T.C.
CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI
NÜKLEER FİZİK BİLİM DALI

BRAKİTERAPİ TEDAVİSİNDE KULLANILAN DÜŞÜK ENERJİLİ GAMA IŞINLARI İÇİN HETEROJEN ORTAMLARDAKİ RADYASYON DOZ DAĞILIMLARININ MİKRO ÖLÇEKLİ FANTOMLAR ÜZERİNDE MONTE CARLO YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

İdris KALP

Danışman
Doç. Dr. Gültekin YEĞİN

MANİSA–2016

TEZ ONAYI

İdris KALP tarafından hazırlanan "Brakiterapi Tedavisinde Kullanılan Düşük Enerjili Gama Işınları İçin Heterojen Ortamlardaki Radyasyon Doz Dağılımlarının Mikro Ölçekli Fantomlar Üzerinde Monte Carlo Yöntemiyle İncelenmesi" adlı tez çalışması 09/09/2016 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri önünde Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS tezi olarak başarı ile savunulmuştur.

Danışman	**Doç. Dr. Gültekin Yeğin** Celal Bayar Üniversitesi	.....
Jüri Üyesi	**Prof. Dr. İsmail MARAŞ** Celal Bayar Üniversitesi	.....
Jüri Üyesi	**Doç. Dr. Müslim Murat SAÇ** Ege Üniversitesi	……..

TAAHHÜTNAME

Bu tezin Celal Bayar Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nde, akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

İdris KALP

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER ..... **I**

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ ..... **III**

ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **IV**

TEŞEKKÜR ..... **VII**

ÖZET ..... **VIII**

ABSTRACT ..... **IX**

1. GİRİŞ **1**

2. GENEL BİLGİLER **2**

2.1. RADYOTERAPİ **4**

2.1.1. Harici Radyoterapi 5

2.1.2. Brakiterapi 6

2.2. MONTE CARLO SİMÜLASYONU **9**

2.3. TG-43 FORMALİZMİ **11**

2.3.1. Hava Kerma Gücü (S_k) 13

2.3.2. Doz Hızı Sabiti (Λ) 13

2.3.3. Geometri Faktörü (G (r, θ)) 13

2.3.4. Radyal Doz Fonksiyonu (g(r)) 14

2.3.5. Anizotropi Fonksiyonu (F(r, θ)) 14

2.4. TG-186 RAPORU **15**

3. MATERYAL VE METOT **17**

3.1. EGSnrc MONTE CARLO KODU 17

3.2. BRACHYDOSE KULLANICI KODU 18

3.3. DOSE3D KULLANICI KODU 19

3.4. FANTOM TASARIMI 20

4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA 23

KAYNAKLAR 57

ÖZGEÇMİŞ 60

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

EGS: Electron Gamma Shower

EGSnrc: Electron Gamma Shower National Resources of Canada

EGS-MG: EGS Multi Geometry Package

NRCC: National Research Council of Canada

MC: Monte Carlo

AAPM: The American Association of Physicists in Medicine

TG-43: Task Group 43

TG-186: Task Group 186

TPS: Tedavi Planlama Sistemleri

HDR: High Dose Rate

keV: Kilo Elektron Volt

MeV: Mega Elektron Volt

GeV: Giga Elektron Volt

DVH: Doz Volüm Histogramı

MBDHA: Model Bazlı Doz Hesaplama Algoritmaları

CT: Computerized Tomography

BT: Bilgisayarlı Tomografi

LDR: Low Dose Rate

MDR: Medium Dose Rate

HDR: High Dose Rate

SI: Système International d'Unités

LINAC: Linear Accelerator

ICRU: International Comission of Radiation Units

ICRP: International Comission of Radiological Protection

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Küresel bir voksel örneği. 3
Şekil 2.2. Dikdörtgensel bir voksel örneği. 3
Şekil 2.3. Bir voksel içerisinde üç farklı noktanın tanımlanması. 4
Şekil 2.4. AAPM TG-43 raporunda belirtilen doğrusal kaynağın şematik gösterimi. 12
Şekil 3.1. Tek materyal veya homojen karışım içeren voksel örneği. 20
Şekil 3.2. İki materyal içeren heterojen vokselde, materyal dağılımlarının temsili... 21
Şekil 3.3. Üç materyal içeren heterojen vokselde, materyal dağılımlarının temsili. . 21
Şekil 4.1. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 24
Şekil 4.2. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunun 1 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 25
Şekil 4.3. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 26
Şekil 4.4. Merkezi x=1,.0 cm noktasında bulunan 1 mm boyutundaki Su-Akciğer içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 27
Şekil 4.5. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 28
Şekil 4.6. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan 1 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 29
Şekil 4.7. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 30
Şekil 4.8. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan 1 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 31
Şekil 4.9. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 32
Şekil 4.10. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 33

Şekil 4.11. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 34
Şekil 4.12. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 35
Şekil 4.13. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 36
Şekil 4.14. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 37
Şekil 4.15. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 38
Şekil 4.16. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 39
Şekil 4.17. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 40
Şekil 4.18. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 1 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 41
Şekil 4.19. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 42
Şekil 4.20. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 1 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 43
Şekil 4.21. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 44
Şekil 4.22. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 1 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 45
Şekil 4.23. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 46
Şekil 4.24. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 1 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 47
Şekil 4.25. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 48

Şekil 4.26. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 49
Şekil 4.27. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 50
Şekil 4.28. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 51
Şekil 4.29. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 52
Şekil 4.30. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 53
Şekil 4.31. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği. 54
Şekil 4.32. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili. 55

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmam boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak, maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, çalışma süresince yoluma ışık tutan değerli hocam Doç. Dr. Gültekin YEĞİN'e teşekkürlerim sunarım. Çalışmalarım sırasında kullandığım BrachyDose programının kullanımı ile ilgili verdiği bilgilerden ötürü doktora öğrencisi Ramazan GÜMÜŞ'e, geçmişte yapılan benzer çalışmalara ulaşmamda yardımcı olan araştırma görevlisi Sibel SARIAYDIN'a ve değerli arkadaşım Burcu ARAS'a teşekkürlerimi sunarım. Bu süre boyunca maddi manevi desteğini esirgemeyen aileme ve babam Remzi KALP'e ve tez çalışmalarım sırasında bilgi birikiminden ve yorumlarından etkilendiğim ve faydalandığım değerli arkadaşım Sevkan UZEL'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca sunucularının kullanımına izin vererek, bu çalışmada yapılan hesaplamaların gerçekleştirilmesine olanak sağlayan TÜBİTAK ULAKBİM, Yüksek Başarım ve Grid Hesaplama Merkezi'ne (TRUBA) teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BRAKİTERAPİ TEDAVİSİNDE KULLANILAN DÜŞÜK ENERJİLİ GAMA IŞINLARI İÇİN HETEROJEN ORTAMLARDAKİ RADYASYON DOZ DAĞILIMLARININ MİKRO ÖLÇEKLİ FANTOMLAR ÜZERİNDE MONTE CARLO YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

İdris KALP

Celal Bayar Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Nükleer Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Gültekin YEĞİN

Üç boyutlu brakiterapi doz hesaplamalarında, voksellere ayrılmış doz hesaplama geometrilerinin oluşturulması amacıyla, bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden faydalanılmaktadır. Bu çalışmanın amacı, brakiterapi kaynakları için BT tabanlı fantomların voksel içi materyal heterojenliğine bağlı olarak ortaya çıkması muhtemel dozdaki belirsizlikleri araştırmaktır. Bu amaçla farklı deney senaryoları hazırlanmış ve bu senaryoların her birinde, sonsuz büyüklükte bir su ortamı içerisine tek bir yüksek doz hızlı ^{192}Ir kaynağı yerleştirilmiştir. Farklı senaryolarda kaynağın merkezi dik ekseni üzerinde 1 cm veya 0,5 cm uzaklıkta, 1,0x1,0x1,0 mm^3 yada 2,0x2,0x2,0 mm^3 boyutlarında hedef hacim bölgeleri belirlenmiştir. Bir hedef bölge kendi içerisinde 10x10x10 adet kübik alt voksellere bölünmüştür. Hedef hacim içerisindeki farklı alt voksellere su, hava, akciğer dokusu, kemik dokusu ve adipoz dokusundan oluşan heterojen materyaller atanmıştır. Başka bir hesaplamada ise, bu voksellere, kullanılan heterojen materyallerin element bileşimlerinin tümünden oluşan tek bir materyal yerleştirilmiştir. Hesaplamalar, BrachyDose Monte Carlo kodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ters kare yasasının etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla, $r^2D(r)$ değerleri hesaplanmıştır. Sonuçlar, voksel içi materyal heterojenliklerinin, sırasıyla 1,0x1,0x1,0 mm^3 ve 2,0x2,0x2,0 mm^3 hedef hacimler içerisindeki brakiterapi doz dağılımlarında % 3 veya % 5'e varan oranlarda farklılığa neden olabileceğini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: TG-43, TG-186, MBDHA, Brakiterapi, Monte Carlo, BrachyDose.

2016, 73 sayfa

ABSTRACT

Master of Science Thesis

EVALUATION OF THE EFFECTIVENESS OF THE SYSTEMS USED IN BRACHYTHERAPY DOSE CALCULATIONS BY THE MONTE CARLO METHOD

İdris KALP

Celal Bayar University
Graduate School of Applied and Natural Sciences
Department of Nuclear Physics

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Gültekin YEĞİN

CT based images are used to reconstruct a voxelized dose calculation geometry in 3D brachytherapy treatment planning. Our purpose in this study is to investigate dose uncertainties due to intra-voxel inhomogeneities of CT based phantoms for brachytherapy sources. In order to achieve this purpose, an HDR ^{192}Ir source was placed in a water phantom. A target volume with the dimensions of either 1.0x1.0x1.0mm^3 or 2.0x2.0x2.0mm^3 was located at either 0.5 cm or 1 cm away from the source center and on the transverse axis of the source. In addition, the target volume was divided into a grid of 10x10x10 cubic sub-voxels. Heterogeneous media within the target volume was obtained by filling each sub-voxel with one of 5 different materials (i.e. water, air, adipose, bone or lung tissue). In another comparison study, the target volume was filled with only one medium, a kind of material which has an average elemental composition and mass density over sub-voxels at the other simulation geometry. BrachyDose Monte Carlo code was used in all dose calculations. In order to eliminate inverse square dependence, $r^2D(r)$ values were evaluated. Our results shows that intra-voxel heterogeneities may result in up to 3% or 5% dose difference on the brachytherapy dose distributions for either 1.0x1.0x1.0mm^3 or 2.0x2.0x2.0mm^3 target volumes, respectively.

Keywords: TG-43, TG-186, MBDCA, Brachythrerapy, Monte Carlo, BrachyDose.

2016, 73 sayfa

1. GİRİŞ

1896 yılında radyum elementinin keşfi ve 1901 yılında radyumun tedavi amaçlı kullanılması, kanser tedavisinde radyoterapi çağını başlatan ilk adımlar olmuştur.[1] Bu uygulama, günümüzde radyoterapinin bir türü olan brakiterapi olarak bilinmekte ve özellikle baş-boyun bölgesi, prostat, meme, rahim ağzı kanserleri için kullanılmaya devam etmektedir. Gerek tedavinin başarısını arttırmak, gerek personeli ışımaya maruz bırakmamak, gerekse sağlıklı dokuya verilecek hasarı en az seviyede tutma amacıyla, zaman içerisinde çeşitli tedavi planlama modelleri geliştirilmiştir. Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği'nin oluşturduğu görev grubu TG-43'ün 1995 tarihli raporu, brakiterapi için bugün hala geçerliliğini koruyan bir doz hesaplama modelini literatüre kazandırmıştır. TG-43 doz hesaplama modeli klinik uygulamalarda hala kullanılmaya devam etmektedir.

TG-43 doz hesaplama formalizmi, klinik uygulamalar açısından hızlı ve pratik bir çözüm sunmasına karşın, heterojen ortamlar için yetersiz kalmaktadır. Bunun nedeni TG-43 formalizminin su ortamındaki hesaplamalar için öneriler getirmesidir. Bu nedenle gerçek hayattaki vücut ortamı, kaynak ve aplikatörlerinin heterojen yapısını modellemekte yetersiz kalmaktadır.[2] Su tabanlı TG-43 doz hesaplamalarının yetersiz kalması ve gelişen bilgisayar teknolojileri, Model Bazlı Doz Hesaplama Algoritmaları'nın (MBDHA'lar) geliştirilmesine neden olmuştur. MBDHA'lar hasta, kaynak ve aplikatör heterojenliğini hesaba katarak, ortam içerisinde daha hassas hesaplamalar yapmaya olanak tanır.[2] MBDHA'lar çoğunlukla hastaya bağlı sonuçlar verir ve hesaplama süreleri nispeten daha uzundur.

MBDHA'lar kullanılarak gerçekleştirilen doz hesaplamalarında, voksel boyutlarının 1 mm veya 2 mm olarak seçilmesi tavsiye edilmektedir.[2] Ancak daha küçük boyutlarda voksel kullanımına ilişkin herhangi bir kısıtlama bulunmamaktadır. Daha küçük boyutlarda voksel kullanımının, hesaplanan doz değerleri üzerinde getireceği iyileşmeler tam olarak incelenmemiştir. Bu çalışmanın amacı; MBDHA'ların kullanımında 1 mm ve 2 mm'lik vokseller kullanmanın, doz verileri üzerindeki etkilerini araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

Radyoterapi tedavi planlamalarında, radyasyonun bir doku üzerinde vereceği hasar, radyasyonun dokuya bıraktığı doz üzerinden değerlendirilir. Bu nedenle radyoterapi tedavi planlamalarında, radyasyonun dokuya bırakacağı doz miktarının belirlenmesi büyük önem taşır.

Doz, radyasyonun ortam içerisinde bıraktığı enerji olarak tanımlanır. Doz, madde içerisindeki noktalar üzerinden belirlenir. Boyutu enerji/kütle olup, birimi Gray'dir. 1 Gray, Uluslararası Birimler Sistemi'nde (SI) 1 Joule/kg olarak tanımlanır. Doz noktada hesaplanan bir büyüklüktür.

$$Doz = \lim_{\Delta m \to 0} \frac{\Delta E}{\Delta m} \tag{1.1}$$

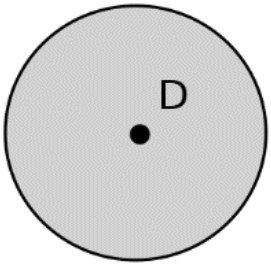
Burada ΔE, doz hesaplama noktası civarında, radyasyon parçacıkların tarafından ortama aktarılan enerjilerin toplamıdır.

$$\Delta E = \sum_i E_i \tag{1.2}$$

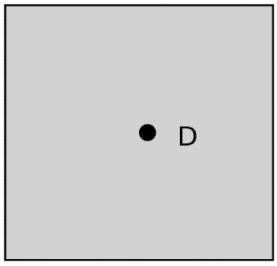
E_i, doz hesaplama noktası yanında gerçekleşen bir etkileşme sonucunda ortama aktarılan enerjidir.

Matematiksel olarak noktaların boyutu yoktur. Noktaların boyutu veya hacmi olmadığı için, kütleye de sahip değillerdir. Doz kavramı, o noktaya kütle başına aktarılan radyasyon enerjisi olarak tanımlandığı için, bir noktadaki dozu hesaplamak matematiksel olarak imkânsızdır. Bu nedenle bir noktadaki dozu hesaplamak için, doz etrafında bir hacim seçilir. Bu hacim voksel olarak adlandırılır. Voksel kelimesi,

İngilizce “**vo**lume pi**xel**” kelimelerinin kısaltması olan “voxel” kelimesinden türetilmiştir.

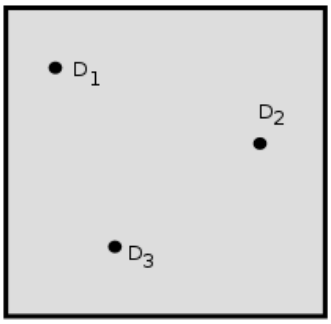


Şekil 2.1. Küresel bir voksel örneği.



Şekil 2.2. Dikdörtgensel bir voksel örneği.

Bir nokta etrafındaki voksel istenilen büyüklük ve şekilde seçilebilir. Doz hesaplama noktası, vokselin merkezi kabul edilir. Bir nokta etrafında seçilen hacmin geçerli bir voksel olabilmesi için, hacim içerisinde seçilen bütün noktalarda dozun eşit olması gerekir.



Şekil 2.3. Bir voksel içerisinde üç farklı noktanın tanımlanması.

Şekil 2.3.'te örnek bir voksel gösterilmektedir. Bu voksel içerisinde $D_1 = D_2 = D_3$ olduğu sürece, voksel hacmi istenilen büyüklükte seçilebilir. Eğer bu eşitlik sağlanmıyorsa, her bir nokta, ayrı bir doz hesaplama noktası olarak değerlendirilmeli ve her nokta etrafında ayrı vokseller seçilmelidir. Bu koşul sağlanmadığı takdirde, voksel içerisinde hesaplanan doz, bütün noktalardaki dozun ortalaması olur. Ortalama doz, voksel içerisindeki sıcak ve soğuk noktalar hakkında bilgi vermez. Dozun hangi bölgede daha yüksek veya daha düşük olduğuna dair bir bilgi vermez. Bir vokselde hesaplanan doz, voksel içerisindeki bütün noktalarda aynı kabul edilir. Buna doz homojenliği denir. Doz hesaplama noktası civarında, doz gradyenti yani dozdaki değişim dD/dx yüksekse, doz homojenliği sağlanamaz ve her farklı doz hesaplama noktasını kapsayacak şekilde, küçük hacimli vokseller seçilmesi gerekir.

2.1. RADYOTERAPİ

Radyoterapi, insan vücudundaki tümör dokusunun radyasyona maruz bırakılarak yok edilmesine dayanan bir tedavi şeklidir. Tedavi sırasında amaç, tümör dokusuna en yüksek radyasyon dozunu vererek ölmesini sağlamak, sağlıklı dokuya da zarar vermemektir. Bu nedenle radyoterapi uygulanmadan önce, bu koşulları sağlamak amacıyla uygun bir tedavi planlaması yapmak gerekir.

Radyasyona maruz kalan tümör dokusu, kendini onaramaz. Fakat sağlıklı dokular, radyasyonun verdiği zararı telafi edebilir. Bu nedenle tedavi, sağlıklı hücrelerin kendini onarabilmesi için, belirli periyotlarla tekrarlanabilir. Tedavi sırasında, sağlıklı hücrelere daha fazla zarar vermemek için, tek seans içerisinde,

sağlıklı dokunun en az dozu alacağı şekilde bir tedavi planlaması yapılabilir. Daha sonra hastaya, hücrelerin kendilerini onarabilmesi için süre verilir. Bu süre içerisinde sağlıklı hücreler kendini yenileyebilirken, tümör hücreleri yenileyemez. Böylelikle aralıklı birkaç seansta, tümörün en yüksek dozu alması sağlanırken, sağlıklı hücreler korunmuş olur.

Radyoterapi kanserin cinsi, yerleşim yeri, hastanın sağlık durumu, hastanın yaşı ve kanserin hangi aşamada olduğu gibi durumlara bağlı olarak, farklı şekillerde uygulanabilir. Radyoterapi küratif ve palyatif olmak üzere, iki farklı amaçla uygulanabilir. Palyatif tedavide, kanserin ortadan kaldırılmasının mümkün olmadığı ileri aşamalarda, hastanın yaşam kalitesini arttırmak amaçlanır. Küratif tedavide ise amaç, tümör dokusunun yok edilerek, kanserin iyileştirilmesidir. Radyoterapi, diğer tedavi olanaklarına kıyasla daha az yan etkiye sahiptir.

Radyoterapi, iki farklı şekilde uygulanabilir:

a) Harici radyoterapi
b) Brakiterapi

2.1.1. Harici Radyoterapi

Harici radyoterapi, radyasyonun vücut dışından uygulandığı radyoterapi türüdür. Bu tedavide radyasyon, vücut dışındaki bir kaynaktan, vücut içerisindeki bir hedefe yönlendirilir. Radyoaktif ışınlar, tümöre giderken, yolları üzerindeki sağlıklı dokuya da zarar verirler. Ama sağlıklı doku, belirli bir süre içerisinde bu zararı telafi edebilir. Bu nedenle bu tedavide toplam doz, zamana yayarak, birden fazla seansta verilir. Tedavi süresince, sağlıklı dokuyu korumak amacıyla, radyasyon sürekli aynı bölgeden verilmez. Tedavi süresi, koşullara bağlı olarak, 1 gün ile 8 hafta arasında değişebilir. Bu tedavide radyasyon kaynağı olarak, doğrusal hızlandırıcılar (LINAC) ve Co-60 cihazları gibi araçlar kullanılır.

2.1.2. Brakiterapi

Brakiterapi, tümör dokusunun vücut içerisinden ışınlanmasıyla yapılan bir tedavi çeşididir. Brakiterapi, Yunanca'da "yakından tedavi" anlamına gelmektedir. Küçük radyoaktif kaynakların –tohum kaynaklar- tümörün içerisine veya çevresine yerleştirilmesiyle, tümör dokusuna radyasyon verilir. Bu kaynaklar tohum, iğne, tel, şerit şeklinde olabilirler. Bu kaynaklar, doğal vücut boşluklarına veya çeşitli tüpler yardımıyla tümörün içerisine doğrudan yerleştirilebilirler. Brakiterapide ışınlama süresi, uygulanmak istenen doza göre değişebilir.

Ters kare kanunundan dolayı, uygulanmak istenen dozun kaynağa olan uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak değişmesi, dozun hızlı bir şekilde azalmasına neden olur. Bu nedenle kritik organlara yakın dokularda, ışınlamayı dokuya yakın bir bölgeden yapmak gerekebilir. Bu sayede kaynağın yakınında olan tümör en yüksek dozu alır, çevresindeki sağlıklı doku da en düşük dozu alır.

Brakiterapi, harici radyoterapiye tamamlayıcı tedavi olarak uygulanabildiği gibi, tek başına tedavi edici olarak da uygulanabilir. Brakiterapi, harici radyoterapiye göre daha az yan etkiye sahiptir.

Brakiterapi, 1898'de radyumun keşfinden sonra uygulanmaya başlamıştır. 1903'te ilk olarak Dederlein tarafından, rahim ağzı kanserini tedavi etmek için kullanılmıştır.[1] 1954'te yapay radyoizotoplar kullanılmaya başlanmış, bu sayede kaynak boyutları küçülmüştür. 1980 yılından itibaren sonradan yüklemeli brakiterapi sistemleri geliştirilmeye başlanmıştır.

Brakiterapide kaynak olarak kullanılan ilk radyoizotoplar, 1600 yıllık yarı ömre sahip radyum ve onun yavru çekirdeği radondur. Esas gama kaynağı olarak, gaz halindeki radon kullanılmıştır. Kullanıldıkları yıllarda, radyum tüpleri çok sıkı ve sızıntılar için sürekli kontrol edilmek zorundaydı. Radyumun ortalama gama enerjisi 0,78 MeV'dir. Düşük gama enerjilerinde, fotoelektrik olaydan dolayı kemikte soğurulan doz, yumuşak dokudakinden daha yüksek olmaktadır. Bu nedenle yayınlanan enerji, bu etkiyi minimize edecek kadar yüksek, fakat saçılan

radyasyonun seviyesini düşürecek kadar da yüksek olmalıdır. Bu koşulları sağlayan uygun enerji aralığı 0,2 ile 0,4 MeV arasında değişmektedir. Kaynaklar, sonradan yüklemeli sistemlerde eğri tüpler içerisinden rahatça geçebilecek kadar küçük olmalı ya da esnek olmalıdır. Ayrıca kaynağın zehirli, çözünür, kolayca kırılabilen ve zırhı kırıldığında kolayca dağılabilen olmaması gerekir. Fakat hiçbir kaynak, bu ölçütlerin tamamını sağlamaz. Bu nedenle kaynaklar, uygun oldukları durumlara özel seçilirler.[3]

Uranyumun parçalanması sonucu açığa çıkan Cs-137, 30 yıl gibi makul bir yarı ömre ve 0,662 MeV'lik ortalama enerjiye sahiptir. Gaz cinsinden yavru çekirdek oluşturmadığı için, 1960'lı yılların ortalarında, radyumun yerine kullanılmaya başlanmıştır. Daha çok jinekolojik uygulamalarda kullanılmıştır. LDR ve MDR sonradan yüklemeli sistemlerde kullanılmış, daha sonra yerini HDR Ir-192 sistemler almıştır. Çözünebilir bir element olduğu için, kana karışma riski vardır.[3]

Ir-192, 0,370 MeV ortalama enerjiye ve 74 günlük yarı ömre sahiptir Bu özellikleri onun radyum ve sezyum yerine kullanılmasını sağlamıştır. Bükülebilir tel şekline getirilebilmektedir. I-125, 60 günlük yarı ömre ve 35 keV'lik çok düşük bir enerjiye sahiptir. Bu nedenle kalıcı prostat implantlarında kullanılmaktadır.[3]

Brakiterapide kullanılan kaynakların çoğunluğu gama kaynağıdır. Ama bazı uygulamalarda beta ve nötron kaynakları da kullanılır. Tedavi planlaması açısından, tümörün boyutlarının tam olarak bilinmesi şarttır. Çünkü tedavi genellikle çok küçük bir hacim üzerinde uygulanır ve sağlıklı dokuya zarar vermek olasıdır. Tedavi uygulanacak bölgenin, kaynağın yerleştirilmesi, çıkarılması ve uygun bir şekilde konumlandırılması için erişilebilir ve uygun olmalıdır.

Brakiterapinin, harici radyoterapiye göre bazı avantajları vardır. Uygulanan radyasyonun dozu arttıkça, hastalıklı dokuyu kontrol etme olasılığı artar, böylece sağlıklı dokuya zarar verme olasılığı da artar. Brakiterapide, dozun çok yüksek bir kısmı tümör dokusuna verilerek, tümör dokusu kontrol edilebilir. Ters kare yasasından dolayı, tümörün aldığı doz ile etrafındaki sağlıklı dokunun aldığı doz arasında keskin bir düşüş vardır. Doz hızına, hedeflenen doz miktarına ve uygulama mesafesine bağlı olarak, tedavi süresi birkaç dakika ile birkaç gün arasında değişir ki

bu da göreceli olarak düşüktür. LDR uygulamalarda (< 1.0 Gy/sa), sağlıklı hücreler ile tümör hücreleri arasındaki onarım ve bölünme farklılıkları sayesinde, tümör hücrelerinin öldürülmesinde avantaj sağlanır. Genellikle hedef hacim içerisindeki doz dağılımı düşüktür. Tedavi planlaması dokunun çevresindeki bölgenin minimum dozu alacağı şekilde yapılır. Merkezde kaynak civarındaki bölgeler, bu sayede bu dozun iki katını alabilir. HDR uygulamalarda (> 12.0 Gy/sa), radyobiyolojik etkilerin değerlendirilmesi, harici radyoterapiyle aynıdır.

Brakiterapinin dezavantajları da vardır. Brakiterapi kaynaklarının çoğu gama kaynağı olduğu için, sağlık personelinin de dikkatsizlik sonucu radyasyona maruz kalma riski vardır. Bu risk, sonradan yüklemeli sistemler veya düşük enerjili kaynakların kullanılmasıyla azaltılabilir. Büyük tümörler brakiterapi için uygun değildir. Bununla birlikte brakiterapi, harici radyoterapi veya kemoterapi sonrası tamamlayıcı olarak kullanılabilir. Kaynaktan uzaklaştıkça, doz hızlı bir şekilde düştüğü için, kaynak yerleşiminin çok iyi yapılması gerekir. Kaynakların yerleşimi, kaynak aplikatörlerine, tümörün konumuna ve çevreleyen sağlıklı dokuya verilecek limit doza bağlıdır. Kaynak aplikatörlerinin yerleşiminin doğru yapılması özel yetenek ve eğitim gerektirir ve dünya üzerinde bu yeteneğe sahip personel sayısı azdır. Çevre dokularda mikroskobik tümörler görülebilir ve bu tümörlerin brakiterapi ile tedavi edilmesi mümkün olmayabilir.

Uygulama şekline göre brakiterapi üç türe ayrılır:

a) İntrakaviter Brakiterapi:

Radyoaktif tohum kaynaklarının doğal vücut boşluklarına yerleştirildiği brakiterapi çeşididir. Rahim ağzı, vajina, özofagus kanserlerinde kullanılır.

b) Yüzeysel Brakiterapi:

Radyoaktif kaynakların cilt yüzeyine yerleştirildiği brakiterapi çeşididir. Cilt kanserlerinde kullanılır.

c) İnterstisiyel Brakiterapi:

Radyoaktif kaynakların, doğrudan doku içerisine veya çevresine yerleştirildiği brakiterapi çeşididir. Radyoaktif kaynaklar, özel tüpler içerisinde doğrudan ya da sonrada yüklemeli sistemlerle yerleştirilebilir. Baş-boyun bölgesi, göğüs ve prostat kanserlerinde uygulanır.

Brakiterapi, uygulanan doz hızına göre 3 kısma ayrılır:

a) Düşük Doz Hızlı (Low Dose Rate – LDR):

Saatte 0,4 ile 2 Gy arasında doz uygulanan brakiterapi türüdür. Bu tedavide kullanılan kaynaklar ^{137}Cs, ^{103}Pd, ^{125}I'dır. Bu tedavide uygulanan implantlar kalıcıdır.

b) Orta Doz Hızlı (Medium Dose Rate – MDR):

Saatte 2 ile 12 Gy arasında doz uygulanan brakiterapi türüdür.

c) Yüksek Doz Hızlı (High Dose Rate – HDR):

Saatte 12 Gy'den daha yüksek doz uygulanan brakiterapi türüdür. ^{192}Ir, ^{60}Co, ^{169}Yb kaynakları kullanılır. Bu tedavide uygulanan implantlar geçicidir.

Geçici olarak yerleştirilen kaynakların aylar ve yıllar cinsinden yarı ömürleri vardır ve ortalama enerjileri 100 keV'in üzerindedir. Hastanın çevresindeki kişilerin radyasyona maruz kalmaması ve hastaların kendilerinin gerekenden fazla radyasyon almaması için, geçici implantların birkaç gün içerisinde çıkarılması gerekir. Kalıcı implantlar ise, kaynağın etkinlik süresi boyunca vücut içerisinde kalır.

2.2. MONTE CARLO SİMÜLASYONU

Monte Carlo yöntemi, deneysel problemlerin rasgele sayılar kullanılarak çözümlenmesine dayanan bir yöntemdir. Monte Carlo yönteminin ilk örneği, 1777 yılında Comte de Buffon tarafından uygulanmıştır.[4] 1886 yılında Laplace, bu

yöntemin pi sayısının hesaplanmasında kullanılabileceğini öne sürmüştür. II. Dünya Savaşı sırasında, von Neumann, Metropolis ve Ulam tarafından termonükleer silahlar geliştirmek için kullanılmıştır. Monte Carlo yöntemi, adını ünlü kumar kenti Monte Carlo'dan alır.

Fiziksel süreçler, fonksiyonellik açısından iki kısma ayrılır:

a) **Deterministik süreçler:** Herhangi bir belirsizlik içermeyen süreçlerdir. Başlangıç verileri aynı olduğu sürece, deneyin sonucu daima aynıdır.

b) **Stokastik süreçler:** Belirsizlik ve rasgelelik içeren süreçlerdir.

Stokastik süreçlerde, durumu karakterize eden rasgele değişkenler değiştikçe, deney sonucu değişebilir. Değişkenler kesikli veya sürekli değerler alabilir, zamana bağlı olarak değişebilir.[5] Madde ortamında hareket eden bir parçacığın durumu, stokastik süreçlere örnektir. Monte Carlo yöntemi, rasgele sayılar kullanılarak, stokastik bir sürece ilişkin istatistiksel bir dağılım elde etmek için kullanılır. Bunu yaparken, fiziksel dünyadaki gerçek veriler kullanılır.

Monte Carlo yöntemi kullanılarak, bilgisayarlar üzerinde bir problemin analiz edilmesi, Monte Carlo simülasyonu olarak adlandırılır. Monte Carlo simülasyonu, savunma teknolojileri, mühendislik, doğa bilimleri ve sosyoekonomik araştırmalarda sıklıkla kullanılır.

Parçacık taşımasında Monte Carlo simülasyonunun yapılabilmesi, bazı koşullara bağlıdır. Parçacıkların etkileşime gireceği materyaller, bulundukları konumlar iyi bilinmelidir. Simülasyon sırasında, parçacık belirli bir noktada ve enerjide yayınlanır ve adım adım takip edilir. Parçacığın davranışı, rasgele sayılar kullanılarak belirlenir ve bir sonraki adıma geçilir. Etkileşim sırasında açığa çıkan ikincil parçacıklar simülasyona dâhil edilebilir veya ihmal edilebilir. Simülasyona dâhil edilen parçacıkların taşınması ise, birincil parçacığın taşınması bittikten sonra yapılır. Birincil parçacığın taşınması, bölgeyi terk edene veya enerjisi belirli bir enerjinin altına düşene kadar devam eder.

Parçacık taşıması sırasında, parçacığın madde içerisindeki olası etkileşmeleri tesir kesitleriyle belirlenir. Simülasyon sırasında parçacığın yapacağı etkileşmeler, rasgele sayılar oluşturarak, tesir kesitlerinin denkleme katılmasıyla belirlenir.

Simülasyon sırasında üretilen rasgele sayılar, bilgisayarların deterministik yapıda olmalarından dolayı düzgün dağılımlı ve tekrar edilebilir özellikler gösterir. Bu sayılar bir matematiksel formüle dayandığı için, gerçekte birbirlerine bağımlıdır. Bu tür rasgele sayılara pseudo (sözde) rasgele sayılar denir.

Monte Carlo simülasyonu, gerçek deneylere kıyasla bazı avantajlara sahiptir. Monte Carlo simülasyonunda, fiziksel materyaller kullanılmadığı için, maliyeti daha düşüktür. Fiziksel deneylere kıyasla, daha hızlı sonuç alınabilir. İstatistiksel hataları düşürmek amacıyla, simülasyon istenilen sayıda tekrarlanabilir. Deney koşulları daha iyi kontrol edilebilir. Matematiksel olarak analizi yapılamayan problemlerin çözümü rahatlıkla yapılabilir. Parçacık fiziği ve nükleer fizikte, Monte Carlo parçacık transportu kullanılarak, brakiterapi kaynaklarının karakteristikleri, karmaşık üç boyutlu geometrilerin davranışları belirlenebilir, detektör tasarımı yapılabilir.

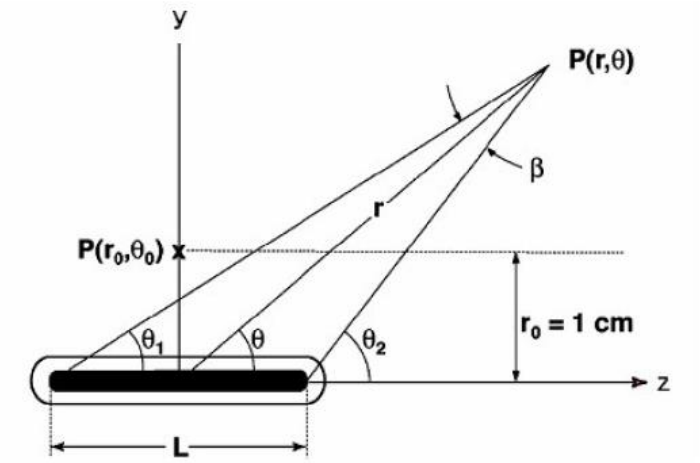
2.3. TG-43 FORMALİZMİ

Amerikan Medikal Fizikçiler Topluluğu'nun (AAPM), görevlendirdiği 43 numaralı görev grubunun, 1995 yılında yayınladığı rapordur. Bu raporda intersitisiyel brakiterapi hesaplamaları için bir formalizm önerilmiştir. Bu formalizmde, silindirik kaynaklar için iki boyutlu bir doz dağılımı tavsiye edilmektedir.[6]

Kaynaklar fiziksel yapı ve kimyasal bileşim açısından farklı konfigürasyonlara sahiptir. Kaynaklardaki bu farklılıklar, hesaplama açısından farklı sonuçlar doğurabilmektedir. Daha önceki hesaplama teknikleri; aktivite, radyum eşdeğer kütlesi, maruz kalma hızı sabiti ve soğurma katsayılarını kullanıyordu.[6] Kaynağa bağlı spesifik parametreler yoktu. TG-43 formalizmi, kaynağa bağlı

spesifik parametreler kullanır. Kaynağa ait bu parametreler deneysel olarak veya Monte Carlo simülasyonları ile elde edilebilir.[6]

Silindirik kaynağın, fantomun merkezinde yer aldığı sistemde, TG-43 formalizmi şu şekilde ifade edilir.[6]



Şekil 2.4. AAPM TG-43 raporunda belirtilen doğrusal kaynağın şematik gösterimi.

$$D(r) = S_k \Lambda \frac{G(r,\theta_0)}{G(r_0,\theta_0)} F(r,\theta)\,\mathrm{g(r)} \qquad (1.3)$$

S_k: Kaynağın hava kerma gücü

Λ: Doz hızı sabiti

G(r, θ): Geometri faktörü

g(r): Radyal doz fonksiyonu

F(r, θ): Anizotropi fonksiyonu

P(r_0, θ_0): Kaynağın merkezi ekseni üzerinde, kaynaktan 1 cm uzaklıktaki noktadır.

r_0 = 1 cm, $\theta_0 = \pi\backslash 2$

2.3.1. Hava Kerma Gücü (S_k)

Boş uzayda, merkezi eksen boyunca bir noktadaki hava kerma hızıdır. D uzaklığı için bu sabit şu şekilde ifade edilir:

$$S_k = K(d)d^2 \tag{1.4}$$

Uygulamada, bu ölçümler havada yapılır. Kalibrasyon uzaklığı olarak da d=1 m kullanılır. Hava kerma gücünün birimi 1 U = 1 $\mu Gym^2 h^{-1}$ 'dir.

2.3.2. Doz Hızı Sabiti (Λ)

1 U kerma gücüne sahip kaynağın, su ortamında merkezi eksenden 1 cm uzaklıkta ölçülen doz hızıdır. TG-43 formalizmi, bu parametre için, deneysel olarak elde edilen değer yerine, Monte Carlo simülasyonuyla elde edilmiş değerin kullanılmasını tavsiye etmektedir.[7] Bunun nedeni, suda ölçü yapmanın zorluğu nedeniyle, ölçümlerin katı suda yapılması ve bu ölçümlerin de düzeltme faktörü gerektirmesidir.[7] Bu düzeltme faktörleri, sonuç üzerinde ek belirsizlik oluşturarak, sonuçları güvenilmez kılmaktadır.

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_k} \tag{1.5}$$

2.3.3. Geometri Faktörü (G (r, θ))

Kaynağın içerisindeki foton saçılma ve soğurulmalarını ihmal ederek, aktivitenin uzaysal dağılımından kaynaklanan göreli doz varyasyonlarını dikkate alır. Bu

faktörün 3 boyutlu hesaplanması belirsiz olduğu için nokta kaynak ve doğrusal kaynak yaklaşımları kullanılarak, bu faktör hesaplanır. Kaynağın uzamsal dağılımını hesaba katar.

$$G(r,\theta) = r^{-2}$$ Nokta kaynak yaklaşımı için (1.6)

$$G(r,\theta) = \frac{\beta}{Lr\sin\theta}$$ Doğrusal kaynak yaklaşımı için (1.7)

L = Kaynağın aktif uzunluğu $\beta = \theta_2 - \theta_1$

2.3.4. Radyal Doz Fonksiyonu (g(r))

Kaynağın merkezi ekseni boyunca saçılma ve soğurulmaların etkisini hesaba katar.

$$g(r) = \frac{D(r,\theta_0)G(r_0,\theta_0)}{D(r_0,\theta_0)G(r,\theta_0)} \quad (1.8)$$

2.3.5. Anizotropi Fonksiyonu (F(r, θ))

Kaynak etrafındaki doz dağılımının anizotropisini hesaba katar. Merkezi eksen boyunca fonksiyonun değeri 1 olarak kabul edilir.

$$F(r,\theta) = \frac{D(r,\theta)G(r,\theta_0)}{D(r,\theta_0)G(r,\theta)} \quad (1.9)$$

2.4. TG-186 RAPORU

Amerikan Medikal Fizikçiler Topluluğu'nun, model bazlı doz hesaplama algoritmalarının (MBDHA) kullanımına yönelik bir rehber olma amacıyla hazırladığı, 2012 tarihinde yayınlanan raporudur.

Brakiterapi hesaplamalarında, TG-43 formalizmi uzun yıllardır kullanılmaktadır. Bu formalizmde merkezinde tek kaynağın yer aldığı, homojen su fantomları kullanılmaktadır. Bu yöntem klinik uygulamalar için oldukça hızlı ve pratiktir. Doku ve kaynak aplikatörlerinin heterojenliği, kaynaklar arası etkileşimler ve sonlu hasta boyutları bu formalizmde ele alınmaz. Belirli bir kaynak için, su fantomunda daha önceden hesaplanmış veriler kullanılarak doz hesaplaması yapılır. İstisnai olarak, tek boyutlu "etkin yol uzunluğu" algoritmalarının uygulanmasında da kullanılır. Bu algoritmalar birincil radyasyon dozunu hesaplamak için kullanılır. Ama saçılma etkilerini hesaplamakta yetersizdirler. 3 boyutlu saçılma entegrasyonu, süperpozisyon, transport denklemi çözüm yöntemleri gibi parametrelerin kullanılması, kabul edilebilir kesinlik için gereklidir. Su bazlı TG-43 brakiterapi doz hesaplamaları, sudaki saçılma koşullarına ve fotoelektrik tesir kesitlerine bağlıdır.

MBDHA'lar, sudan farklı ortamlarda parçacık taşıması için olanak sağlar. Böylelikle hasta üzerindeki doz dağılımı daha kesin bir şekilde hesaplanabilir. MBDHA'lar kullanılırken ortamın heterojen olması ve yerel ölçekte dozların TG-43 ile elde edilen dozlarla birlikte rapor edilmesi gerekmektedir. Voksel başına tesir kesitlerinin belirlenmesi de bir diğer zorluktur. Elektron yoğunluğu bilgisi, BT görüntülerinden elde edilebilir ama BT verileri ile aynı yoğunluğa sahip materyaller arasında bir ayrım yapılamaz. Duyarlılık analizi, MBDHA'ların, TG-43 formalizmine kıyasla daha yüksek kesinliğe sahip olduğunu göstermiştir.

Harici radyoterapi uygulamalarında, doz üzerinde Compton saçılmasının etkisi daha baskınken, düşük enerjili brakiterapi uygulamalarında baskın olan etki fotoelektrik olaydır. Bu nedenle su bazlı TG-43 hesaplamaları, düşük veya orta enerjili uygulamalarda ($E < 200$ keV), yüksek enerjili uygulamalara ($E > 200$ keV)

kıyasla daha zayıftır. Orta ve yüksek enerjili fotonlar için, saçılma enerjisinin birincil enerjiye oranı, düşük kütle numarasına sahip çekirdekler için yüksektir bu nedenle 3 boyutlu saçılma modellemesi önem taşımaktadır. Örnek olarak yüzeysel implantlar ve zırhlamalı vajina aplikatörleri verilebilir. Doku heterojenliği, ortalama enerjinin 30 keV civarında olduğu, elektronik HDR kaynakları için önemli hale gelir. Bu sayede ilgilenilen dozimetrik noktalar ve risk altındaki organlar, kaynaktan santimetrelerce uzağa konumlandırılabilir.

Tüm saçılma kaynaklarını ve heterojenliği hesaba katmak için, hastanın ve uygulanan implantların kesin geometrik detayları, tüm materyallerin tesir kesitleri ile birlikte, voksel başına veya bileşen başına sağlanmak zorundadır. Yani her bir geometrik elementin konumu ve materyal bileşimleri bilinmek zorundadır. Doku ve aplikatörlerin geometrik detayları için BT verileri kullanılmaktadır.

MBDHA'lardan elde edilen sonuçlar, görüntülemenin nasıl yapıldığına ve aplikatörlerin yapısına ait verilerin nasıl alındığına sıkı sıkıya bağlıdır. Bu nedenle TG-43 formalizmi, tüm kısıtlamalarına rağmen, tutarlı doz hesaplamaları sağlayabilmektedir. MBDHA'lar ise, tüm avantajlarına rağmen, özel bir rehber sağlanmadığı sürece, merkezden merkeze değişebilen çok farklı doz varyasyonlarına neden olabilir. Su bazlı hesaplamalar sonucu elde edilen dozlar le MBDHA'lar ile elde edilen dozlar arasında, özel durumlarda 10 faktörü aşan farklılıklar gözlenebilir.

MBDHA'ların üç ana sorunu vardır.

a) MBDHA hesaplamaları, doz tanımlama ortamına duyarlıdır. Bu nedenle su bazlı doz hesaplamalarıyla arasında enerjiye bağımlı farklılıklar oluşur.[2]

b) MBDHA'lar voksel başına tesir kesitlerine duyarlıdır. Geleneksel tek enerjili BT ve ICRU/ICRP doku kompozisyon raporları, her bir voksel için böylesi tesir kesitlerini sağlayamaz.[2]

c) Her hasta için kaynak-aplikatör kombinasyonu, hastaya özgü olabildiği için, her kombinasyon için referans veri bulmak imkânsızdır.[2]

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmadaki bütün hesaplamalar, EGSnrc kod sistemi üzerine yazılmış bir kullanıcı kodu olan BrachyDose kodu kullanılarak yapılmıştır. Bu çalışmada, bütün hesaplamalar GammaMed Plus Ir-192 kaynağı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Simülasyonlar, optimum hatayı yakalamak için 60 milyar tekrar ile gerçekleştirilmiştir. Kaynak, yeterince büyük bir su fantomunun merkezine yerleştirilmiş ve kaynağın merkezi ekseni üzerinde yani x ekseni üzerinde seçilen bir bölgedeki doz değerleri incelenmiştir. Merkezi eksen üzerindeki bu seçilen bölge, kaynağa 0.5 cm ve 1.0 cm uzaklıklarda seçilmiştir. Her iki uzaklık için geçerli olmak üzere, ilgilenilen bölge boyutları 1x1x1 mm^3 ve 2x2x2 mm^3 olarak belirlenmiştir. Yapılan her bir hesaplama için ilgilenilen bölgenin merkezinden geçen, kaynağa paralel eksen üzerindeki doz dağılımları ve ilgilenilen bölgedeki dozları kapsayan, doz volüm histogramları (DVH) incelenmiştir.

3.1. EGSnrc MONTE CARLO KODU

Parçacık taşıma simülasyonlarında kullanılan EGS kod sisteminin son versiyonudur. EGSnrc, Kanada Ulusal Kaynaklar Konseyi (NRC) bünyesinde geliştirilmiştir.[8] Bu çalışmada kullanılan EGSnrc versiyonu, 31 Mart 2013 tarihinde yayınlanmış olan V4 2.4.0 sürümüdür.

EGS kod sistemi, 1970'li yıllarda Stanford Doğrusal Hızlandırıcı Merkezi'nde (SLAC), Richard Ford ve Ralph Nelson tarafından geliştirilmeye başlanmıştır. EGS adı, "elektron gama sığınağı" anlamına gelen "Electron Gamma Shower" baş harflerinden oluşur.[8] EGS kod sisteminde sadece elektron (pozitron dâhil) ve foton taşıması yapılır. Sadece elektron ve foton simülasyonları gerçekleştirildiği için, diğer Monte Carlo kodlarına kıyasla, simülasyon daha kısa sürede tamamlanır. Bu nedenle medikal uygulamalarda tercih edilen bir yazılım haline gelmiştir. EGSnrc, Fortran dilinden türetilmiş bir makro dili olan Mortran dilinde yazılmıştır.[89

EGSnrc, önceki EGS sürümlerinden farklı olarak bazı yenilikler içermektedir. Bu sürümde çift oluşumu, Rayleigh saçılması, Compton saçılması, fotoelektrik olay, atomik durulmalar sonucu K, L, M kabuklarından yayımlanan floresan elektron etkileşmeleri, Auger ve Coster-Kronig elektronları simüle edilebilmektedir. Simülasyonun her bir adımı rasgele gerçekleştirilmektedir. Taşınan parçacıkların enerjisi 1 keV ile birkaç GeV arasında değişebilmektedir. İçerisinde bulunan PEGS4 kodu ile farklı bileşik ve materyaller için tesir kesitleri hesaplanabilmektedir.[8,9]

EGSnrc kod sistemi, temel kodlar ve kullanıcı kodu olmak üzere iki kısımdan oluşur. Kullanıcı kodları kısmında, farklı uygulamalar için özelleşmiş, farklı kodlar bulunur. Kullanıcılar, dilediğinde kendi kullanıcı kodlarını yazabilmektedir. Böylelikle, kullanıcılar kısımlarını değiştirmeden, ihtiyaçlarına uygun olarak kendi kodlarını yazabilmektedir.[9]

3.2. BRACHYDOSE KULLANICI KODU

Doç. Dr. Gültekin Yeğin, D.W.O Rogers, R.E.P. Taylor tarafından geliştirilmiş, hızlı brakiterapi hesaplamaları gerçekleştirebilen EGSnrc kullanıcı kodudur.[10]

Bu kod, brakiterapi tohum kaynaklarındaki karmaşık geometrileri modelleyebilmektedir.[10,11] BrachyDose'un ek olarak elektron taşımasını modelleyebilme avantajı vardır. Bu da brakiterapi uygulamaları için geliştirilen minyatür X ışını kaynaklarının modellenmesi açısından önemlidir.[11] Brakiterapi hesaplamalarında daha önce kullanılan PTRAN kodundan farklı olarak, nokta kerma tahmini yerine voksellerde hacim üzeri ortalamalardan elde edilen dozları hesaplar. [10]

Diğer EGSnrc kullanıcı kodlarında olduğu gibi, BrachyDose'da da kaynak, hedef volüm, simülasyon parametreleri, girdi dosyaları oluşturularak modellenir. Bu girdi dosyalarında fantom geometrisi rektilineer, küresel veya silindirik olarak belirlenebilir. Her bir boyut üzerinde bölge sınırları belirlenerek, fantom alt parçalara

bölünebilir. Karmaşık kaynak geometrileri, Doç. Dr. Gültekin Yeğin tarafından yazılmış olan EGS çoklu geometri paketi (EGS-MG) ile birlikte modellenebilir. Simülasyonda tek enerjili kaynaklar veya spektrum kaynakları kullanılabilir. [10]

BrachyDose, simülasyon sonucu 3ddose dosyaları üretir. Bu dosyalarda, fantom geometrisine ait bilgiler, fantom içerisinde tanımlı her bir bölgedeki doz değerleri ve bu doz değerleri için istatistiksel hatalar bulunur. Verilerin analizi, bu 3ddose dosyaları ile verilen çıktılar üzerinden gerçekleştirilir. [10]

3.3. DOSE3D KULLANICI KODU

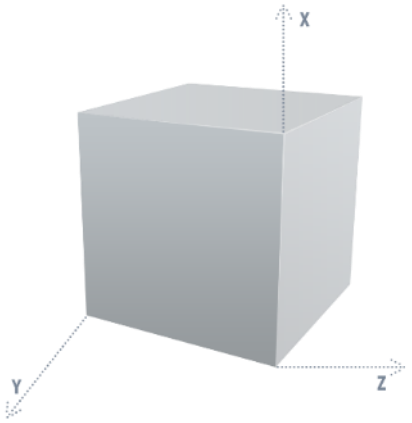
Dose3d kullanıcı kodu, BrachyDose kodunun ürettiği 3ddose dosyaları üzerinde çeşitli işlemler gerçekleştirmeye olanak sağlayan, Doç. Dr. Gültekin Yeğin tarafından yazılmış bir kullanıcı kodudur.[12] Dose3d koduyla, 3ddose dosyaları üzerinde gerçekleştirilebilen işlemlerden bazıları şunlardır.

1) Simülasyon tekrar sayısı eşit olan veya olmayan dosyaları birleştirebilir.
2) Fantom eksenleri birbirleriyle değiştirebilir.
3) Doz değerleri, verilen bir değere normalize edebilir.
4) Fantom geometrisi belirli bir bölgeye küçültülebilir.
5) Verilen bir noktada eksenlerden birine paralel bir doğru üzerindeki tek boyutlu doz dağılımı çıkarılabilir.
6) Herhangi bir noktadaki doz gösterilebilir.
7) Hacim üzerinden Doz-Volüm Histogramı (DVH) elde edilebilir.

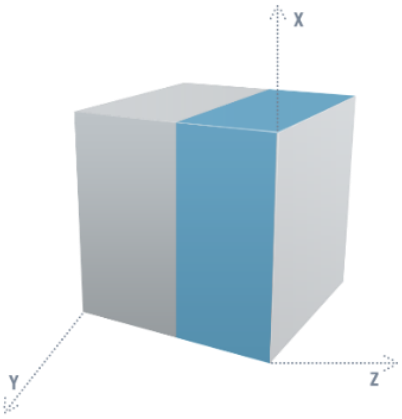
3.4. FANTOM TASARIMI

Nükleer fizik çalışmalarında, radyasyonun insan dokusu üzerindeki etkilerinin araştırılması ve doz dağılımlarının belirlenmesi amacıyla kullanılan, insan vücuduna eşdeğer ortamlara fantom adı verilir. Çalışmada 30x30x30 cm^3'lük su fantomları kullanılmıştır. Fantomun merkezinde yer alan 0.1 x 0.1 x 1.0 cm^3'lük voksel içerisine, GammaMed Plus Ir-192 yerleştirilmiştir.

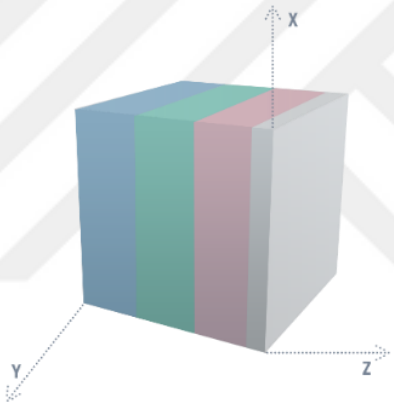
Kaynağın merkezi ekseni olan x ekseni üzerinde, orijinden 0,5 cm ve 1,0 cm uzaklıkta, 1x1x1 mm^3 ve 2x2x2 mm^3 boyutlarında vokseller seçilmiştir. Bu vokseller için 2 materyal ve 3 materyal içeren eşit hacimli karışımlar hazırlanmış, bu karışımların voksel içerisinde homojen dağıldığı kabul edilmiştir. Sonrasında, vokseller 1x1x1 mm^3'lük voksel 0.1x0.1x0.1 mm^3'lük 1000 eşit bölgeye, 2x2x2 mm^3'lük voksel ise 0.2x0.2x0.2 mm^3'lük 1000 eşit bölgeye ayrılmıştır. 2 materyalli karışım için, dilimlenmiş voksel Z ekseni üzerinden 2 eşit parçaya ayrılmış ve her bir parçaya 2 materyalli karışımda kullanılan materyaller atanmıştır. 3 materyalli karışım için, bütün eksenler üzerinden bölümlendirme yapılmıştır. 3 materyalli karışımlarda, 1000 bölgeden 334'ünde su kullanılmış, geri kalan 666 bölgeye 2 materyalin eşit şekilde dağılımı yapılmıştır. Karışımlar, bu hacim dağılımı dikkate alınarak hazırlanmıştır. Çalışmada aynı zamanda, referans veri olması amacıyla, sadece su kullanılarak da hesaplama yapılmıştır. Şekil 2, Şekil 3 ve Şekil 4, bölünmüş vokseller üzerinde gerçekleştirilen materyal dağılımlarını temsil etmektedir.



Şekil 3.1. Tek materyal veya homojen karışım içeren voksel örneği.



Şekil 3.2. İki materyal içeren heterojen vokselde, materyal dağılımlarının temsili.



Şekil 3.3. Üç materyal içeren heterojen vokselde, materyal dağılımlarının temsili.

Hazırlanan karışımlar, 2 materyal içeren karışım için Su-Akciğer, 3 materyal içeren karışımlar için Su-Akciğer-Kemik ve Su-Adipoz-Hava şeklindedir. Karışımlarda kullanılan dokuların elemen bileşimleri, AAPM TG-186 raporundan alınmıştır. Karışımlarda kullanılan materyallerin element bileşimleri Tablo 3.1.'de verilmiştir.

Tablo 3.1. Hesaplamalarda kullanılan materyallerin kütlece element bileşim tablosu. Akciğer, adipoz ve kemik dokularına ait oranlar, AAPM TG-186 raporundan alınmıştır.

Yüzde oran \ Materyal	H	O	C	N	Na	P	S	K	Cl	Ca	Mg	Ar	ρ (g/cm^3)
Su	12	88	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	0.998
Hava	0,07	23,61	0,01	75,03	--	--	--	--	--	--	--	1,27	0,0012
Akciğer	10,2	71,6	13,9	3,0	0,2	0,3	0,3	0,3	0,2	--	--	--	1,06
Kemik	3,4	43,5	15,5	4,2	0,1	10,3	0,3	--	--	22,5	0,2	--	1,92
Adipoz	11,4	27,8	59,8	0,7	0,1	--	0,1	--	0,1	--	--	--	0,95

Oluşturulan karışımlara ait tesir kesitleri, EGSnrc kod sistemine ait PEGS4 paketi kullanılarak elde edildi. Oluşturulan karışımlara ait element bileşimleri Tablo 2'de verilmiştir.

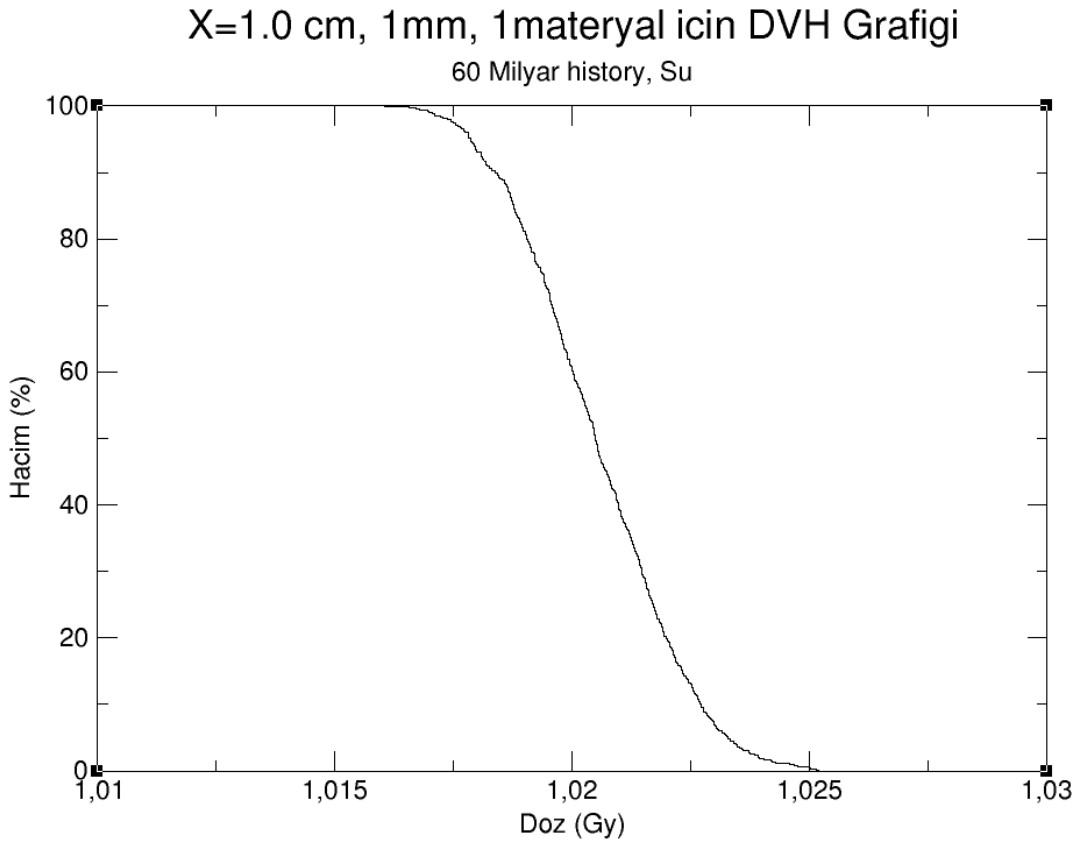
Tablo 3.2. Hesaplamalarda oluşturulan karışımlara ait kütlece element yüzdelerini gösteren tablo.

Yüzde oran \ Karışım	H	O	C	N	Na	P	S	K	Cl	Ca	Mg	Ar	ρ (g/cm^3)
Su-Kemik	10,73	81,68	5,38	1,59	0,102	0,102	0,154	0,102	0,154	--	--	--	1,025
Su-Kemik-Akciğer	7,19	63,24	10,26	2,85	0,1	5,03	0,22	0,05	0,08	10,87	0,1	--	1,323
Su-Adipoz-Hava	11,28	59,08	29,10	0,39	0,05	--	0,05	--	0,05	--	--	$8x10^{-4}$	0,65

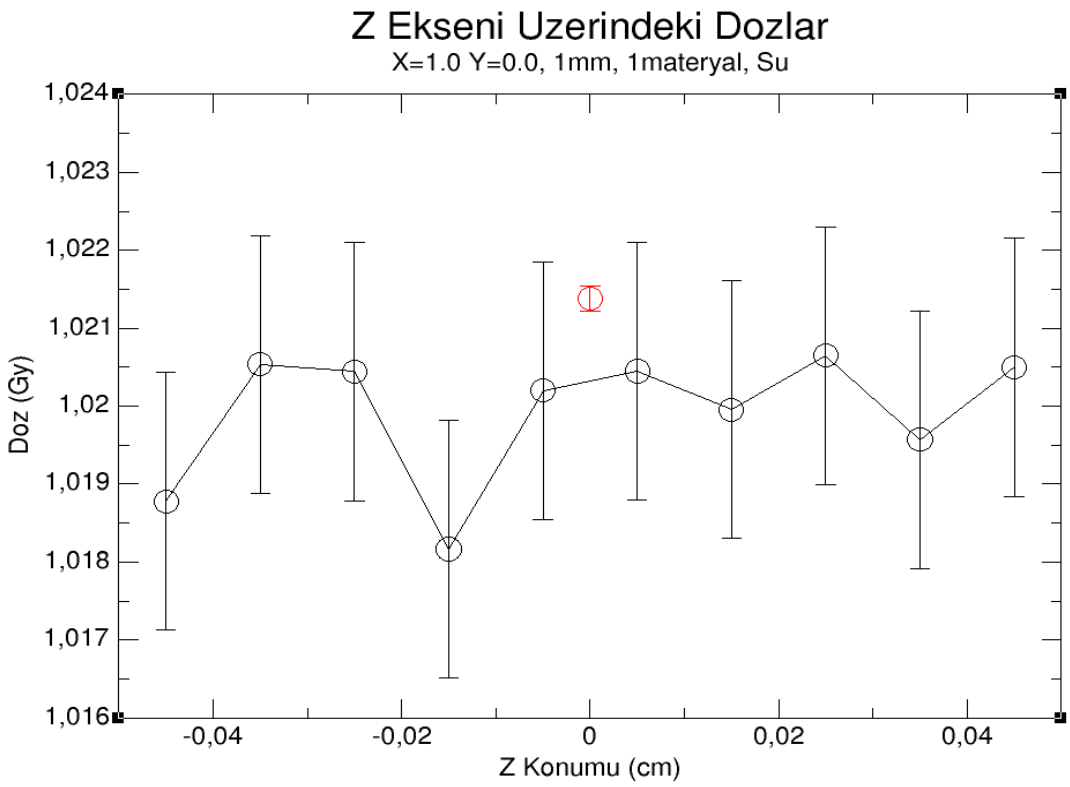
4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada gerçekleştirilen hesaplamalar, BrachyDose Monte Carlo kodu kullanılarak yapıldı. Bütün hesaplamalar 60 milyar adım sayısında gerçekleştirildi. Simülasyonların tamamında GammaMed Plus Ir-192 kaynağı, Hesaplamalar, TÜBİTAK'a bağlı ULAKBIM bünyesindeki TRUBA-Levrek sunucuları kullanılarak yapıldı. Voksel merkez noktası, θ=90°'lik açıda yani kaynağın merkezi ekseni üzerinde olacak şekilde, x=0,5 cm ve x=1,0 cm konumlarına yerleştirildi. Her bir konumda voksel boyutları 1 mm ve 2 mm olarak belirlendi. Bu voksellere sırasıyla, su, 2 materyal içeren su ve akciğer karışımı, 3 materyal içeren su, akciğer, kemik ve su, adipoz, hava karışımları yerleştirildi. Elde edilen veriler, dose3d programı kullanılarak, vokselin merkezindeki doz 1 Gy olacak şekilde normalize edildi. Normalize edilen veriler, kaynak ile bölge arasındaki mesafenin doz üzerindeki etkilerini telafi etmek amacıyla, geometri faktörü ile çarpıldı. Dose3d programı kullanılarak, voksel içerisindeki doz-volüm histogramları ve x=0,5 cm'de bulunan voksellerde x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profilleri, x=1,0 cm'de bulunan voksellerde x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profilleri elde edilmiştir. Elde edilen doz profillerinde, merkezde kırmızı renkle belirtilen doz, bölünmemiş vokseldeki doz ortalamasını vermektedir.

x=1 cm ve θ=90°'de bulunan 1 mm boyutundaki voksel için grafikler şu aşağıda verilmiştir.

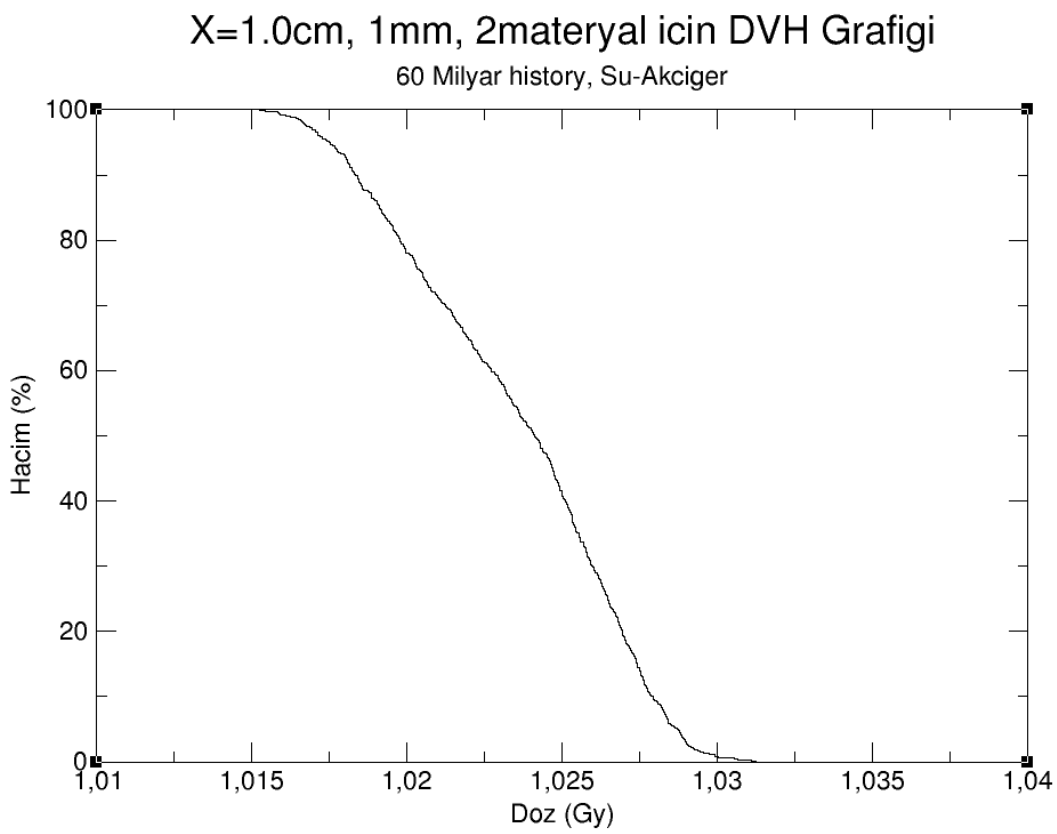


Şekil 4.1. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

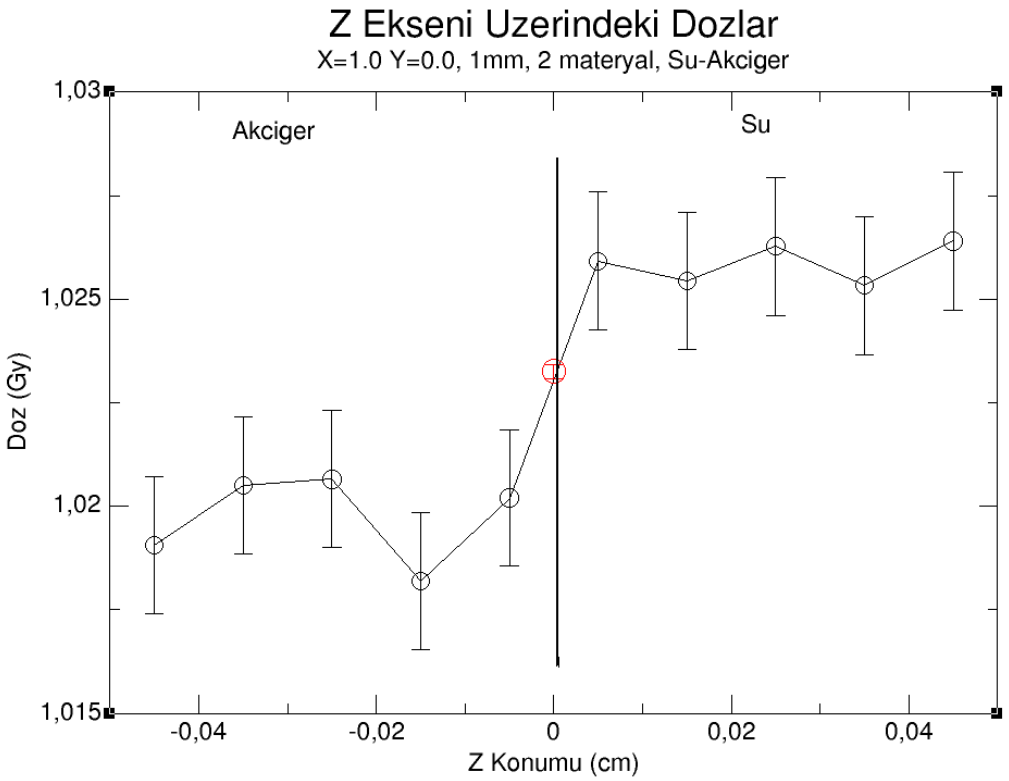


Şekil 4.2. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunun 1 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Sadece su içeren x=1,0 cm konumundaki 1 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.1. ve Şekil 4.2.'de verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 0,5'e varan farklılıklar görülmektedir.

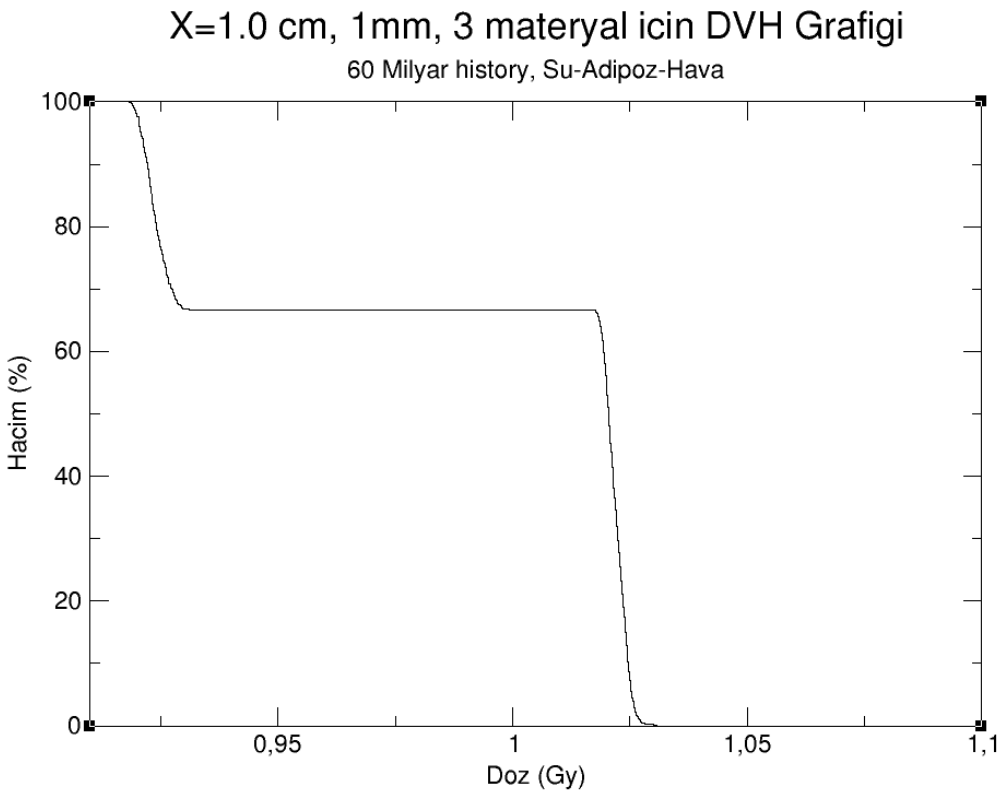


Şekil 4.3. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

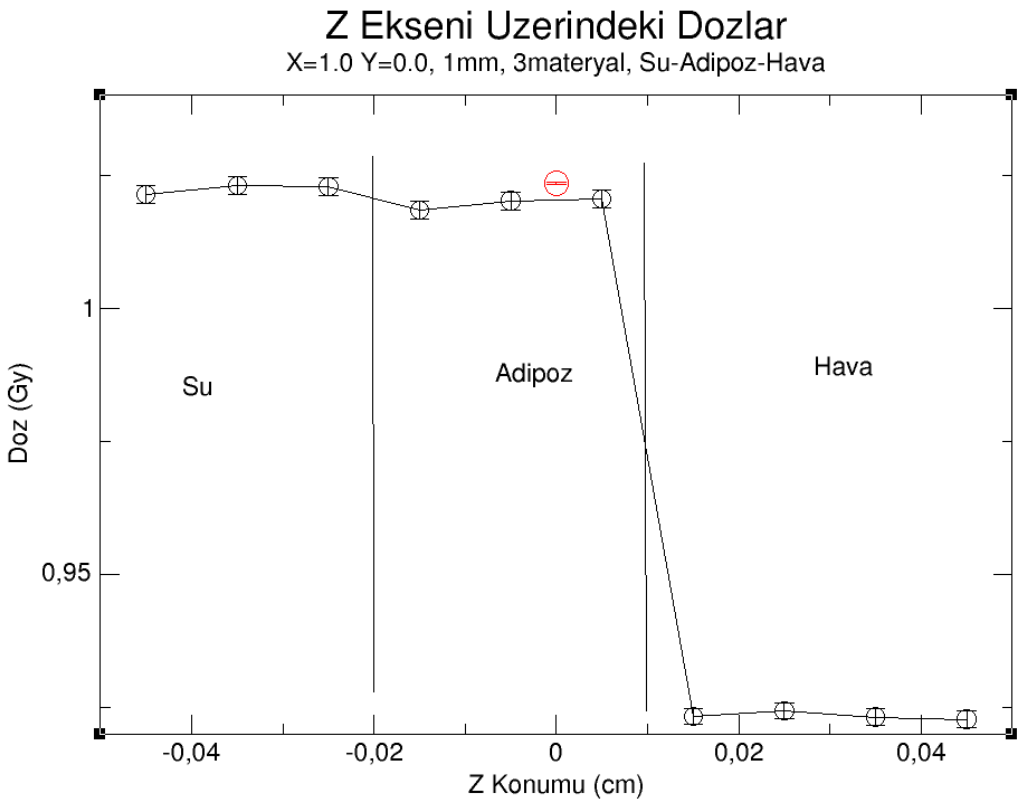


Şekil 4.4. Merkezi x=1,.0 cm noktasında bulunan 1 mm boyutundaki Su-Akciğer içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su ve akciğer karışımı içeren x=1,0 cm konumundaki 1 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.3. ve Şekil 4.4.'de verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 0,74'e varan farklılıklar görülmektedir.

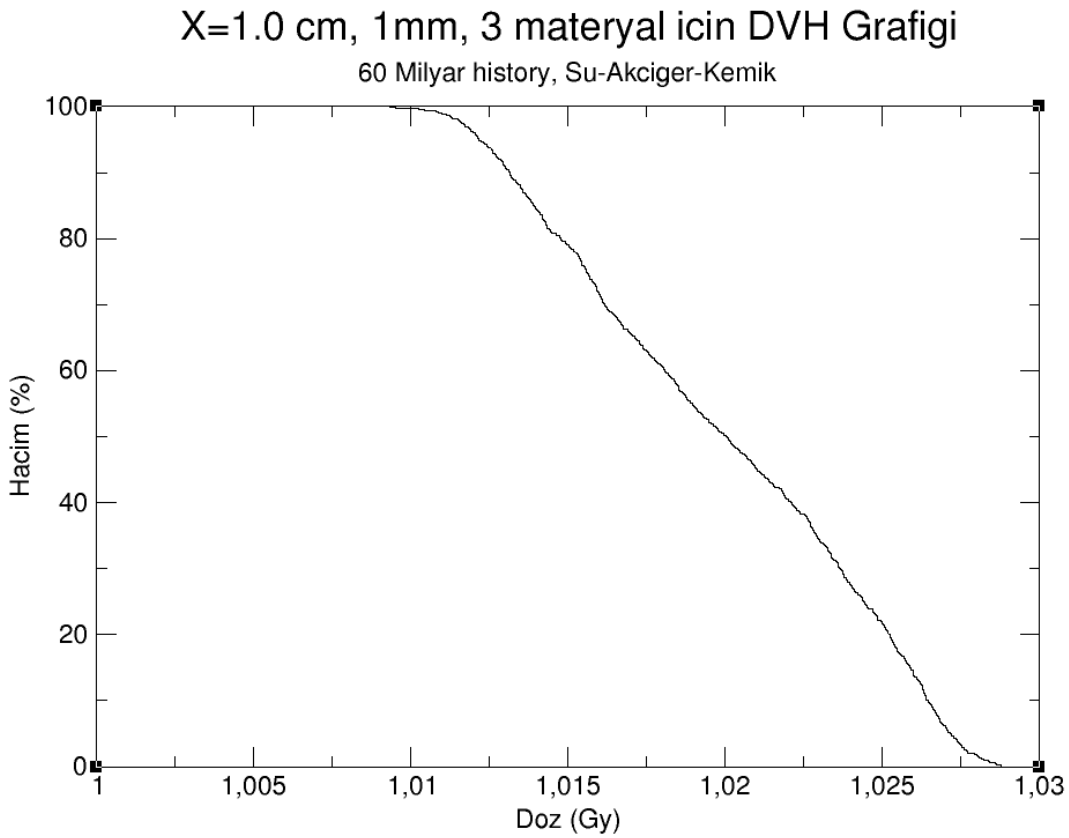


Şekil 4.5. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

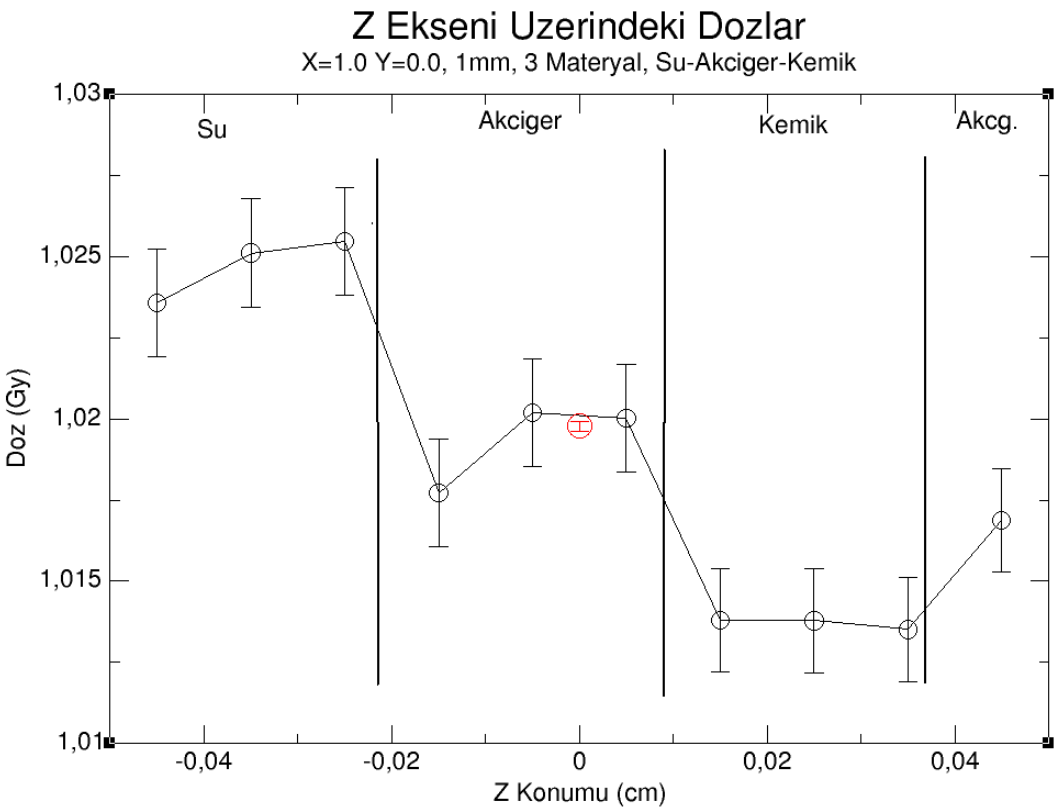


Şekil 4.6. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan 1 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su, adipoz ve hava içeren x=1,0 cm konumundaki 1 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.5. ve Şekil 4.6.'da verilmiştir. Su ve adipoza ait doz değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmektedir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 5,13'e varan farklılıklar görülmektedir.



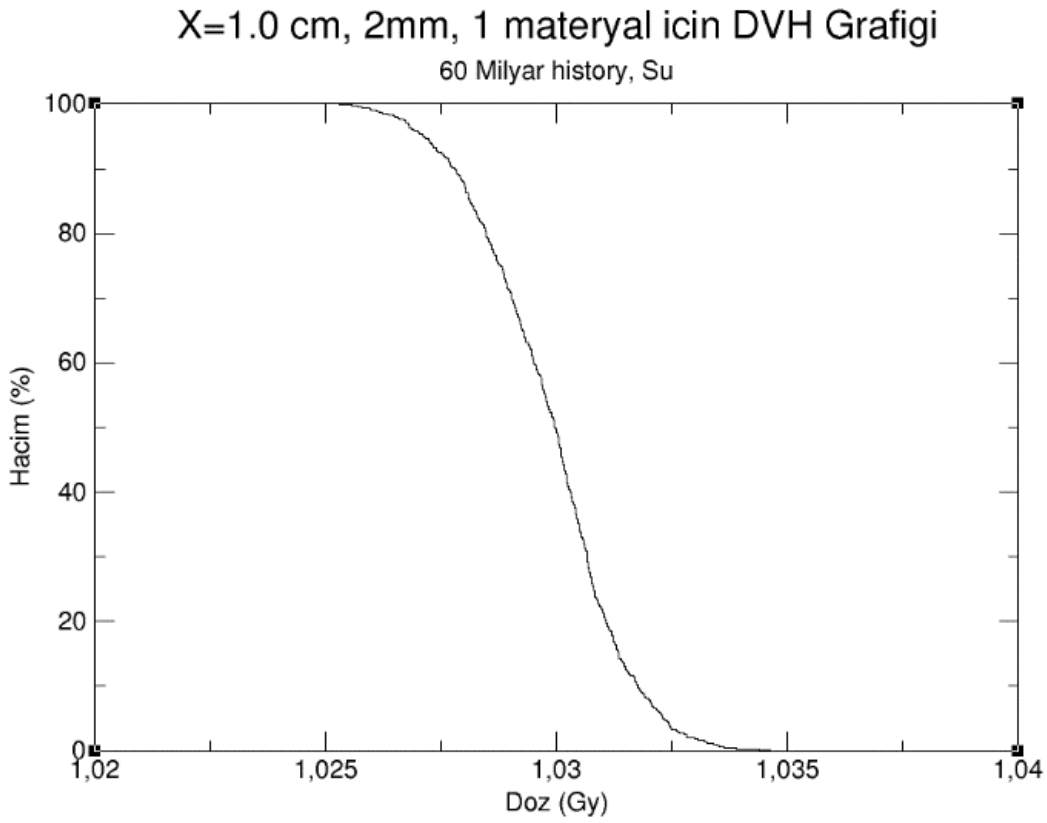
Şekil 4.7. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.



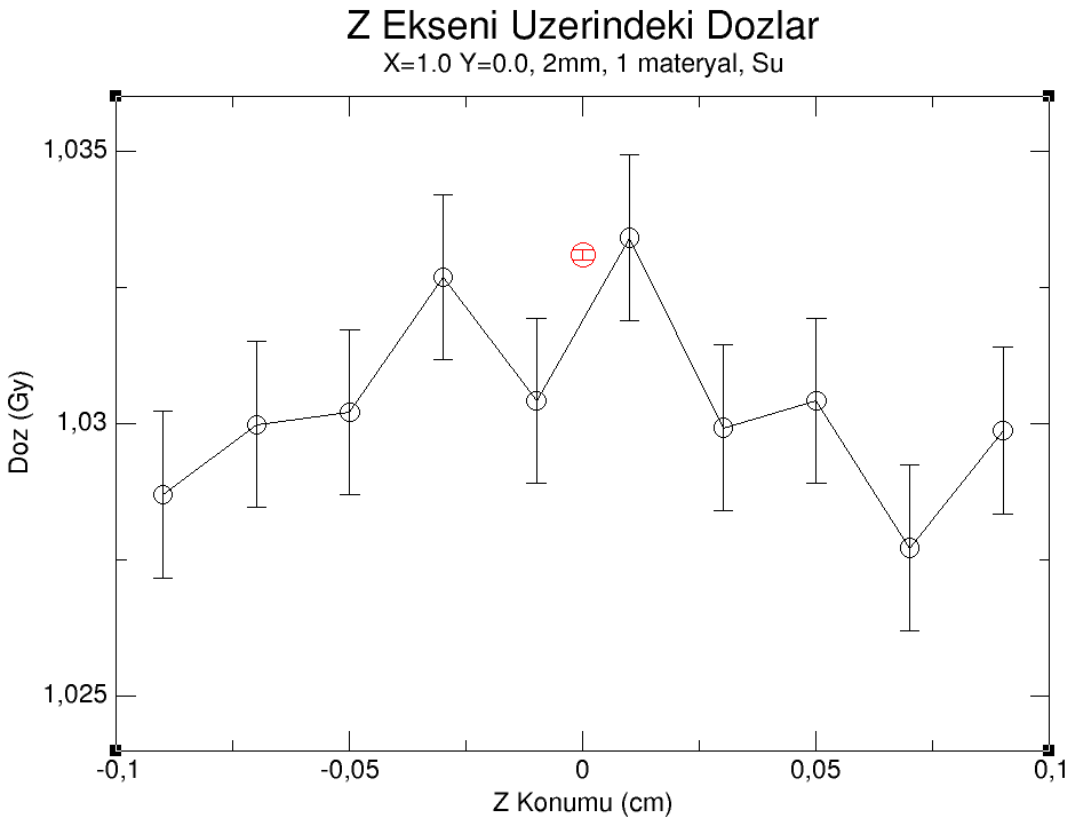
Şekil 4.8. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan 1 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su, akciğer ve kemik içeren x=1,0 cm konumundaki 1 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.7. ve Şekil 4.8.'de verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 0,9'a varan farklılıklar görülmektedir.

x=1,0 cm ve θ=90°'de bulunan 2 mm boyutundaki voksel için grafikler şu aşağıda verilmiştir.

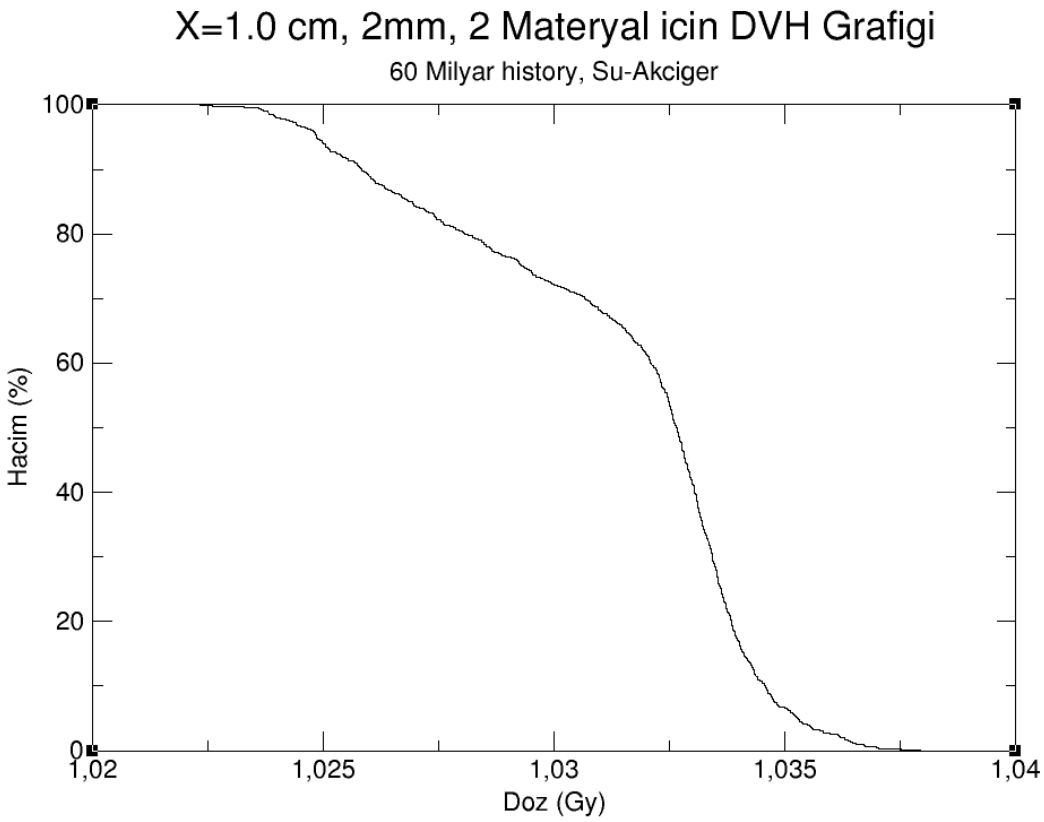


Şekil 4.9. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

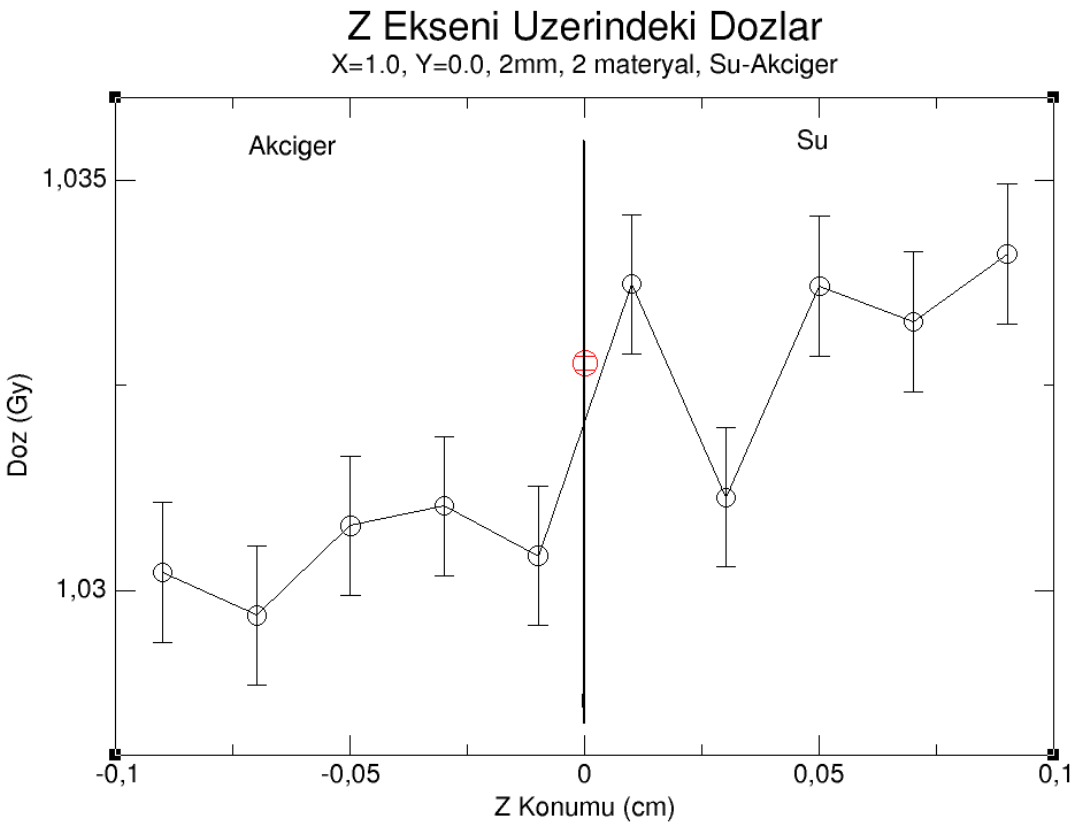


Şekil 4.10. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Sadece su ortamı içeren, x=1,0 cm konumunda bulunan 2 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.9. ve Şekil 4.10.'da verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 0,73'e varan farklılıklar görülmektedir.

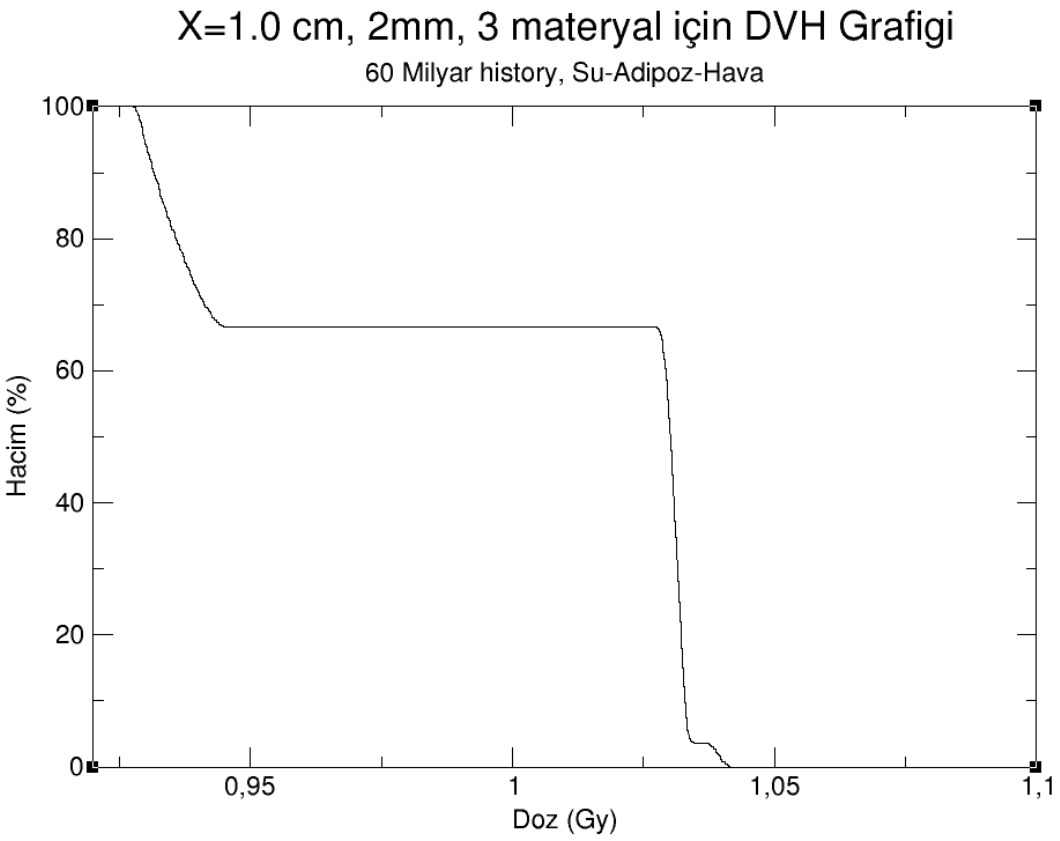


Şekil 4.11. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

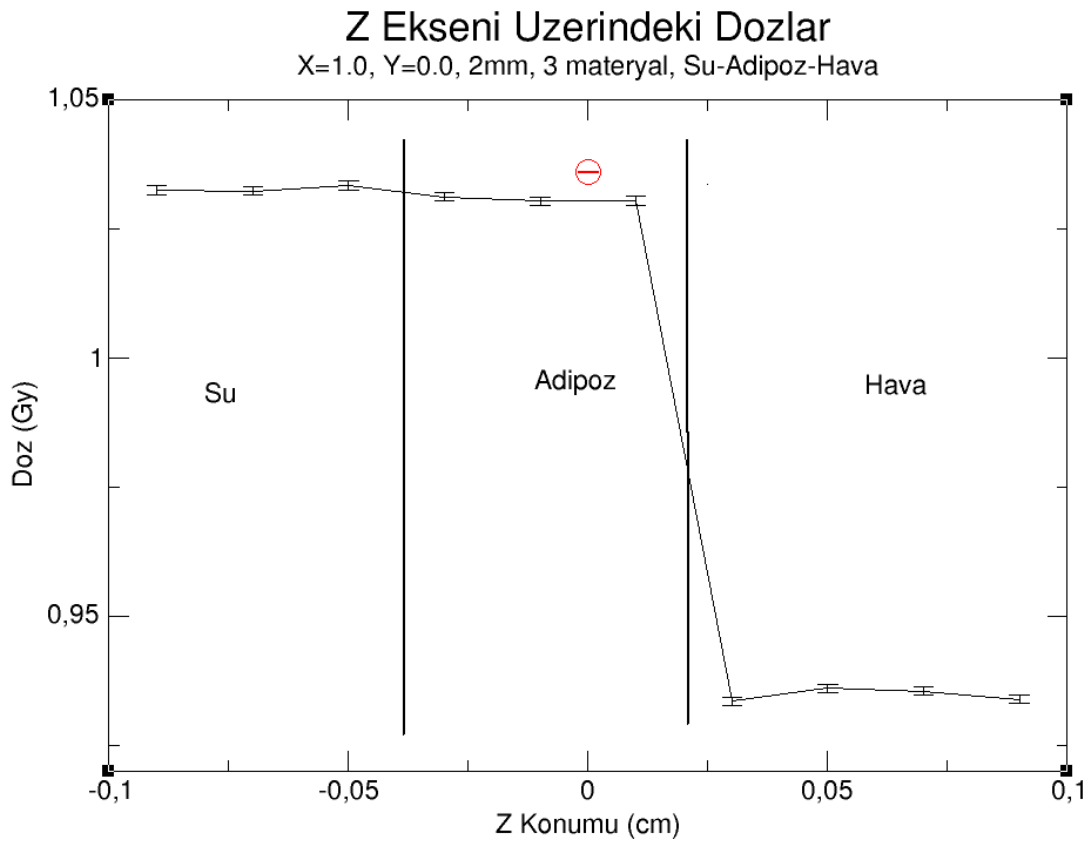


Şekil 4.12. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su ve akciğer karışımı içeren x=1,0 cm konumundaki 2 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.11. ve Şekil 4.12.'de verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 1'e varan farklılıklar görülmektedir.

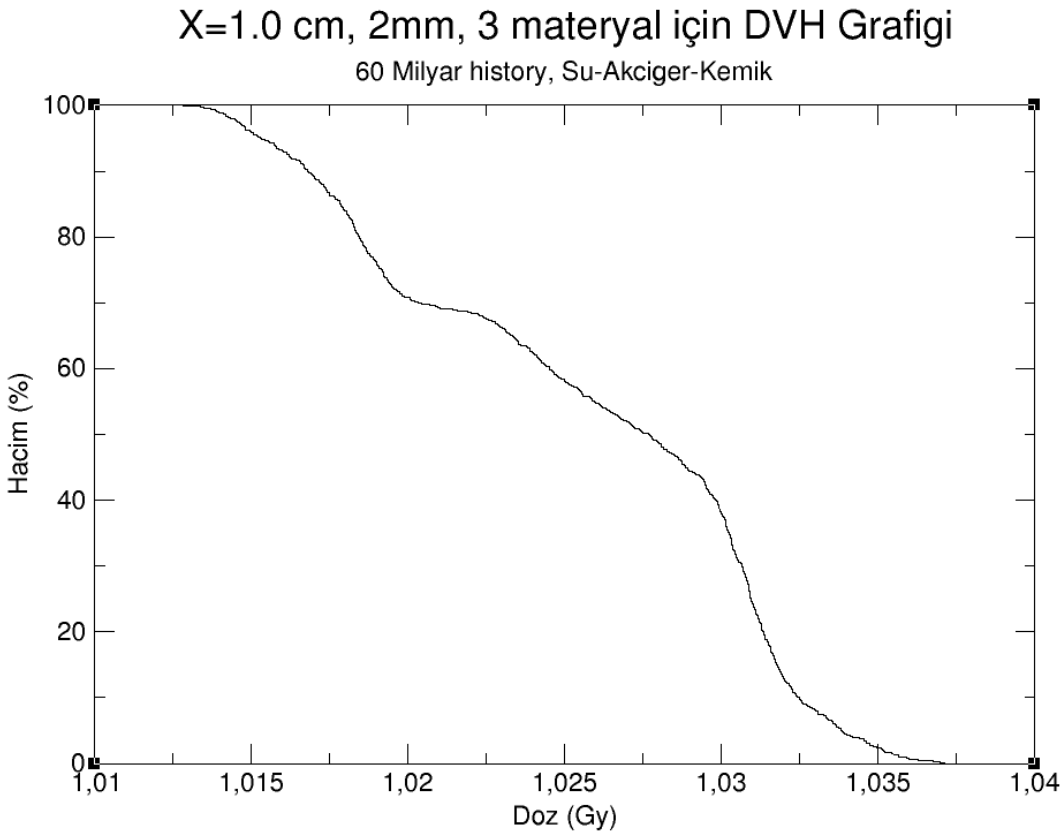


Şekil 4.13. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

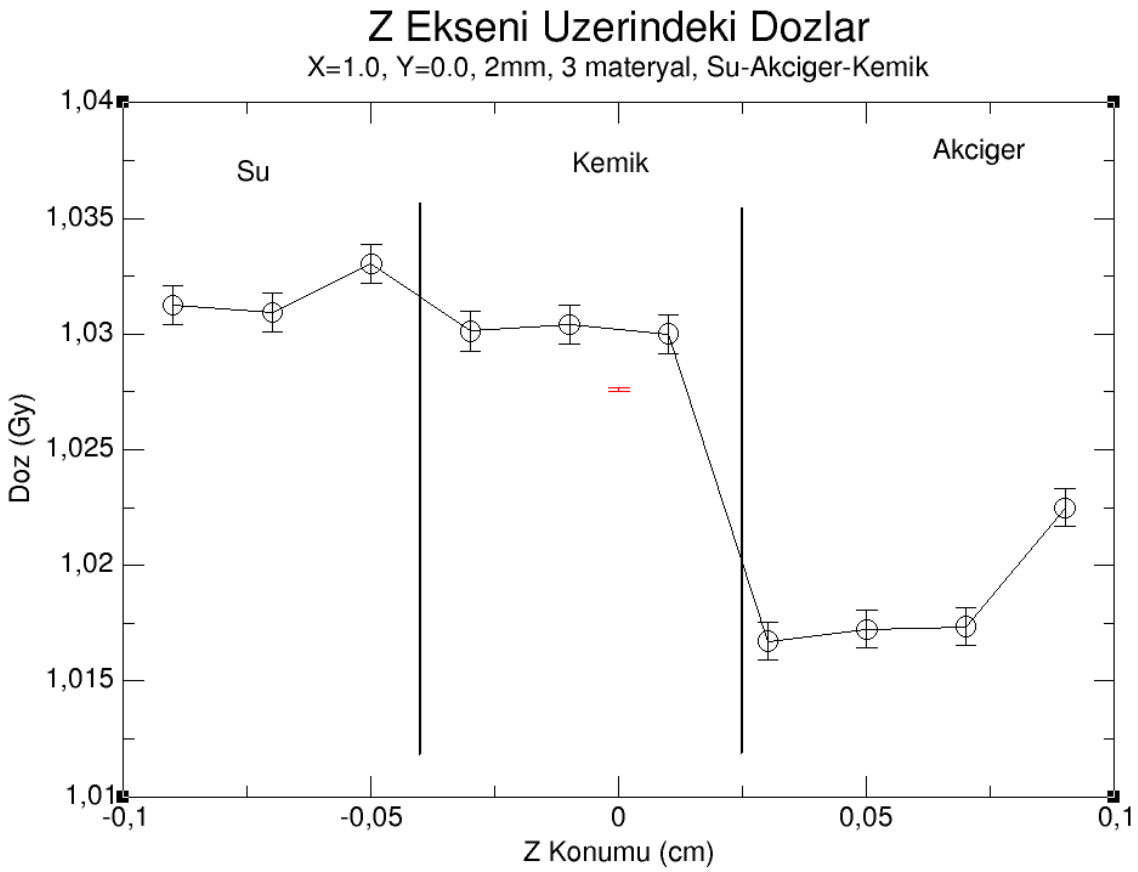


Şekil 4.14. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su, adipoz ve hava içeren x=1,0 cm konumundaki 2 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.13. ve Şekil 4.14.'da verilmiştir. Su ve adipoza ait doz değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmektedir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 11'e varan farklılıklar görülmektedir.



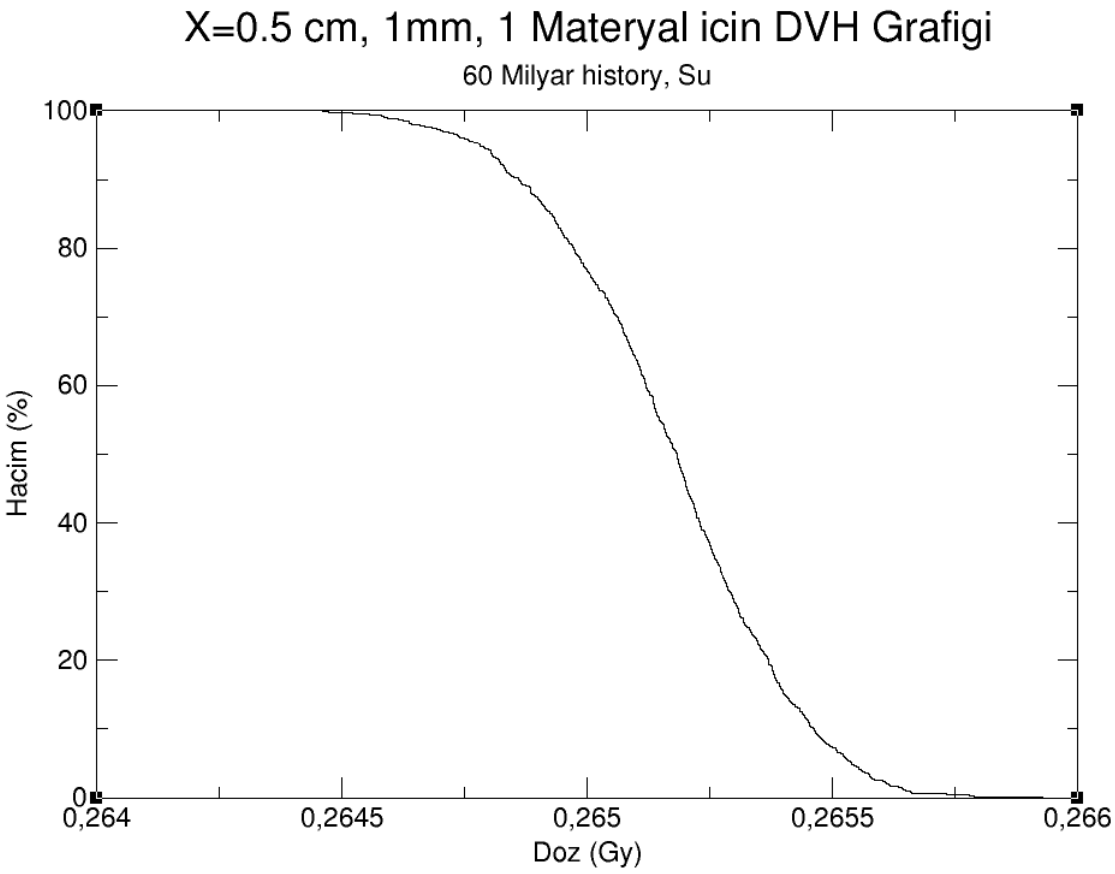
Şekil 4.15. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.



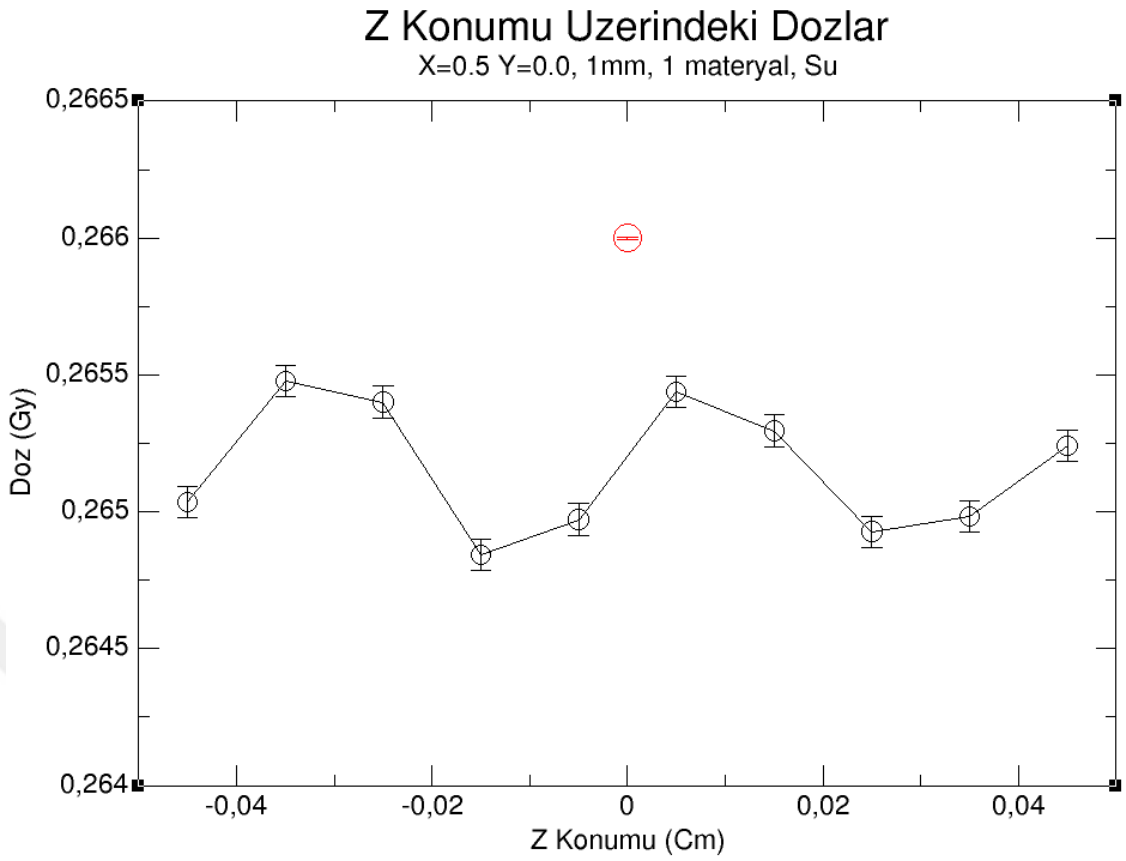
Şekil 4.16. Merkezi x=1,0 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş vokselin x=1,0 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su, akciğer ve kemik içeren x=1,0 cm konumundaki 2 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.15. ve Şekil 4.16.'da verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 1,25'e varan farklılıklar görülmektedir.

x=0,5 cm ve θ=90°'de bulunan 1 mm boyutundaki voksel için grafikler şu aşağıda verilmiştir.

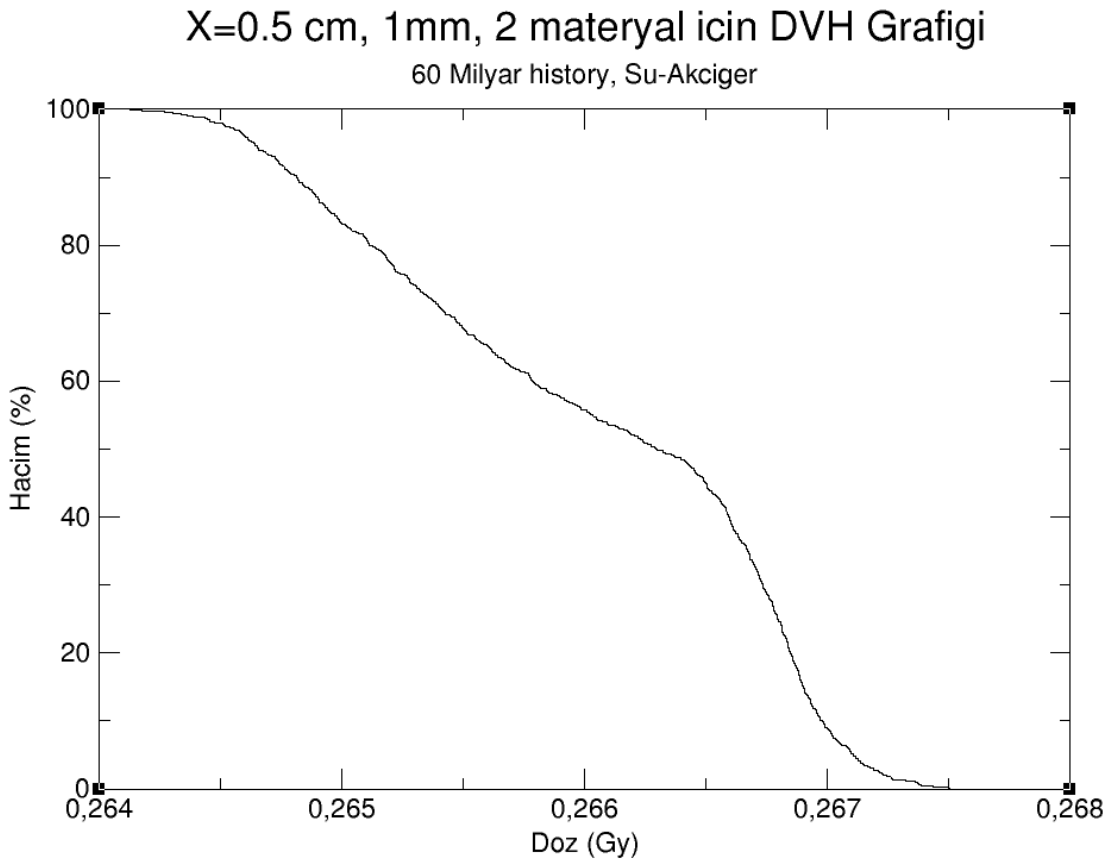


Şekil 4.17. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

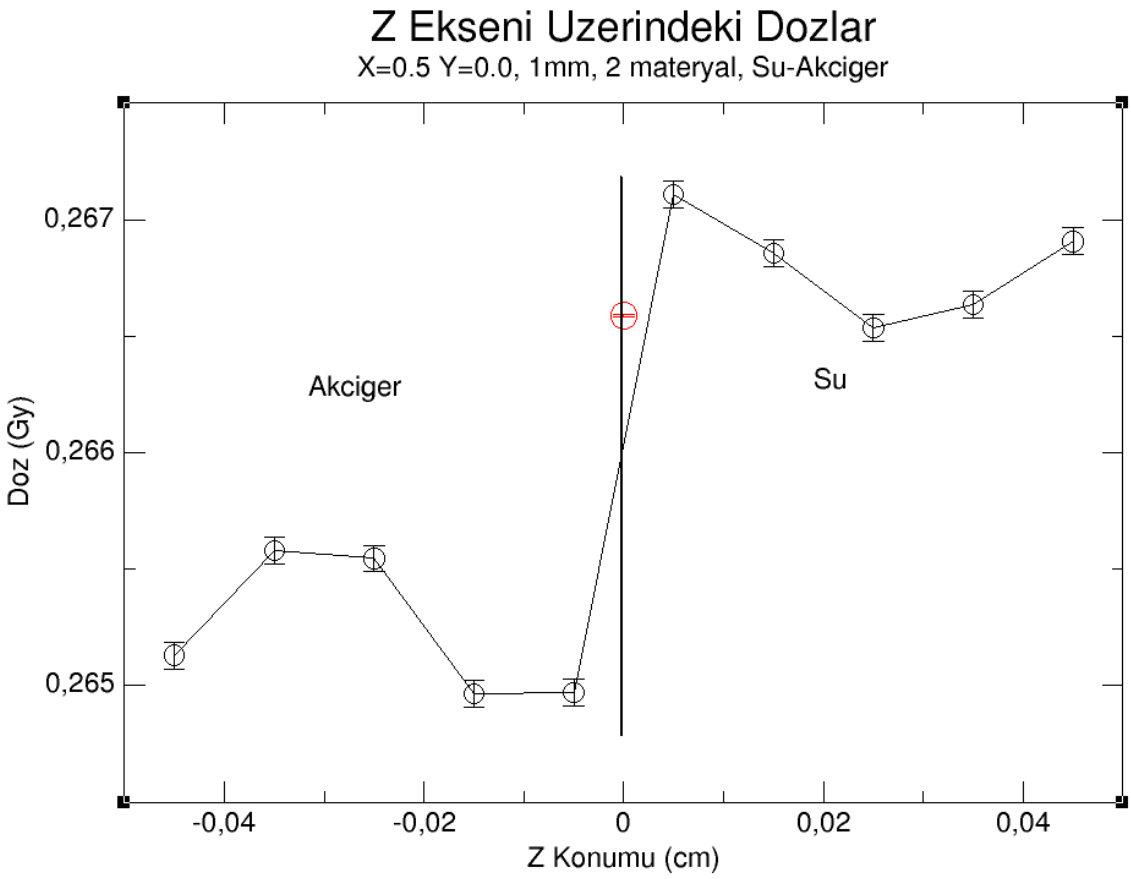


Şekil 4.18. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 1 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Sadece su içeren x=0,5 cm konumundaki 1 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.17. ve Şekil 4.18.'de verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 0,6'ya varan farklılıklar görülmektedir.

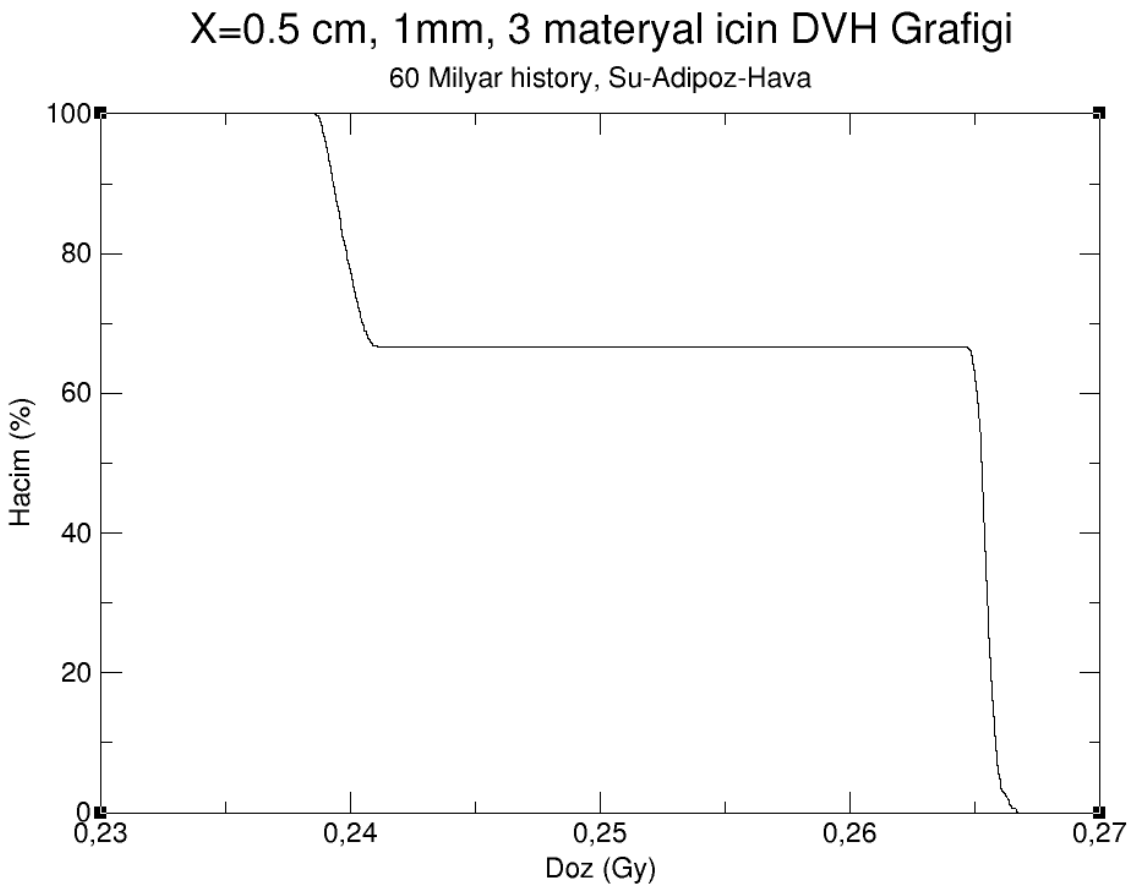


Şekil 4.19. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

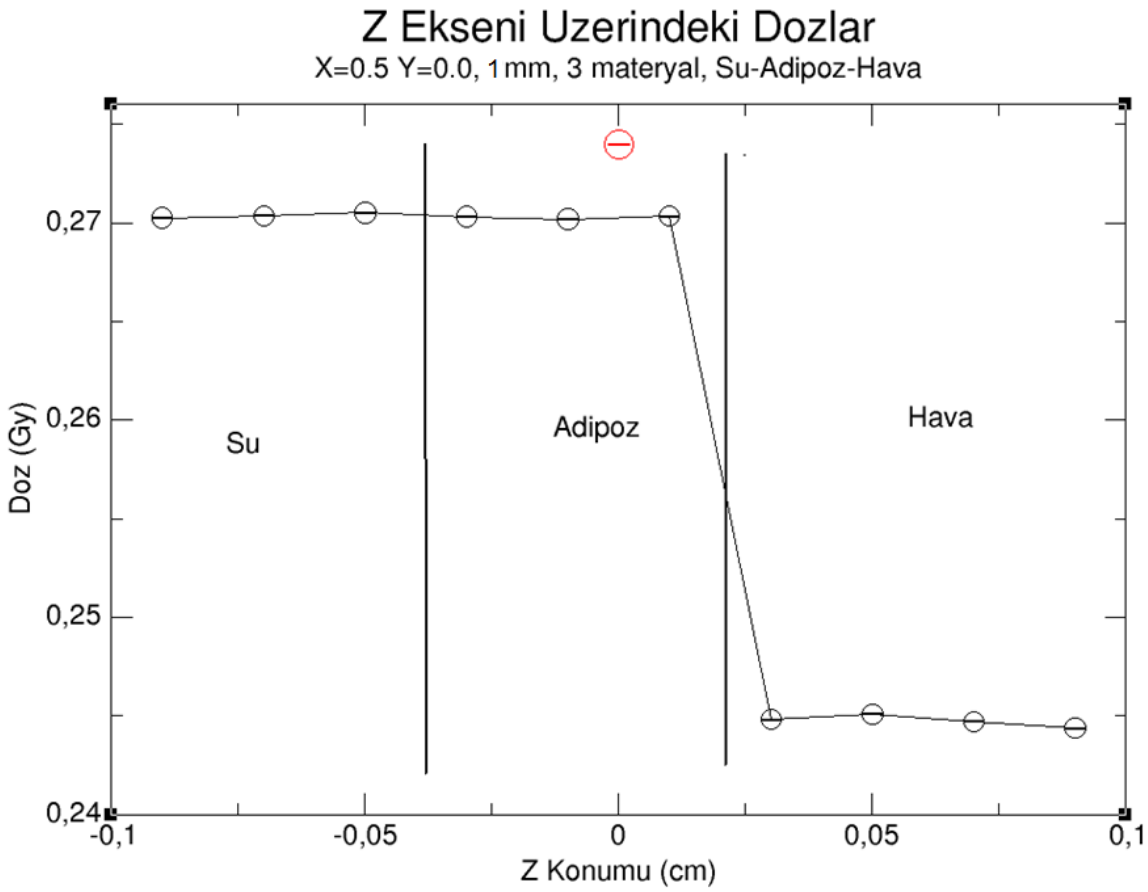


Şekil 4.20. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 1 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su ve akciğer karışımı içeren x=0,5 cm konumundaki 1 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.19. ve Şekil 4.20.'de verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 0,76'ya varan farklılıklar görülmektedir.

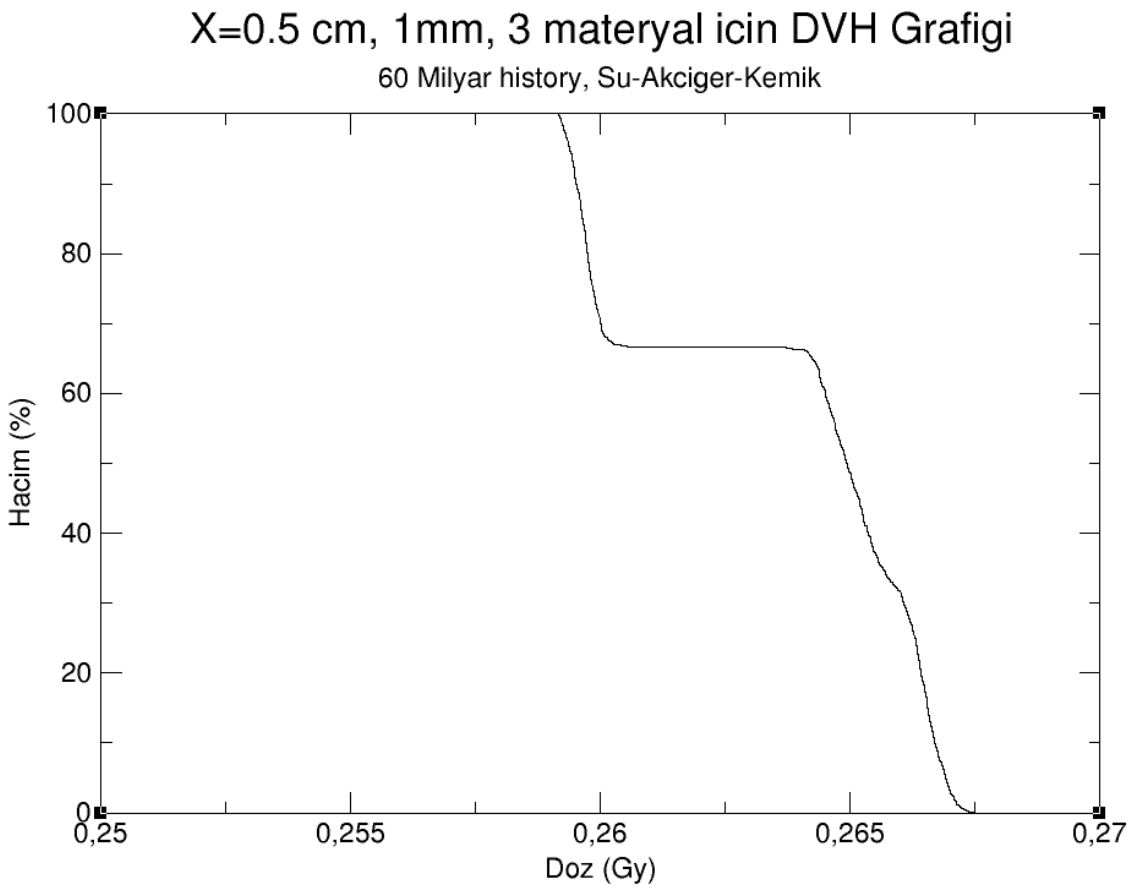


Şekil 4.21. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

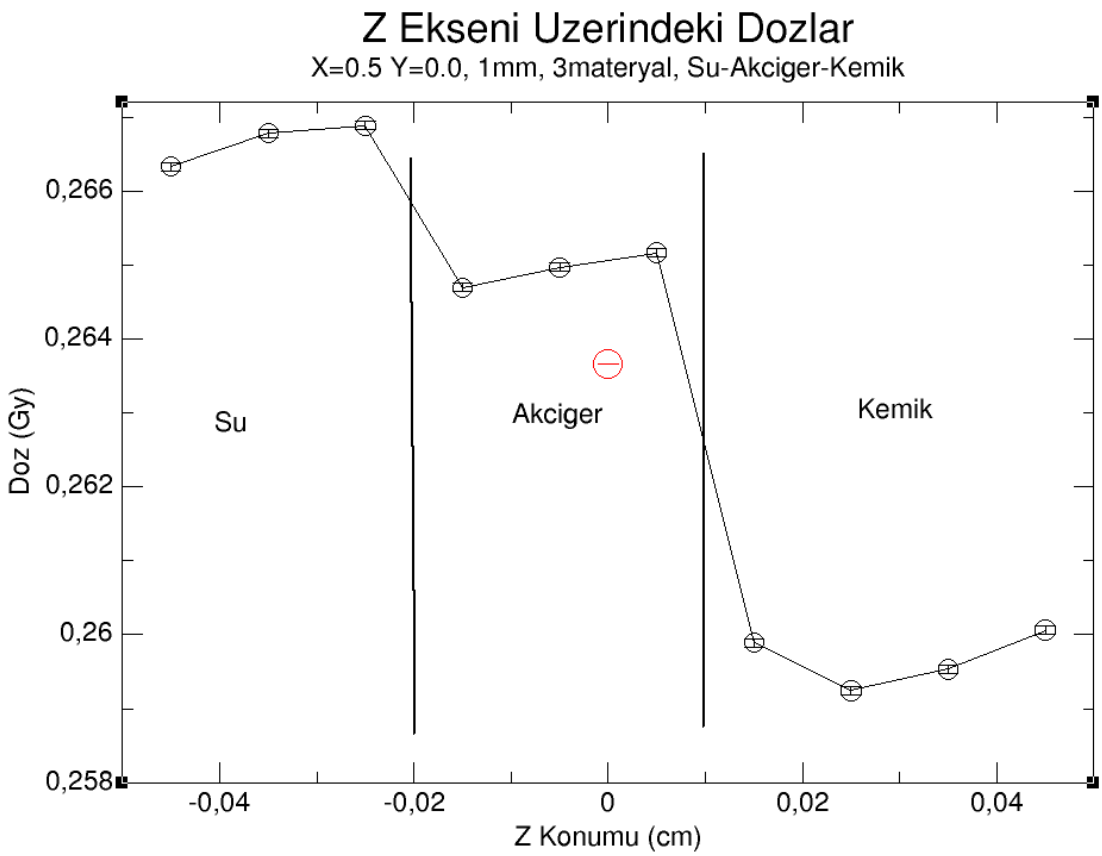


Şekil 4.22. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 1 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su, adipoz ve hava içeren x=0,5 cm konumundaki 1 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.13. ve Şekil 4.14.'da verilmiştir. Su ve adipoza ait doz değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmektedir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 14'e varan farklılıklar görülmektedir.



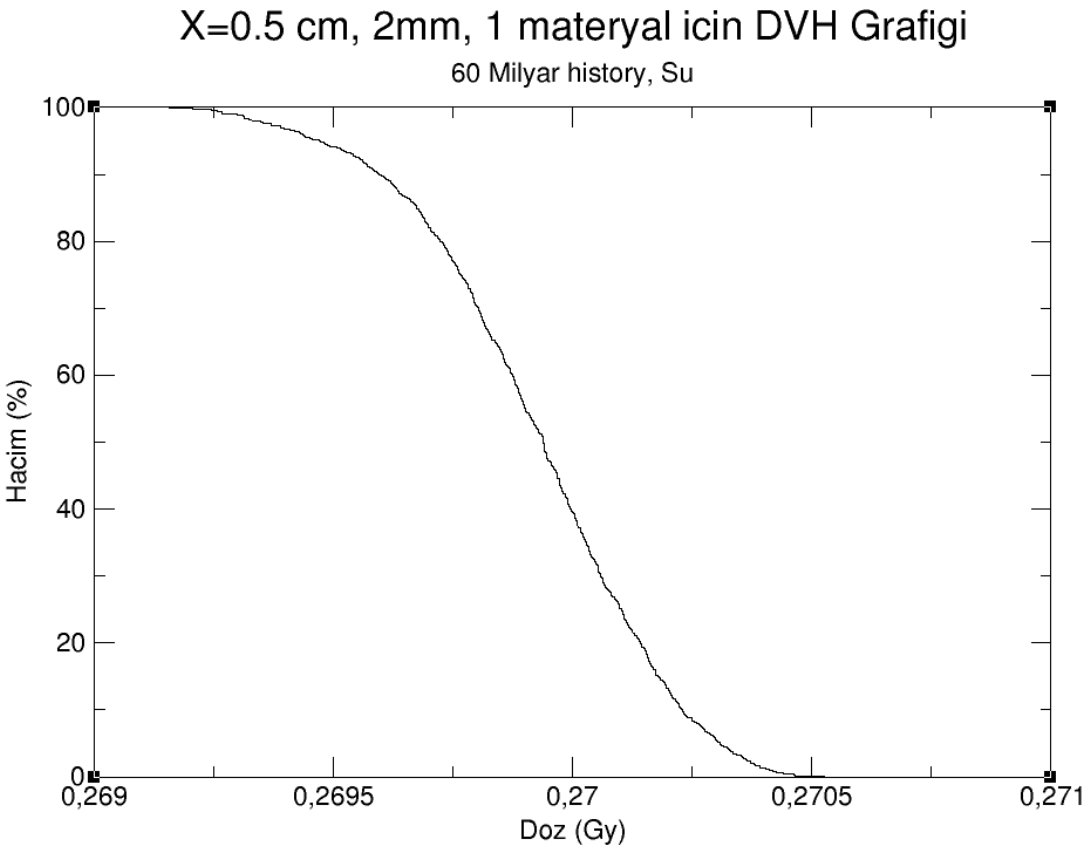
Şekil 4.23. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 1 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.



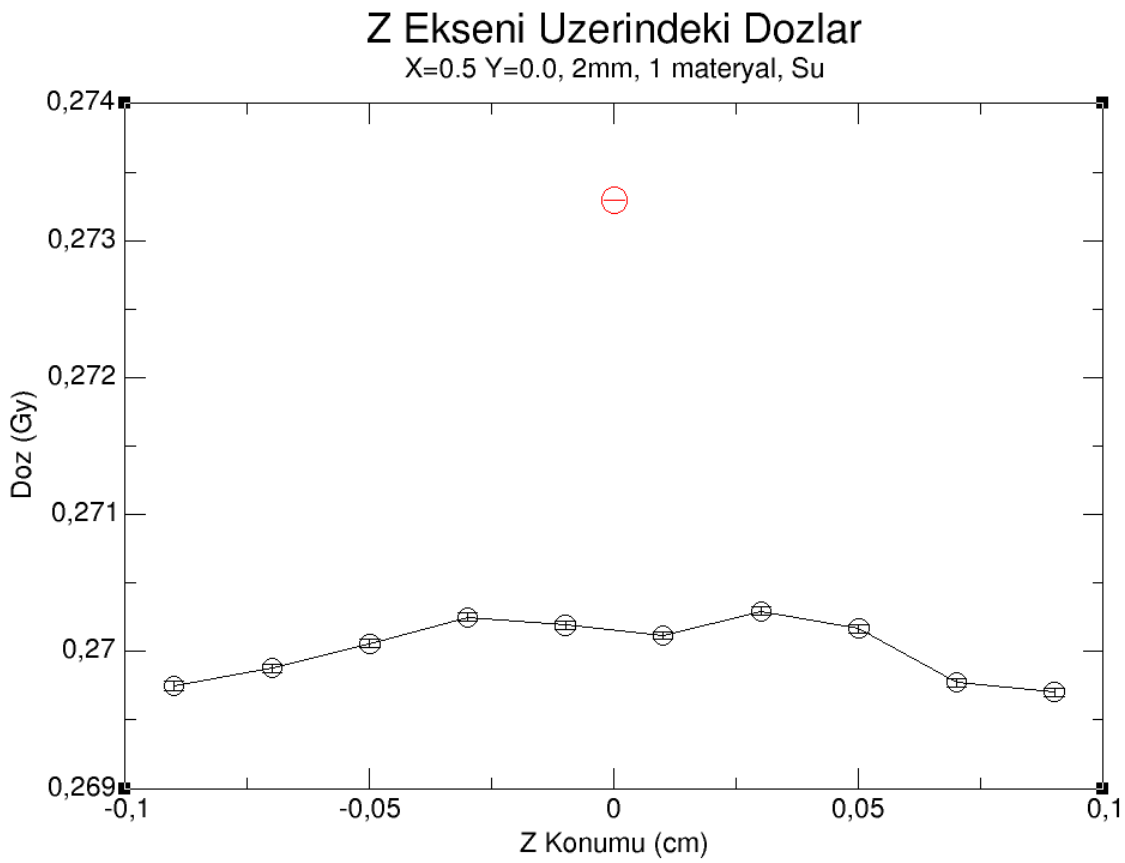
Şekil 4.24. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 1 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su, akciğer ve kemik içeren x=0,5 cm konumundaki 1 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.23. ve Şekil 4.24.'da verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 1,35'e varan farklılıklar görülmektedir.

x=0,5 cm ve θ=90°'de bulunan 2 mm boyutundaki voksel için grafikler şu aşağıda verilmiştir.

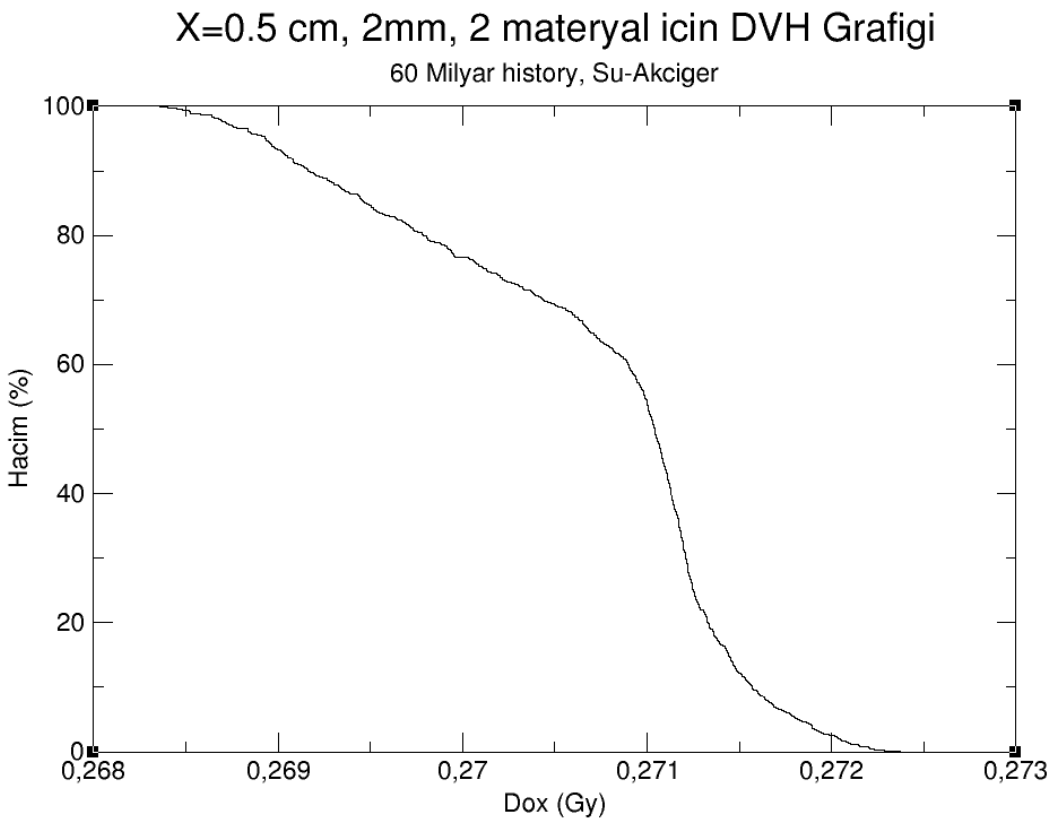


Şekil 4.25. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

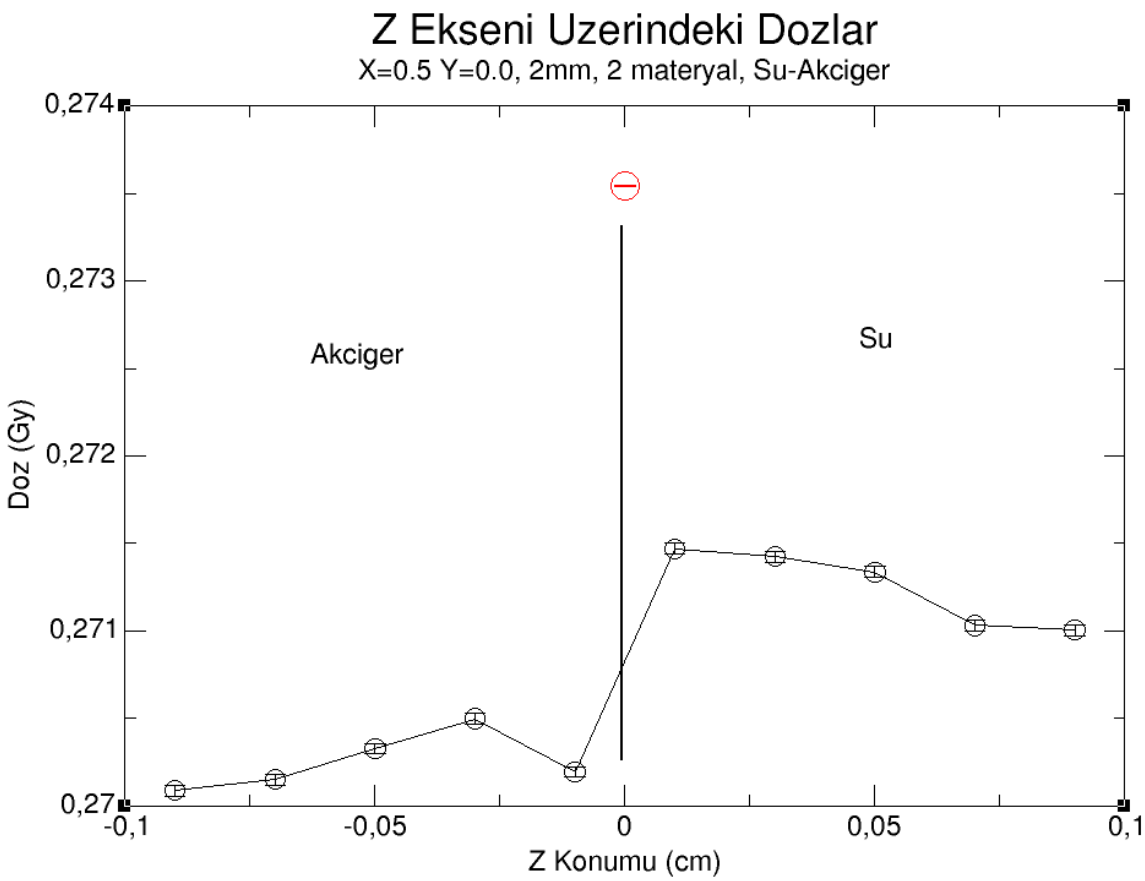


Şekil 4.26. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Sadece su ortamı içeren, x=0,5 cm konumunda bulunan 2 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.25. ve Şekil 4.26.'da verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 1,54'e varan farklılıklar görülmektedir.

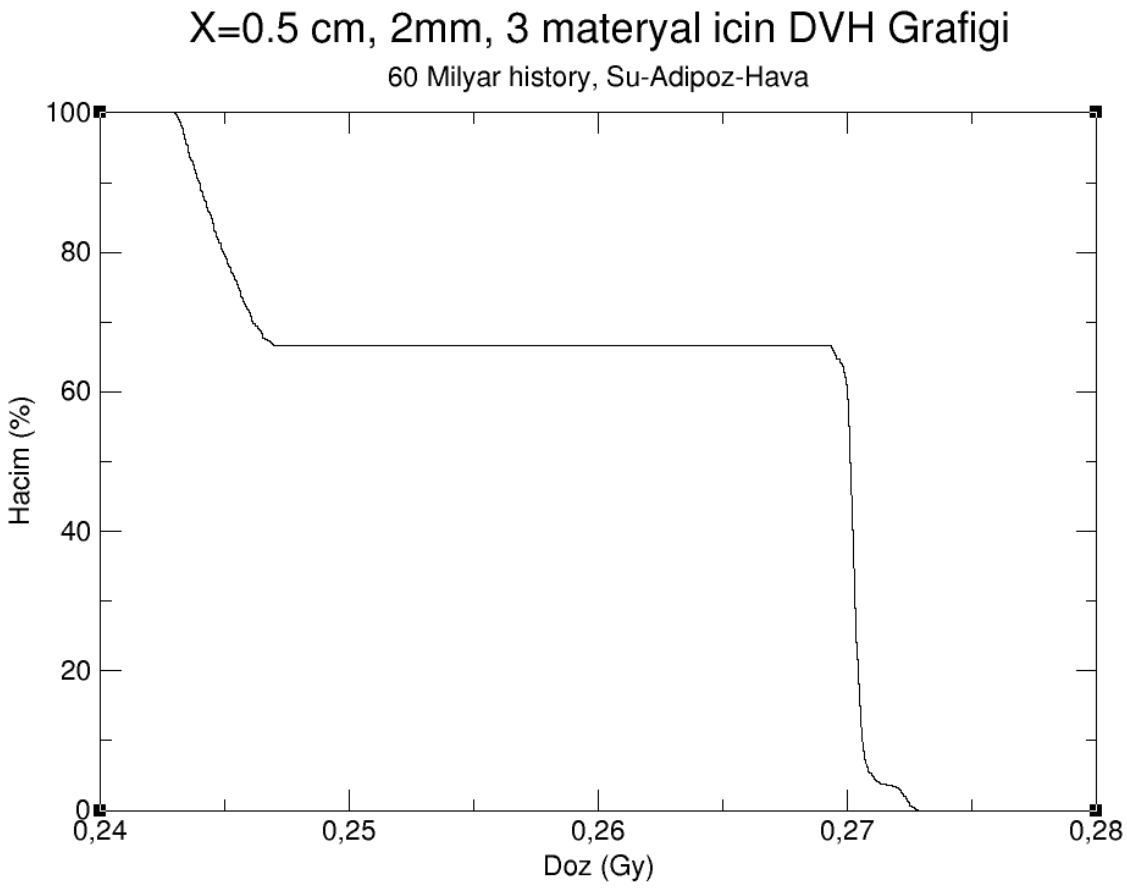


Şekil 4.27. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

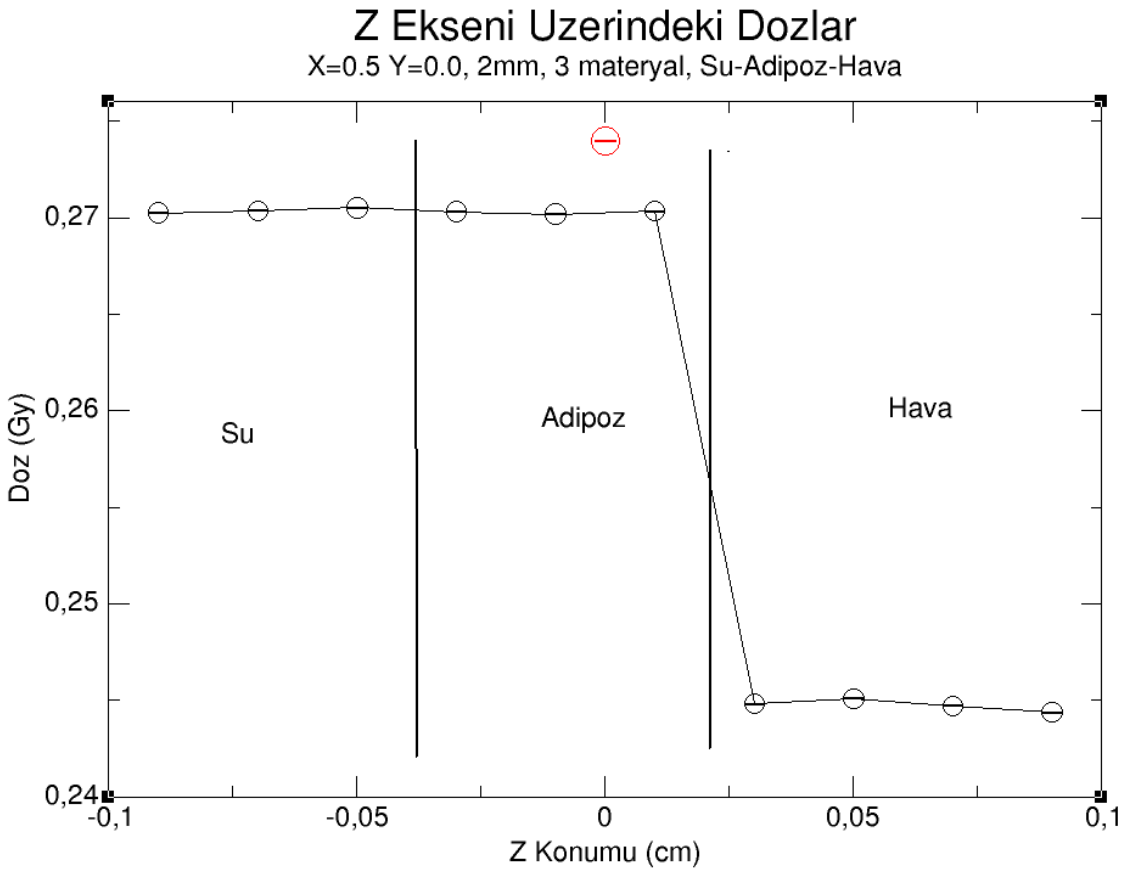


Şekil 4.28. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Akciğer karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su ve akciğer karışımı içeren x=0,5 cm konumundaki 2 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.27. ve Şekil 4.28.'de verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 1,86'ya varan farklılıklar görülmektedir.

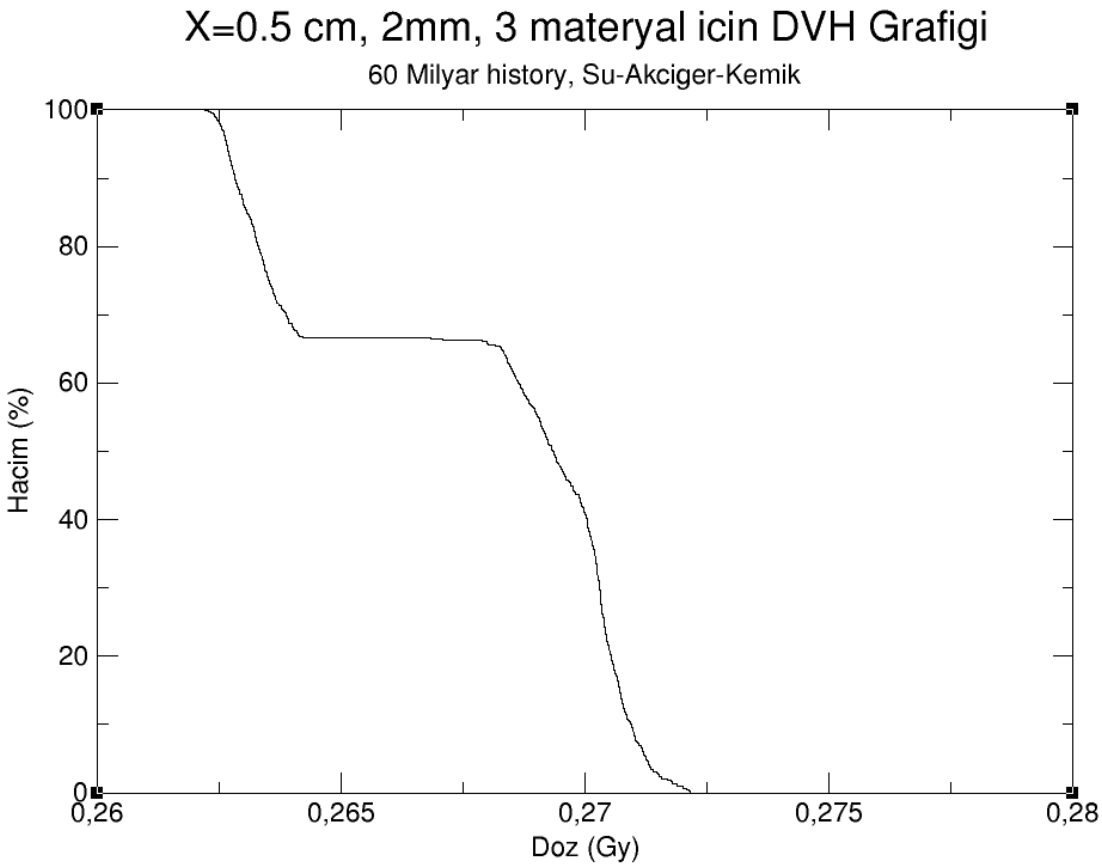


Şekil 4.29. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.

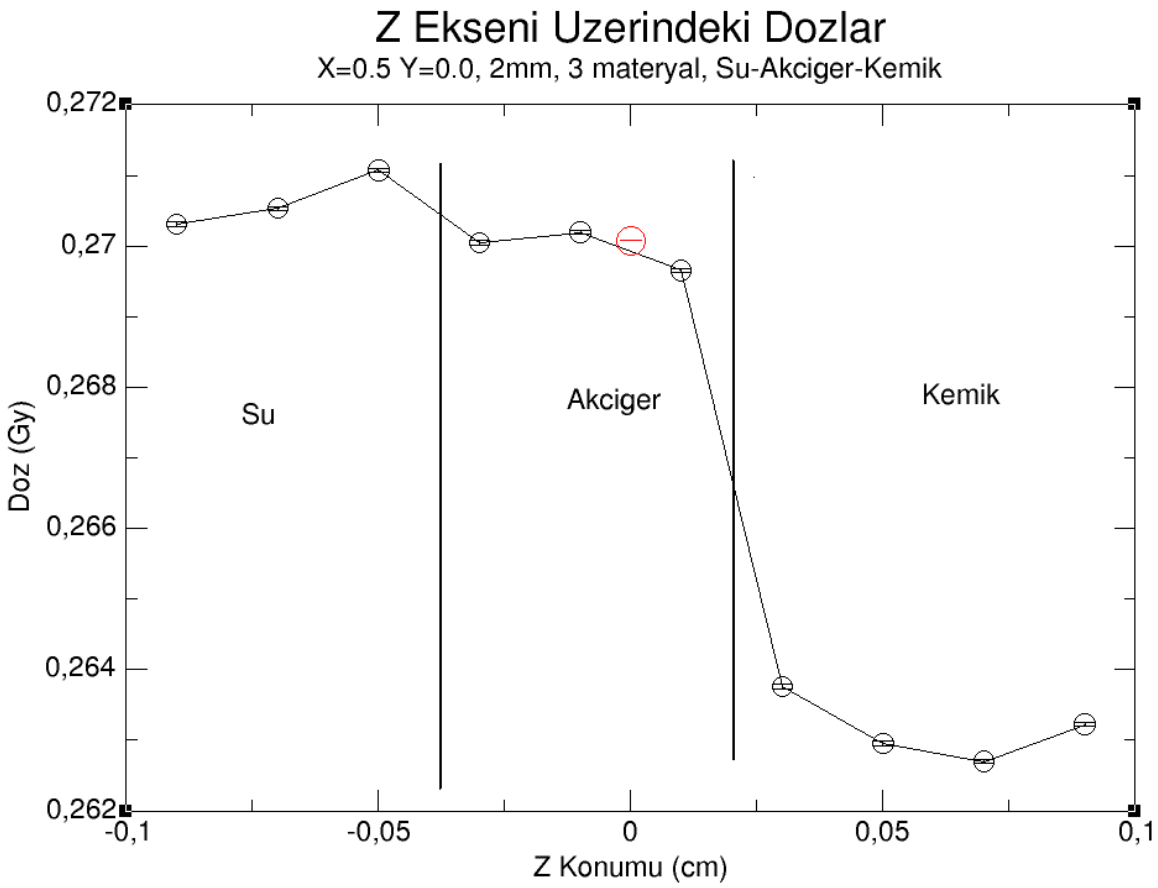


Şekil 4.30. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Adipoz-Hava karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su, adipoz ve hava içeren x=0,5 cm konumundaki 2 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.29. ve Şekil 4.30.'da verilmiştir. Su ve adipoza ait doz değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmektedir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 12,25'e varan farklılıklar görülmektedir.



Şekil 4.31. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunan, 2 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş voksel içerisinde hesaplanan dozlara ait DVH grafiği.



Şekil 4.32. Merkezi x=0,5 cm noktasında bulunun 2 mm boyutundaki Su-Akciğer-Kemik karışımı içeren bölünmüş vokselin x=0,5 cm y=0,0 cm'deki doz profili.

Su, akciğer ve kemik içeren x=0,5 cm konumundaki 2 mm'lik voksele ait DVH grafiği ve doz profili Şekil 4.31. ve Şekil 4.32.'da verilmiştir. Bu voksel içerisindeki doz değerleri arasında % 3'e varan farklılıklar görülmektedir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar, hasta vücuduna ait bilgileri BT görüntülerinden alan brakiterapi doz hesaplamalarında voksel içi materyal yapısındaki heterojenliklerin hesaplanan doz değerleri üzerinde dikkate değer ölçüde bir değişime neden olabileceği gösterilmiştir. Bu etki, doz hesaplamalarında kullanılan voksel boyutları büyüdükçe çok daha belirgin bir hale gelmektedir. AAPM TG-186 raporunda model tabanlı doz hesaplama algoritmaları için tavsiye edilen 2x2x2 mm^3'lük voksel boyutlarının voksel içi materyal dağılımının homojen olmadığı durumlarda, doz değerlerinde ortalama %5'e varan hataların ortaya çıkabildiği görülmüş ve bu nedenle 2x2x2 mm^3 'lük voksel boyutlarının hesaplanan doza etkisinin büyük olduğu sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte 1x1x1 mm^3'lük voksel boyutlarının kullanıldığı brakiterapi hesaplamalarında heterojen voksel içi materyal dağılımları nedeniyle dozda oluşan belirsizliklerin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu gösterilmiştir.

KAYNAKLAR

[1] **Rivard, M. J., Venselaar, J. L. M., Beaulieu, L.,** The Evolution of Brachytherapy Treatment Planning, Med. Phys., 36 (6), June 2009.

[2] **Beaulieu, L., , Tedgren, A.C., Carrier, J.F., Davis, S.D., Mourtada, F., Rivard, M.J., Thomson, R.M., Verhaegen, F., Wareing, T.A., Williamson, J.F.,** Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: Current status and recommendations for clinical implementation, Med. Phys. 39 (10), October 2012

[3] **Symonds, P., Deehan, C., Meredith, C., Mills, J.,** "Walter and Miller's Textbook of Radiotherapy, Radiation Physics, Therapy and Oncology", Elsevier Ltd., 2012 .

[4] **Mayles, P., Nahum, A., Rosenwald, J.C., "**Handbook of Radiotherapy Physics", Taylor & Francis Group, 2007 .

[5] **Demir, N.,** Monte Carlo Metoduna Giriş, NUPAMC 2012, Bitlis-Eren Üniversitesi, 2012.

[6] **Nath, R., Anderson, L. L., Luxton, G., Weaver, K. A., Williamson, J. F., Meigooni, A. S.,** Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43, Med. Phys., 22, 209–234, 1995.

[7] **Rivard M. J.*et al*,** Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, Med. Phys., 31, 633-674, 2004.

[8] **I. Kawrokow and D. W. O. Rogers,** " The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport", Technical Report No.PIRS -701, National Research Council of Canada , Ottawa , Canada 2000.

[9] **Kawrakow, I.,** Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version, Med. Phys., 27, 485-498, 2000.

[10] **R. E. P. Taylor, G. Yegin, and D. W. O. Rogers,** Benchmarking BrachyDose: Voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters, Med. Phys. February 2007, 34 s.

[11] **Yegin, G.,** A new approach to geometry modeling for Monte Carlo particle transport: An application to the EGS code system, Nucl. Instr. And Meth., 2003, B211, 311-338.

[12] **G. Yegin,** Dose3d: A dose data analysing program for voxelized rectilinear geometries, Technical Report No: CBUMFG-E105, Celal Bayar University Medical Physics Group, Manisa.

[13] **Mazeron, J.J., Scalliet, P., Van Limbergen, E., Lartigau, E.,** Radiobiology of Brachytherapy and the Dose-Rate Effect,.

[14] **Levitt, S.H., Purdy, J.A., Perez, C.A., Poortmans, P.,** Technical Basis of Radiation Therapy, Springer, 2012.

[15] **Aras, S.,** Brakiterapi Tohum Kaynakların Doz Dağılımlarının İncelenmesi, Celal Bayar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2010, 7-8. (Yüksek Lisans Tezi).

[16] **Baltas, D., Sakelliou, L., Zamboglou, N.,** "The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology", Taylor & Francis Group, 2007.

[17] http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed_database

[18] **Cakar l.,** ^{192}Ir Brakiterapi Kaynaklarının Doz Degerlerinin Ortam Geometrisine Bağlılığının Monte Carlo Yöntemiyle İncelenmesi, Celal Bayar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2007, 15-16. (Yüksek Lisans Tezi).

[19] http://www.nndc.bnl.gov

[20] **Bayram, S.,** Düşük Doz Hızlı Brakiterapi Kaynaklarının Etrafındaki Doz Dağılımına Etki Eden Faktörlerin Monte Carlo Tekniği Kullanılarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, 2014.

[21] **Aras, B.,** Brakiterapide Kullanılan Doz Hesaplama Sistemlerinin Etkinliğinin Monte Carlo Yöntemiyle Değerlendirilmesi, Yüksek Lisans Tezi, Celal Bayar Üniversitesi, 2015 .

[22] **Yegin, G., Taylor, R. E. P., Rogers, D. W. O.,** BrachyDose: A new fast Monte Carlo code for brachytherapy calculations, Med. Phys., 33, 2075-2075(abs), 2006.

[23] **Rusch, T., Bohm, T., Rivard, M.,** Monte Carlo modeling of the Xoft AXXENT x-ray source, Med. Phys., 32, 2017–2018(abs), 2005.

[24] **Afsharpour, H., Landry, G., D'Amours, M., Enger, S., Reniers, B., Poon, E. Carrier, J. F., Verhaegen, F., Beaulieu, L.,** Algorithm for the heterogeneous dosimetry based on GEANT4 for Brachytherapy. Physics in Medicine and Biology, 57(11):3273, 2012.

[25] **Terriblini, D., Fix, M. K., Frei, D., Volken, W., Manser, P.,** VMC++ Validation for photon beams in the energy range of 20–1000 keV. Medical Physics, 37(10):5218– 5227, 2010.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : İdris KALP

Doğum Yeri ve Yılı : Erbaa, 1988.

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta : idriskalp@gmail.com

Eğitim Durumu

Lise : Muratpaşa Lisesi, 2002-2005

Lisans : Celal Bayar Üniversitesi, Fizik Bölümü, 2008-2012

Yüksek Lisans : Celal Bayar Üniversitesi, Fizik Bölümü, 2013-2016

Mesleki Deneyim

Milli Eğitim Bakanlığı, Ücretli Öğretmen 2013-2014

Sınav Dersanesi 2012-2013

C.B.Ü. Fizik Bölümü, TÜBİTAK Proje Asistanı 2015-2016

Yayınları

Uluslararası bilimsel kongrelerde sunulan ve bildiri kitabı veya CD'sinde basılan bildiriler

Intra-Voxel Heterogenity And Its Effect on 3D Brachytherapy Dose Distributions, Eugenides Foundation 1st European Congress of Medical Physics, Athens, Greece