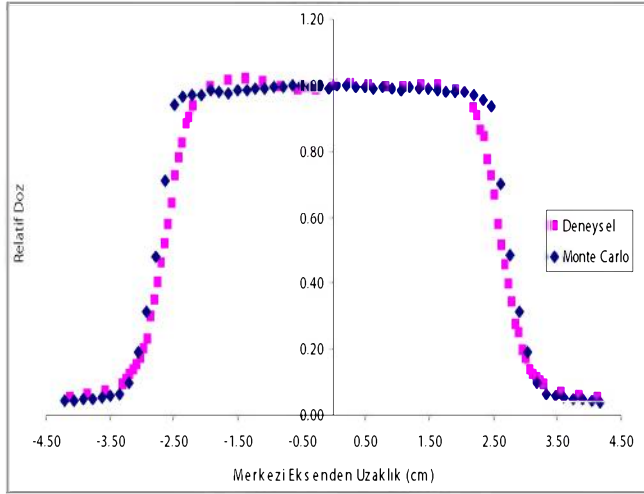
3.2 Doz Profili

Multidata marka su fantomu xyz boyutları 48x48x48 cm³dür. Su fantomu x-ekseni boyutu, $-24 \text{ cm} \leq x \leq 24 \text{ cm}$ aralığında alınmıştır. x-ekseni 60 aralığa ayrılarak, tek bir aralık genişliği $48/60 \text{ cm} = 0.80 \text{ cm}$ olarak alınmıştır. İyon odası, x-ekseni boyunca yatay doğrultuda hareket ettirilerek ölçümler alınmıştır. Kaynak-su fantomu yüzeyi mesafesi 100 cm olarak ayarlanmıştır (SSD=100 cm). Kurduğumuz Monte Carlo programında ise 10^7 foton takip edilmiştir.

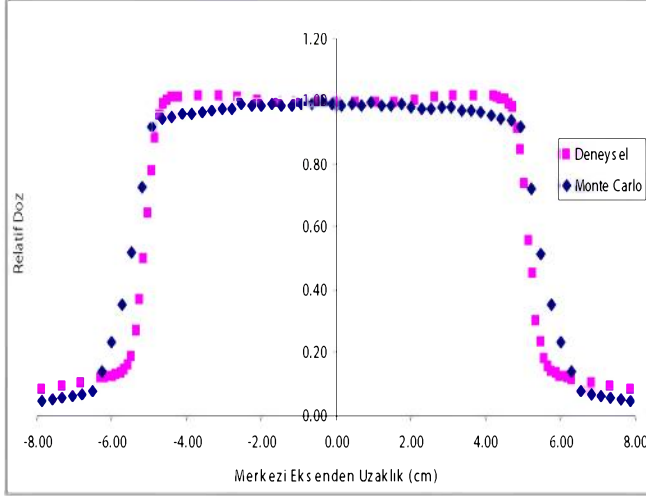
Çalışmada 3x3, 5x5, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm² kare alanlar için doz profilleri, beş farklı 0, 3, 5, 10 ve 20 cm derinlikte ölçülmüştür. Her kare alan için bu derinliklerdeki deneysel ve Monte Carlo hesaplamalarıyla elde ettiğimiz Doz Profilleri Şekil 10'te karşılaştırılmıştır.



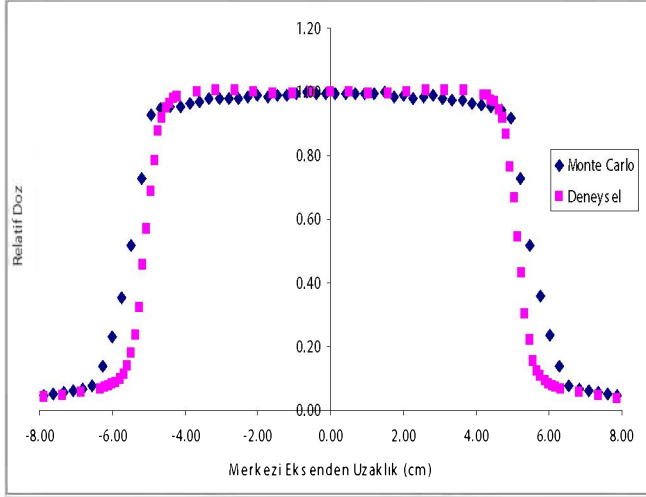
Şekil 10. 3x3 cm² Alanda, 10 cm Derinlikte Doz Profili



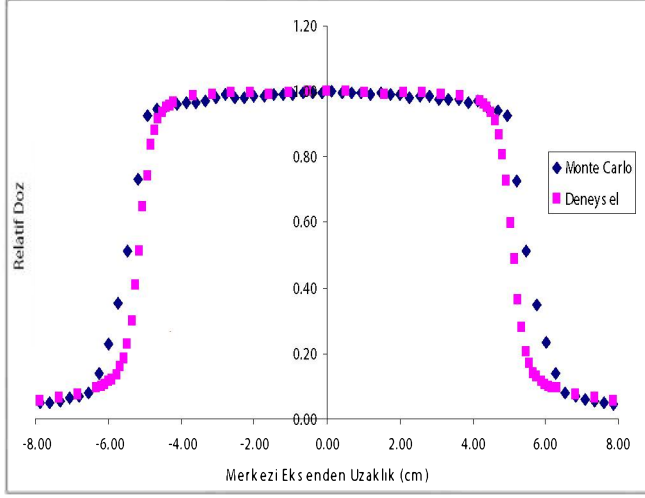
Şekil 11. 5x5 cm² Alanda, 10 cm Derinlikte Doz Profili



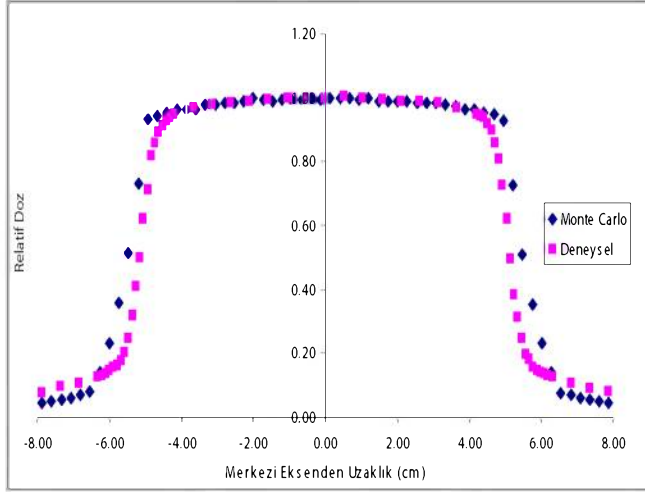
Şekil 12. 10x10 cm² Alanda, 0 cm Derinlikte Doz Profili



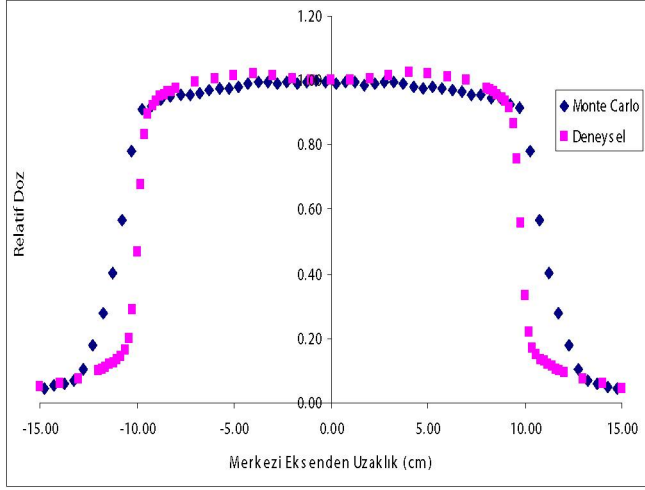
Şekil 13. 10x10 cm² Alanda, 5 cm Derinlikte Doz Profili



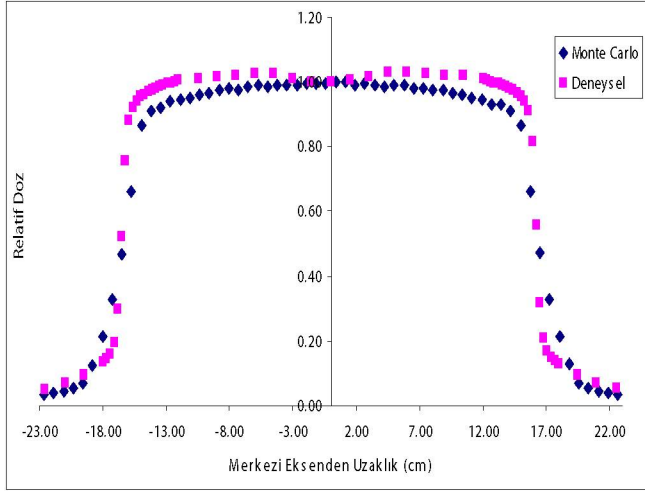
Şekil 14. 10x10 cm² Alanda, 10 cm Derinlikte Doz Profili



Şekil 15. 10x10 cm² Alanda, 20 cm Derinlikte Doz Profili



Şekil 16. 20x20 cm² Alanda, 10 cm Derinlikte Doz Profili



Şekil 17. 30x30 cm² Alanda, 10 cm Derinlikte Doz Profili

4. TARTIŞMA ve YORUM

Deneyisel ve Monte Carlo sonuçları arasında çok iyi bir uyuşma gözlenmektedir. Deneysel ölçümler, yüzeye yakın noktalarda yani build-up bölgesi iyon odası tarafından daha sık taranarak alınmıştır. Bu bölgede deneysel sonuçlarla Monte Carlo sonuçları arasında çok az bir farklılık görülmektedir. Bunun nedenlerinden biri, çalışmada Rayleigh saçılmasının ihmal edilmesidir. Rayleigh saçılması sonucu foton enerji kaybetmeden saçılarak uzak noktalara enerji taşıyacaktır. Fotonun geri saçılma ihtimali çok düşük olacağından foton enerjisini daha derinlerde bırakacaktır. Ölçüm yapılan nokta aralıkları iyon odasının boyutlarından daha küçük olduğundan yakın noktalar arasındaki saymalar üst üste binmektedir. Böylece pikin bulunduğu bölgedeki saymalar gerçek değerleri yansıtmamaktadır. Bunun için pikin bulunduğu bölgede, Monte Carlo yönteminden elde edilen değerler deneysel değerlere göre daha güvenlidir.

Hastalar üzerinde genellikle 10 cm'ye kadarki derinliklerde tümör tedavisi yapıldığından (derinlik fazla ise hasta yüzükoyun yatırılarak bu derinlik sağlanır), 10 cm derinliğe kadarki Monte Carlo sonuçları ile deneysel sonuçların bu derinlik için uyuşması önemlidir. Elde ettiğimiz sonuçlarda da bu uyum gözlenmektedir.

KAYNAKÇA

- 1- M. J. Berger, J. H. Hubbell, S. M. Seltzer, J. Chang, J. S. Coursey, R. Sukumar, D. S. Zucker, XCOM: Photon Cross Sections Database, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/Text/XCOM.html>.
- 2- CENGİZ, A. 2001. Approximate Inelastic Scattering Cross Sections of Electrons. Radiation Physics and Chemistry 65 (2002) 33-44.
- 3- A. Cengiz, C. Özmutlu, Range distribution of electrons, Nucl. Inst. and Meth. B: 84 (1994) 310.
- 4- AL-BETERİ, A.A., D.E. RAESIDE. 1989. Nucl. Inst. and Meth., B44, 149.
- 5- HUBBEL, J.H. 1969. Photon Cross Sections, Attenuation Coefficients and Energy Absorption Coefficients From 10 keV to 100 GeV. NSRDS-NBS(U-S) 29.
- 6- JENKİNS, T.M., W. R. NELSON, A. RİNDİ. 1988. Monte Carlo Transport of Electrons and Photons. Plenum Pres, New York and London. p.11-12.
- 7- LİN, S.Y., T.C. CHU, J.P. LİN. 2001. Monte Carlo Simulation of a Clinical Linear Accelerator. Applied Radiation and Isotopes 55(2001) 759-765.
- 8- LİN, S.Y., T.C. CHU, J.P. LİN, C.Y. HUANG. 2001. Monte Carlo Simulation of Surface Percent Depth Dose. Applied Radiation and Isotopes 56 (2002), p.505-510.
- 9- MOHAN, R., C. CHUI and L. LİDOFSKY. 1985. Energy and Angular Distributions of Photons From Medical Linear Accelerators. Med. Phys. (12), p.592-7
- 10-MESHABİ, A., M. FIX, M. ALLAHVERDİ, E. GREİN, H. GARAATİ. 2004. Monte Carlo Calculation of Varian 2300C/D Linac Photon Beam Characteristics: A Comparison Between MCNP4C, GEANT3 and Measurements. Applied Radiation and Isotopes 62 (2005), p.469-477.

- 11-ÖZMUTLU, E.N. 1992. Sampling of Angular Distribution in Compton Scattering. App. Radiat. Isot. 43 (6), p.713-715.
- 12-PODGORSAK, E.B. 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, 696.
- 13-SIEMENS, 2003. Primus Linear Accelerator Functional Description. Siemens Medical Solutions USA inc., Oncology Care Systems Group.
- 14-TREURNIET, J.R., D.W.O. Rogers. 1999. EGS_Windows_4.0 User's Manual. National Research Council of Canada Report PIRS-0669.

YAYIN BİLGİ FORMU

Rapor Bilgileri	1.Yayın Yılı/No 2009/22
2.Rapor Başlığı KLİNİK LİNEER HIZLANDIRICILARIN SU FANTOMUNDAKİ DOZ DAĞILIMLARININ MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE ELDE EDİLMESİ	3.Yayın Kurulu Tarih (Gün/Ay/Yıl)-No 18.08.2009-4-8
4. Yazarlar Ahmet TARTAR, Ahmet CENGİZ, Doğan YAŞAR, Erdem UZUN, Ata TÜNER	5-Yayın Türü Teknik Rapor
6. Çalışmayı Yapan Birim Metroloji Birimi	
7. Destekleyen veya Ortak Çalışılan Kuruluşlar Uludağ Üniversitesi	
8. Özet <p>Radyasyon terapisinde Monte Carlo hesaplamaları için çeşitli kodlar kullanılmaktadır. Bu çalışmada, sudaki doz dağılımlarında Siemens Primus klinik lineer hızlandırıcılardan (LINAC) fotonların fiziksel parametrelerinin etkileri için yeni bir Monte Carlo Simülasyon Programı (MCSP) geliştirilmiştir.</p> <p>MCSP, fotonların madde ile etkileşimleri dikkate alınarak yazılmıştır. Burada iki başlıca etkileşme dikkate alınmıştır: Compton saçılması ve fotoelektrik olay. Bir nokta kaynaktan yayınlanarak su fantomu yüzeyine gelen fotonlar, bremsstrahlung ışınlarıdır. Foton takibinin yapılabilmesi için bu fotonların enerji dağılımlarının bilinmesi gerekir. Maksimum enerjisi 6 MeV (6 MV foton modu) olan bremsstrahlung fotonları dikkate alınmıştır. 6 MV foton modunda, yayınlanan fotonların enerjileri, Mohan tarafından deneysel olarak elde edilen enerji dağılımından örneklenmiştir (Mohan at al 1985). Simülasyonun doğruluğunu ve performansını incelemek için, ölçülen (deneysel) ve hesaplanan (MCSP) yüzde derin doz eğrileri ve doz profilleri, karşılaştırılmış ve birbirleriyle iyi bir uyum göstermektedir.</p>	
9. Anahtar Kelimeler Termoluminesans, Alümina, Seydişehir Alüminası, Doz Cevabı	10. Gizlilik Derecesi Tasnif Dışı

GİZLİLİK DERECELERİ

TASNİF DIŞI (UNCLASSIFIED): İçerdiği konu itibarıyla, gizlilik dereceli bilgi taşımayan, ancak devlet hizmetiyle ilgili bilgileri içeren evrak, belge ve mesajlara verilen en düşük gizlilik derecesidir.

HİZMETE ÖZEL (RESTRICTED): İçerdiği konu itibarıyla, gizlilik dereceli konular dışında olan, ancak güvenlik işlemine ihtiyaç gösteren ve devlet hizmetine özel bilgileri içeren evrak, belge ve mesajlara verilen gizlilik derecesidir.

ÖZEL (CONFIDENTIAL): İçerdiği konu itibarıyla, izinsiz olarak açıklandığı takdirde, milli menfaatleri olumsuz yönde etkileyecek evrak, belge ve mesajlara verilen gizlilik derecesidir.

GİZLİ (SECRET): İzinsiz açıklandığı takdirde, milli güvenliği, milli prestij ve menfaatleri ciddi ve önemli bir şekilde zedeleyecek olan evrak, belge ve mesajlara verilen gizlilik derecesidir.



TÜRKİYE ATOM ENERJİSİ KURUMU