

**\*RADYASYON TERAPİLERİNDE ÇEŞİTLİ RADYOİZOTOPLARIN DOZ EŞDEĞERİNİN HESAPLANMASI**

*Calculation of dose equivalent of different radioisotopes in radiation therapy*

Tülin ÇABUK  
Fizik Anabilim Dalı

Süleyman GÜNGÖR  
Fizik Anabilim Dalı

**ÖZET**

Bu çalışmada, radyasyon terapilerinde çeşitli radyoizotopların doz eşdeğeri hesaplanmış ve proton radyoterapilerinde nötron doz eşdeğeri üzerine alan ve konum etkileri araştırılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Nötron Doz Eşdeğeri, Proton, Radyasyon

**ABSTRACT**

In this work, dose equivalent of different radioisotopes has been calculated in radiation therapy and influences of location and field size on neutron dose equivalent has been investigated in proton radiation therapy.

**Key Words:** Neutron Dose Equivalent, Proton, Radiation

**Giriş**

İkinci Dünya Savaşının sona ermesinden bu yana dünya üzerinde kullanılan radyoaktif maddelerin ve radyasyon kaynaklarının sayısında hızlı ve sürekli bir artış meydana gelmektedir. Bugün radyoaktif maddeler artık sadece özel laboratuvarlarda kullanılan merak konusu maddeler olmaktan çıkarak başta tıp, endüstri ve tarım olmak üzere geniş uygulama alanları bulmuş ve her çeşit bilimsel araştırmanın vazgeçilmez bir aracı haline gelmiştir. Buna ilaveten dünyanın her yanında bol ve ucuz elektrik enerjisi için ihtiyacın gitgide arttığı ve konvansiyonca, yollardan elektrik enerjisi sağlayan kaynakların her gün biraz daha azaldığı göz önüne alınacak olursa, daha ileri bir teknolojik ortam içinde yaşayacak olan gelecek kuşakların elektrik enerjisi açıklığının ancak nükleer enerjiden yararlanmak suretiyle giderilebileceğini düşünmek güç olmayacaktır.

Fakat dünya üzerinde nükleer enerjiden yararlanma olanakları geliştikçe, gitgide artan sayıda insanlar radyasyon ve radyoaktif maddelerle doğrudan doğruya temas haline geldikleri gibi daha geniş insan toplulukları da dolaylı bir şekilde radyasyon ve radyoaktif maddelerin zararlı biyolojik etkilerine maruz kalmaktadır. Radyasyon ve radyoaktif maddelerin insanlar için potansiyel bir tehlike kaynağı olduğu çok uzun zamandır bilinmekte ise de bunların kullanımındaki artışlar nedeniyle geniş insan kitleleri için önemli bir tehlike kaynağı olarak ortaya çıkışları oldukça yeni sayılabilir.

---

\* Yüksek Lisans Tezi-Msc. Thesis

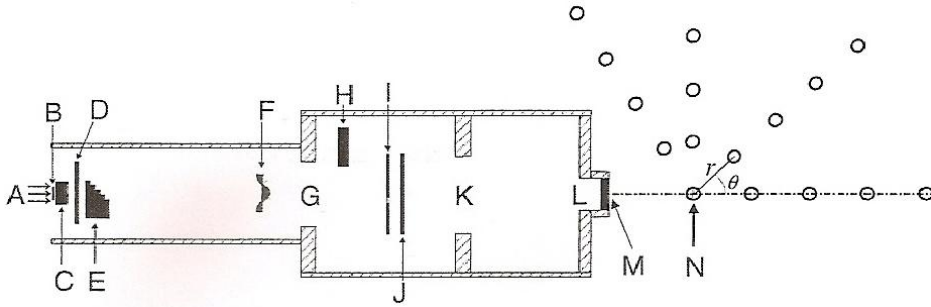
Radyasyonların büyük insan kitlelerinin sağlığını tehdit eden bir tehlike kaynağı olarak ortaya çıkması nükleer enerjiden yararlanmayı sınırlamakta ise de alınan koruyucu tedbirler sayesinde bu tehlikelerin büyük ölçüde azaltılması mümkün olabilmektedir.

Radyasyonların en önemli tehlikesi canlılar üzerinde zararlı biyolojik etkilerin meydana gelişidir. Bu tehlikelerin mevcudiyetine rağmen insan nesli kozmik ışınlar ile çevrelerindeki ve kendi vücutlarındaki doğal radyasyon kaynaklarından olmak üzere sürekli olarak iyonlaştırıcı radyasyonların etkilerine maruz kalmakta ve bir insan, sadece yeryüzünde yaşamış olmaktan dolayı, 70 yıllık ortalama bir ömür süresi içinde bu kaynaklardan 9 Röntgen'lik bir bütün vücut dozu almaktadır.

Bu çalışmada radyasyon konusunun işlenmesi, nükleer tıpta kullanılan ve insanın maruz kaldığı önemli bazı radyo nüklitlerin incelenmesi ve bu radyo nüklitlere ait doz hesabının yapılması amaçlanmıştır.

## Materyal ve Metot

### Işın Gönderme Cihaz Modeli



Şekil 1. Pasif Saçılma Tedavi Enjektörünün Şematik Gösterimi

Şekil 1 'de simülasyonlarda kullanılan pasif saçılma tedavi enjektörü şematik olarak gösterilmiştir. Bu enjektör, bir proton kaynağına (A), proton ışınlarının girmesi için vakum bir pencereye (B), ışının konum ve şeklini belirlemek için ışın profil monitörüne (C), ışın şiddetini ölçmek için ışın referans monitörü (D) penetrosyon derinliğini değiştirmek için saçılma-güç-dengeleme dağılım modilatörüne (E), ışın profilini düzleştirmek için ikinci bir dağılım modilatörüne (F), radyasyon sızmasını engellemek için orta taban levhasına (G), ışın menziline ayarlamak için menzil değiştirme çeviricisine (H), ışını sonlandırmak için temel ve yedek monitör odalarına (I, J), ışını toplamak için bir ön yönlendiriciye (K), son olarak yönlendirme açıklığını (M) içine alan bir yuvaya (L) sahiptir.

Ortalama 250 MeV enerjili proton kaynağı modeli yapılmıştır. Bu modelde ilk Gaussian enerji profili ( $\sigma_E=0.42\text{MeV}$ ) ve Gaussian yanıl şiddet profili ( $\sigma_x= 2.3 \text{ mm}$ ) eşmerkezden 328.5 cm uzaklıkta kurulmuştur ve eşmerkez

simülasyon koordinat sisteminin orijini. Bu parametreler analitik ışın optik hesaplarından alınmıştır.

Bu çalışmada yönlendirilmiş alan hacminin nötron doz eşdeğeri üzerindeki etkisini hesaplamak için son yönlendirme açıklığındaki karenin yan uzunluğu 0 ile 18 cm arasında 2 cm lik artışlarla değiştirilerek, 12 cm çapındaki küresel reseptörler eşmerkeze kurularak, eşmerkezden  $r= 50$  cm, 100 cm, 150 cm ve 200 cm uzaklıkta ve gelen ışın demeti yönüyle  $\theta=0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$  ve  $120^\circ$ lik açı değerlerinde nötron spektral akış sayımı yapılmıştır. Toplamda eşmerkez dahil olmak üzere reseptörlerin 17 farklı konumuna karşılık nötron spektral akış sayımı yapılmıştır. Her bir reseptör için enerjisi 10 Mev'dan 1 GeV'ye kadar olan 438 logaritmik uzay kutucuğunda enjektöre kaydedilen her bir proton için nötron spektral akış  $\Phi(E)$  sayımı yapılmıştır (Zheng, 2007).

#### Herbir Tedavi İçin Nötron Doz Eşdeğer Hesaplamaları

$$H(E_i)/p = h_\phi(E_i) \cdot (\Phi(E_i)/p)$$

$E_i$  = i'ninci nötron enerji paketindeki ortalama enerji  $H/p$  = her bir proton için nötron doz eşdeğeri.

Tüm enerji kutucukları üzerinden nötron spektral akış değerlerinin toplamı alınarak her bir reseptör konumuna göre proton başına nötron doz eşdeğeri aşağıdaki formülle bulunur.

$$H/p = \sum_{i=1}^n (H(E_i)/p) \cdot E_i$$

n: toplam enerji paketleri

$E_i$ = i. Enerji paketindeki enerji değeri

Proton başına tedaviye ait doz ( $D/p$ ) değerini hesaplamak için  $H/p$  değerlerini belirlediğimiz durum ile özdeş bir geometri kullanılarak ayrı bir simülasyon oluşturulur. Ve bu simülasyonda nötron reseptörleri çıkarılıp, proton demetlerinin girişi durdurularak  $D/p$  değerleri hesaplanır (Zheng, 2007).

$SvGy^{-1}$  birimindeki her bir tedaviye ait doz için nötron doz eşdeğeri aşağıdaki formül kullanılarak elde edilir.

$$\frac{H}{D} = \frac{H}{p} / \frac{D}{p}$$

bu metodlar kullanılarak, resöptörlerin 3 farklı konumda ve son yönlendirme açıklığındaki alan uzunluğunun 10 farklı değerine karşılık H/D değerleri hesaplanarak tedavide alan büyüklük etkisi incelenmiştir. Ayrıca reseptör konumlarının etkilerini incelemek için 17 farklı konumdaki reseptörlere karşılık H/D değerleri hesaplanmıştır (Zheng, 2007).

#### Konum Fonksiyonuna Bağlı Olarak H/D'nin Analitik Modeli

$$H(d)/D = c \cdot d^{-\alpha}$$

c: Orantı sabiti

d: Etkin kaynak ile reseptör arasındaki mesafe

$\alpha$  : H(d)/D değerinin uzaklıkla azalacağını gösteren asıl parametre (Zheng, 2007)

#### Havadaki Kriptondan Vücut Yüzeyindeki Beta ve Gama Dozlarının Hesaplanması

Havadaki beta parçacıklarının maksimum dağılımı 180 cm'dir. Kişi bu maksimum dağılımdan daha büyük bir alan şiddetine maruz kalırsa, sınırsız bir radyasyon kaynağının göstermiş olduğu etkiye eşdeğer bir etki ile karşılaşmış olur (Shapiro, 1974).

#### Doz Hesaplama Geometrisi

İlk olarak hava hacminde bir noktadaki doz hesaplanır. Bu hacim içinde enerji üretilir. Üretilen enerji soğurmalar benzerlik gösterir. Küçük bir doku parçası incelenecek olunursa; havanın her bir gramında soğurduğu enerji, dokunun her bir gramında soğurduğu enerjiye eşittir. Bundan dolayı sonsuz hacim içindeki küçük bir doku parçasındaki gama dozu, havanın kendi hacmindeki gama dozuna eşittir (Shapiro, 1974).

#### Akciğerlerin İçine Çekilen Kripton Doz değerinin Hesaplanması

Ard arda alınan nefes ile biriken iyon miktarı aşağıdaki eşitlik ile verilir .

$$C \cdot (V_T - V_D) \cdot \tau \left[ 1 + \frac{V_A + V_D}{V_A + V_T} + \left( \frac{V_A + V_D}{V_A + V_T} \right)^2 + \left( \frac{V_A + V_D}{V_A + V_T} \right)^3 + \dots \right]$$
$$= C \cdot (V_T - V_D) \cdot \tau \cdot \frac{1}{1 - \frac{V_A + V_D}{V_A + V_T}} = C \tau (V_A + V_T)$$

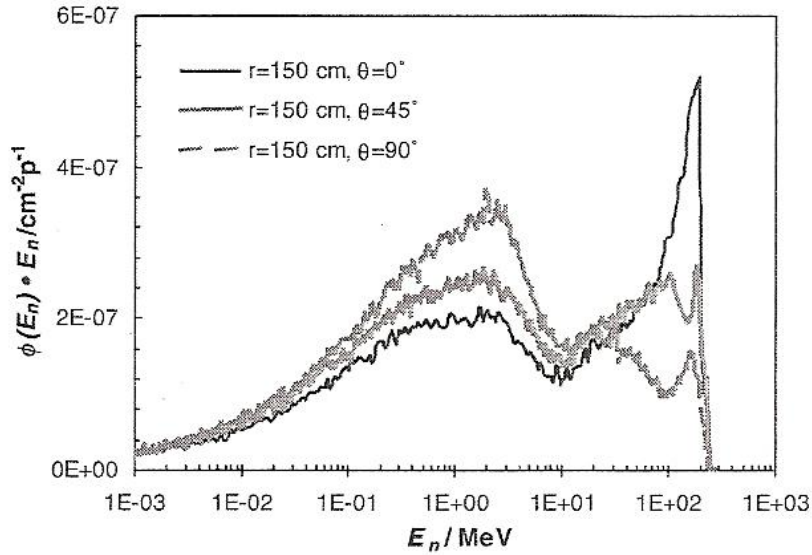
$V_A$ = Alveol bölgesindeki hava hacmi  
 $V_T$ = Gelgit şiddeti  
 $V_D$ = Ölü bölge hacmi

Kripton hacminin anlık içe çekilmesi= $C$  ve  $\tau$  zaman sonra akciğerlerdeki gazı tutma

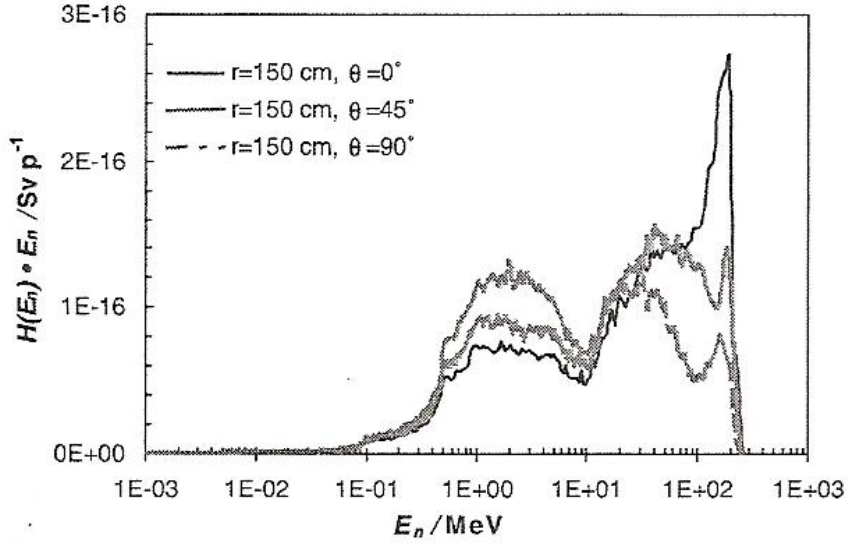
## BULGULAR VE TARTIŞMA

### Nötron Enerjisindeki Doz Eşdeğer Dağılımı

Enerji ağırlıklı nötron akış grafiği ve nötron doz eşdeğer spektrası sırasıyla Şekil 2 ve Şekil 3'de gösterilmiştir.



Şekil 2. Nötron akış spektrasının nötron enerjisine bağlı grafiği (Zheng, 2007)



Şekil 3. Nötron doz eşdeğeri spektrasının nötron enerjisine bağlı grafiği (Zheng, 2007)

Şekil 1.1'de son proton yönlendirme açıklığı kapatılarak 250 MeV enerjili ışın gönderen bir püskürtücü ile pasif saçılma enjektörü çevresindeki enerji ağırlıklı nötron akış spektrasının nötron enerjisine bağlı grafiği verilmiştir.

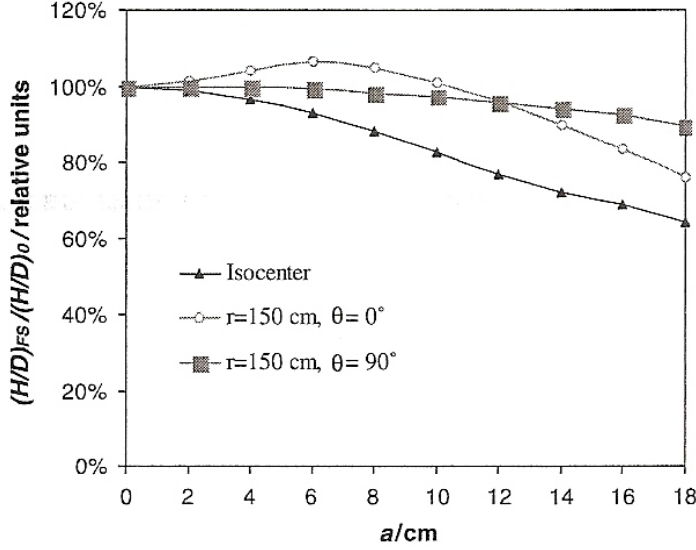
Şekil 1.2'de son proton yönlendirme açıklığı kapatılarak, 250 MeV enerjili ışın gönderen bir enjektör ile pasif saçılma enjektörü çevresindeki enerji ağırlıklı nötron doz eşdeğer spektrasının nötron enerjisine bağlı grafiği verilmiştir.

Bu iki grafik, nötron reseptörünün  $r = 150$  cm ve  $\theta = 0^\circ$ ,  $r = 150$  cm ve  $\theta = 45^\circ$  son olarak  $r = 150$ cm ve  $\theta = 90^\circ$  konumlarındaki 3 farklı durumu göstermektedir.

Düşük enerji piki, buharlaştırma yöntemi ile üretilen 1 MeV enerjili nötronları kapsar. Yüksek enerji piki, ardışık tanecikler arasındaki nükleon-nükleon reaksiyonları ile üretilen 100 MeV enerjili nötronları kapsar. Nötronlar bu enerjiler arasında birleşik çekirdekten fırlatılır. Ardışık tanecikler arasındaki reaksiyonlar ile üretilen yüksek enerjili nötronlar, eşdeğer doz nötronuna yaklaşık olarak 1/2 ile 2/3 oranında katkıda bulunurlar (Zheng, 2007).

#### **Tedaviye Ait Soğurulmuş Doz Başına Nötron Doz Eşdeğeri Üzerine Alan Etkisi**

Doz eşdeğeri üzerine proton alanının (FS) etkisini değerlendirmek için her bir alan için  $(H/D)_{FS}$  değerleri incelenmiştir. Ve alanın sıfır olduğu  $(H/D)_0$  değeri dikkate alınmıştır.



Şekil 4. Yönlendirme açıklık kenar uzunluğunun bir fonksiyonu olarak alana bağlı  $(H/D)_{FS} / (H/D)_0$  değişim grafiği (Zheng, 2007).

Şekil 2.1. eşmerkezde,  $r = 150\text{ cm}$ ,  $\theta = 0^\circ$  ve  $r = 150\text{ cm}$ ,  $\theta = 90^\circ$  konumlarında  $(H/D)_{FS} / (H/D)_0$  oranının davranışı gösterilmektedir. Bu çalışmada 2 saçılma dikkate alınır ve dağılım modülatör cihazı kullanılarak hastalara proton tedavisi uygulanırken cihazın ışın yönlendirme açıklık alanı  $18 \times 18\text{ cm}^2$  den  $10 \times 10\text{ cm}^2$  ye azaltıldığı durumda nötron doz eşdeğeri yaklaşık olarak eşmerkezde %29,  $r = 150\text{ cm}$ ,  $\theta = 0^\circ$  konumunda % 33 ve  $r = 150\text{ cm}$ ,  $\theta = 90^\circ$  konumunda ise % 9 oranında artar (Zheng, 2007).

Artan alan değerlerine karşılık H/D oranı azaltılmaktadır. Bu durum protonun davranışına bağlanabilir. Çünkü ışın yönlendirme açıklık alanı artıkça, enjektörden daha fazla proton sızıntısı olur. Ancak  $r = 150\text{ cm}$ ,  $\theta = 0^\circ$  konumunda istisna bir durum vardır. Bu durumda alan  $0 \times 0\text{ cm}^2$  den  $6 \times 6\text{ cm}^2$  ye artırıldığında H/D oranında artar. Bu artış enjektörün yukarı yöndeki diğer bileşenlerinden daha fazla nötron üretilmesiyle açıklanabilir (Zheng, 2007).

#### Herbir Tedaviye Ait Soğrulmuş Doz Başına Nötron Doz Eşdeğerine Konum Etkisi

Tedavi odalarında eşdeğer doz üzerine konumun etkisini değerlendirmek için uzaklığın bir fonksiyonu olan  $H(d)/D$  değerleri incelenmiştir. Bu incelemede son yönlendirme açıklığı kapalı olan bir simülasyon oluşturulmuştur.

Çizelge 1. Konuma bağlı (H/D) değerleri (Zheng, 2007)

$r$ (cm)	$H/D$ (mSv Gy <sup>-1</sup> )			
	$\theta = 0^\circ$	$\theta = 45^\circ$	$\theta = 90^\circ$	$\theta = 120^\circ$
0	20.195	–	–	–
50	3.089	3.564	3.909	6.188
100	1.242	1.296	1.264	1.588
150	0.685	0.678	0.641	0.866
200	0.442	0.472	0.394	0.552

Enjektör çevresinde konumun fonksiyonu olarak H(d)/D'nin alacağı değerler Çizelge 3.1'de verilmiştir. H(d)/D değeri eşmerkezde en büyük değerini alır. Tüm açılarda eşmerkezden uzaklaştıkça H(d)/D değeri azalır. Eşmerkezden sabit uzaklıktaki artan açı değerlerine karşılık H(d)/D değerleri de artar. Ancak önemli bir istisna vardır. Eşmerkezden 100 cm, 150 cm ve 200 cm uzaklıkta açı değeri 45°'den 90°'ye artırıldığında H(d)/D değeri azalmaktadır.

Bu çalışmada ölçümler yapılırken kullanılan araç ve gereçlerin hesaba katılması ölçümlerde belirsizliğe neden olur. Bu nedenle simülasyondaki H(d)/D değerlerindeki belirsizliklerin çok büyük olduğu sanılmaktadır. Sistemik olarak simülasyon değerlerinin gösterildiği Harvard ışın eksenleri için yapılan ölçümler ve önceki simülasyon değerlendirme karşılaştırmaları, ölçülen değerlerden daha büyüktür. Bu farkın bir bölümü, 10 MeV enerjiden daha büyük enerjiye sahip nötronlara, kullanılan araç - gereçlerin gösterdiği tepkiden kaynaklanmaktadır. Ve H(d)/D değerlerindeki belirsizlik % 40 olarak hesaplanmıştır (Zheng, 2007).

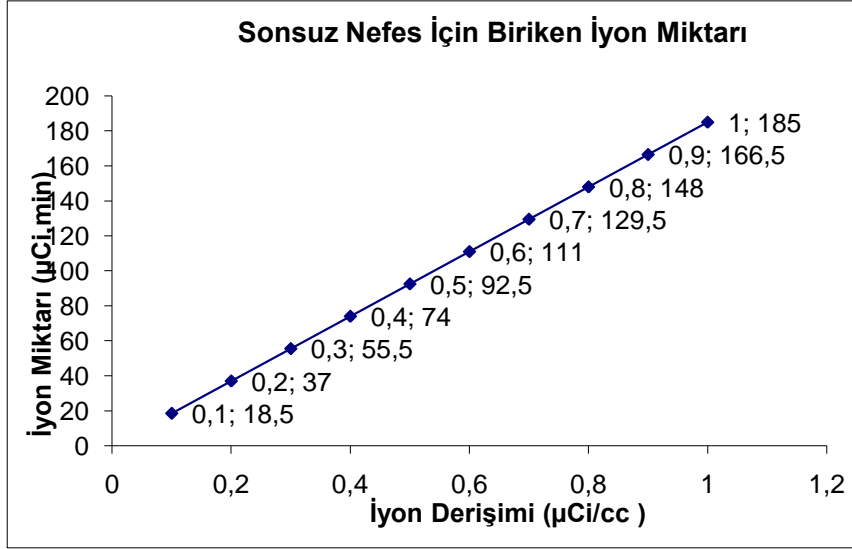
#### **Kripton Derişimine Bağlı Olarak Akciğerlerde Biriken Doz Miktarı**

Bu hesaplamalarda Kripton içeren ortamdan tek bir nefes ve bundan sonraki nefeslerin ise radyoaktif olmayan ortamdan alındığı varsayılmıştır. Buna göre insanlar tek bir nefeste 600cc değerindeki havayı içine çeker. Çekilen bu havanın 450cc'si alveol bölgesine ulaşır. Orada kanla değiştirilmek üzere bekleyen 2500cc değerinde hava ile karışır. Geri kalan 150cc değerindeki hava ise ölü alan denilen bölgede hapsolür.

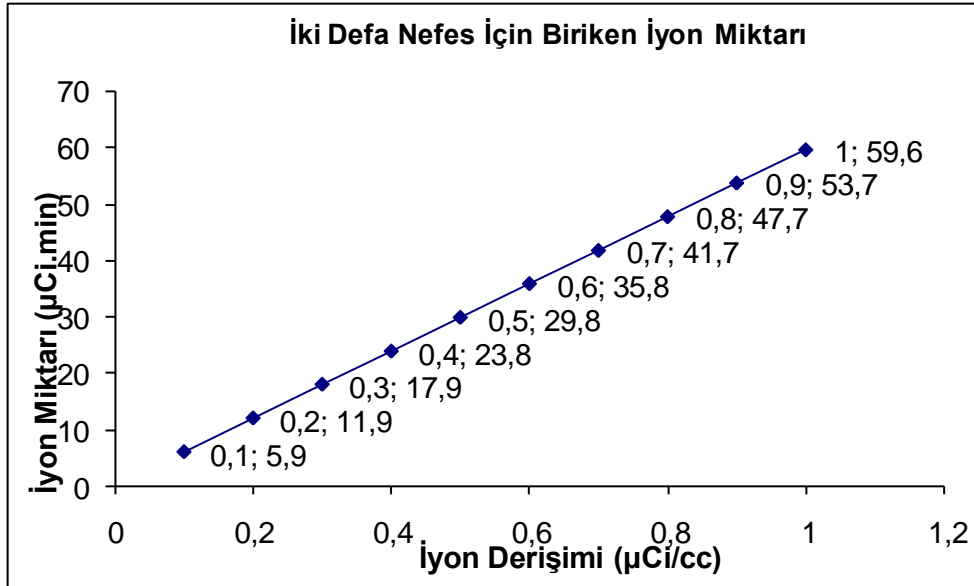
Yapılan hesaplamalarda alveol hava hacmi ( $V_A$ ) 3100cc, gelgit hacmi ( $V_T$ ) 600cc ve ölü bölge hacmi ( $V_D$ ) ise 150cc nefes kabul edilmiş ve kişinin dakikada 20 kez nefes aldığı varsayılmıştır.

Ortamdaki iyon değişimine bağlı olarak sonsuz sayıdaki nefes ve sınırlı sayıdaki nefes için akciğerlerde biriken iyon miktarı sırasıyla Şekil 4 ve Şekil 5'te verilmiştir.





Şekil 5. Ortamdaki iyon derişimine bağılı olarak akciğerlerde biriken iyon miktarı



Şekil 6. Ortamdaki iyon derişimine bağılı olarak akciğerlerde biriken iyon miktarı.

0.1 µCi/cc yoğunluğundaki havanın alveol bölgesindeki doz hesabı:

**Alınan ilk nefes sonunda:**

$$\text{Alveol bölgesindeki aktivite} = 450 \times 0.1 = 45 \mu\text{Ci}$$

$$\text{Ölü bölgedeki aktivite} = 150 \times 0.1 = 15 \mu\text{Ci}$$

$$\text{Alveol bölgesindeki hava hacmi} = 2500 + 600 = 3100 \text{ cc}$$

$$\text{Alveol bölgesindeki aktivite derişimi} = 45/3100 = 0.0145 \mu\text{Ci/cc}$$

**Verilen ilk nefes sonunda:**

$$\text{Alveoldan dışarı verilen nefesteki kesirli aktivite} = 600/3100 = 0.19$$

$$\text{Alveollerde tutulan kesirli aktivite} = 2500/3100 = 0.81$$

$$\text{Alveol bölgesindeki aktivite} = 45 \times 0.81 = 36.4 \mu\text{Ci}$$

$$\text{Ölü bölgedeki aktivite} = 15 \times 0.0145 = 0.22 \mu\text{Ci}$$

Devam eden nefeslerde solunan havanın Kripton içermediğini varsayalım fakat Kripton'un küçük bir miktarı ölü bölümde bulunan hava tarafından alveol bölgesine taşınır.

**Alınan 2. nefes sonunda:**

$$\text{Alveol bölgesindeki aktivite} = 36.4 + 0.22 = 36.62 \mu\text{Ci veya başlangıç aktivitesi} \times 0.855$$

$$\text{Ölü bölgedeki aktivite} = 0$$

**Verilen 2. nefes sonunda:**

$$\text{Alveol bölgesindeki aktivite} = 36.62 \times 2500/3100 = 29.5 \mu\text{Ci}$$

$$\text{Ölü bölgedeki aktivite} = 36.62 \times 150/3100 = 1.8 \mu\text{Ci}$$

**Alınan 3. nefes sonunda:**

$$\text{Alveol bölgesindeki aktivite} = 29.5 + 1.8 = 31.3 \mu\text{Ci veya bir önceki aktivite} \times 0.855$$

$$\text{Ölü bölgedeki aktivite} = 0$$

**Verilen 3. nefes sonunda:**

$$\text{Alveol bölgesindeki aktivite} = 31.3 \times 2500/3100 = 25.2 \mu\text{Ci}$$

$$\text{Ölü bölgedeki aktivite} = 31.3 \times 150/3100 = 1.5 \mu\text{Ci}$$

Bu sonuçlara göre her bir nefesteki aktivitenin bir önceki aktivitenin 0.855'ine düştüğünü görebiliriz. Eğer kişinin dakikada 20 kez nefes aldığını varsayarsak tek bir nefes için geçen zaman 1/20 dakika olur.

Buna göre ilk nefeste alınan doz değeri:

$$45 \mu\text{Ci} / 1000 \text{ gm} \times 0.22 \text{ MeV} \times 1/20 \text{ min} \times 1 \text{ gm\_mrad} / 62500 \text{ MeV} \times 2.2 \times 10^6 / \text{min} \_ \mu\text{Ci} = 0.02 \text{ mrad}$$

$$\text{Toplam doz} = 0.02 + 0.02 \times 0.855 + 0.02 \times (0.855)^2 + \dots$$

$$= 0.02 \times 1 / (1 - 0.855) = 0.14 \text{ mrad}$$

## SONUÇLAR

Tedaviye ait proton ışın dağıtım sistemleri nötron üretirler. Ve bu nötronlar, nötron doz eşdeğerini oluştururlar. Bu çalışmada Monte Carlo Metodları kullanılarak nötron doz eşdeğeri (H), tedaviye ait soğrulmuş doz (D) ve nötron enerjisindeki doz eşdeğer dağılımı H(E) hesaplanmıştır. Elde edilen bulgular, eşmerkezde proton yönlendirme alan değerinin  $18 \times 18 \text{ cm}^2$  den  $0 \times 0 \text{ cm}^2$  ye azaltıldığında H/D değerinin  $13 \text{ mSvGy}^{-1}$  den  $20 \text{ mSvGy}^{-1}$  e arttığını

göstermektedir. H/D değerleri tedavi odalarındaki konuma göre farklı değerler alır. Genellikle eşmerkezden uzaklaştıkça H/D değeri azalır. Eşmerkezde H/D değeri 20 Sv Gy<sup>-1</sup> iken, eşmerkezden 150 cm uzaklıkta H/D değeri 0.9 mSv Gy<sup>-1</sup> değerini alır.

Bu çalışmalar gösteriyor ki proton radyo terapilerinde hasta aynı zamanda nötronlara da maruz kalmaktadır. Ve bu önemli bir durumdur.

Çalışmada kullanılan model metodları geliştirilerek rutin klinik tedavi işlemlerinde H/D değerlerinin tahminleri yapılabilir.

Ayrıca bu çalışmada; ortamdaki kripton yoğunluğuna bağlı olarak akciğerlerin içine çekilen kripton doz değeri hesaplanmıştır. Bu hesaplamada kişinin tek bir nefeste 600cc değerindeki havayı içine çektiği ve bu havanın 450cc'sinin alveol bölgesine ulaştığı geri kalan 150cc değerindeki havanın ise ölü bölgede hapsediği kabul edilmiştir. Yapılan hesaplamalarda ilk nefesin Kripton içerdiği ve bundan sonraki nefeslerin kripton içermediği varsayılmıştır.

Bu çalışmanın sonucunda elde edilen bulgular her bir nefesteki Kripton aktivitesinin bir önceki Kripton aktivitesinin 0.855'ine düştüğünü göstermektedir. Ortamdaki Kripton yoğunluğu arttıkça vücudun maruz kaldığı doz miktarının da aynı miktarda arttığı görülmektedir.

#### **KAYNAKLAR**

ZHENG, Y., NEWHAUSER, W.D., FONTENOT, J.D., KOCH, N.C., (2007).  
Proceedings of The American Nuclear Society 14th Biennial Topical  
Meeting of The Radiation Protection and Shielding Division, American  
Nuclear Society, 256s