CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BRAKİTERAPİ TOHUM KAYNAKLARIN DOZ DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Serhat ARAS

Anabilim Dalı : Fizik

Programı : Nükleer Fizik

MANİSA 2010

CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BRAKİTERAPİ TOHUM KAYNAKLARIN DOZ DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Serhat ARAS

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih :25.10.2010

Tezin Savunulduğu Tarih : 04.11.2010

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Gültekin YEĞİN

Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. İskender AKKURT

Doc. Dr. Gültekin YEĞİN

Doc. Dr. İsmail MARAŞ

MANİSA 2010

İÇİNDEKİLER

Sayfa Numarası

ŞEKİLLERİN LİSTESİ ..... **IV**

ÇİZELGELERİN LİSTESİ ..... **VI**

TEŞEKKÜR ..... **VII**

ÖZET ..... **VIII**

ABSTRACT ..... **IX**

1 . GİRİŞ **1**

1.1 . Genel Bilgiler 2
1.1.1 . Radyoterapi 2
1.1.2 . Radyasyon Tedavisi Uygulamaları 2

1.2 . Brakiterapi 3
1.2.1 . İnterstisyel Brakiterapi 4

1.3 . Radyoaktif Tohum Kaynakları 4
1.3.1 . Amersham Model 6711 ^{125}I Kaynağı: 4
1.3.2 . Theragenics 200 ^{103}Pd Kaynağı: 5

1.4 . Radyoterapide Tedavi Hassasiyeti 6

1.5 . Bilgisayar Tabanlı Brakiterapi Çalışmaları 7
1.5.1 . Monte Carlo Yöntemiyle Simülasyon Prensibi 7
1.5.2 . EGS ve EGSnrc Monte Carlo Kodu 9

1.6 . Foton Madde Etkileşimlerinin Teorisi 12
1.6.1 . Koharent Olmayan Saçılma (Compton Saçılması) 13
1.6.2 . Fotoelektrik Etkileşme 13
1.6.3 . Çift Oluşum 14
1.6.4 . Koharent (Rayleigh) Saçılma 15

1.7 . Doz Hesaplama Yöntemi 15
1.7.1 . Dozimetrik Parametreler 17

2 . MATERYAL METOT **17**

2.1 . Fantom Tasarımı 18

2.2 . Dokuların Tesir Kesitlerini Oluşturma 21
2.2.1 . Kerma Hesabı ve Müen Dosyalarının Oluşturulması 21
2.2.2 . XCOM Tesir Kesitlerinin Oluşturulması 24

3 . SONUÇLAR VE TARTIŞMA **25**

KAYNAKLAR **58**

ÖZGEÇMİŞ

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Sayfa Numarası

Şekil 1.1. 1 MeV enerji değerine kadar sudaki foton etkileşme tesir kesitlerinin toplam tesir kesitine oranı. 1
Şekil 1.2. Çeşitli radyoaktif tohum kaynakları 3
Şekil 1.3. ^{125}I kaynak modelleri Amersham 6711 (J. Dolan, Z. Li, ve J. F., 2006). 4
Şekil 1.4. Thera200 kaynağının boyuna kesiti (standart kaynak) 5
Şekil 1.5. Modifiye edilen Model A kaynağı 5
Şekil 1.6. İkincil fotonların rasgele dağılımlarının temsili görüntüsü 7
Şekil 1.7. EGSnrc programının çalışma şeması. Bu şemada kodun iki kısmı ve bu alanlarda bulunan değişmez bilgiler ve alt programlar bulunmaktadır. 8
Şekil 1.8. Su ve kurşun için kütle enerji soğurma katsayıları için EGSnrc(XCOM) ve NIST'in verileri vasıtasıyla hesaplandı.(Z.Sego ve D.W.O.Rogers August 30,2004) 11
Şekil 1.9. Su ve kurşun için kütle enerji soğurma katsayıları arasındaki yüzdelik değişimler.(Z.Sego ve D.W.O.Rogers August 30,2004) 12
Şekil 1.10. Fotonların şiddetinde soğurucu madde kalınlığına bağlı olarak değişme 13
Şekil 1.11. Doz hesaplama geometrisi: referans noktası P($r_{0,}$ θ_0) kaynak dik ekseni üzerinde yer almakta ve P(r , θ) eksenlerin oluşturduğu düzlemde herhangi bir noktadır. Eksenlerin orjininde çizgisel kaynak bulunmaktadır. 16
Şekil 2.1. Kübik fantom ve vokseller. Toplam fantom, kartezyen koordinatta eksenlere dik düzlemlerle kesilerek istenen bölgede istenen hacimde doz hesaplama bölgesi oluşturulmaktadır. 19
Şekil 3.1. Beyin, göz, kalp ve böbrek dokuları ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri 26
Şekil 3.2. Karaciğer, akciğer, kas, cilt ve prostat dokuları ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri 26
Şekil 3.3. Kemik dokusu ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri 27
Şekil 3.4. Kalp, böbrek ve cilt dokuları ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri 28
Şekil 3.5. Karaciğer, akciğer, kas ve prostat dokuları ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri 29
Şekil 3.6. Kemik dokusu ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri 30
Şekil 3.7. Beyin, göz, kalp ve böbrek dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 31
Şekil 3.8. Karaciğer, akciğer, kas, cilt ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 31
Şekil 3.9. Beyin, göz, kalp ve böbrek dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 32
Şekil 3.10. Karaciğer, akciğer, kas, cilt ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 32
Şekil 3.11. Beyin, göz, kalp ve böbrek dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 33
Şekil 3.12. Karaciğer, akciğer, kas, cilt ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 33
Şekil 3.13. Kemik dokusu ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 34
Şekil 3.14. Kemik dokusu ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 34
Şekil 3.15. Kemik dokusu ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 35
Şekil 3.16. Kalp, böbrek ve cilt dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 36
Şekil 3.17. Karaciğer, akciğer, kas, ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 36
Şekil 3.18. Kalp, böbrek ve cilt dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 37
Şekil 3.19. Karaciğer, akciğer, kas ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri 37
Şekil 3.20. Kalp, böbrek ve cilt dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri **38**

Sayfa Numarası

Şekil 3.21. Karaciğer, akciğer, kas, ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri....38
Şekil 3.22. Kemik dokusu ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri....39
Şekil 3.23. Kemik dokusu ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri....39
Şekil 3.24. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerinin göstern doz deseni....42
Şekil 3.25. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerinin göstern doz deseni....43
Şekil 3.26. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....43
Şekil 3.27. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....44
Şekil 3.28. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....44
Şekil 3.29. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....45
Şekil 3.30. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....45
Şekil 3.31. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....46
Şekil 3.32. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....46
Şekil 3.33. -1 cm ile 1 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....47
Şekil 3.34. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....47
Şekil 3.35. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....48
Şekil 3.36. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....49
Şekil 3.37. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....49
Şekil 3.38. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....50
Şekil 3.39. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....50
Şekil 3.40. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....51
Şekil 3.41. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....51
Şekil 3.42. -1 cm ile 1 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....52
Şekil 3.43. 3.94 cm ile 5.2 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni....52
Şekil 3.44. Standart kaynak, Model A + ve Model A - için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri....54
Şekil 3.45. Standart kaynak, Model A + ve Model A - için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri....54
Şekil 3.46. Standart kaynak, Model A + ve Model A - için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri....55
Şekil 3.47. Standart kaynak, Model A + ve Model A - için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri....56
Şekil 3.48. -1 cm ile 1 cm aralığında hesaplanan doz değerlerinin oranları gösteren doz deseni....57

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Sayfa Numarası

Çizelge 2.1. Çeşitli insan dokuları için kütle yoğunlukları, kütle yüzdeleri ve efektif Z değerleri (Report 46 (ICRU, 1992)..... 24
Çizelge 3.1. Amersham OncoSeed, 6711 kaynağı için çeşitli dokulardaki referans noktasında soğurulan doz ve istatistiksel hata değerleri 40
Çizelge 3.2. TheraSeed 200, ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynağı için çeşitli dokulardaki referans noktasında soğurulan doz ve istatistiksel hata değerleri 41

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum bu çalışmamda tez konumu seçen, tüm çalışmalarım sırasında bilgi ve tecrübesinden yararlandığım ve benden manevi desteğini esirgemeyen büyük bir özveriyle çalışmalarıma ışık tutan değerli hocam Sayın Doç.Dr.Gültekin YEĞİN 'e teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım sırasında bana her zaman destek olup yardımlarını esirgemeyen başta bölüm başkanımız sayın Prof. Dr. Nurdoğan CAN ve bölümümüzün diğer öğretim üyelerine teşekkürlerimi sunarım.

Her zaman sorularımı sabırla cevaplayarak yardımcı olmaya çalışan, deneyimlerini benimle paylaşan Görkem AYDOĞDU, Sebile DUMAN, Berkay CAMGÖZ, Ramazan GÜMÜŞ, M. İsmail KATI ve Mehmet AYVACIKLI'ya teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her anında yanımda olan bana maddi ve manevi destek olan, sevgili aileme ve çok değerli arkadaşım Neriman GÜRSOY'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Bu çalışmada Amersham OncoSeed 6711 ^{125}I ve TheraSeed 200 ^{103}Pd model brakiterapi tohum kaynakları için sudaki ve çeşitli insan dokularındaki (prostat, akciğer, kemik, karaciğer vb.) doz dağılım değerleri BrachyDose Monte Carlo kodu kullanılarak ayrı ayrı hesaplandı. Hesaplamalar, kaynağın merkezinde yer aldığı, $30 \times 30 \times 30$ cm büyüklüğündeki kübik fantom içersinde gerçekleştirildi. Bu çalışmada, fotoelektrik tesir kesitinin Z^4 ile orantılı olması sebebiyle efektif Z değerindeki küçük değişikliklerin foton etkileşimleri üzerinde büyük değişiklikleri yapabileceği gösterildi. Bu durumun bir sonucu olarak, hastaya verilen gerçek doz miktarı ile tedavi planlaması sırasında TG-43 formalizmi kullanılarak hesaplanan doz değerleri arasında büyük farlılıklar meydana gelebileceği görülmektedir.

Ayrıca vücut içerisine yerleştirilen tohum kaynaklarının içinde bulunan radyoaktif madde kaplı oynar parçaların yerçekimi doğrultusunda olası yer değiştirmelerinden kaynak etrafındaki doz dağılımını etkilenmektedir. Bu nedenle kaynağın etrafındaki doz dağılımının çok iyi bir şekilde bilinmesi gerekir. Bu çalışmada, brakiterapi tedavisinde kullanılan tohum kaynakların içindeki hareketli parcacıklardan dolayı kaynak etrafındaki doz dağılımında ne kadar bir değişme olduğu hesaplandı.

ABSTRACT

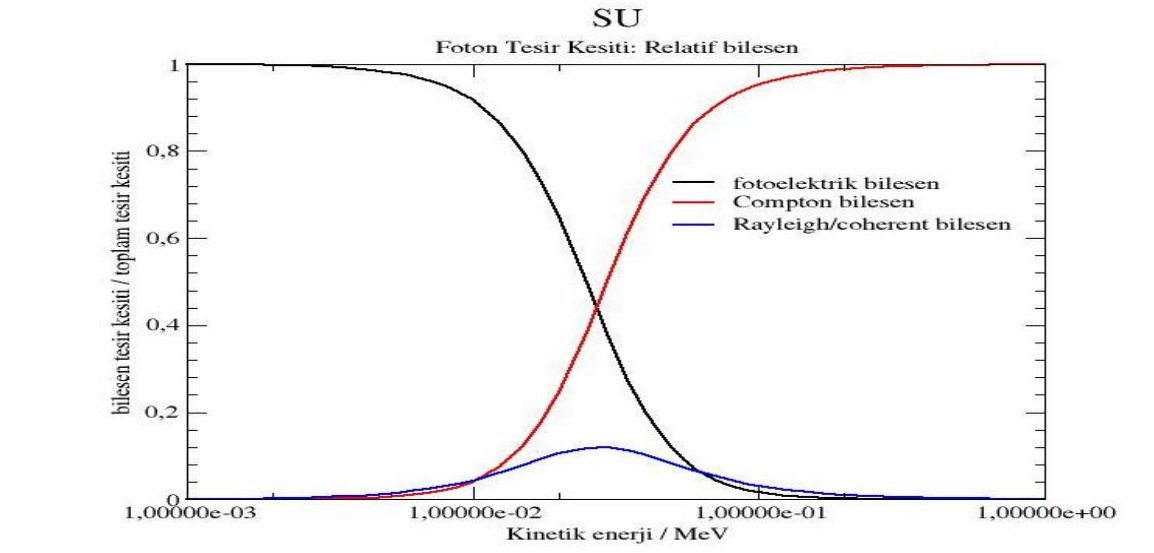
In this study, dose distributions of Amersham OncoSeed 6711 ^{125}I and TheraSeed 200 ^{103}Pd model brachytherapy seed sources were separately calculated for water and several human tissues media by using BrachyDose Monte Carlo Code. Calculations were performed for cubic phantom with 30cmX30cmX30cm dimensions where the seed is positioned at its origin. In the present study, it was provided that small deviations of Z values cause great changes on photon interactions therefore photoelectric cross section is rated with Z^4. As result of this case, it will be seen that there are important differences between real dose value applied to a patient and the dose which is calculated by using TG-43 formalism.

Also dose distribution around seeds in body tissue is affected as remarkable by mobility of internal seed components due to gravity. In this reasons, dose distribution around a seed must be good determined. In this work dose differences which stem from mobility of radioactive seed components and marker were calculated.

1. GİRİŞ

Brakiterapi tohum kaynakları prostat, göğüs, göz merceği gibi değişik kanser türleri tedavisinde uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Özellikle prostat kanseri tedavisinde sayıları 50 ile 150 arasında değişen kaynak bir arada prostat dokusu içersine yerleştirilerek, kanserli dokuyu ışınlaması ve kanser hücreleri öldürmesi hedeflenir. Bu tedavi sırasında, kanserli dokularla birlikte tümör civarındaki sağlam dokular da bir miktar ışınıma maruz kalır. Ancak sağlam dokulara verilen radyasyon dozu miktarının, her bir organ için farklı bir takım limit doz değerlerini kesinlikle aşmaması gerekir. Tedavi planlaması sırasında, temelde radyasyonun dokuya optimum dozda uygulanması ve en az seviyede sağlıklı doku hasarı hedeflenmektedir. Klinik uygulamalarda brakiterapi cihazları ve kaynakları kullanılırken kriter olarak bilimsel veriler baz alınmaktadır. Uygulama sırasında sağlam dokuların limit değerin altında, tümörün ise maksimum miktarda doz alması gerekmektedir. Bu nedenle kaynağın etrafındaki doz dağılımının çok iyi bir şekilde bilinmesi gerekir. Canlı dokularda doğrudan deney yapmanın imkansızlığı ve riski nedeni ile deneysel çalışmalar canlı olmayan fakat ona benzetilen fantomlarda gerçekleştirilmektedir.

Günümüzde, brakiterapi tedavi tadavi planlama sistemlerinde doz değerlerini hesaplamak için AAPM (American Association of Physics in Medicine) Task Group (TG-43) nolu raporunda tavsiye edilen doz hesaplama formalizmi kullanılmaktadır. Bu formalizmde, vücüt dokuların tamamı su kabul edilerek doz değerleri hesaplanır. Bu yaklaşım, ağırlıklı olarak compton saçılmasının meydana geldiği yüksek enerjili foton etkileşimlerinde iyi bir yaklaşık yöntem olarak kabul edilmektedir. Ancak brakiterapi tohum kaynaklarında yayılan foton enerjileri (<100keV) göz önüne alındığında baskın etkileşme türünün fotoelektrik olay olduğu şekil 1'de açıkça görülmektedir.



Şekil 1.1. 1 MeV enerji değerine kadar sudaki foton etkileşme tesir kesitlerinin toplam tesir kesitine oranı.

Radyasyonun keşfedilmesinden günümüze kadar fiziksel etkileşimlerin incelenmesi amacıyla birçok deneyler yapılmış ve sonuçlar alınmıştır. Günümüzde ise simülasyon çalışmaları, bu fiziksel etkileşmeler sonucunda çok daha hassas sonuçlar vermesi nedeniyle bu işlem, terapi öncesi bir deneme olması itibariyle her geçen gün daha da önem kazanmaktadır. Araştırmacılar tarafından gerçekleştirilen deneyler, fiziksel sınırların engellerine takılmakta ve istenilen ölçüde hassas sonuçlar elde edilememektedir. Sistemin bu engelleri aşıp etkileşim mekanizmasını kontrol edebilmesi ve radyoaktif kaynağın dokuya bırakmış olduğu dozu daha hassas tayin edebilmesi için artık günümüzde bilgisayar tabanlı simülasyon çalışmaları yapılmaktadır. Bu çalışmada, çeşitli insan dokuları için (akciğer, prostat, beyin, mide vb.) radyoaktif tohum kaynaklarından (^{125}I ve ^{103}Pd) yayınlanan radyasyonun dokuya bırakmış olduğu dozun simülasyon çalışması yapıldı.

1.1. Genel Bilgiler

1.1.1. Radyoterapi

Radyoterapi, kanser hücrelerini radyasyona maruz bırakarak yapılan bir çeşit kanser tedavisidir. Tedavi planlaması sırasında, tümöre mümkün olan maksimum doz verilmeye çalışılır. Bu nedenle tümör içerisinde ve etrafındaki sağlıklı doku ve organlarda absorplanan doz değerlerini tam ve kesin bir şekilde hesaplanabilmesi çok önemlidir.

Tümörün bulunduğu bölgeye ve tümörün hangi safhada olduğuna göre farklı yöntemler uygulanır. Tedavi, kanser hücrelerinin radyasyona karşı normal hücrelerden daha fazla hassasiyet göstermesi şeklinde gerçekleşir. Bununla birlikte tümör bölgesinde bir miktar sağlıklı doku da radyasyona maruz kalmakta ve zarar görebilmektedir. Bu da tedavinin nedenli hassas olduğunu göstermektedir. Bu yüzden ışını hastaya vermeden önce bilgisayar tabanlı tedavi planlaması, bilimciler tarafından hassas olarak yapılmaktadır. Radyoterapi üzerine yapılan bilimsel çalışmaların bir kısmı da bu konu üzerine yoğunlaşmaktadır.

1.1.2. Radyasyon Tedavisi Uygulamaları

Radyasyon tedavi yöntemleri ve uygulamaları gelişen bilgisayar tabanlı tedavi planlama ve uygulama yöntemlerine paralel olarak insan dokusunun yaşam fonksiyonlarını dikkate alarak daha hassas olarak iyileştirmektedir.

Radyasyon tedavi uygulamalarının başında dış (external) radyasyon tedavi uygulaması gelmektedir. Bu uygulamada radyoaktif kaynağın yayınladığı radyasyon bir demet halinde dışardan kanserli bölgeyi tedavi etmede kullanılır.

Bu yöntemde LINAC (lineer hızlandırıcı)'lar kullanılır. Ayrıca ^{60}Co radyoizotopu, klinik uygulamalarda hastanın yaşam süresini ve kalitesini iyileştirmede uygulanır.

Bir diğer tedavi uygulama yöntemi olan iç (internal) radyasyon tedavisinde radyoizotoplar, damar içi (intravenöz) olarak verilmesinin yanı sıra mesane, prostat gibi bir bölgeye de enjekte edilerek kanserli hücrelerin yok edilmesini esas alır. Klinik uygulamalarda nükleer tıp servislerinde troid kanser tedavisinde en sık kullanılan radyoaktif iyodun ^{131}I 'dir. ^{89}Sr ise kemik metastazlarının tedavisi için kullanılmaktadır.

Radyasyon tedavi ve uygulamalarında kullanılan bir diğer yöntem de interstisyel radyasyon tedavi yöntemidir. Brakiterapi adı da verilen bu metotta prostat ve rahim dokusunun ortasına yerleştirilen ve düşük dozda ışın veren ^{125}I ve ^{103}Pd radyoaktif gama kaynakları ile kanserli dokunun yavaş ve sürekli ışınlanması esasına dayanır.

Kalıcı implant ile ^{125}I ya da ^{103}Pd gibi küçük radyoaktif tohumların hasta organına yerleştirilir. Her biri ortalama 3-4 mm uzunluğunda tohum kaynaklar (Şekil 1.2) çevrelerindeki dokuya belirli bir dozda radyasyon verirler.



Şekil 1.2. Çeşitli radyoaktif tohum kaynakları

Örneğin ^{125}I çekirdekleri prostat karsinomu için kullanılır. Haftalar ve aylar içinde implant içindeki radyoaktif kaynak spesifik bir dozda radyasyonu tümöre verir. Genel anestezi altında yapılan operasyonla iğneler tümöre yerleştirilir. Yerleştirmeden sonra iğneler içinden teflon tüpler geçirilir ve tüpler orada bırakılarak iğneler çıkartılır. Operasyon sonlandırılır ve sonradan yükleme (afterloading) denen işlemle küçük radyoaktif çekirdekler tüplerin içine yerleştirilir. Bilgisayarlı tedavi planlamasıyla her çekirdeğin spesifik gücü seçilebilir. Böylece belirli bir sürede tümöre istenen doz verilmiş olur (Faiz M. K. 1984)

1.2. Brakiterapi

Temelde brakiterapi radyokaktif bir kaynağın tümör hacmi içerisine tek (^{192}Ir) veya çoklu (^{125}I ve ^{103}Pd) gibi tohum kaynakları tümörün hacmine ve kişinin yaşam fonksiyonlarına bağlı olarak sayıları 50-150 arasında değişen radyoaktif tohum kaynakları (seed) yerleştirilmesi ile yapılan radyasyon tedavisidir. Brakiterapi, tedavi için yaygın olarak kullanılan ve başarılı sonuçlar alan bir tedavi şeklidir. Brakiterapi,

temel olarak kanserli hücrelerin kendilerini yenileme süreçlerinin sağlıklı hücrelere göre daha zayıf olduğu gerçeğini kullanarak tedaviyi gerçekleştirir. Brakiterapide, kaynaklardan uzaklaştıkça soğurulan doz (ters kare yasası) çok hızlı bir şekilde azalır. Böylelikle kaynaklar ile neredeyse temas halinde bulunan tümör yüksek doz alır, fakat tümörün çevresindeki normal dokudaki doz ise çok düşük düzeylerdedir. Brakiterapi kanser tedavisinde kanserli doku etrafındaki sağlam organların (kritik organlar) tedavi esnasında düşük miktarda doz alması brakiterapinin başarısını göstermektedir. Hedef bölgeye maksimum doz verilirken çevredeki normal dokuların da limit değerin altında doz alması sağlanmış olur.

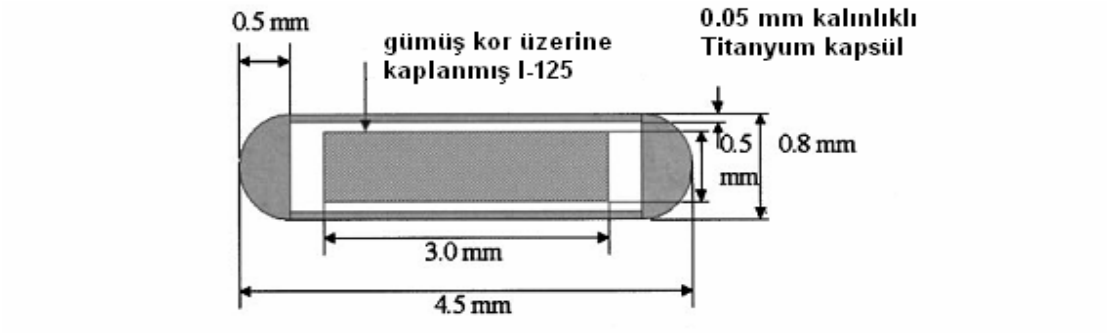
1.2.1. İnterstisyel Brakiterapi

İnterstisyel implantlar ya daimi ya da geçicidir. Daimi olarak yerleştirilen radyoizotopların (^{125}I ve ^{103}Pd) genellikle gün mertebesinde kısa yarı ömürleri ve düşük radyasyon enerjileri vardır ve dolayısıyla sınırlı bir doku bünyesinde veya kısa bir zaman sürecinde dozun çok az bir yüzdesini verirler. Geçici olarak yerleştirilen radyoizotopların aylar ve yıllar itibariyle yarı ömürleri uzun olup radyasyon enerjileri sıklıkla 100 keV' in üzerindedir. Düşük doz hızı (LDR) saatte 0.4-2 Gy nümerik doz hızı bulunurken, yüksek doz hızı (HDR) için ise saatte en az 12 Gy'den fazla her hangi bir noktada nümerik doz hızı bulunur.

1.3. Radyoaktif Tohum Kaynakları

1.3.1. Amersham Model 6711 ^{125}I Kaynağı:

İnterstitial implantlar için kullanılan ^{125}I, ticari olarak küçük ''tohum'' kaynaklar şeklinde elde edilir. Bu çalışma, ^{125}I Amersham 6711 modeli üzerinde yapıldı. 6711 modelinde, 3 mm uzunluğunda, 0.5 mm çapında, yüzeyi ^{125}I ile kaplanmış gümüş kor, 0.05 mm kalınlıklı Titanyum kapsül ile kapsüllenmiştir. Bu kaynak modelleri Şekil 1.3 de verilmiştir.



Şekil 1.3. ^{125}I kaynak modelleri Amersham 6711 (J. Dolan, Z. Li, ve J. F., 2006).

^{124}X 'ün bir nötron yakalaması sonucunda ^{125}I elde edilir. Yarı ömrü 59.4 gün olan ^{125}I olup İç dönüşüm ve elektron yakalama olaylarını flüoresans X-ışınları takip eder. Bozunma sonucu yayınlanan γ ışınlarının ortalama enerjisi 35.5 keV , X ışınlarının ortalama enerjisi ise 28 keV dir (Nath et al, 1995).

1.3.2. Theragenics 200 ^{103}Pd Kaynağı:

Radyoaktif kaynak uzunluğu L=0.0445 cm, marker yarıçapı R_m=0.0225 cm, marker boyu L_m=0.0545 cm, kapsül uzunluğu L_c=0.45 cm, kor yarıçapı R_c=0.028 cm ve kapsül kalınlığı T_c=0.005 cm'dir.

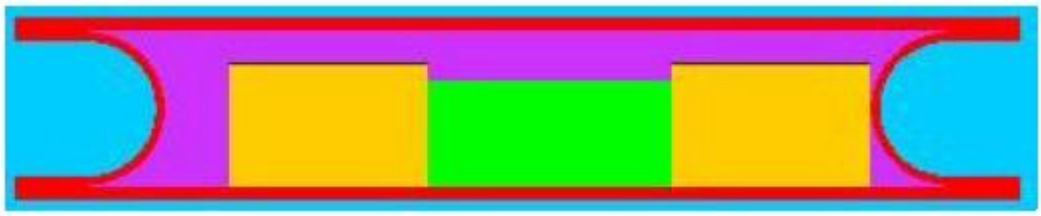
Titanyum kapsül içerisinde bulunan kurşun marker'ın her iki tarafında üzerine ^{103}Pd adsorbe edilmiş grafit silindirler mevcuttur. Kapsülün uçları içeriye doğru bombeli olarak kapatılmıştır (Şekil 1.4).



Şekil 1.4. Thera200 kaynağının boyuna kesiti (standart kaynak)

Brakiterapi kaynakları HDR ve LDR kaynaklar olarak ikiye ayrılır. HDR (yüksek doz hızlı) olan kaynakların aktiviteleri 10 Ci civarında iken LDR (düşük doz hızlı) kaynaklar 0,3–0,8 Ci gibi aktivite değerlerindedir.

Bu çalışmada ^{103}Pd TheraSeed 200 için standart kaynak (Şekil 1.4) ve vücut içerisine yerleştirilen tohum kaynakların içerisinde bulunan radyoaktif madde kaplı oynar parçaların (2 tane grafit ve 1 tane kaynağın yerini belirlemede kullanılan lead marker) yer çekimi doğrultusunda en olası yer değiştirilmesi dikkate alınarak Model A kaynağı tasarlandı. Hem standart kaynak hem de modifiye edilen kaynak (Model A) Yegin 'in multi geometri paketi kullanarak modellendi (Yegin, 2003).



Şekil 1.5. Modifiye edilen Model A kaynağı

Modifiye edilen Model A kaynağı (Şekil 1.5) oluşturulurken, negatif z ekseni üzerinde yer alan grafit 0.0207 cm pozitif z ekseni yönünde hareket ettirildi. Pozitif z ekseni üzerinde yer alan grafit 0.0074 cm pozitif z ekseni yönünde hareket ettirildi. Kapsül içerisinde yer alan iki grafit, 0.00748 cm negatif x ekseni yönünde hareket ettirildi. Lead marker ise 0.0142 cm pozitif z ekseni yönünde ve 0.0132 cm negatif x ekseni yönünde hareket ettirildi. Hem lead marker hem de grafitler kapsülün iç yüzeyinin altında bitiştirildi.

Bu çalışmada, modifiye edilen kaynağın simetrik yapısı standart kaynağa göre bozulduğundan, fantomun merkezine z ekseni boyunca yerleştirilen Model A kaynağı, Model A+ ve Model A – olmak üzere iki farklı şekilde dikkate alınarak TG-43 parametreleri olan anizotropy fonksiyon ve radyal doz fonksiyonları hesaplandı.

Tipik bir geçici implantasyon izotopu da ^{192}Ir'dir. Yarı ömrü 74 gün olan rölatif olarak yüksek enerjili (300–612keV) gamma radyasyonu verir. Hedef hacme ^{192}Ir, teller şeklinde direkt olarak uygulanabilir ve o hacme önceden belirlenen dozu vermek için gerekli zaman süresince orada bırakılır. ^{192}Ir genellikle şerit şeklinde, sonradan yükleme tekniği ile de uygulanabilir (Faiz,1984).

1.4. Radyoterapide Tedavi Hassasiyeti

Radyasyon onkologları, normal dokuya verilen dozu en aza indirirken tümörün alacağı dozu en yüksek miktara çıkarmayı amaçlanır. Tümörler sıklıkla derin yerleşimli veya normal dokulara yakın olduklarından özelleştirilmiş tedavi planlamalarının daha hassas yapılmasını zorunlu kılmıştır. Bunu gerçekleştirmek için gerçek tedaviye başlamadan önce bir tedavi simülasyonu ve tedavi planlaması gerçekleştirilir. Bu planlama sırasında teknisyen ve fizikçiler tedavi planını oturtmada radyasyon onkoloğuna yardımcı olurlar. Alan büyüklüğü, tedavi radyasyonunun sayısı, ışın yönü ve ışın modifiye ediciler gibi birçok değişken göz önüne alınmalıdır. Onkoloğun en uygun tedavi planını seçebilmesi için bilgisayarlı doz dağılımları elde edilebilir. Normal dokuların ışınlanmasını önlemek için ışın demetine özel alaşım blokları dökümlenebilir. Örneğin LINAC'da bulunan Multi Leaf Colimatör (MLC) sayesinde, kritik organ (tümörün bulunduğu hedef organ) etrafındaki sağlam dokuların tedavi süresince en az şekilde doz almasını sağlar. Böylece sağlam dokuların yaşam fonksiyonlarına, tedavi süresince en az zarar vererek kişinin yaşam şansı ve kalitesi de hassas bir şekilde artmış olur.

Klinik uygulamalarda örneğin prostat dokusuna ışın tedavisi uygulanacaksa hedef organ belirlendikten sonra prostat dokukusunun etrafındaki sağlam dokular olan “”mesane, rectum ve femuar

kemikleri"" , şayet akciğer ışınlanacaksa ""spinal cord, sağ ve sol akciğer"" en iyi şekilde MLC ile tedavi süresince korunması gerekir. Bu yüzden radyoterapi de amaç kanserli hücreleri yok etmenin yanı sıra sağlam hücreleri de en iyi şekilde gereğinden fazla radyasyona maruz bırakmadan çeşitli yöntemlerle korumaktır.

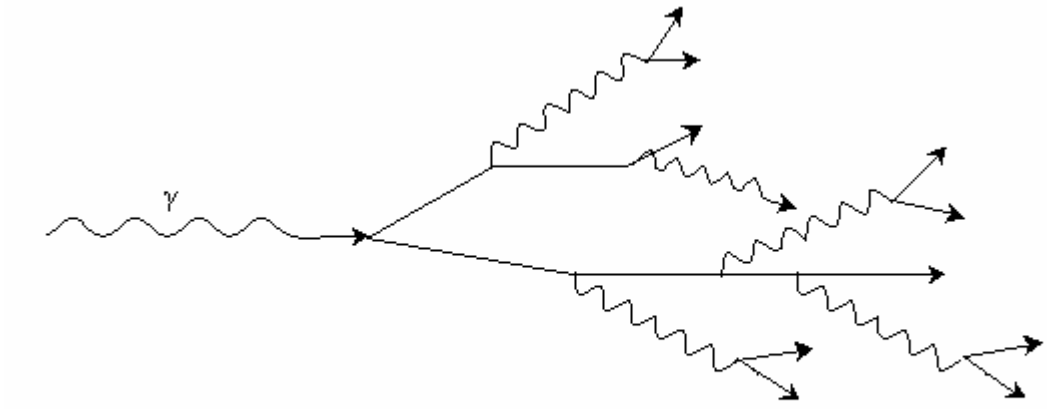
1.5. Bilgisayar Tabanlı Brakiterapi Çalışmaları

Bilgisayar teknolojisindeki ilerlemeler sonucun da deneysel çalışmaların yeterli hassasiyet gösterememesi nedeni ile deney ortamı bilgisayarda simüle edilerek sonuçlar bilgisayar vasıtası ile öngörülmektedir. Bilgisayar ortamında yapılan deneylerde kullanılan tohum kaynaklarının geometrisi, kullanılan malzemelerin içeriği ve radyasyon parametreleri ile simüle edilir.

1.5.1. Monte Carlo Yöntemiyle Simülasyon Prensibi

EGSnrc (Elektron Gamma Source national research center) Programının yaptığı iş, maddesel bir ortamda foton taşınmasının simülasyonu'dur. Fotonu kaynaktan çıkartır ve bu andan itibaren o fotonu izlemeye başlar. Foton bir kez çıktıktan sonra enerjisi belirlenen enerji değerine düşene kadar izlenir. Bu işlem her foton için ayrı olarak gerçekleştirilir. Foton, maddesel ortamda (kemik, beyin, akciğer, prostat vb…) yapacağı fiziksel etkileşimler sonucu (fotoelektrik, çift oluşum, compton olayı…) enerjisini kademeli olarak kaybeder. Taşıma, fotonun enerjisi "kesme" değerinin altına düştüğünde sonlandırılır ve yeni bir parçacık taşınmaya başlar.(Camgoz, 2008)

Etkileşmelerde birincil parçacıklar etkileşime girdikçe takip edilirler ve bu etkileşmelerde oluşan ikincil parçacıklar da takip edilirler ve olaylar böylece devam eder (Şekil 1.6). Kod, kullanıcının simülasyon dan enerji miktarı, enerji spektrumu gibi veriyi elde edene kadar devam eder.



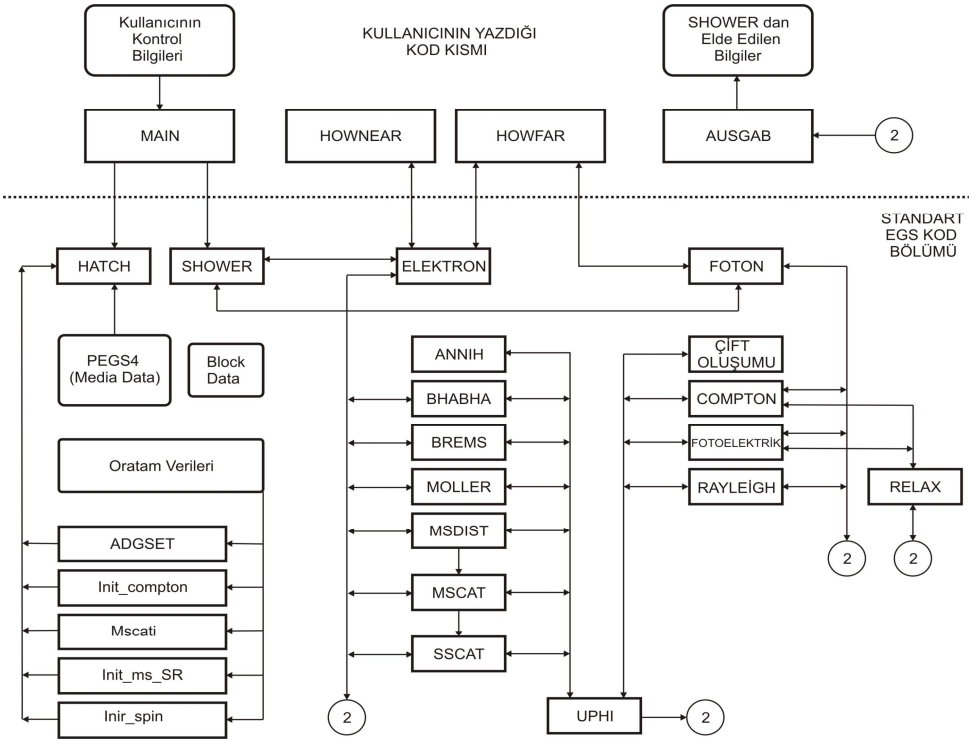
Şekil 1.6. İkincil fotonların rasgele dağılımlarının temsili görüntüsü

Foton ortama girdiği (prostat, akciğer, mide, karaciğer vb.) andan itibaren yapacağı etkileşimler radyasyonun enerjisine, türüne ve soğurucu ortamın özelliklerine bağlı olmak üzere bir rast gelelik sergiler. Dolayısıyla meydana gelebilecek fiziksel olaylar önceden belirlenemez. Bir parçacığın iki etkileşme arasında aldığı mesafe, herhangi bir noktada gerçekleşen etkileşmenin türü, etkileşimden sonra saçılan ikincil parçacıkların hangi açılarda yayınlanacağı, random (rasgele) sayıların kullanılmasıyla gerçeğe uygun olarak belirlenir.

Foton madde etkileşimini simüle edecek Monte Carlo tekniği birkaç özelliğe sahip olmalıdır. Fotonların etkileşime gireceği materyal ortamları ve aynı zamanda bu materyalleri içeren bölgeler ve koordinatları belirlenebilmelidir. EGSnrc parçacık transport modeli EGS4'e dayanır ve Monte Carlo yöntemi ile parçacık transportunu simüle eden en önemli bilgisayar kodlarından bir tanesidir (Kawrakow ve Rogers, 2006).

EGSnrc Monte Carlo kodu iki ana kısımdan oluşur. Kullanıcı tarafından yazılan kullanıcı kodu ve EGSnrc paketi ile birlikte dağıtımı yapılan standart kaynak kod. Kaynak kod radyasyon - madde etkileşmelerin fiziksel kurallarını içermektedir.

Şekil 1.7 de görüldüğü gibi kullanıcı kodunda (Ortam geometrisinin modellenmesi, bir parçacığın toplam etkileşimleri sonunda elde edilen verilerin değerlendirilmesi ve istatistikî analizlerin yapılması kullanıcı kodunda tanımlanmaktadır) her bir foton ya da elektron için başlangıç parametreleri belirlenir.



Şekil 1.7. EGSnrc programının çalışma şeması. Bu şemada kodun iki kısmı ve bu alanlarda bulunan değişmez bilgiler ve alt programlar bulunmaktadır (Kawrakow ve Rogers, 2006).

Ayrıca kompleks yapıya sahip sistemlerde ele alınan geometriyle ilgili Monte Carlo parçacık nakil hesaplamaları için yeni bir teknik geliştirilmiştir. Bu teknikte, problemin geometrisi aynı uzaydaki birçok basit geometrinin üst üste gelmesi ile belirlenir. Bir bölgenin gerçek geometrisi, uzayda belirli bir noktada gerçek ve sanal olarak bulunan geometriler arasından seçilerek belirlenir. Bu metot EGS kod sisteminde uygulanmıştır. (Yegin, 2003)

1.5.2. EGS ve EGSnrc Monte Carlo Kodu

EGS kod sistemi (Elektron Gama Shower), fotonların ve elektronların taşınması için Monte Carlo simülasyonunu kullanan bir bilgisayar programıdır. Fotonların ve elektronların taşınması için kullanılan birçok genel amaçlı kod sisteminden (EGS, PENELOPE, ITS ve MCNP) birisidir. EGS kod sistemi, 1970'li yıllarda Stanford Lineer Accelerator Center (SLAC) da Richard Ford ve Ralph Nelson tarafından yüksek enerjiler için bir fizik aracı olarak geliştirilmeye başlanmıştır (Ford et al, 1978). İlerleyen yıllarda yapılan çalışmalarla EGS kod sistemi 10 keV ile 50 MeV arasındaki düşük enerjilerde çalışabilen ve tıbbi uygulamalarda da kullanılan bir programa dönüştürülmüştür. (Camgoz, 2008)

EGSnrc Monte Carlo kodu ise National Research Center (NRC) tarafından kullanıma sunulmuş olan, EGS Kod Sisteminin son versiyonudur. EGSnrc, özellikle düşük enerjili foton etkileşmeleri ve elektronların çoklu elastik saçılmalarının simülasyonu ile ilgili yenilikler içermektedir. Bu çalışmada, elektronların taşınmasıyla ilgilenmeyip sadece fotonların simülasyonunu dikkate alacağız.

Ayrıca Monte Carlo hesaplamalarında kompleks geometriye sahip sistemlerde parçacık geçişine imkan sağlayan metot, çoklu geometri tekniğidir ve EGS kod sisteminde uygulanır.

Fotonların, elektronların ve pozitronların taşınması, herhangi bir element, bileşik veya karışımda simüle edilebilir. Hem fotonlar hem de yüklü parçacıklar, random adımlarla taşınabilir. Fotonların enerji aralığı 1 keV ile birkaç yüz GeV arasındadır. Fortran dilinin Mortran 3 formunda yazılmıştır.

EGSnrc, ortam materyaline ilişkin bilgileri ve farklı etkileşme türleri için tesir kesiti değerlerini, veri hazırlama programı olan PEGS4 tarafından oluşturulan veri dosyasından alır.PEGS4, 12 alt program ve 85 fonksiyondan oluşan bağımsız bir bilgi işleme kod sistemidir.

PEGS4, ortam materyaline ilişkin bilgileri ve farklı etkileşmeler için tesir kesiti değerlerini oluşturur. Bu bilgilerin tümü HATCH rutini tarafından toplanır. SHOWER, gelen parçacığın cinsini belirler ve ona göre çeşitli etkileşimler yapar. Ayrıca girilen sayıda parçacığın her birini kesme enerji değerinin altına düşene kadar ve ilgilenilen bölgeyi terk edene kadar izler. (Kawrakow ve Rogers, 2006)

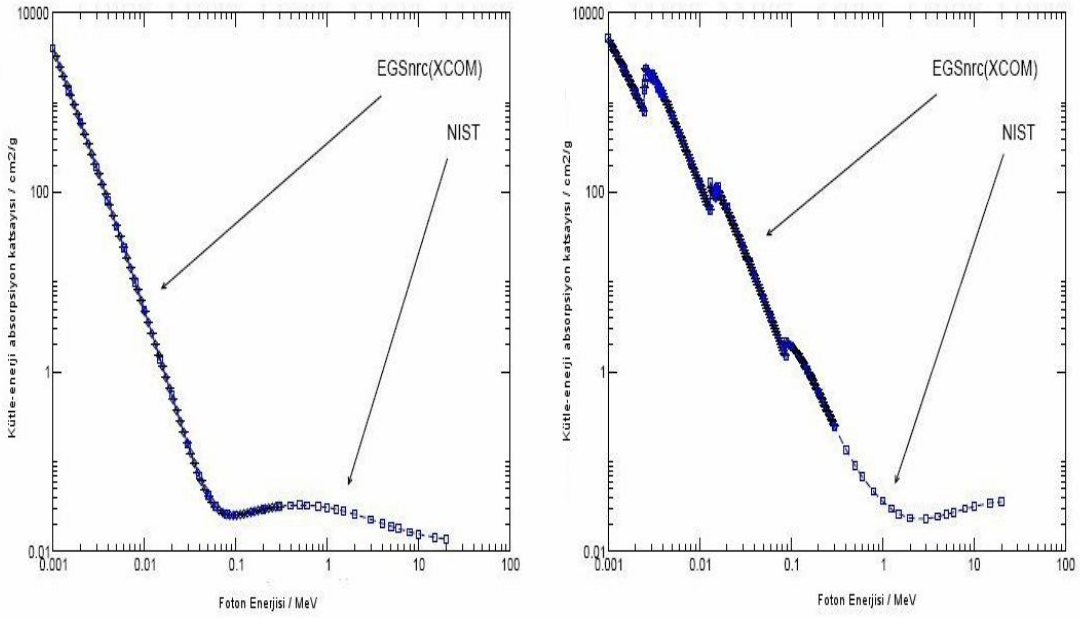
EGSnrc kodunda toplam fotoelektrik absorbsiyon için tesir kesiti değerlerini, Storm ve Irael, tarafından oluşturulmuş verileri kullanan PEGS programı vasıtası ile alır (Storm and Irael, 1970).
Program aynı zamanda farklı kabuklardan koparılan elektronlar için bağlanma enerjisinin hesaba katılıp katılmayacağının kullanıcı tarafından IEDGFL olarak adlandırılan değişkene atanacak olan değer ile seçilmesini belirler. IEDGFL=0 olması halinde elektronun bağlanma enerjisi ihmal edilir ve kopan elektron fotonun geliş enerjisi kadar bir enerjiyle atomdan ayrılır. Bu seçim, özellikle foto absorbsiyonun etkisinin önemsiz olduğu çalışmalar için, işlemleri büyük ölçüde kolaylaştırması bakımından önemlidir. IEDGFL=1 halinin seçiminde fotoelektrik olay detaylı bir şekilde simüle edilecektir. Öncelikle PEGS4 programından alınan ortam materyaline ait toplam foto absorbsiyon tesir kesitlerine ilave olarak programın çalışması sırasında ortam içindeki her element için de foto soğrulma tesir kesitlerinin hesaplanması gerekmektedir. Toplam foto absorbsiyon tesir kesiti, ortamda bulunan elementlerin foto absorbsiyon tesir kesiti değerlerinin ortam materyali içerisindeki bulunma oranı ile ağırlıklandırılmış toplamlarına eşittir. (Kawrakow ve Rogers, 2006)

Bu çalışmada ^{125}I ve ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynakları için ayrı ayrı XCOM' lu pegs4dat tesir kesitleri oluşturuldu. Standart EGSnrc kod sisteminde fotoelektrik etkileşme için kullanılan tesir kesit verileri Storm & Israel tarafından oluşturulmuştur. EGSnrc kodunda toplam fotoelektrik absorbsiyon için tesir kesiti değerlerini, Storm & Irael tarafından oluşturulmuş verileri kullanan PEGS programı vasıtası ile alır (Storm and Irael, 1970). Kütle enerji soğurma katsayısı hesaplamalarında Storm & Israel ve XCOM tesir kesiti verisi arasındaki farklılıkların etkisi, düşük enerjili fotonların uygulanmasında güncel tesir kesit verilerin kullanımını teşvik etmek için sunulmuştur. Brakiterapi de doğruluğu daha yüksek ve dokuların tesir kesitlerini daha hassas hesaplamak için XCOM gereklidir. Ayrıca standart EGSnrc, bu verilerin dağılımı "pgs4pepr.dat" dosya içinde toplanılmıştır.

Son zamanlarda foto etkileşme tesir kesit için verileri daha hassas hesaplanması XCOM tarafından sağlanıldı. XCOM tabanlı veriler, 8keV'den daha büyük enerjiler için %5'e kadar Storm & Israel 'in hesaplamalarından farklıdır. Güncellenen tesir kesit verileri, EGSnrc dağılımının bir parcası olan "pgs4pepr_xcom-full.dat" dosyasında depolanmıştır. (Kawrakow ve Rogers, 2003)

Bu çalışmada fotoelektrik etkileşme ve rayleigh saçılması için XCOM tesir kesitlerini içeren veri kümelerini (dataset) oluşturmak için XCOM programı kullanıldı.

EGSnrc'de XCOM verileri kullanılarak kütle enerji soğurma katsayıları, foton etkileşimleri olarak sonsuz bir fantomda depolanan enerji sayılarak hesaplanılmıştır. Bu hesaplamanın sonucu, 1 keV ile 20 MeV aralığında kütle enerji soğurma katsayıları için grafiği çizilen NIST değerleri ile EGSnrc(XCOM) değerleri birlikte aşağıdaki gibi karşılaştırılmıştır.(Kawrakow ve Rogers, 2003)

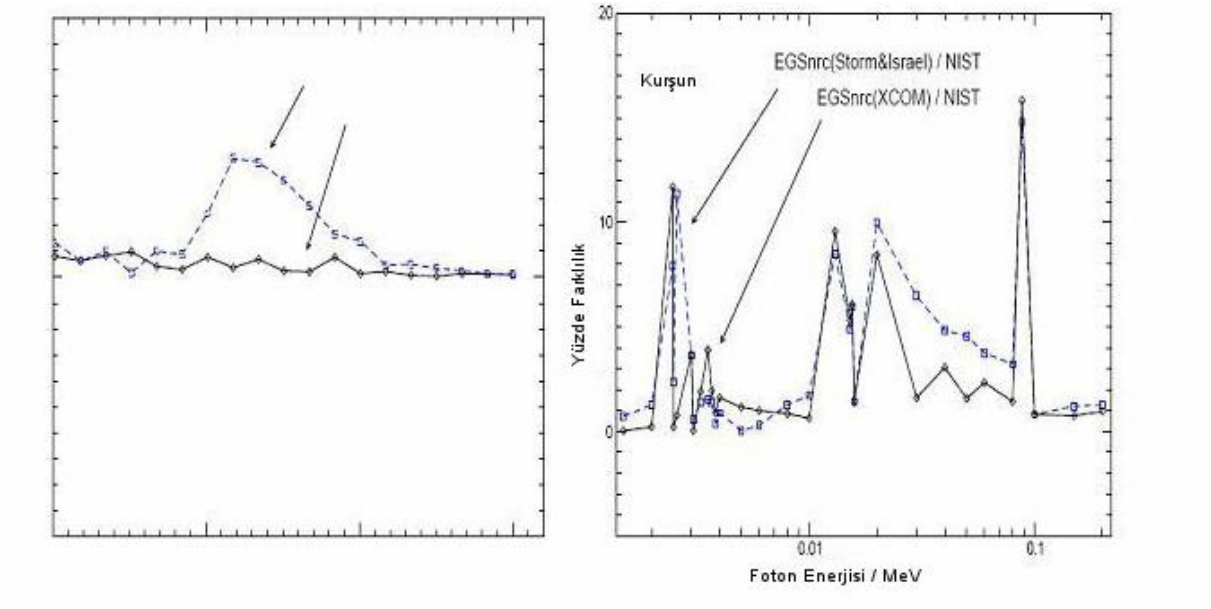


Şekil 1.8. Su ve kurşun için kütle enerji soğurma katsayıları için EGSnrc(XCOM) ve NIST'in verileri vasıtasıyla hesaplandı. (Sego, Z., Master tezi , Carleton Universty, August,2004)

Şekil 1.8 de görüldüğü gibi su için: Storm & Israel verileri %5'e kadar farklılık gösteriyorken XCOM verileri belli aralıklar için NIST veri tabanıyla %1 civarında daha iyi uyum göstermiştir.

Kurşun için ise Storm & Israel verileri XCOM verileri olarak K,L ve M kabukları etrafındaki farklılıkların yaklaşık olarak aynı olduğu görülmüştür. Fakat 0.1 MeV'den daha büyük enerjiler için %1 civarında daha iyi uyum göstermiştir. Ayrıca farklı kabukların enerjileri için genel itibariyle uyum daha iyi XCOM 'la gözlenilmiştir.

Standart tesir kesiti (Storm & Israel) verileri (dataset) kallanarak elde edilen sonuçları karşılaştırmak için hem EGSnrc(XCOM) hem de EGSnrc (Storm & Israel) de yüzde değişimi veren aşağıdaki grafik 1 keV ile 300 keV aralığında su ve kurşun için NIST muen verilerine karşı değerleri karşılaştırmak için hesaplanıldı.

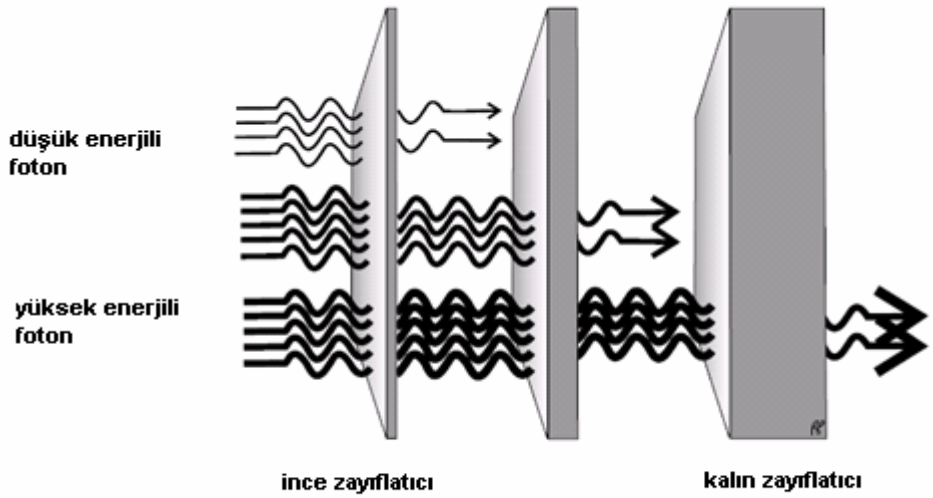


Şekil 1.9. Su ve kurşun için kütle enerji soğurma katsayıları arasındaki yüzdelik değişimler. (Sego, Z., Master tezi , Carleton Universty, August, 2004)

1.6. Foton Madde Etkileşimlerinin Teorisi

Fotonlar (özellikle yüksek enerjili fotonlar , X ve gama ışınları) madde ile temelde üç farklı etkileşimde bulunurlar. Bunlar fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşum olayıdır. Bu etkileşimlerin ayrık mekanizmaları ve kendi içindeki farlılıkları olsa da sonuçta foton girdiği ortamda yapacağı etkileşimler aracılığıyla enerjisinin tamamını ya da bir kısmını bulunduğu ortama bırakmaktadır. Fotonların (X ve Gama ışınlar) elektriksel yükleri olmadığı için yüklü parçacıklarda olduğu gibi Coloumb kuvvetine maruz kalmazlar. Bu durumda madde içerisindeki atomları iyonlaştırmadığını düşünmek yanlış olacaktır. Gerçekte, fotonlar elektromanyetik kuvvet taşıyıcılarıdır ve madde ile iyonlaşmayla ve ortama enerji depolamayla etkileşme yaparlar.

Bu etkileşmeler fotonların iki önemli özeliklerini açıklar. Bunlardan birincisi fotonların madde içerisinde yüklü parçacıklarla karşılaştırıldığında daha uzun mesafelere giriciliği, ikincisi ise belli bir kalınlıktaki malzemeyi geçince fotonların enerjilerinde bir azalma meydana gelmemesi, sadece şiddetinde azalmanın olmasıdır(Şekil 1.10).



Şekil 1.10. Fotonların şiddetinde soğurucu madde kalınlığına bağlı olarak değişme

1.6.1. Koharent Olmayan Saçılma (Compton Saçılması)

Gelen fotonun atomun yörünge elektronları ile etkileşmesi sonucu, ilk hareket doğrultusuna göre yolunun sapması ve enerjisinin azalması Compton saçılmasıdır. Bu olay fotonun serbest bir elektronda esnek saçılmasıdır. Tabi ki elektronlar madde içinde bağlı durumdadır. Fakat, eğer fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden yüksek ise, bağlanma enerjisi göz ardı edilip elektronun serbest olduğu düşünülür. Gelen foton atomik bağlanma enerjisinin önemli olduğu enerjiye (100 keV altı) sahipse bu olay gerçekleşemez.

Gelen fotonun enerjisinin bir kısmı etkileşimde elektrona aktarılır. Foton - elektron etkileşimine ait momentum korunumu içerisine saçılan foton ve elektronlar ilk geliş doğrultusuna göre belli açılarda hareket ederler.

Etkileşim genelde elektronun bağlanma enerjisinin küçük olduğu dış kabuk elektronları ile olur ve çoğunlukla K ve L, X- ışınları yayınlanmaz. Compton olayının olma olasılığı su ortamında 1 Mev civarında en büyüktür. Enerjinin azalması olasılığı da azaltacaktır.

1.6.2. Fotoelektrik Etkileşme

Düşük enerjili bir fotonun soğurucu ortamdaki bağlı elektron tarafından soğurularak K_e kinetik enerjisine sahip bir elektronun yayınlanmasıdır. Atomun iç tabakalarından elektron yayınlanırsa, dış

tabakalardaki elektronlardan biri bu daha düşük boş seviyeyi doldurur ve bunun sonucunda elektronla birlikte X-ışını da yayınlanır.

TG-43 formalizmine göre vücut dokuları su kabul edilerek doz değerleri hesaplanır. Bu yaklaşım özellikle MeV mertebesinde yüksek enerjiye sahip (radyoterapi) fotonların yapmış olduğu etkileşimler sonucu ağırlıklı olarak compton saçılmasının meydana geldiği etkileşimlerde iyi bir yaklaşık olarak kabul edilebilir. Ancak düşük enerjilere doğru gidildikçe özellikle brakiterapi tohum kaynaklarından yayınlanan foton enerji (<100 keV) mertebelerinde fotoelektrik etkileşme diğer fiziksel etkileşimlere göre daha baskın olduğundan fotoelektrik tesir kesiti ortamın yada dokunun efektif Z değerine bağımlılığı

$$\sigma_{pe} \cong kZ^{4} / (h\nu)^{3} \qquad (1.1)$$

Burada σ_{fe}:fotoelektrik tesir kesiti, k:Bolstman sabiti, Z:Etkin kütle, h:Planck sabiti, γ:Gelen fotonun frekansı şeklinde ifade edilebilir (Mayles et al, 2007).

Fotoelektrik tesir kesitinin Z^4 ile orantılı olması efektif Z değerindeki küçük değişikliklerin foton etkileşimleri üzerinde büyük değişiklikler yapabileceğini göstermektedir. Bu durumun bir sonucu olarak, hastaya verilen gerçek doz miktarı ile tedavi planlaması sırasında TG-43 formalizmi kullanılarak hesaplanan doz değerleri arasında büyük farlılıklar meydana gelebileceği görülmektedir (Thomadsen et al, 2008).

Bu yüzden efektif Z değerleri hassas bir şekilde hesaplanması gerekir. Efektif Z değerleri, ortamı oluşturan bileşik ve karşımlar için aşağıdaki formüle göre hesaplanır.

$$Z_{\text{eff}} = \sqrt[2.94]{f_1 \times (Z_1)^{2.94} + f_2 \times (Z_2)^{2.94} + f_3 \times (Z_3)^{2.94} + \ldots} \qquad \textbf{(1.2)}$$

Burada, Z_n :Her bir elementin atom numarası, f_n :Her bir element ile ilişkili olan kesir sayısı şeklinde ifade edilebilir (en.Wikipedia.org / wiki / Effective_atomic_number)

Ayrıca bu etkileşme mekanizması, yüksek atom numaralı atomlar için oldukça önemlidir ve 1 MeV lik foton enerjilerinde önemini kaybetmektedir.

1.6.3. Çift Oluşum

Foton yeterli enerjiye sahip olduğunda, madde tarafından soğurulur ve zıt elektrik yüklü parçacıklar meydana getirir. Kısaca, çift oluşum fotonun elektron-pozitron çiftine dönüşmesidir. Bu olay, momentum korunumunu sağlamak için üçüncü bir cismin varlığında meydana gelir. Pozitronun kütlesi

elektronun kütlesine eşit olduğundan, elektron-pozitron çift oluşumu için eşik enerjisi $h\nu \approx 2m_e c^2 = 1.02\ MeV$ olacaktır.

Çift oluşum tesir kesiti Z^2 ile değişir, burada Z ortamın atom numarasıdır. Çift oluşum eşikten hızlıca yükselir ve foton enerjilerinin 10 MeV den büyük olduğu durumlarda enerji kaybı mekanizmalarında baskın olur. Çok yüksek enerjilerde (>100 MeV), elektron-pozitron çifti tesir kesiti azalır ve ortamın radyasyon uzunluğuna eşit olan sabit soğurma katsayısı ile ifade edilir. Bu oluşan pozitronlar madde içerisinde ilerlerken elektronlar gibi iyonlaşmaya ve radyasyona enerji kaybederler. Pozitron kinetik enerjisinin çoğunu kaybettikten sonra bir elektron yakalayarak pozitronyum diye adlandırılan hidrojen benzeri bir atom meydana getirir. Hidrojen atomunun aksine pozitronyum atomu kararsızdır ve 10^{-10} sn yarı-ömre sahiptir. Dolaysıyla, pozitronyum atomu bozunarak (anhilasyon) iki foton meydana getirir. Bu yok olma işlemi zıt yönlü eşit enerjili iki foton meydana getirir. Fotonların her biri enerji-momentum korunumunu sağlamak için 0.511 MeV lik enerjiye sahip olmalıdır.

1.6.4. Koharent (Rayleigh) Saçılma

Koharent saçılmada, gelen foton bütün atomla birden etkileşerek saçılmaya uğrar. Etkileşme, saçılma sırasında atoma sabitlenmiş gibi bulunan çok sıkı bağlı elektronlarla gerçekleşir. Gelen foton elektronu atomdan sökemez ve momentumunun bir kısmını atoma aktararak hareket doğrultusunu değiştirir. Saçılmada momentumu değişen fotonun enerjisi değişmez. Koharent saçılma, özellikle düşük enerjili foton etkileşmelerinde göz önünde bulundurulmalıdır. Yüksek enerjili foton etkileşimlerinde ihmal edilebilmektedir.

EGSnrc programı, fotonun koharent saçılması durumuna ait tesir kesitlerini Storm ve Israel'den (Storm and Israel, 1970) almıştır.

EGSnrc kodu herhangi bir bölgede koharent saçılmanın simülasyon esnasında hesaba katılıp katılmayacağını kullanıcının belirlemesine imkan verir. IRAYL olarak isimlendirilen parametreye 1 ya da 0 atanarak bu seçim yapılır.

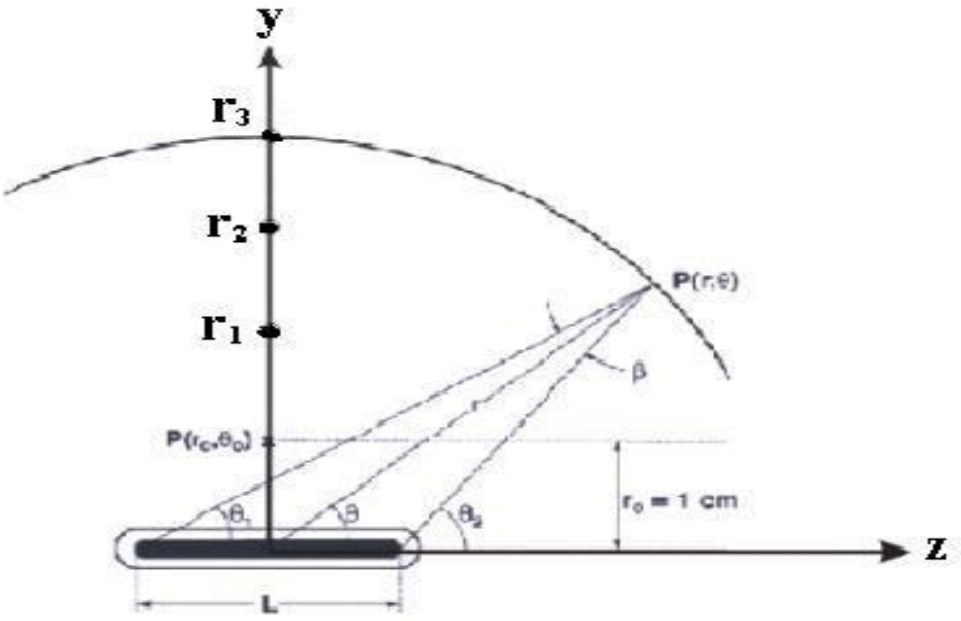
1.7. Doz Hesaplama Yöntemi

Amerikan Fizikçiler Birliğinin Radyasyon Terapi Topluluğu (AAPM), interstitial brakiterapide kullanılan kaynakların dozimetrisi hakkında 1995'de 43 nolu bir görev grubu oluşturmuştur.

AAPM Task Group-43 tarafından silindirik kaynaklar için tavsiye edilen doz dağılımı iki boyutludur ve günümüzde de brakiterapi kaynaklarının dozimetrik karakteristiklerinin belirlenmesinde bu formalizm

kullanılır. Bu raporda kaynak ve kaynağın içerisinde bulunduğu fantom, orijini kaynak merkezinde yer alan polar koordinat sistemi kullanılarak tanımlanır.

Şekil 1.11 de görüldüğü gibi kaynak etrafındaki doz dağılımını uzaysal ve açısal olarak karakterize edebilmek için bazı hesaplama kriterleri vardır. Radyal doz fonksiyonu g(r) ve Anizotropi fonksiyonu $F(r,\theta)$ hesaplanırken kaynak merkezinden dik uzaklık üzerinde 1cm uzaklıktaki doz değeri referans alınır. Fonksiyon değerleri bu referans noktasındaki dozun diğer noktalardaki doza oranları ile belirlenir.



Şekil 1.11. Doz hesaplama geometrisi: referans noktası P($r_{0,}\ \theta_0$) kaynak dik ekseni üzerinde yer almakta ve P(r , θ) eksenlerin oluşturduğu düzlemde herhangi bir noktadır. Eksenlerin orjininde çizgisel kaynak bulunmaktadır.

p($r_{0,}\ \theta_0$) noktası referans noktasıdır. Bu noktada dozu etkileyen mesafe dışındaki diğer faktörlerin etkisini yitirdiği varsayılmaktadır. Geometri, kutupsal koordinatlarda tanımlanmaktadır. Sistemde herhangi bir noktadaki doz hızı değeri aşağıdaki ifade ile hesaplanabilmektedir.

$$D(r,\theta) = S_k \Lambda \frac{G(r,\theta)}{G(r_0,\theta_0)} g(r) F(r,\theta) \qquad \textbf{(1.4)}$$

(Rivard et al, 2004)

Burada

S_k : Hava kerma gücü

Λ :doz hızı sabiti,

G(r , θ) :geometri faktörüdür (çizgi kaynak ve ya nokta kaynak seçimi bununla yapılmaktadır).

$F(r,\theta)$:Anizotropy fonksiyon

g(r) :Radyal doz fonksiyonudur.

1.7.1. Dozimetrik Parametreler

Radyoaktif kaynağın dozimetrik karakteristikleri olan radyal doz fonksiyonu ve anizotropi fonksiyonu, belirlenmiş noktalardaki değerleri içermektedir. Bu parametreler klinik uygulamalarda ve tedavi planlamalarında önemli olmaktadır.

Radyal Doz Fonksiyonu g(r): Kaynak merkezine dik y ekseni boyunca ortamdaki absoblanma ve saçılma etkileri için dozdaki hız değişimini hesaplar. Bu durum radyal doz fonksiyonunun $\theta = \pi/2$ olan noktalar için geçerli olduğu anlamına gelir.Yani kaynaktan dik uzaklıktaki noktalara bağlı değerleri vermektedir.

Anizotropi fonksiyonu $F(r,\theta)$ **:** Ortamda saçılan ve absorblanan fotonların etkilerini hesaba katarak kaynak etrafındaki doz dağılımının anizotropisini belirler. Bu iki boyutlu fonksiyon kaynak etrafındaki dozun açılara bağlı dağılımını ifade etmektedir (Nath et al, 1995; Rivard et al.,2004).

Doz hesaplamada referans noktası : Doz hesaplamalarında kullanılacak referans noktası, TG-43 nolu raporda, kaynak merkezine dik eksen üzerinde ve 1 cm uzaklıktadır. Yani r_0 = 1 cm ve $\theta_0 = \pi/2$ dir.

Doz Hız Sabiti, Λ : Doz hız sabiti, su ortamında kaynak merkezine dik eksen boyunca 1 cm mesafedeki doz hızının kaynağın birim hava kerma gücü cinsinden değeri olarak tanımlanır.

Hava kerma gücü, S_k : Hava kerma gücü, serbest uzayda kaynak merkezine dik eksen boyunca hava kerma hızı cinsinden belirlenen brakiterapi kaynağının gücünün bir ölçüsüdür

2. MATERYAL METOT

Bu çalışmada bütün hesaplamalar, EGSnrc kod sistemi üzerine kurulu BrachyDose Monte Carlo programı kullanılarak gerçekleştirildi (Thamson et al, 2008).

Hesaplamalarda, brakiterapi kaynak olarak, Amersham OncoSeed 6711 ve TheraSeed, 200 Model kaynağı kullanıldı. Bu kaynaklar, her bir fantom geometrisinin merkezine yerleştirilerek doz değerleri hesaplandı.

Hesaplamalar sırasında, rayleigh saçılması, fotoelektrik absorpsiyon, bağlı compton saçılması ve K ve L kabuklarından yayınlanan karakteristik X-ışınları dikkate alındı. Bu etkileşimler sonucu foton etkileşme tesir kesiti:

$$\sigma = \sigma_{pe} + \sigma_{coh} + \sigma_{incoh} + \sigma_{pair} \qquad \textbf{(2.1)}$$

Bu çalışmada, ^{125}I kaynağı için 100keV'e kadar ve ^{103}Pd kaynağı için ise 1000keV'e kadar enerji aralığını seçerek düşük foton enerjilerinde, fotoelektrik tesir kesiti tüm etkileşmeler içerisinde daha baskın olduğundan dolayı düşük enerjili brakiterapi kaynağından yayınlanan fotonların yapmış olduğu etkileşimler dikkate alınarak TG-43 parametreleri hesaplandı

2.1. Fantom Tasarımı

Fantomlar, doku içersinde doz dağılımlarının incelenmesi için kullanılan insan dokusu eş değeri olan bilgisayar tabanlı sanal ortamlardır. Sudaki ve dokulardaki doz değerlerinin hesaplanacağı ortamı oluşturmak için her biri $30 \times 30 \times 30$ cm boyutlarında olan kübik fantomlar bilgisayarda modellendi. Hazırlanan fantomlardan bir tanesi, TG-43 formalizmine uygun olması için su olarak tanımlandı. Diğer fantomlar için ise ortam materyali, gerçek hasta koşullarına uygun olarak akciğer, prostat, göz, beyin, kalp, cilt, kemik, karaciğer, böbrek ve kas dokusu olarak tanımlandı. $0 < r \leq 1$ cm aralığında doz hesaplama bölgelerinin boyutu 0.1mm olarak ve $1 < r \leq 5$ cm aralığında doz hesaplama bölgelerinin boyutu 0.5mm kenar uzunluğuna sahip küçük kübik bölgeler oluşturarak su ve dokular için fantomlar hazırlandı (Taylor et al, 2007)

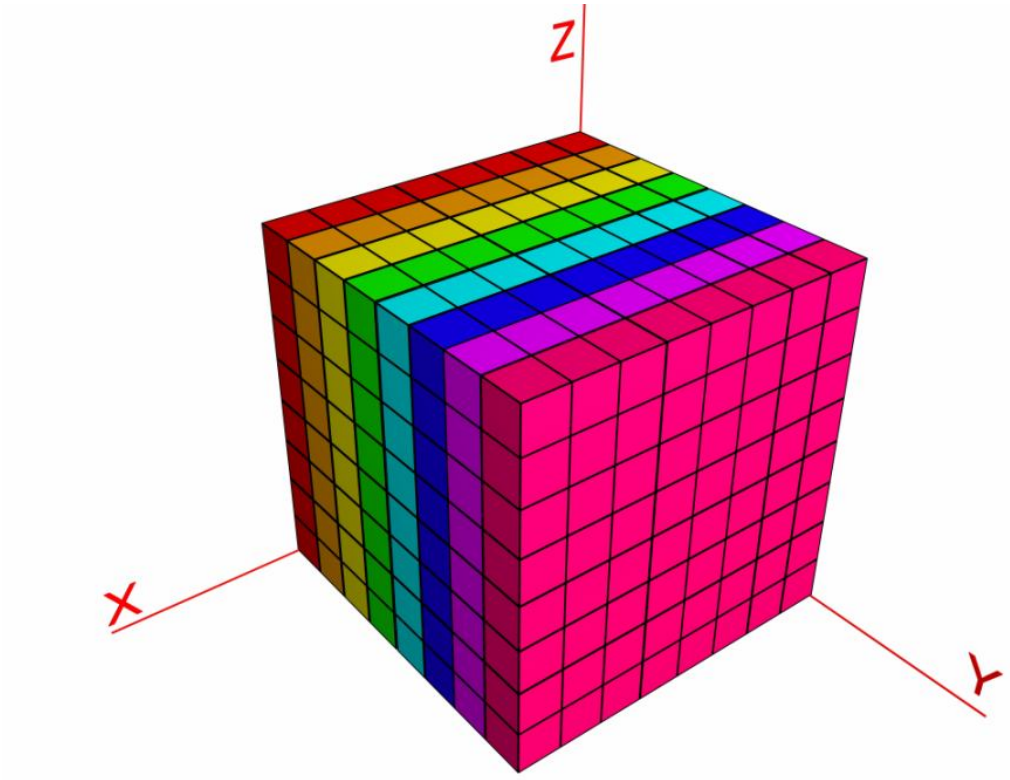
Ayrıca doku ve su ortamları için oluşturulan fantom boyutları ve özellikleri, hem Pd-103 standart kaynak hem de modifiye olarak edilen Model A kaynağı için aynıdır.

Fantom, -15cm ile 15 cm aralığında olup kullanılacak olan kübik bölgenin boyutlarına göre bölmelendirme yapılabilir.

Bu çalışmada, EGSnrc Kodu kullanılarak kemik, prostat, akciğer, beyin gibi insan dokularına bilgisayar tabanlı simülasyon çalışması yapılmıştır. Bunun için ^{125}I kaynağı için 100 keV'e kadar ve ^{103}Pd

kaynağı için ise 1000 keV'e kadar enerji aralığını seçerek simülasyon işlemi gerçekleştirildi. Hesaplamalarda kaynaktan yayınlanan 5×10^{10} adet foton simüle edildi. Foton kesme enerjisi 1keV alındı. Hesaplamalar sırasında, Rayleigh saçılması, fotoelektrik absorpsiyon, bağlı Compton saçılması ile K ve L kabuklarından yayınlanan karakteristik X-ışınları dikkate alındı. Foton etkileşmeleri için tesir kesit değerleri XCOM tesir kesiti veri tabanı kullanılarak elde edildi (Berger ve Hubbell, 1987).

Bu çalışmada kübik (rectelinear) fantomlar kullanılmıştır. Y ekseni boyunca kübik vokseller (doz hesaplama hacmi) oluşturuldu. Kaynaklar Z ekseni boyunca konumlandırılmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Kübik fantom ve vokseller. Toplam fantom, kartezyen koordinatta eksenlere dik düzlemlerle kesilerek istenen bölgede istenen hacimde doz hesaplama bölgesi oluşturulmaktadır (Her bir dilim renklendirilmiştir)

Ayrıca tesir kesit dosyaları (muen data inputs) her bir doku için oluşturulmalıdır. Tesir kesitleri oluşturarak kemik, prostat, akciğer gibi dokuları bilgisayar ortamında tanımlayarak dokular üzerinde

bilgisayar tabanlı simülasyonu gerçekleştirebiliriz. Ortam materyaline ilişkin bilgileri ve farklı etkileşme türlerindeki tesir kesiti değerlerini oluşturmak için EGSnrc, veri hazırlama programı olan PEGS4 tarafından oluşturulan veri dosyasından almaktadır. PEGS4, ortam materyaline ilişkin bilgileri ve farklı etkileşmeler için tesir kesiti değerlerini oluşturur (Kawrakow ve Rogers, 2006)

Tedavi planlama sistemlerinde doz değerlerini hesaplamak için AAPM Task Group 43 nolu raporunda tavsiye edilen doz hesaplama formalizmine göre g(r) radyal doz fonksiyonu ve $F(r,\theta)$ anizotropy fonksiyonu, kaynağın uzunluğu dikkate alınarak kaynak dik ekseni üzerindeki noktalarda hesaplanan doz değerlerinin referans noktasındaki doza oranı olarak tanımlanmıştır (Rivard et al, 2004).

TG-43 raporuna göre g(r) radyal doz fonksiyonu ve $F(r,\theta)$ anizotropy fonksiyonu

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r,\pi/2).G(1,\pi/2)}{\dot{D}(1,\pi/2).G(r,\pi/2)} \qquad (2.2)$$

$$F(r,\theta) = \frac{\dot{D}(r,\theta).G(r,\pi/2)}{\dot{D}(r,\pi/2).G(r,\theta)} \qquad (2.3)$$

şeklin de ifade edilir. Burada

$\dot{D}(r,\pi/2)$ Kaynak merkezine dik eksen üzerinde ve r noktasındaki doz hızı

$G(1,\pi/2)$ Referans noktasındaki geometri faktörü

$\dot{D}(1,\pi/2)$ Referans noktasındaki doz hızı

$G(r,\pi/2)$ Kaynak merkezine dik eksen üzerinde ve r noktasındaki geometri faktörü

Geometri faktörü, çizgi kaynak yaklaşımı için (L kaynak boyu, $\beta = \theta_2 - \theta_1$ radyan cinsinden açı değerleri olmak üzere)

$$G(r,\theta) = \frac{\beta}{Lr\sin\theta} \qquad (3)$$

bağıntıları ile hesaplanır (Kawrakow ve Rogers, 2006)

Burada geometri faktörü, ters kare etkisini baskılamak için radyal doz fonksiyonuna eklenmiş bir terimdir.

2.2. Dokuların Tesir Kesitlerini Oluşturma

EGSnrc, ortam materyaline ilişkin bilgileri ve farklı etkileşme türleri için tesir kesiti değerlerini, veri hazırlama programı olan PEGS4 tarafından oluşturulan veri dosyasından alır.PEGS4, 12 alt program ve 85 fonksiyondan oluşan bağımsız bir bilgi işleme kod sistemidir.

PEGS4, ortam materyaline ilişkin bilgileri ve farklı etkileşmeler için tesir kesiti değerlerini oluşturur. Bu bilgilerin tümü HATCH rutini tarafından toplanır. SHOWER, gelen parçacığın cinsini belirler ve ona göre çeşitli etkileşimler yapar. Ayrıca girilen sayıda parçacığın her birini kesme enerji değerinin altına düşene kadar ve ilgilenilen bölgeyi terk edene kadar izler. (Kawrakow and Rogers, 2003).

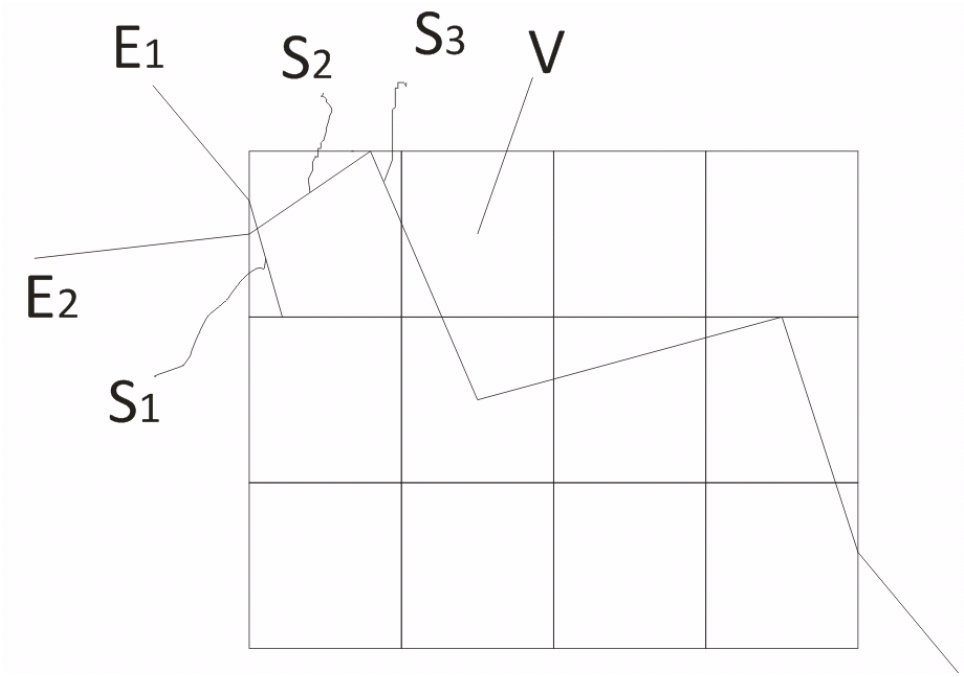
2.2.1. Kerma Hesabı ve Müen Dosyalarının Oluşturulması

Kerma, yüksüz parçacıklar tarafından (foton) ortam içersinde yer alan belli bir V hacmi bölmesinde yüklü parçacıklara (elektronlar) aktarılan kinetik enerjilerin toplamıdır. Kerma, sadece kinetik enerjiyi içerdiğinden dolayı dozdan farklıdır. Herhangi bir ortamdaki Kerma:

$$K_{\text{ortam}} = 1.602 \cdot 10^{-10} \int_{E_{min}}^{E_{max}} \varphi(E) \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right) \cdot dE \qquad (2.4)$$

Şekilnde hesaplanır.

Ortam içersinde toplam elektron yoğunluğu yani elektronik denge olması durumunda yüklü parçacık denge hali (Charged Particle Equalibrum, CPE) sağlanmış olur. Dolayısıyla herhangi bir V hacmi bölgesinde, kerma ile bu ortamda soğurulan doz birbirine eşit olduğu kabul edilir. Bu genel kabul, gelen foton akısına bağlı olarak 3 MeV ve daha yukarısı enerjilerde elektronik denge sağlanmaz. Dolayısıyla yüksek enerjilerde kerma hesaplanamaz.



Şekil 2.2 Küçük kübik bölgelere ayrılan V hacimli ortamda, fotonların almış olduğu rasgele yollar

Şekil 2.2 de görüldüğü gibi E_1 ve E_2 gelen fotonların enerjileri, S1, S2 ve S3 fotonların küçük kübik bölgelerde almış oldukları yol ve V ise küçük kübik bölgelerin hacmidir.

Herhangi bir V hacmi içerisinde E_1 ve E_2 fotonların yapmış olduğu etkileşimler sonucunda foton akıları (bir yüzeyden geçen parçacık sayısı) :

$$\varphi_{E1} = S_1 / V \qquad (2.5)$$

$$\varphi_{E2} = (S_2 + S_3) / V \qquad (2.6)$$

$$\int \varphi_E \, dE = \varphi_{E1} + \varphi_{E2}$$

$$= S_1 / V + (S_2 + S_3) / V \qquad (2.7)$$

bağıntıları ile hesaplanır.

Herhangi bir ortamda soğurulan kerma ise foton akısı ve kütle enerji soğurma katsayılarına ($\mu_{en}(E)/\rho$) bağlı olarak aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\int \varphi_E \times \mathrm{E} \times \mu_{en}(E)/\rho \; dE = S_1 / \mathrm{V} \times E_1 \times \mu_{en}(E_1)/\rho + (S_2+S_3) / \mathrm{V} \times E_2 \times \mu_{en}(E_2)/\rho \qquad (2.8)$$

Kerma, enerji bölmelerindeki (binning artefacts) kütle enerji katsayıları kullanılarak hesaplandı. Bu enerji bölmelerinin boyutu (5keV, 10keV gibi), özellikle 100 keV altındaki düşük enerjili fotonlar için kütle enerji soğurma katsayılarını doğrudan değiştireceğinden son derece önemlidir. Örneğin, PIRS-629r' de ^{192}Ir radyoaktif kaynak için 2.5 ve 10 keV lik enerji bölmelerinde (bin) yapılan çalışmada, 10 keV lik enerji bölmelerinin yerine 5 keV de alındığında %0.6, 5 keV enerji bölmelerinin yerine 2 keV de alınırsa ortamdaki (hava) kerma %0.04 artış gösterdi. Dolayısıyla seçilen "bin" denilen bu enerji bölmeler, özellikle düşük enerjilerde hem kütle enerji katsayılarının belirlenmesinde hem de herhangi bir ortamdaki kermayı, dolayısıyla ortamda soğurulan dozu doğrudan etkileyeceğinden hassas bir şekilde hesaplanması gerekir. Bu çalışmada, 1keV ile 1 MeV (1000keV) enerji aralığı 200 bölünerek her bir enerji bölmesi (bin) 5 keV alındı.

Müen, birim kütle başına düşen alan ifadesidir. Kermayı doza çevirmede müen dosyaları kullanılmaktadır. Öncelikle PEGS4 programından alınan ortam materyalinin her element için foto soğrulma tesir kesitlerinin hesaplanması gerekmektedir. Bunu yapmak için dokuyu oluşturan elementler girilerek müen dosyaları oluşturuldu. Müen dosyalarını oluştururken aşağıdaki işlemler dikkate alınmaktadır.

Öncelikle, PEGS Data da her bir doku için ortam adı (prostat, akciğer, böbrek vb.), ortam türü(element, bileşik ve karışım) , kütle yoğunluğu ve son olarakta dokuyu oluşturan elementleri ve bunların ağırlık kesirlerinin (fraction by weight) değerleri yazılır (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1. Çeşitli insan dokuları için kütle yoğunlukları, kütle yüzdeleri ve efektif Z değerleri (Report 46 (ICRU, 1992)

DOKULAR	H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K	Ca	Mg	Kütle yoğunluğu (g/cm^3)	Efektif Z Değerleri (Zeff)
Karaciğer	10,3	18,6	2,8	67,1	0,2	0,2	0,3	0,2	0,3	-	-	1,053	8,24
Beyin	10,7	14,5	2,2	71,2	0,2	0,4	0,2	0,3	0,3	-	-	1,04	8,36
Kalp	10,4	13,9	2,9	71,8	0,1	0,2	0,2	0,2	0,3	-	-	1,06	8,25
Göz	9,6	19,5	5,7	64,6	0,1	0,1	0,3	0,1	-	-	-	1,1	7,86
Cilt	10	20,4	4,2	64,5	0,2	0,1	0,2	0,3	0,1	-	-	1,1	8,02
Kas	10,2	14,3	3,4	71	0,1	0,2	0,3	0,1	0,4	-	-	1,04	8,318
Akciğer	10,3	10,5	3,1	74,9	0,2	0,2	0,3	0,3	0,2	-	-	1,05	8,31
Böbrek	10,3	13,2	3	72,4	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	-	1,05	8,29
Prostat	10,5	25,6	2,7	60,2	0,1	0,2	0,3	0,2	0,2	-	-	1,045	8,07
Kemik	3,5	16	4,2	44,5	0,3	9,5	0,3	-	-	21,5	0,2	1,92	15,68
Su	2	-	-	1	-	-	-	-	-	-	-	0,998	7,41

Ayrıca 100 keV'e kadar ve 1000 keV'e kadar müen dosyaları oluşturuldu. Bunun için 100 keV ve 1000 keV için iki farklı pegs4dat dosyaları oluşturuldu. pegs4dat için oluşturulan enerji aralıkları 100 keV'e kadar AE=512 keV, UE=611 keV, AP=1 keV, UP=100 keV ve 1000 keV'e kadar enerji aralıklarını ise AE=512 keV, UE=1511 keV, AP=1 keV, UP=1000 keV olarak seçildi.

Burada:

AE: Elektronun minumum enerjisi, UE: Elektronun maksimum enerjisi, AP: Foton kesme enerjisi,

UP: Fotonun maksimum enerjisi olarak tüm hesaplamalarda alındı.

Bu işlemleri yaptıktan sonra 100 keV ve 1000 keV'e kadar oluşturulan dosyalar, pegs4 içerisine kaydedilir. Böylece oluşturulmasını hedeflediğimiz ENEint ve muen dosyalarını oluştururken gerekli veriler artık pegs4/data içersinden görmesi sağlanmış olunur. Ayrıca, ENEint içinde küçükten büyüğe 200 tane enerji değeri oluşturulmuş olunur. Bu şekilde enerji aralığını ne kadar çok geniş alırsak iki nokta arasındaki mesafe yakın olacağından oluşan eğri bizi daha doğru sonuca götürecektir.

Bu işlemler, prostat, böbrek, cilt, kas, göz, akciğer, karaciğer, beyin vb. gibi dokular için yapılarak ENEint ve muen değerleri oluşturulabilinir. Böylelikle tanımlanan ortamlar (doku, su vb.) için tesir kesitleri belirlenerek simülasyon ortamında doz dağılımları gerçeğe en yakın şekilde elde edilir.

2.2.2. XCOM Tesir Kesitlerinin Oluşturulması

Bu çalışmada hem 100keV'e kadar hem de 1000keV'e kadar XCOM pegs4dat tesir kesitleri oluşturuldu. Bunu yapmak için öncelikle pegs4 (karışım seçilip) içinde kemik, beyin, göz, kalp, akciğer, karaciğer, böbrek ve cilt dokuları için ayrı ayrı her dokunun kendine özgü çeşitli parametreleri yazılır.

Bunlar:

NE: Dokuyu oluşturan elementlerin sayısı
RHO: Kütle yoğunluğu(g/cm^3)
RHO2: Dokuyu oluşturan her elementin % değeri girilir.

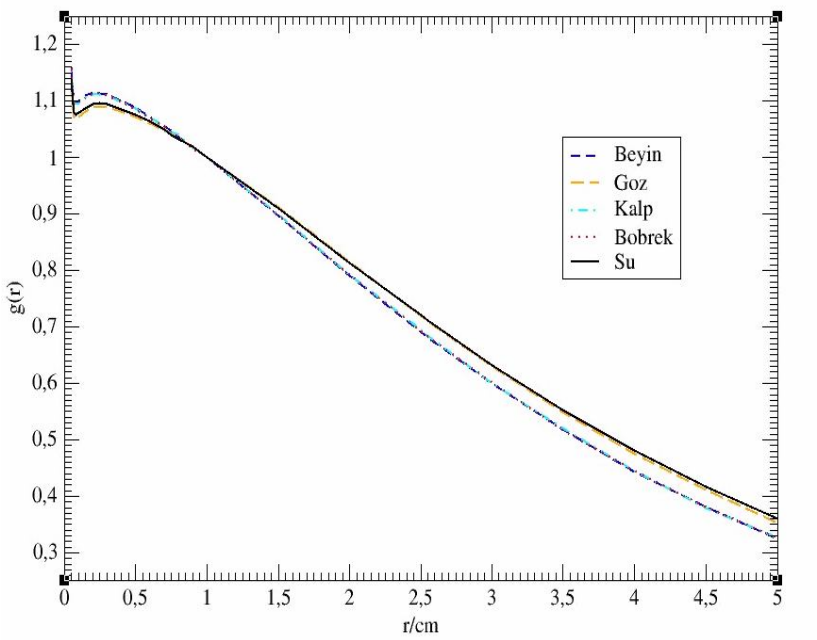
Ayrıca ^{125}I kaynağı için AE=0.512 MeV, UE=0.611 MeV, AP=0.001 MeV, UP=0.1 MeV yazılır.
^{103}Pd kaynağı için AE=0.512 MeV, UE=1.511 MeV, AP=0.001 MeV, UP=1 MeV yazılır.

Daha sonra 100 keV ve 1000 keV'e kadar hazırlanan pegs4inp dosyalarını XCOM dönüştürülmesi gerekir. Çünkü oluşturulması istenilen dokuların tesir kesitlerini XCOM dönüştürerek doğruluğu ve hassasiyeti daha yüksek tesir kesitleri oluşturulmuş olunur. Bunun için pegs4.exe ve pegs4pepr_xcom_full.dat dosyalarını, 100 keV ve 1000 keV için hazırlanan pegs4inp dosyaları içerisine konulması gerekir.

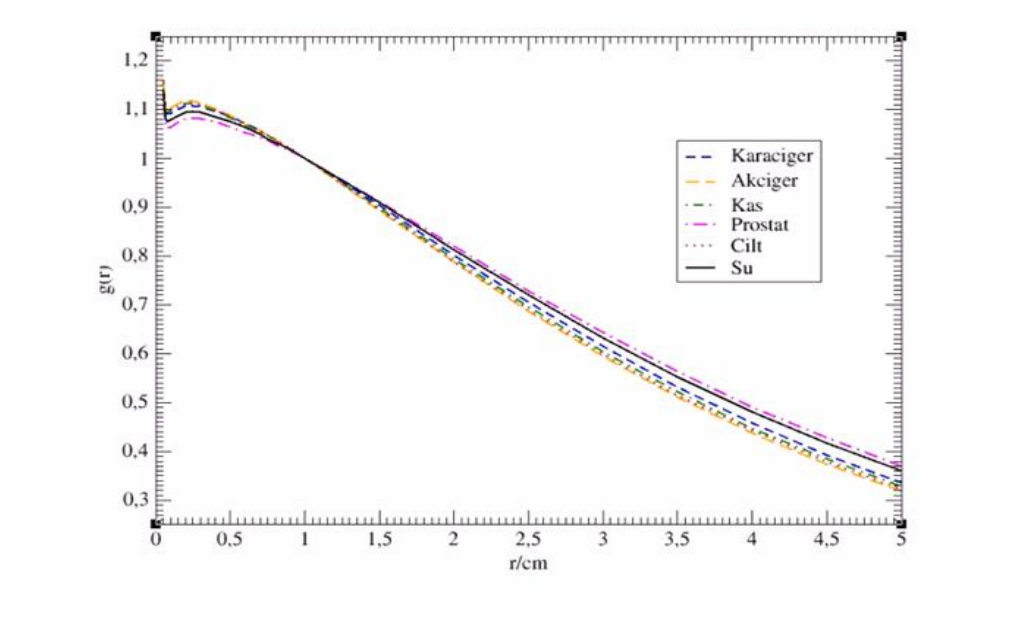
3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada Amersham OncoSeed, 6711 ^{125}I ve TheraSeed 200 ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynakları için su, prostat, kemik, beyin, kas, kalp, akciğer, karaciğer, cilt, böbrek ve göz dokuları içersinde 0-5 cm aralığında radyal doz fonksiyonu g(r) ve 0-90º aralığında anizotropy fonksiyonu $F(r,\theta)$ değerleri hesaplandı. Ayrıca kemik dokusunun doku yoğunluğu, (1.92 g/cm^3) akciğer, karaciğer, prostat, göz gibi yumuşak dokulara göre çok daha yoğun olduğundan kemik için radyal doz fonksiyonu g(r) ve anizotropy fonksiyonu $F(r,\theta)$ değerleri bu yumuşak dokularla karşılaştırılması yapılmadı. Hem 6711 Amersham OncoSeed ^{125}I hem de TheraSeed 200 ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynakları için kemik dokusundaki sadece radyal doz fonksiyonu g(r) ve anizotropy fonksiyonu $F(r,\theta)$ değerleri suya göre karşılaştırılması yapıldı.

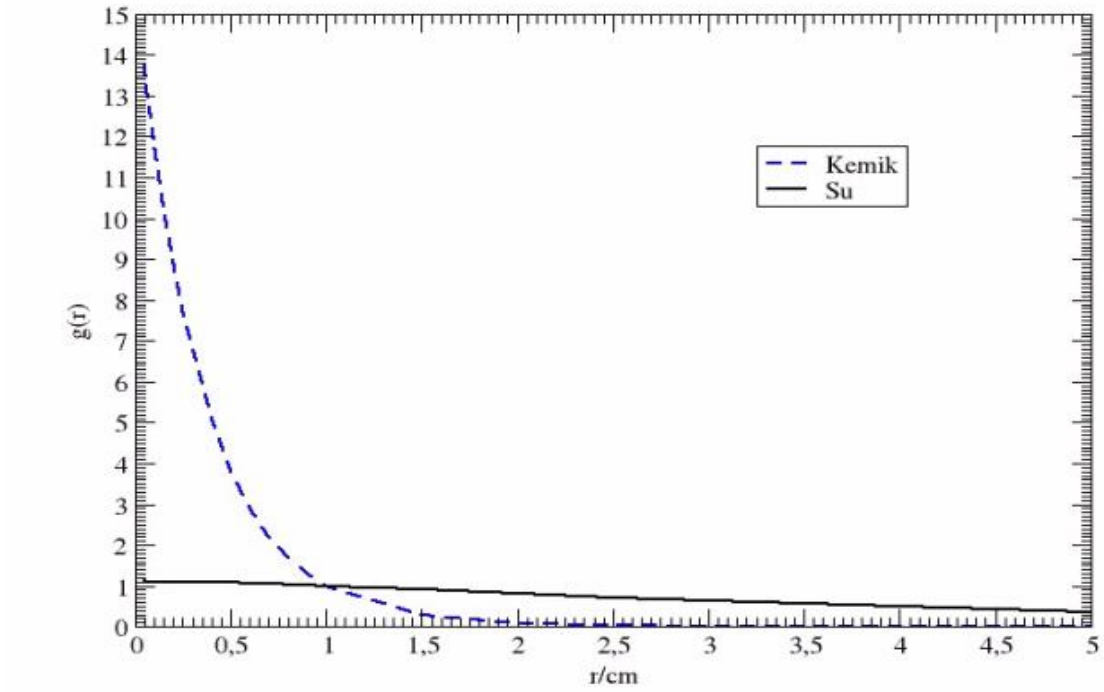
Amersham OncoSeed, 6711 ^{125}I tohum kaynağı için çeşitli dokularda hesaplanan radyal doz fonksiyonu g(r) değerleri Şekil 3.1, Şekil 3.2 ve Şekil 3.3 de verilmiştir.



Şekil 3.1. Beyin, göz, kalp ve böbrek dokuları ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri



Şekil 3.2. Karaciğer, akciğer, kas, cilt ve prostat dokuları ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri

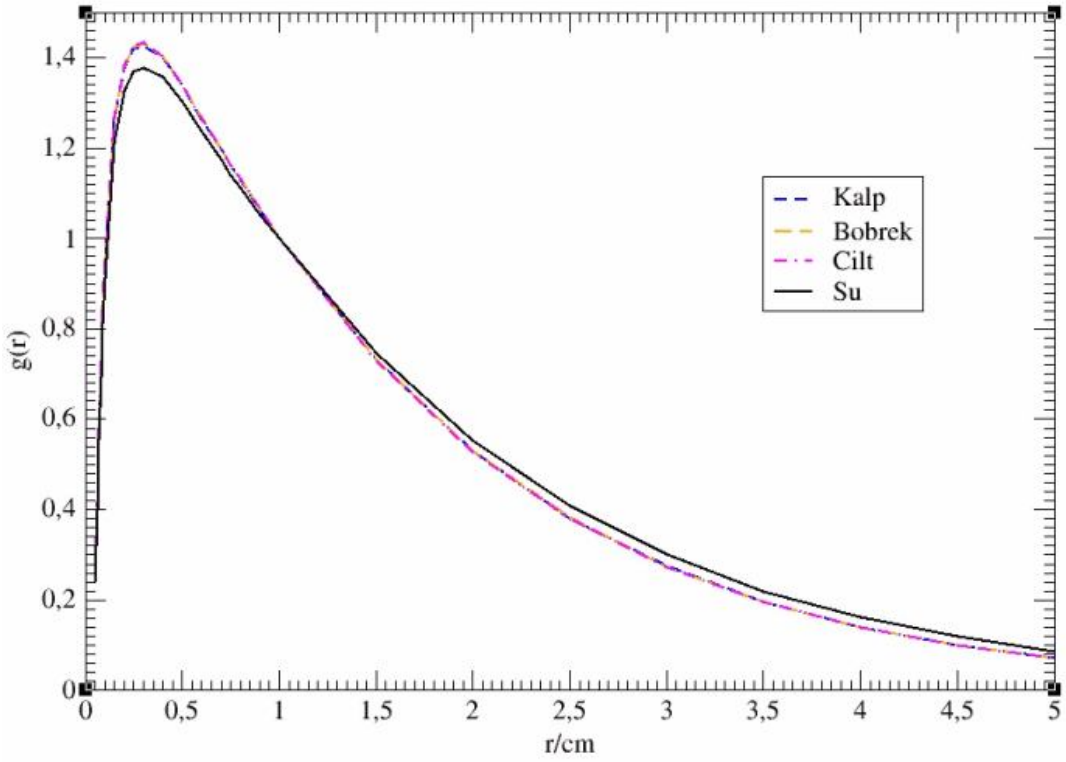


Şekil 3.3. Kemik dokusu ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri

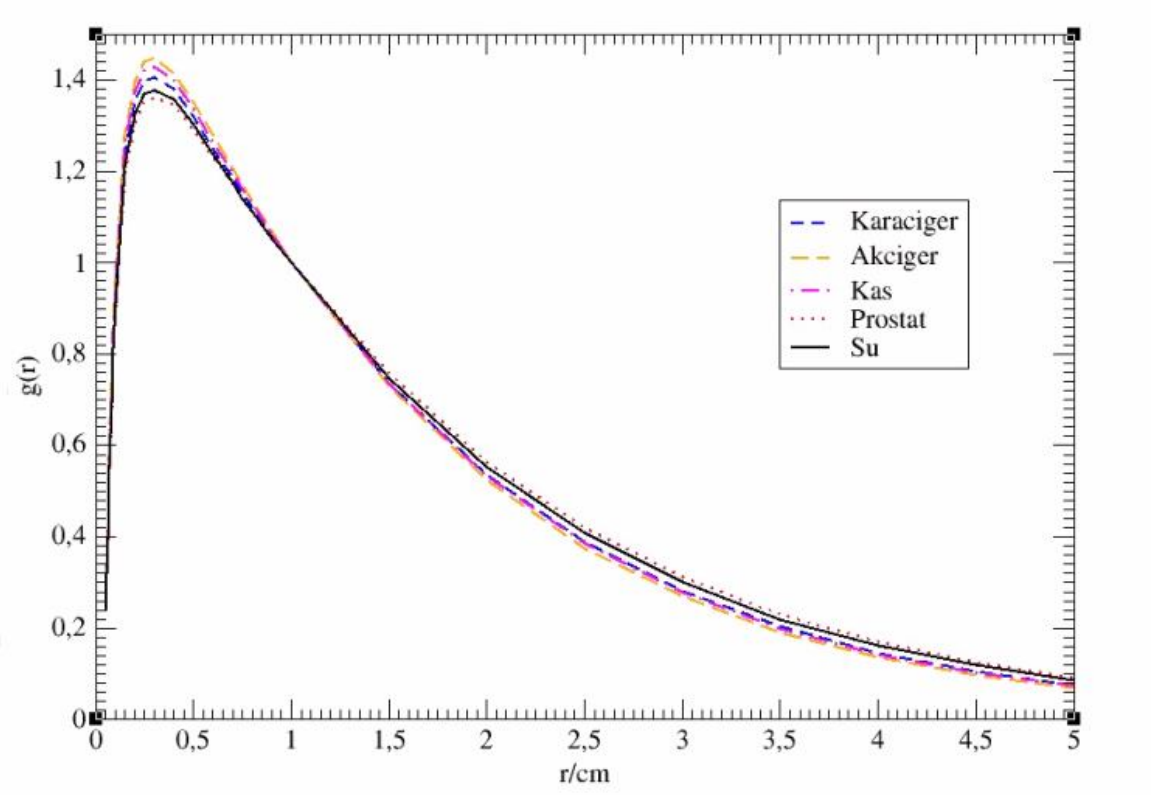
Bu karşılaştırmalar da Amersham OncoSeed, 6711 kaynağında 1 cm mesafeye kadar olan noktalar da karaciğer, akciğer, kas, cilt, beyin, kalp ve böbrek dokularındaki radyal doz fonksiyonu değerleri sudaki sudaki radyal doz fonksiyonu değerlerine göre bir miktar yüksek, ancak prostat ve göz dokularındaki radyal doz fonksiyonu değerlerine göre bir miktar düşük olduğu görülmektedir.

Ayrıca 6711 Amersham OncoSeed kaynağından 1-5 cm aralığında beyin, kalp, böbrek, karaciğer, akciğer, kas, cilt ve göz (yaklaşık 1-3 cm aralığında suya eşit) dokuları noktadaki radyal doz fonksiyonu değerlerinin sudaki radyal doz fonksiyonu değerlerine göre bir miktar düşük olduğu, ancak prostat dokusundaki radyal doz fonksiyonu değerlerinin sudaki radyal doz fonksiyonu değerlerine göre bir miktar yüksek olduğu gözükmektedir.

TheraSeed 200 ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynakları için su, prostat, kemik, kas, kalp, akciğer, karaciğer, cilt, böbrek ve göz dokuları içersinde 0-5 cm aralığında radyal doz fonksiyonu g(r) değerleri Sekil 3.4, Sekil 3.5 ve Sekil 3.6 da verilmiştir.



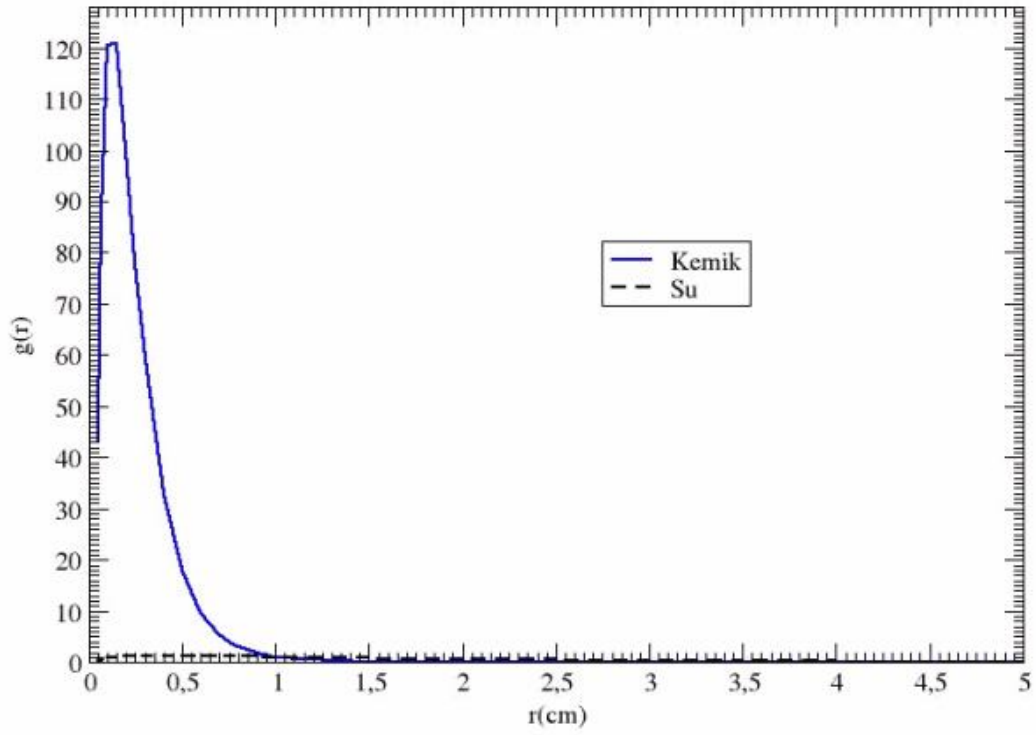
Şekil 3.4. Kalp, böbrek ve cilt dokuları ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri



Şekil 3.5. Karaciğer, akciğer, kas ve prostat dokuları ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri

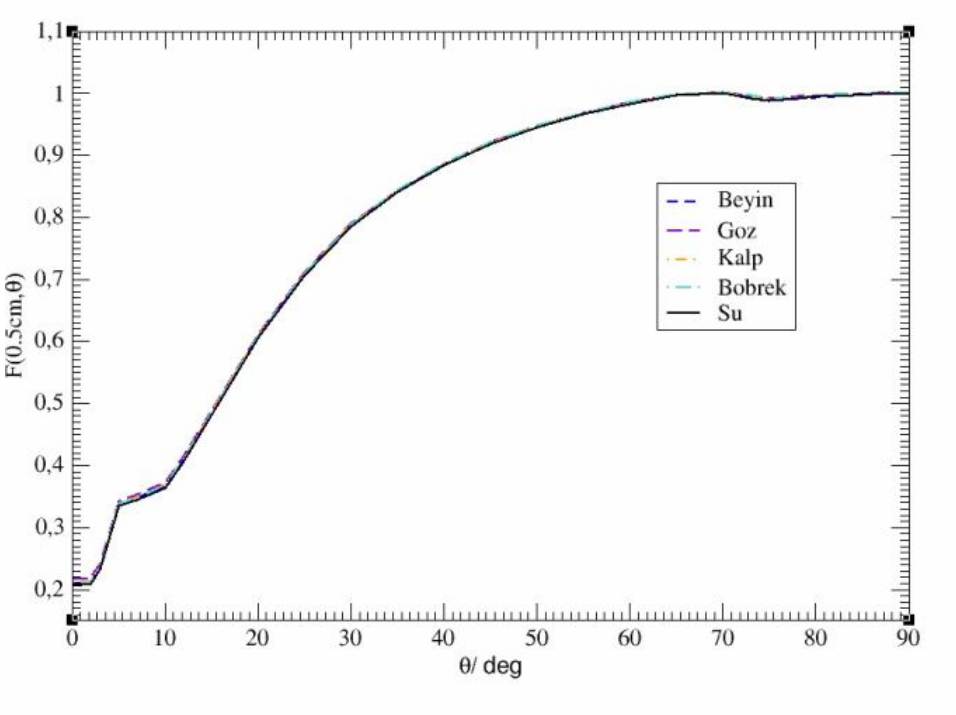
Bu karşılaştırmalarda TheraSeed 200 ^{103}Pd kaynağından 1 cm mesafeye kadar olan noktalarda karaciğer, akciğer, kas, cilt, kalp ve böbrek dokularındaki radyal doz fonksiyonu değerleri sudaki radyal doz fonksiyonu değerlerine göre bir miktar yüksek, ancak prostat dokusundaki radyal doz fonksiyonu değerlerine göre bir miktar düşük olduğu gözükmektedir.

Ayrıca TheraSeed 200 ^{103}Pd kaynağından 1-5 cm aralığında, sudaki radyal doz fonksiyonu değerlerinin prostat dokusundaki radyal doz fonksiyonu değerlerine göre bir miktar daha yüksek, ancak diğer yumuşak dokuların radyal doz fonksiyonları, sudaki radyal doz fonksiyonu değerlerine göre daha düşük olduğu gözükmektedir.

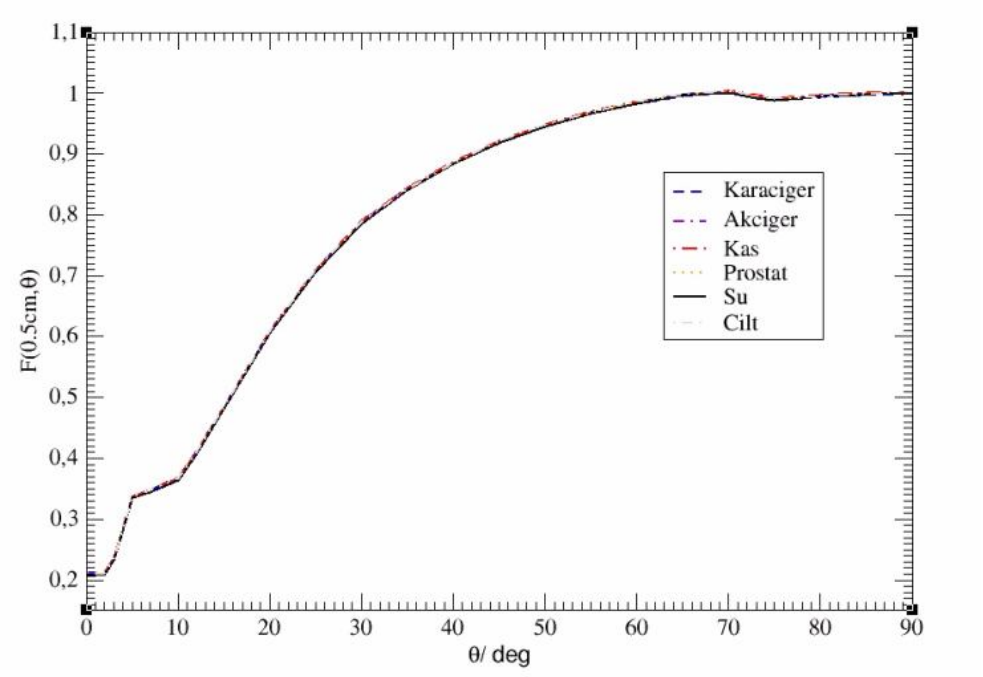


Şekil 3.6. Kemik dokusu ve su için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri

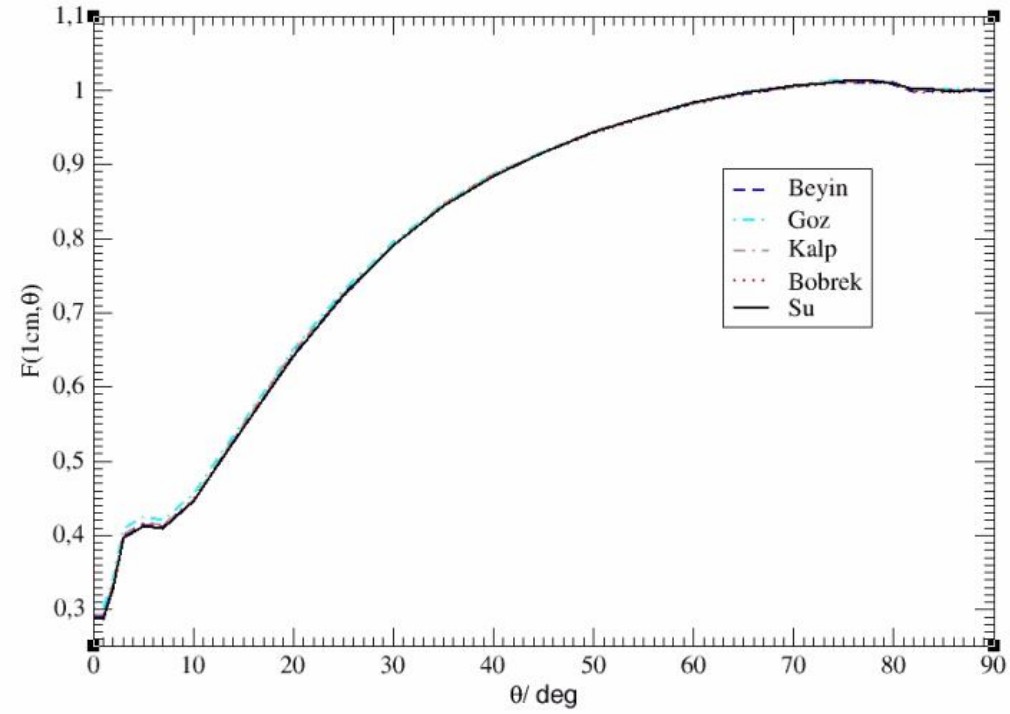
Amersham OncoSeed, 6711 ^{125}I tohum kaynağı için 0.5 cm, 1 cm ve 5 cm deki açıya bağlı doz dağılımını veren anizotropy fonksiyon $F(r,\theta)$, değerleri 0-90º aralığında Şekil 3.7, Şekil 3.8, Şekil 3.9, Şekil 3.10, Şekil 3.11 ve Şekil 3.12, Şekil 3.13, Şekil 3.14 ve Şekil 3.15 de hesaplandı.



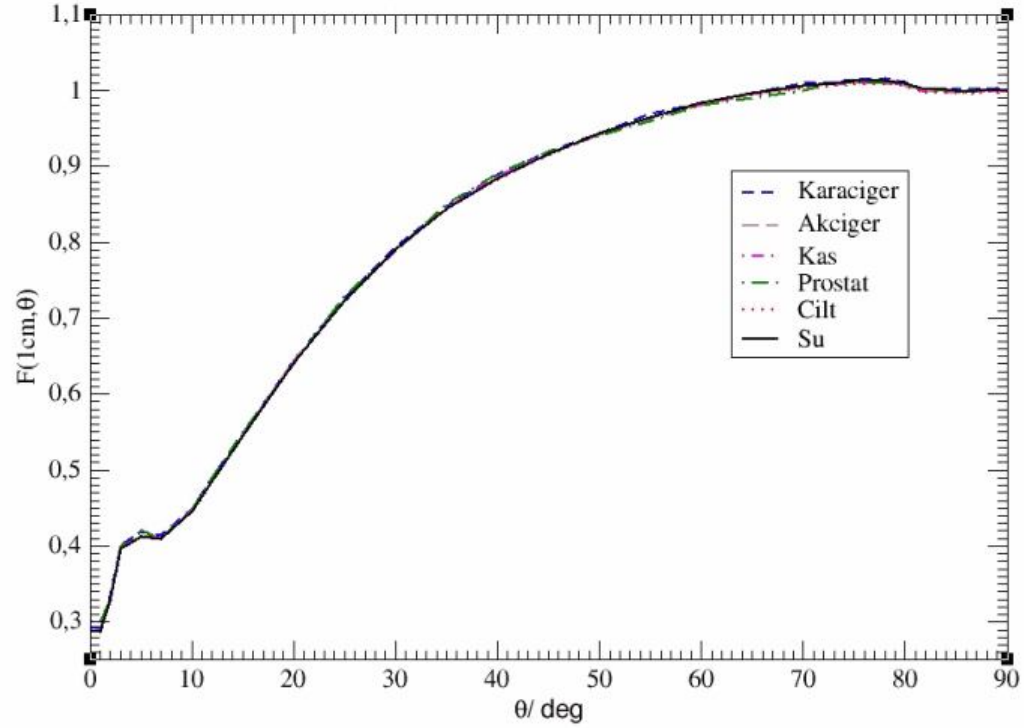
Şekil 3.7. Beyin, göz, kalp ve böbrek dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



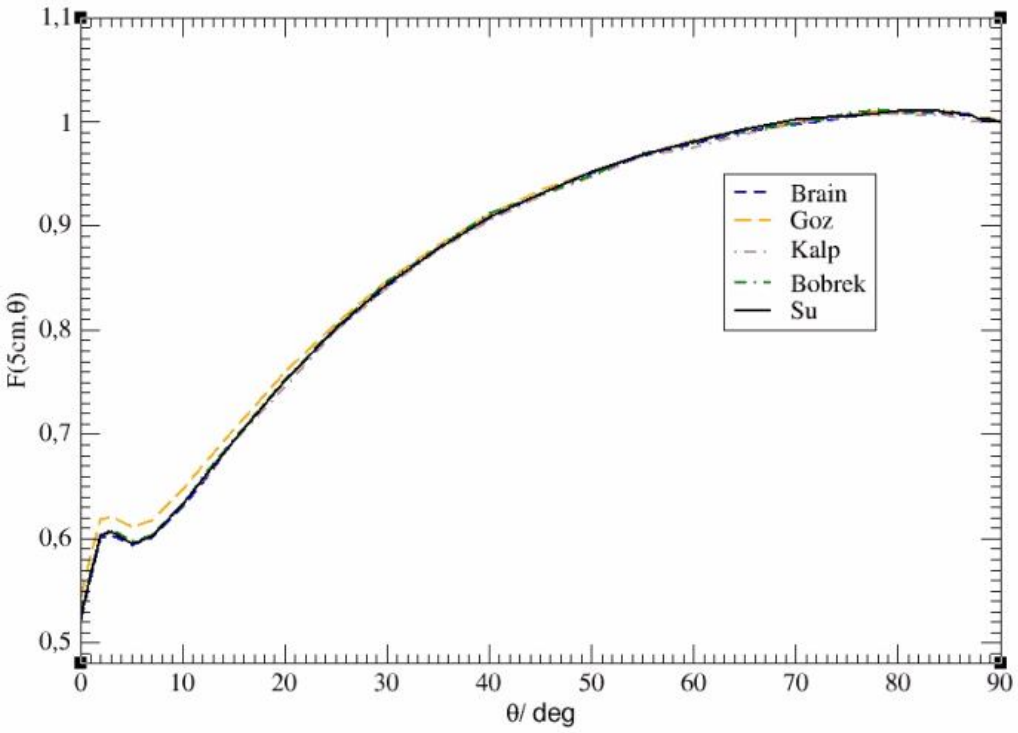
Şekil 3.8. Karaciğer, akciğer, kas, cilt ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



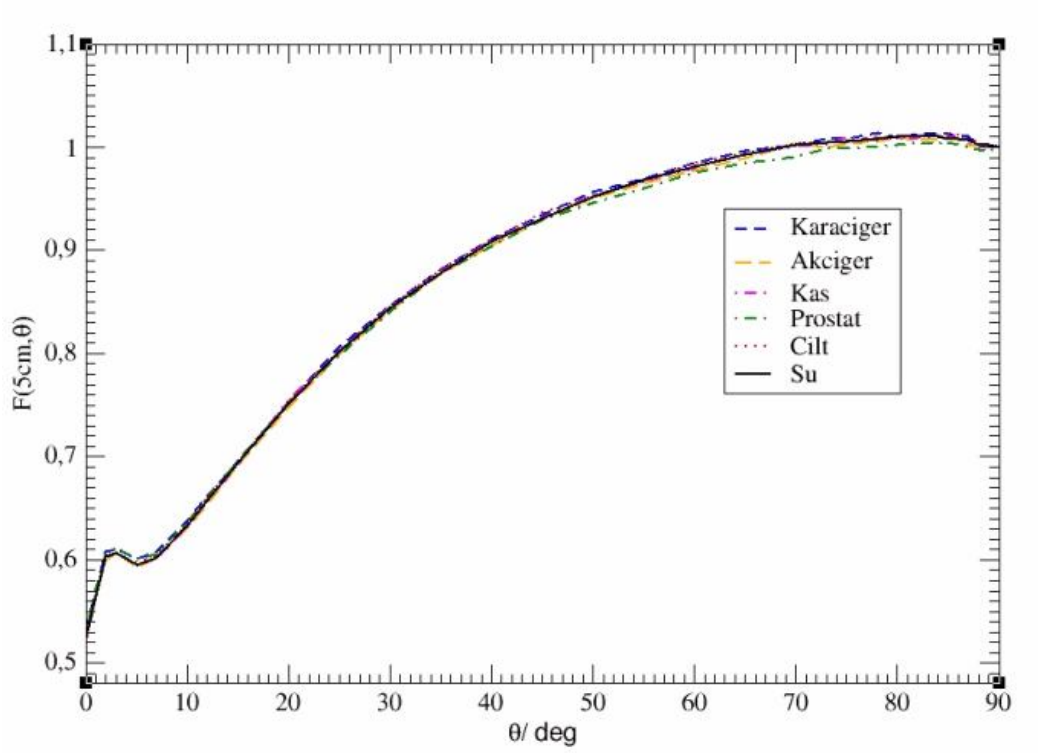
Şekil 3.9. Beyin, göz, kalp ve böbrek dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



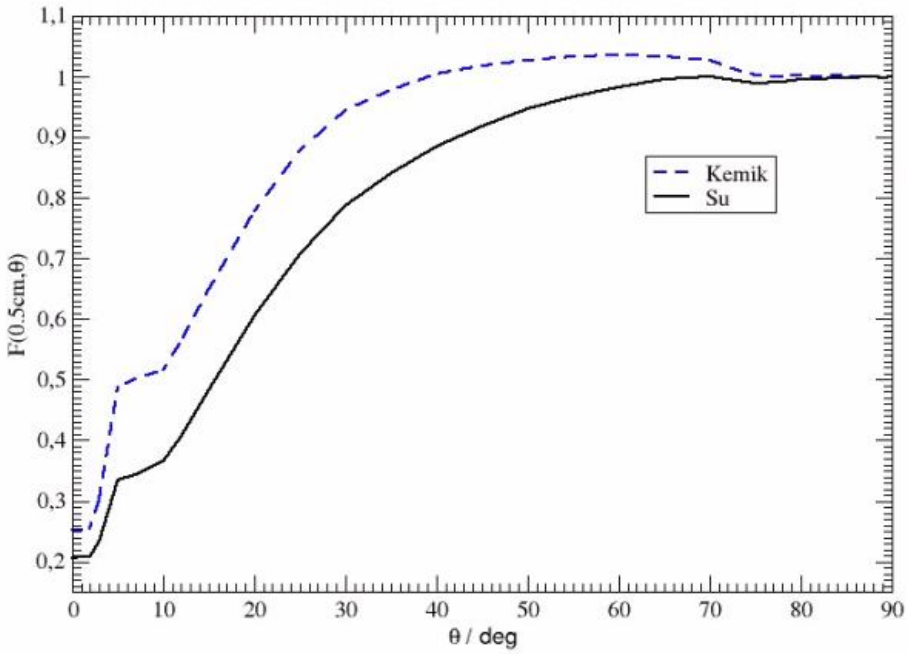
Şekil 3.10. Karaciğer, akciğer, kas, cilt ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



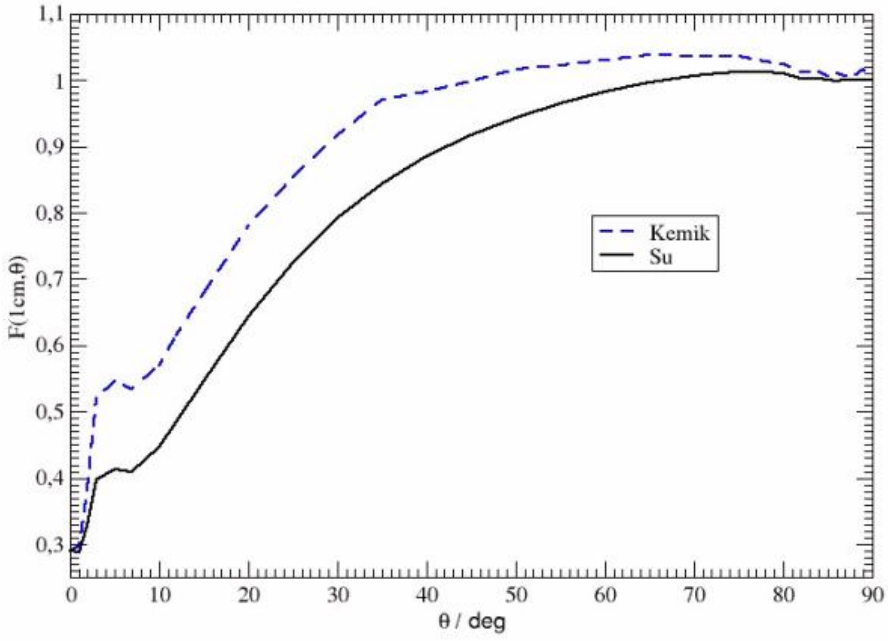
Şekil 3.11. Beyin, göz, kalp ve böbrek dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



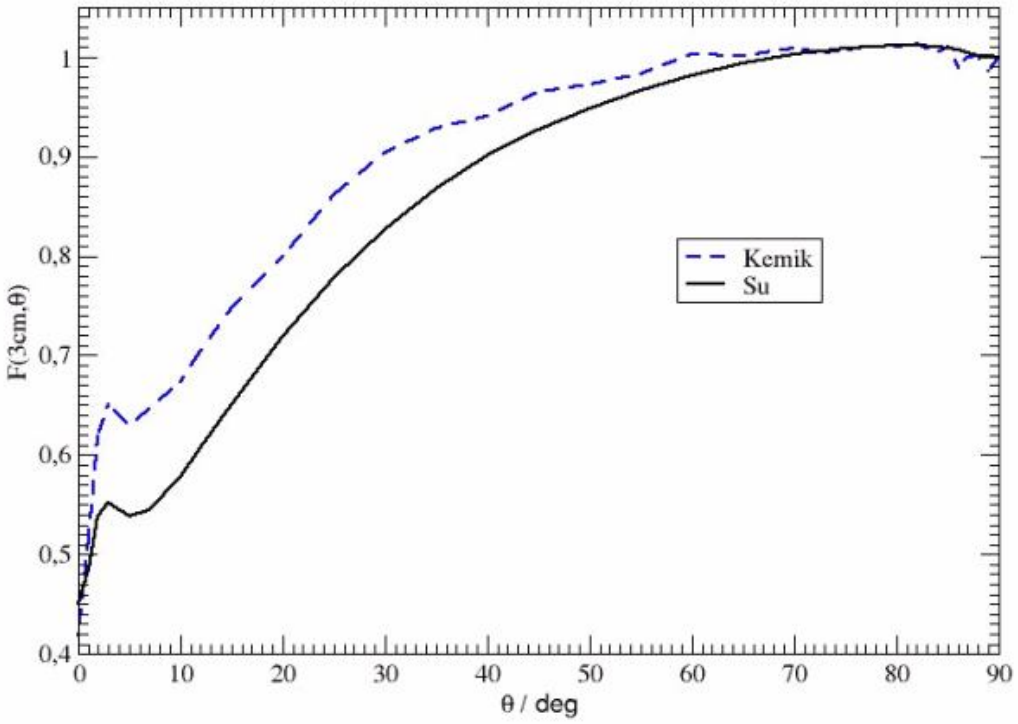
Şekil 3.12. Karaciğer, akciğer, kas, cilt ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



Şekil 3.13. Kemik dokusu ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri

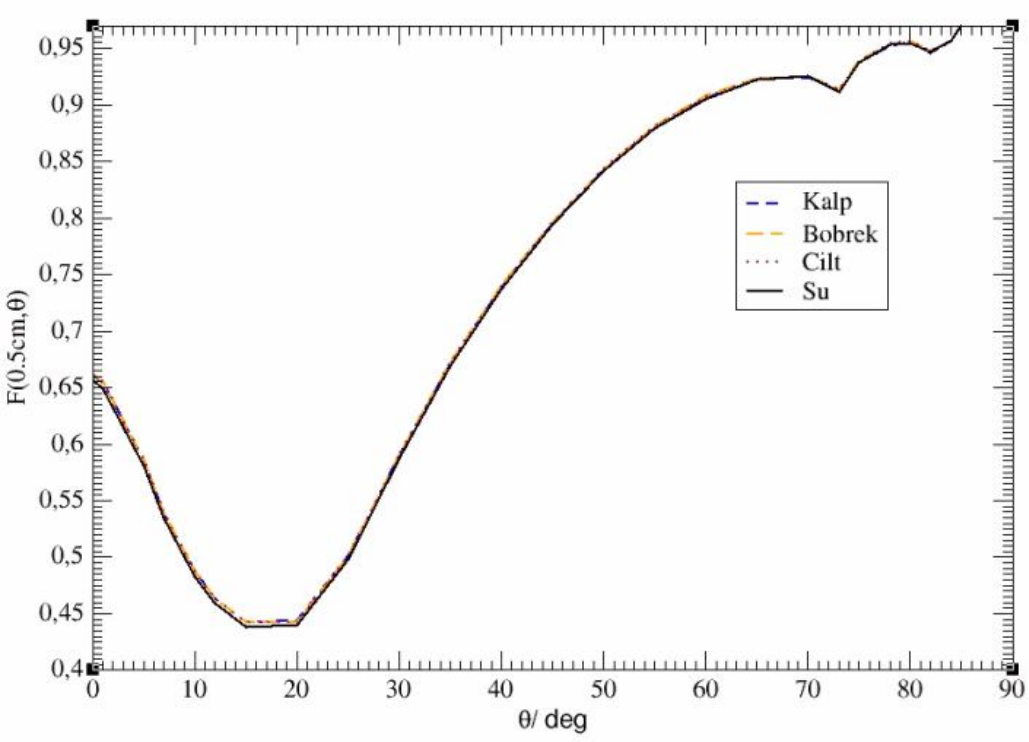


Şekil 3.14. Kemik dokusu ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri

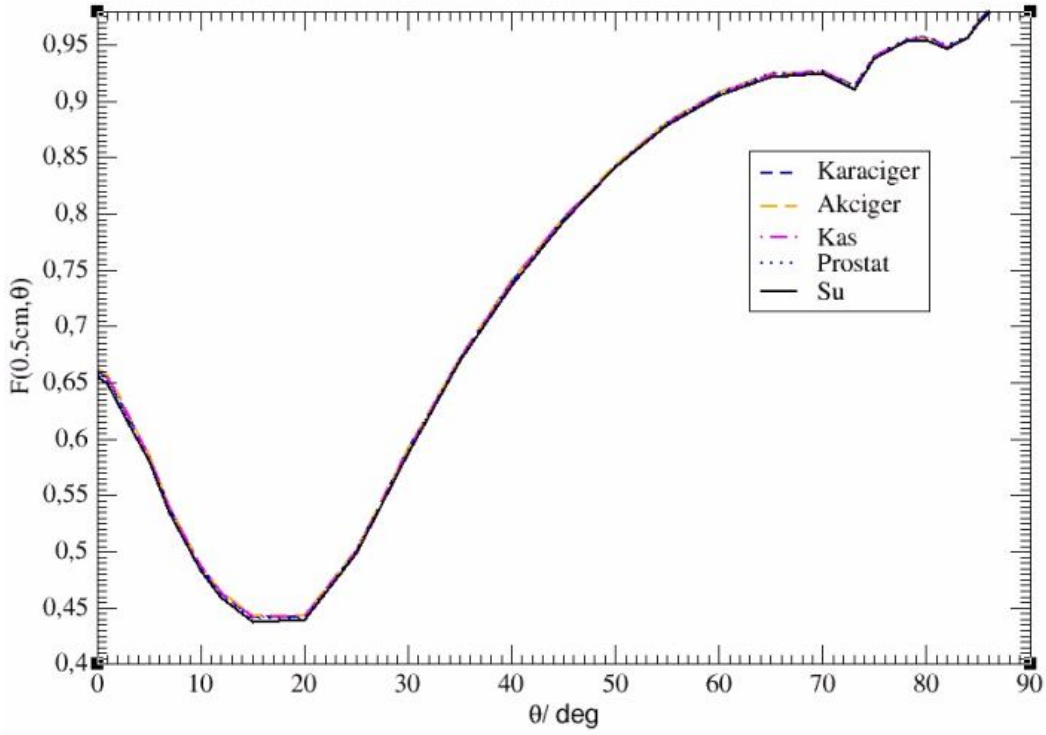


Şekil 3.15. Kemik dokusu ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri

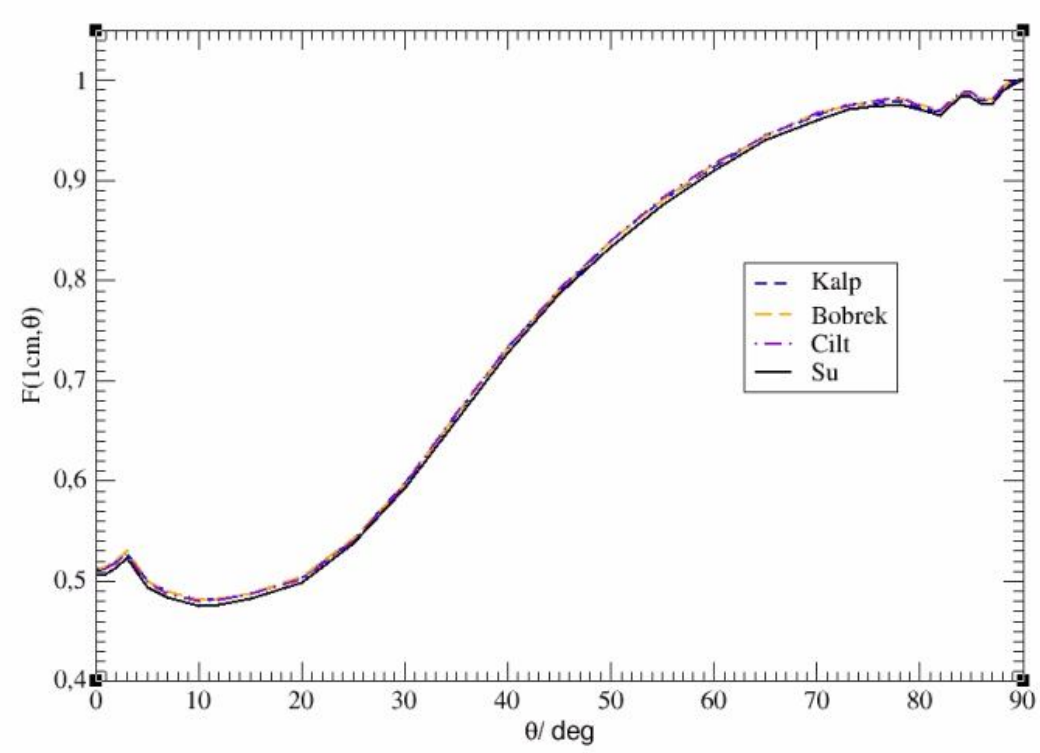
TheraSeed, 200 Pd^{103} radyoaktif tohum kaynakları için 0.5 cm, 1 cm ve 5 cm deki açıya bağlı doz dağılımını veren anizotropy fonksiyonu $F(r,\theta)$, değerleri 0-90º aralığında Şekil 3.16, Şekil 3.17, Şekil 3.18, Şekil 3.19, Şekil 3.20, Şekil 3.21, Şekil 3.22 ve Şekil 3.23'de hesaplandı.



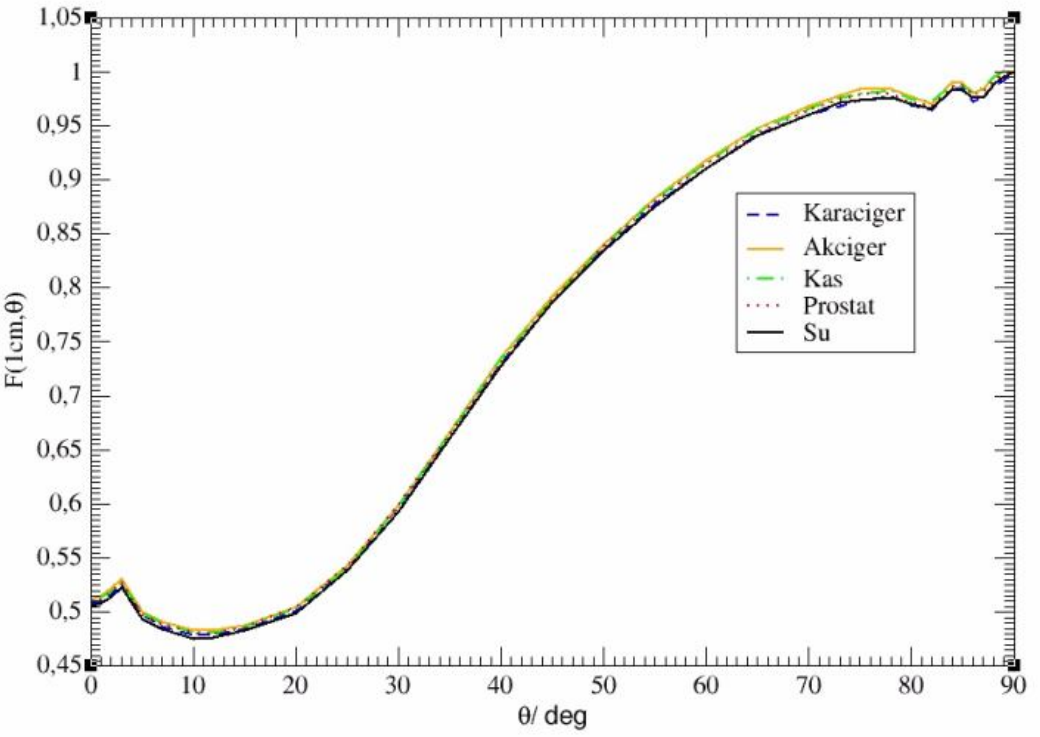
Şekil 3.16. Kalp, böbrek ve cilt dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



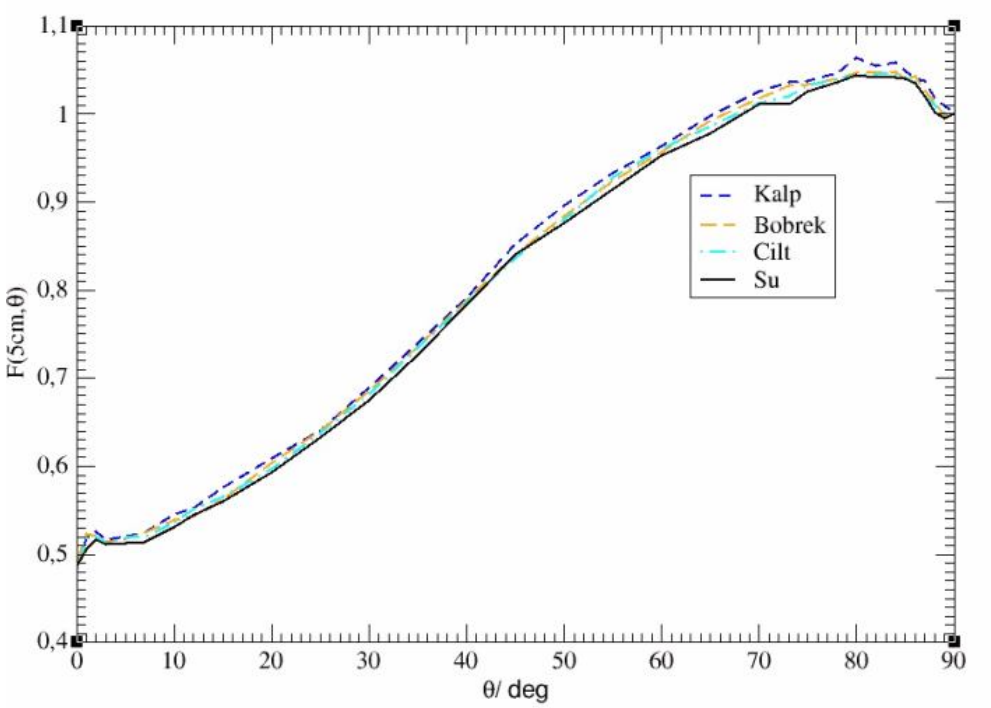
Şekil 3.17. Karaciğer, akciğer, kas, ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



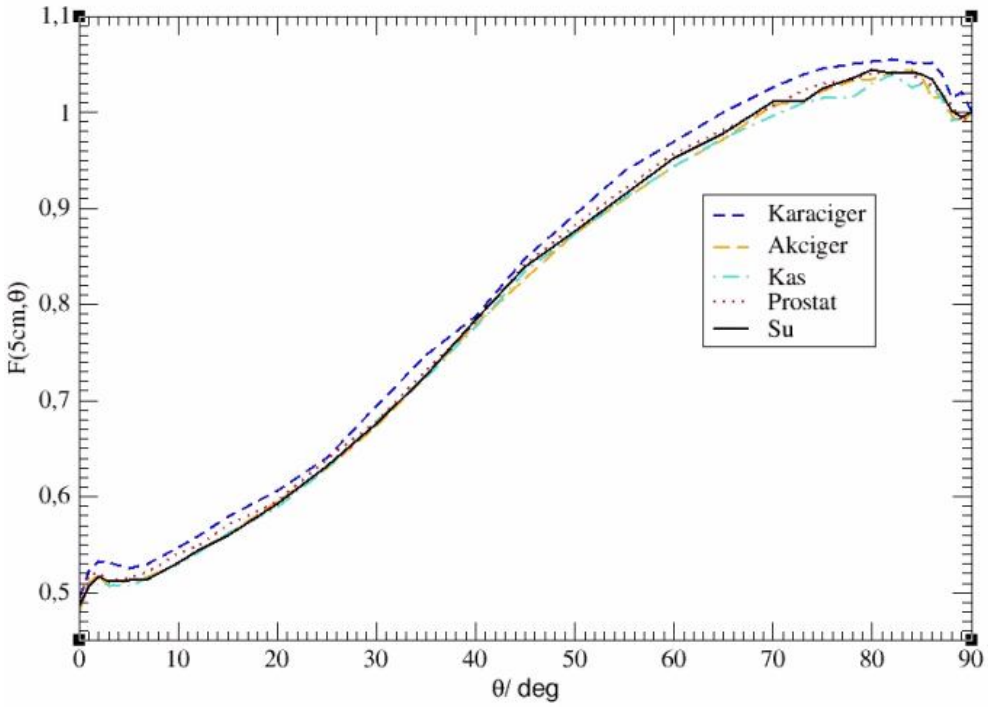
Şekil 3.18. Kalp, böbrek ve cilt dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



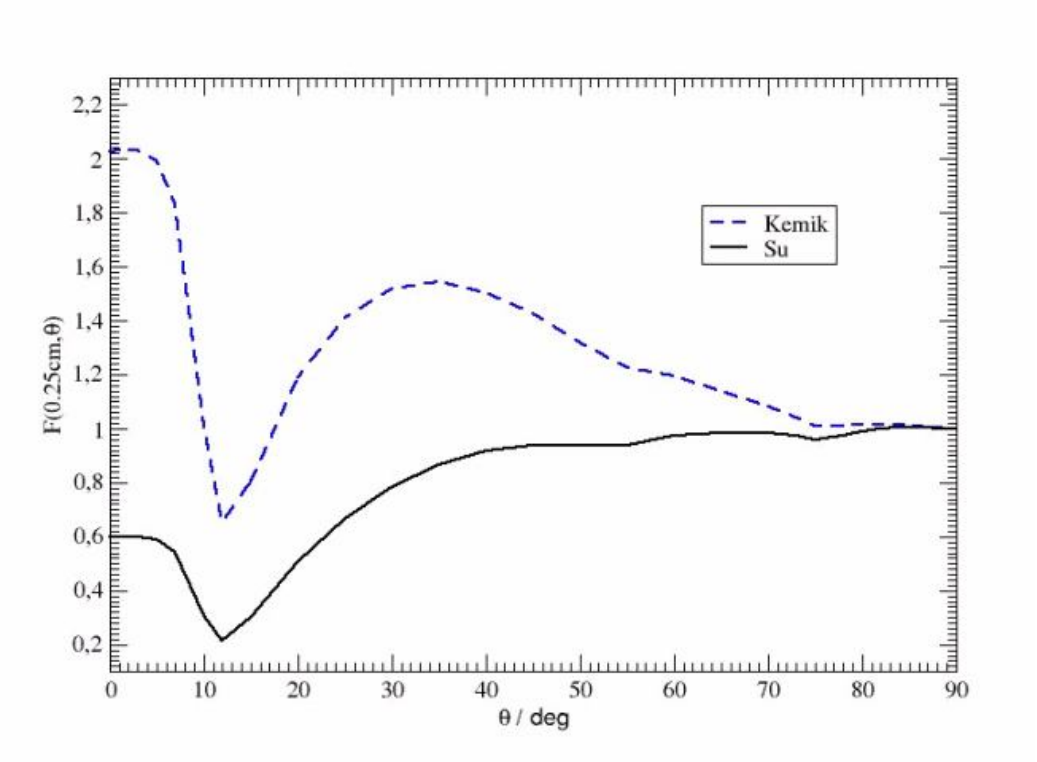
Şekil 3.19. Karaciğer, akciğer, kas ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



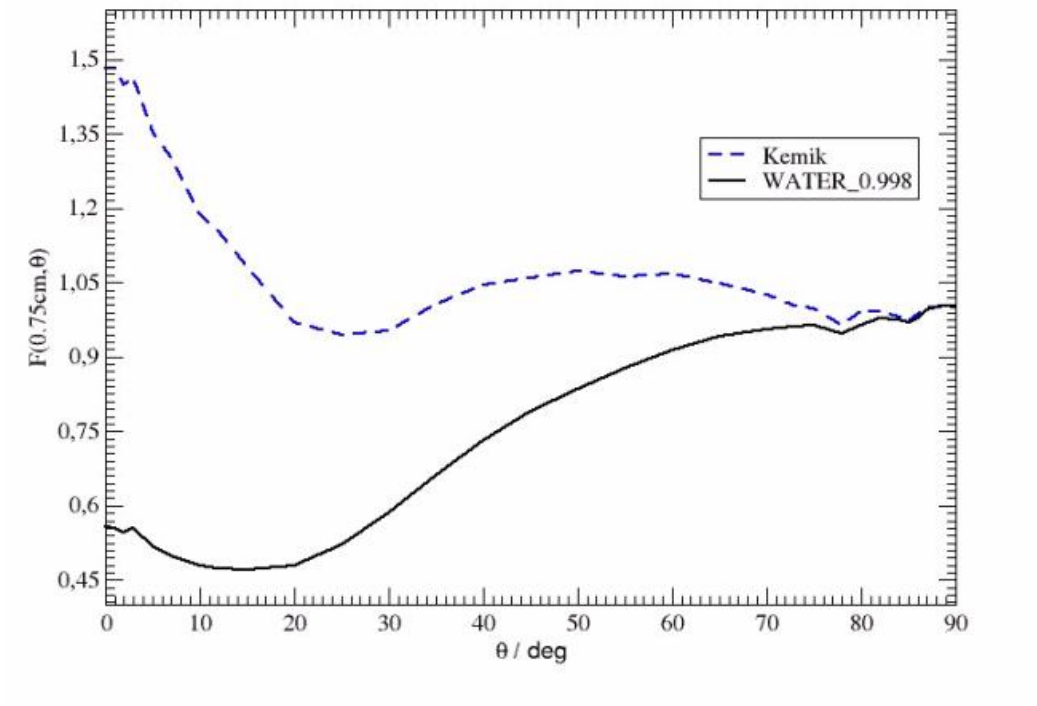
Şekil 3.20. Kalp, böbrek ve cilt dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



Şekil 3.21. Karaciğer, akciğer, kas, ve prostat dokuları ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



Şekil 3.22. Kemik dokusu ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



Şekil 3.23. Kemik dokusu ve su için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri

Bu karşılaştırmalarda hem Amersham OncoSeed, 6711 ^{125}I hem de TheraSeed, 200 ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynakları için 0-90º aralığında 0.5 cm, 1 cm ve 5 cm deki açıya bağlı doz dağılımını veren anizotropy fonksiyonu, $F(r,\theta)$ prostat, akciğer, karaciğer, kalp, böbrek, cilt, göz, beyin ve kas dokuları suya göre karşılaştırıldığında r mesafesi arttıkça su ile dokular arasındaki uyumsuzluğunda arttığı gözlendi. Ancak kemik doku yoğunluğu, su ve yumuşak dokulara göre çok daha yoğun olduğundan dolayı kemik dokusundaki hem radyal doz fonksiyonu g(r) hem de anizotropy fonksiyonu $F(r,\theta)$ suya göre çok daha farklı çıktığı gözlendi.

Hem 6711 Amersham OncoSeed ^{125}I hem de TheraSeed 200 ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynakları için radyal doz fonksiyonu değerleri arasındaki fark hesaplanan bütün noktalarda $\leq$ %1 dir. TG-43 formalizmine göre herhangi bir dokunun (prostat, akciğer, göz vb…) referans noktasındaki ($\theta = 90^{\circ}$ ve r = 1 cm) doz değerinin D_{doku} ,su ortamında referans noktasında hesaplanan doz değeri D_{su} ya matematiksel oran yapılarak radyal doz fonksiyonu değerleri arasındaki farkın % 1 altında olduğu hesaplandı. Örneğin, Amersham OncoSeed, 6711 kaynağı için çeşitli dokuların referans noktasında soğurulan doz değerleri (Gy/parçacık) ve istatistiksel hata değerleri (1σ) Çizelge 3.1 de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Amersham OncoSeed, 6711 kaynağı için çeşitli dokulardaki referans noktasında soğurulan doz ve istatistiksel hata değerleri

Dokular	Soğurulan Doz (Gy/parçacık sayısı)	İstatistiksel Hata σ (%)
Prostat	3.209×10^{-14}	0.24
Kalp	3.404×10^{-14}	0.24
Böbrek	3.354×10^{-14}	0.24
Karaciğer	3.365×10^{-14}	0.24
Kas	3.445×10^{-14}	0.24
Cilt	3.139×10^{-14}	0.24
Beyin	3.480×10^{-14}	0.26
Akciğer	3.479×10^{-14}	0.23
Göz	3.137×10^{-14}	0.24
Kemik	1.717×10^{-14}	0.83
Su	3.498×10^{-14}	0.23

Burada verilen hata değerleri, Monte Carlo hesaplamalarındaki istatistiksel hata değerleridir (1σ). Amersham OncoSeed, 6711 ^{125}I radyoaktif tohum kaynağı için referans noktasındaki doz değerleri karşılaştırıldığında sudaki doz değerlerinin, prostat, akciğer, göz ve kemik gibi doku ortamlarındaki doz

değerlerinden sırasıyla % 9, % 6, % 10 ve % 50 daha yüksek olduğu görülmektedir. Kemik doku yoğunluğu, akciğer, prostat, göz böbrek gibi yumuşak dokulara göre çok daha yoğun olduğu için referans noktasındaki doz değerleri karşılaştırıldığında sudaki doz değerlerinin, kemik dokusundaki doz değerlerinden % 50 daha yüksek olduğu görülmektedir.

TheraSeed 200, ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynağı kullanılarak su ve kemik, akciğer, prostat gibi dokuların referans noktasında soğurulan doz değerleri (Gy/parçacık) ve istatistiksel hata değerleri (1σ) Çizelge 3.2 de gösterilmiştir.

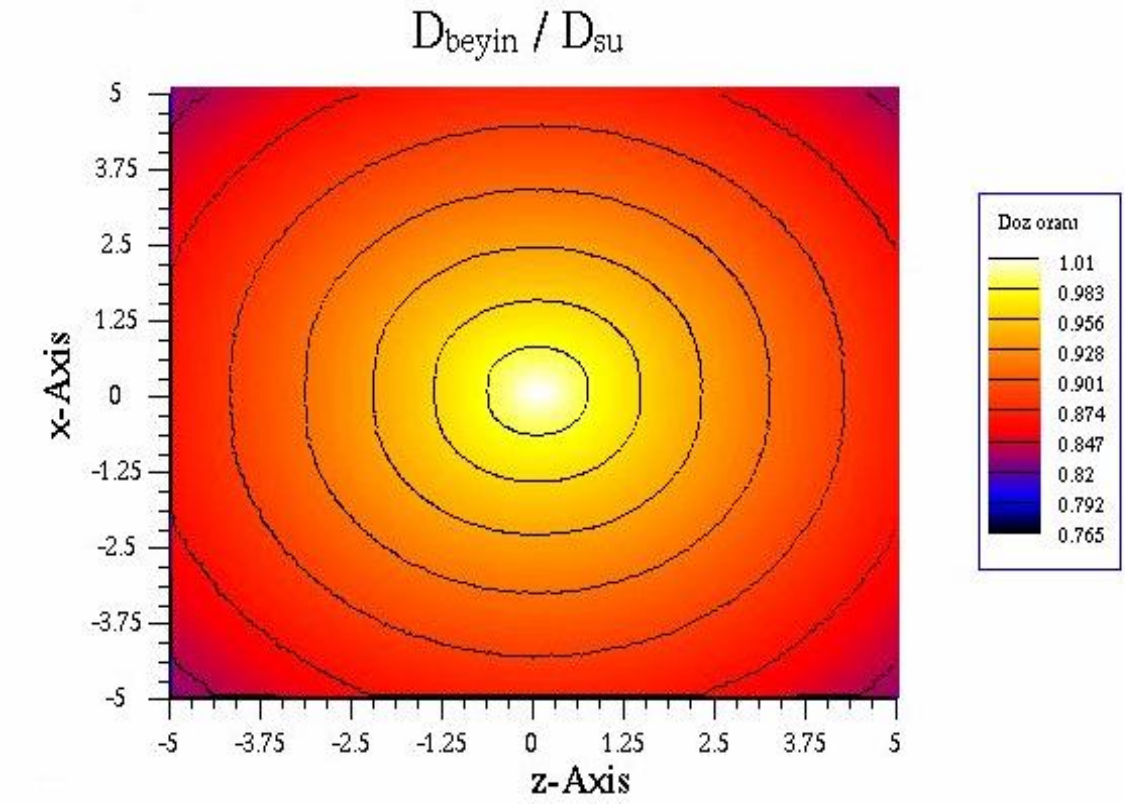
Çizelge 3.2. TheraSeed 200, ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynağı için çeşitli dokulardaki referans noktasında soğurulan doz ve istatistiksel hata değerleri

Dokular	Soğurulan Doz (Gy/parçacık sayısı)	İstatistiksel Hata σ (%)
Prostat	4.468×10^{-14}	0.25
Kalp	4.465×10^{-14}	0.26
Böbrek	4.560×10^{-14}	0.27
Karaciğer	4.614×10^{-14}	0.26
Kas	4.686×10^{-14}	0.27
Cilt	4.240×10^{-14}	0.27
Akciğer	4.681×10^{-14}	0.26
Kemik	1.449×10^{-15}	0.37
Su	4.928×10^{-14}	0.25

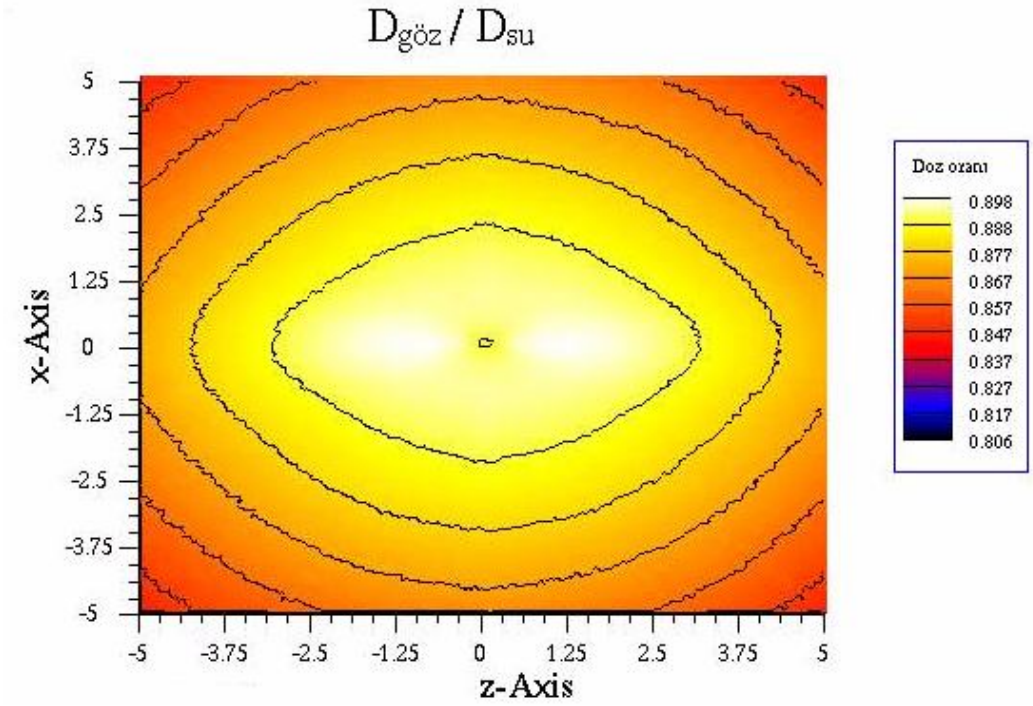
^{103}Pd radyoaktif tohum kaynağı, ^{125}I radyoaktif tohum kaynağına göre enerjisi daha yüksek olduğundan ^{103}Pd kaynağının referans noktasına bırakmış olduğu doz, ^{125}I kaynağına göre daha yüksek olduğu görülmektedir. TheraSeed 200, ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynağı için referans noktasındaki doz değerleri karşılaştırıldığında sudaki doz değerlerinin, prostat, akciğer ve kemik gibi doku ortamlarındaki doz değerlerinden sırasıyla % 10, % 5 ve % 70 daha yüksek olduğu görülmektedir. Kemik doku yoğunluğu, yumuşak dokulara göre çok daha yoğun olduğu için referans noktasındaki doz değerleri karşılaştırıldığında sudaki doz değerlerinin, kemik dokusundaki doz değerlerinden % 70 daha yüksek olduğu görülmektedir.

Bu çalışmada, hem Amersham OncoSeed, 6711 ^{125}I hem de TheraSeed, 200 ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynakları için prostat, kemik, beyin, kas, kalp, akciğer, karaciğer, cilt, böbrek ve göz dokularında ve suda hesaplanan doz değerlerinin oranları, merkezinde kaynağın yer aldığı bir düzlem üzerinde iki boyutlu doz desenleri gösterildi.

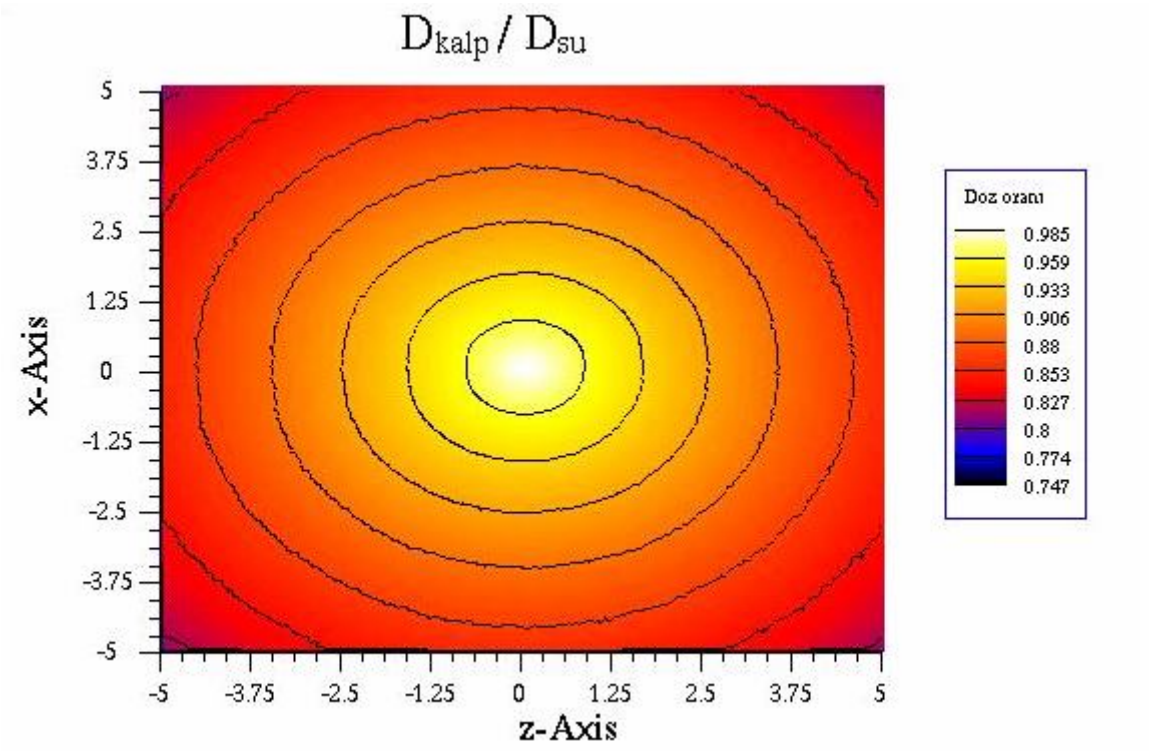
Amersham OncoSeed, 6711 ^{125}I radyoaktif tohum kaynağı için çeşitli dokulardaki doz desenleri Şekil 3.24, Şekil 3.25, Şekil 3.26, Şekil 3.27, Şekil 3.28, Şekil 3.29, Şekil 3.30, Şekil 3.31, Şekil 3.32, Şekil 3.33 ve Şekil 3.34 de gösterildi.



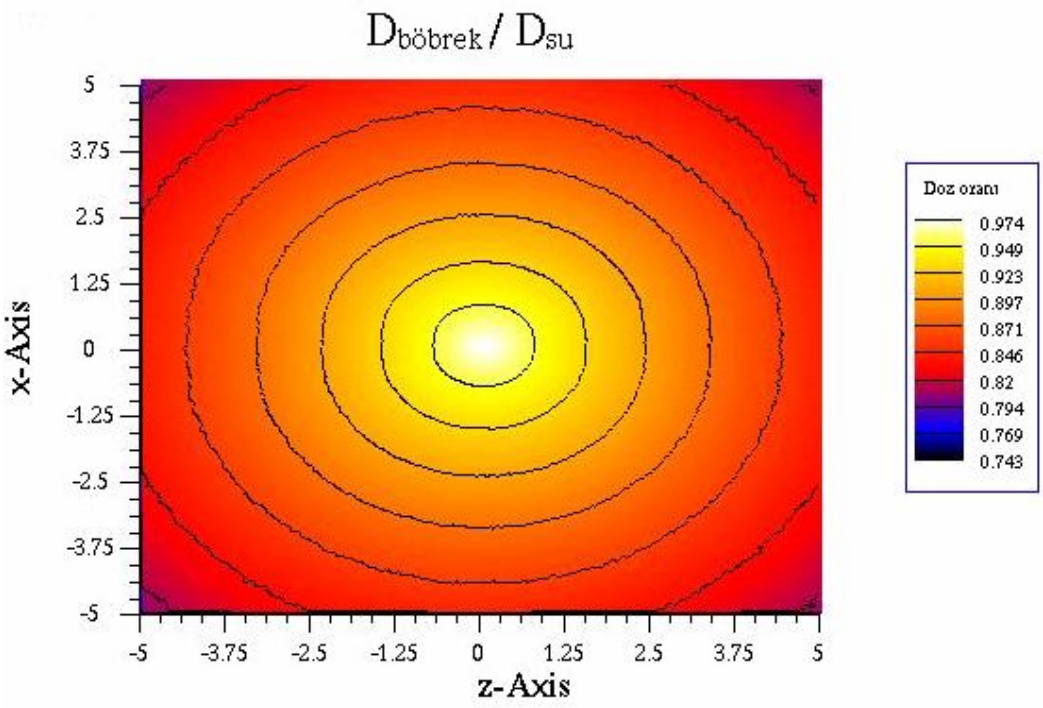
Şekil 3.24. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerinin göstern doz deseni



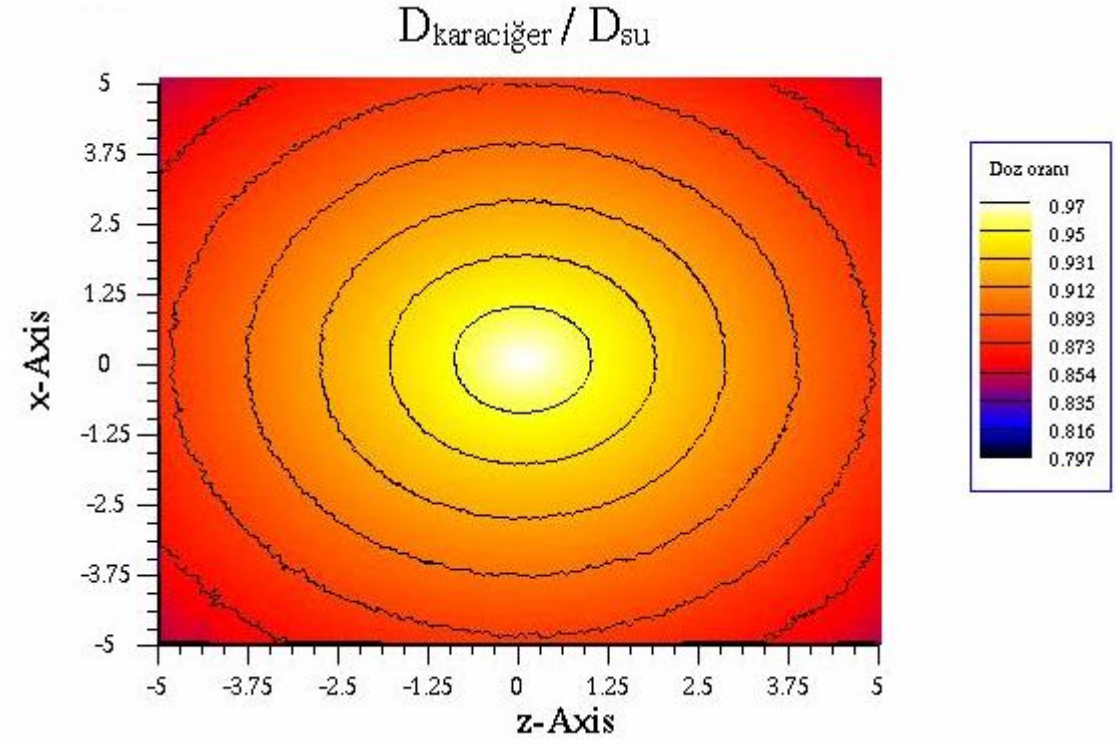
Şekil 3.25. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerinin göstern doz deseni



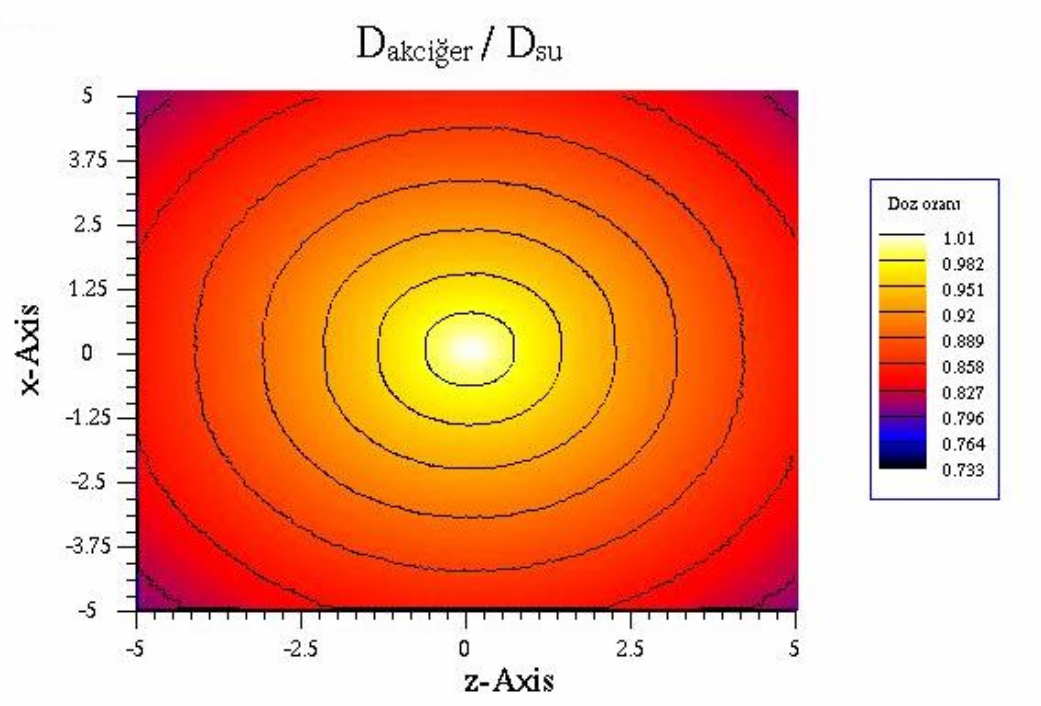
Şekil 3.26. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



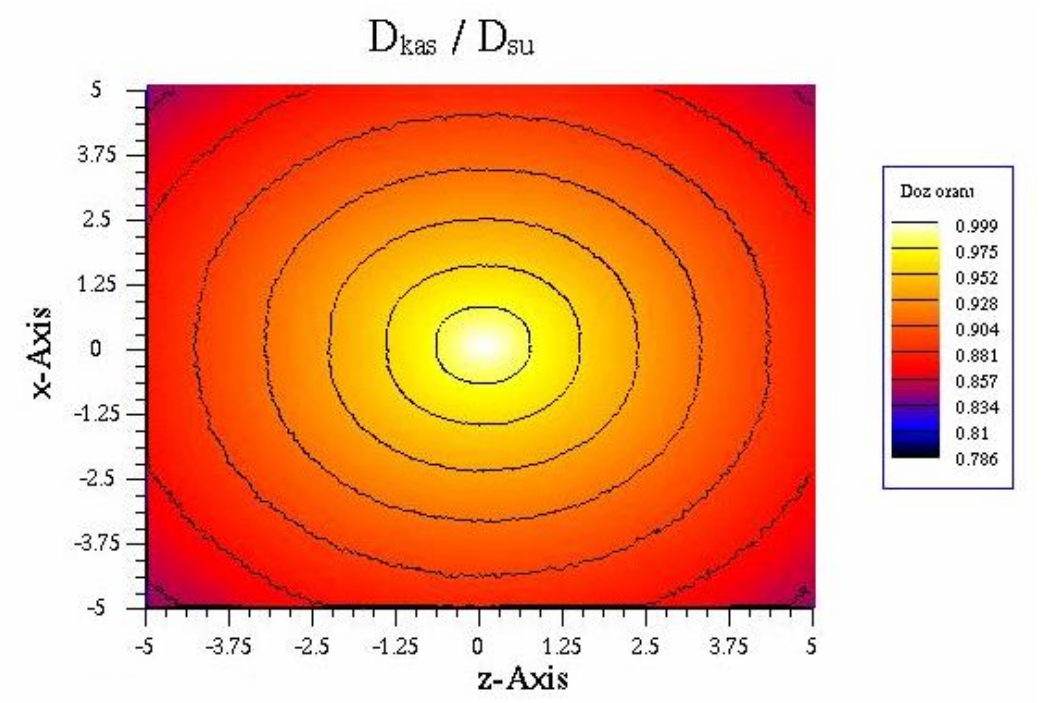
Şekil 3.27. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



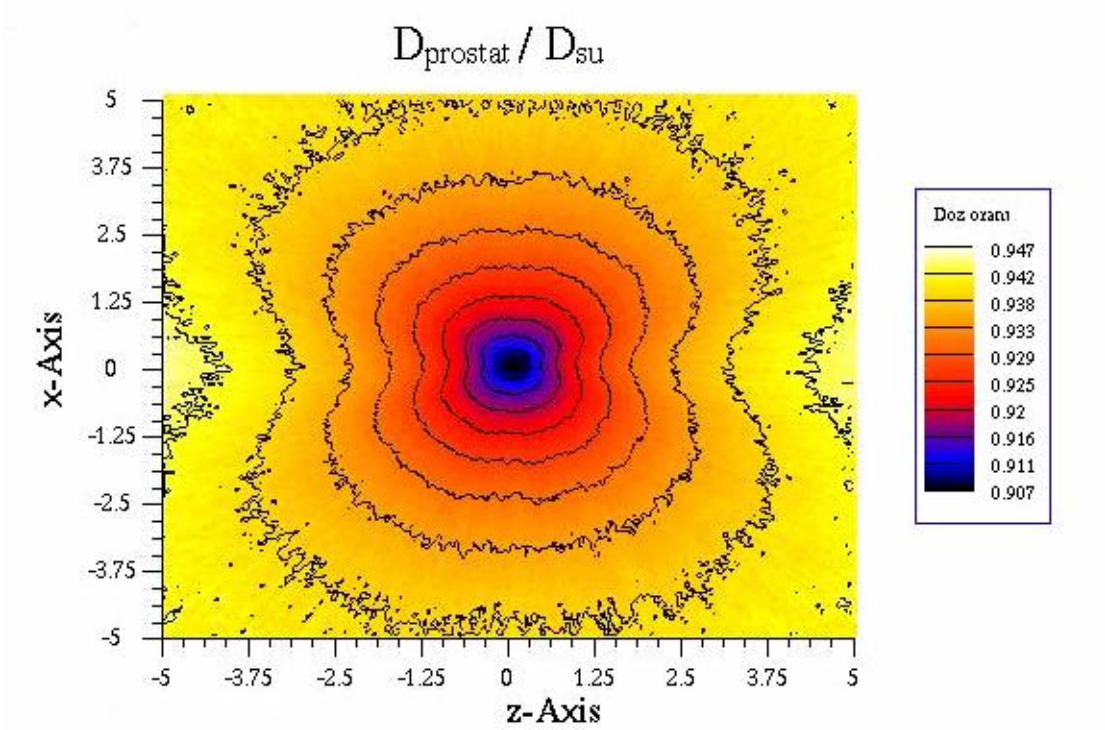
Şekil 3.28. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



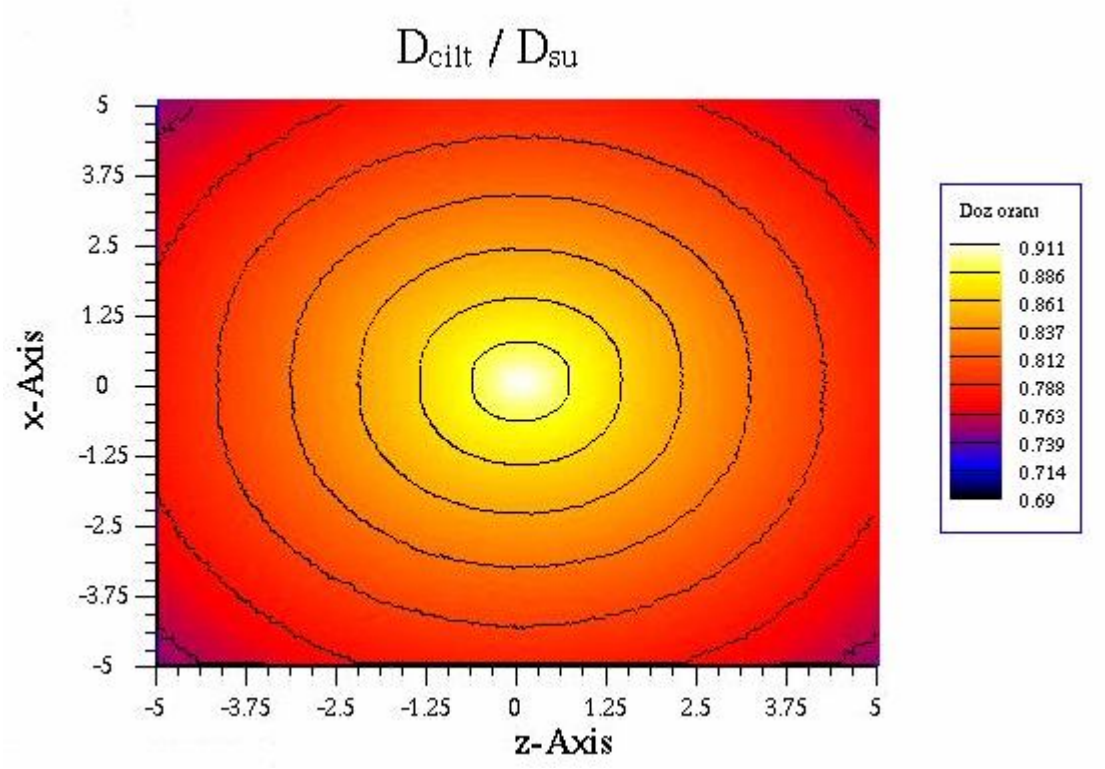
Şekil 3.29. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



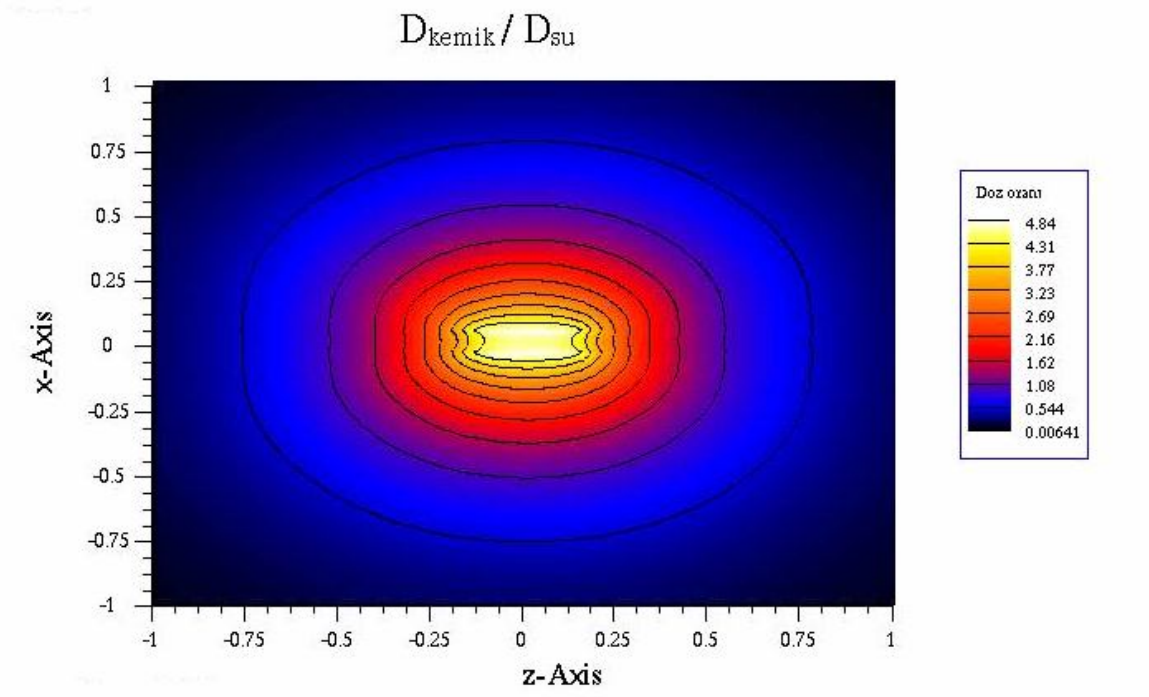
Şekil 3.30. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



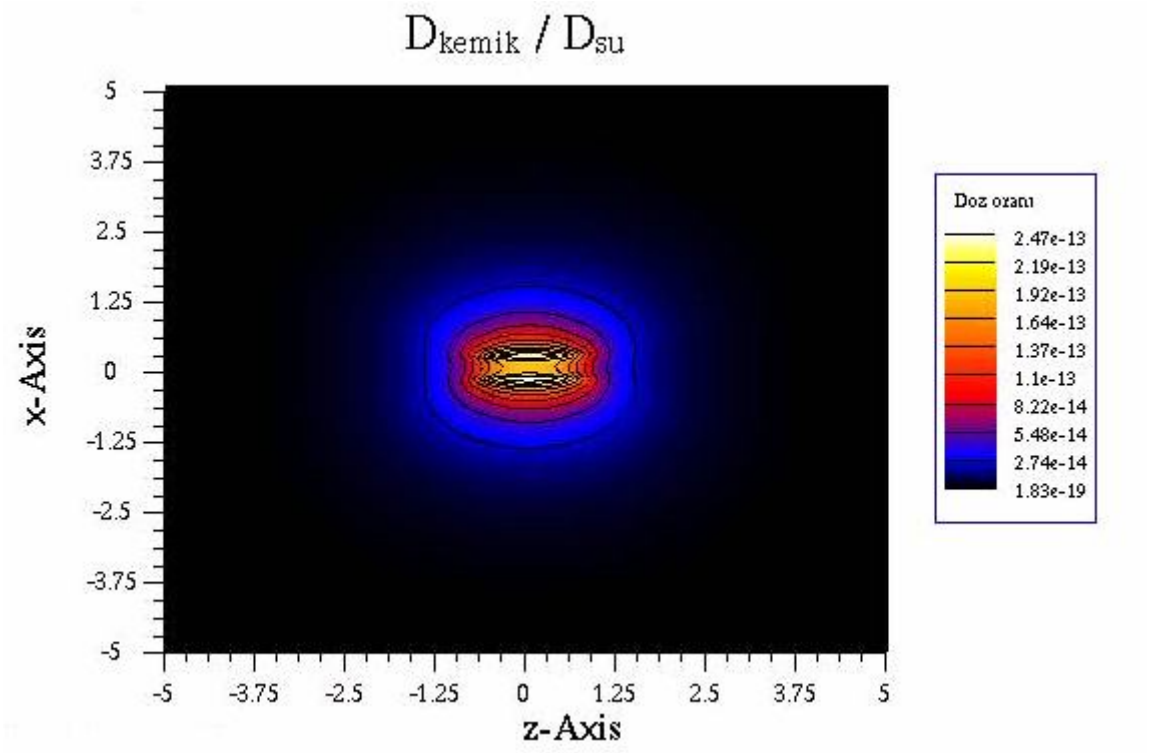
Şekil 3.31. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



Şekil 3.32. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni

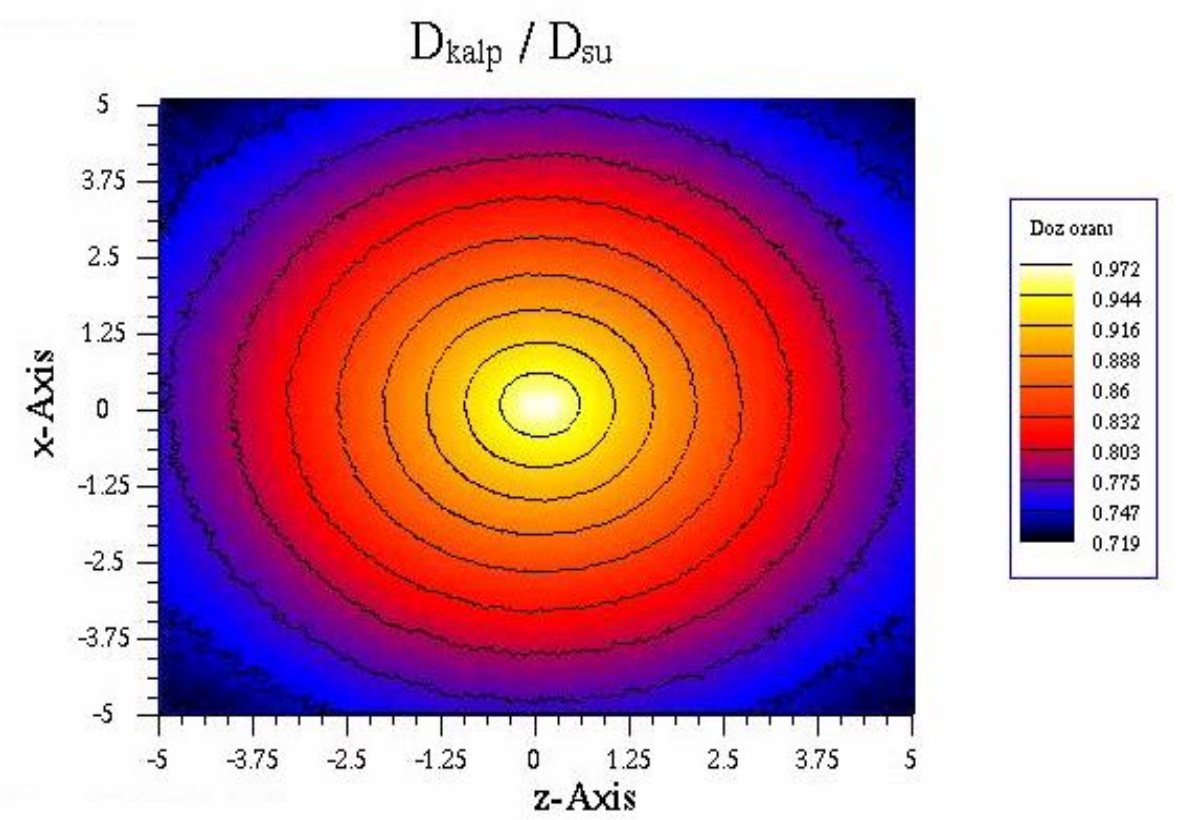


Şekil 3.33. -1 cm ile 1 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni

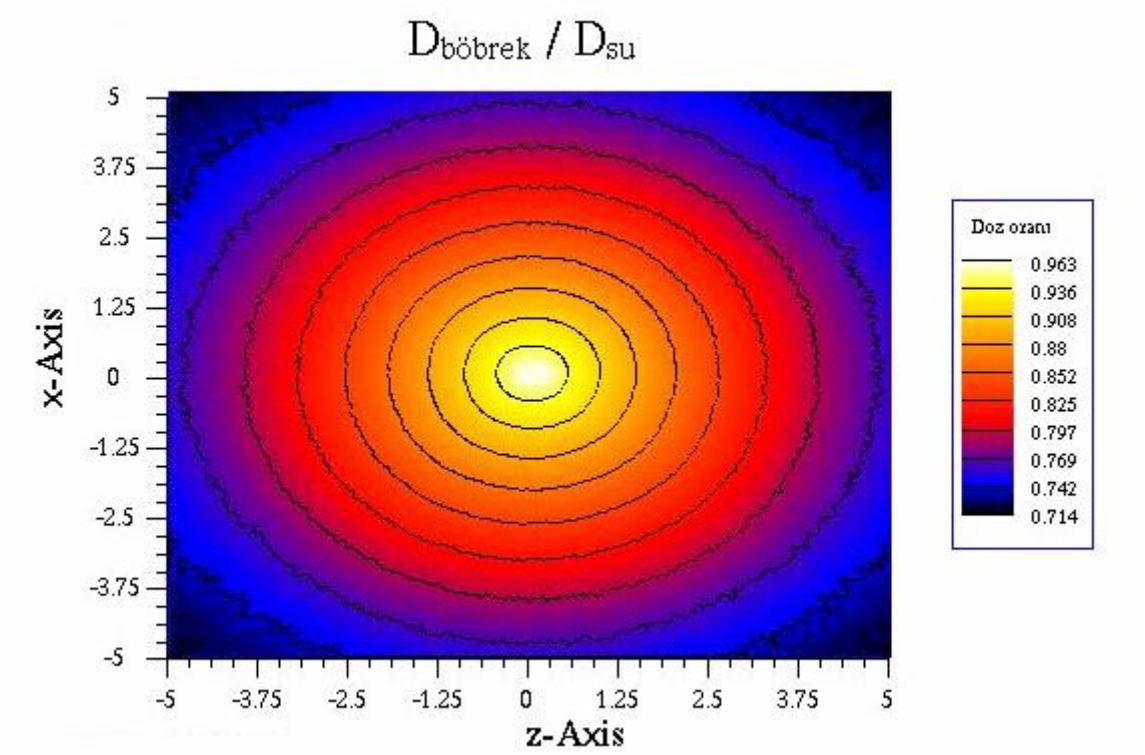


Şekil 3.34. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni

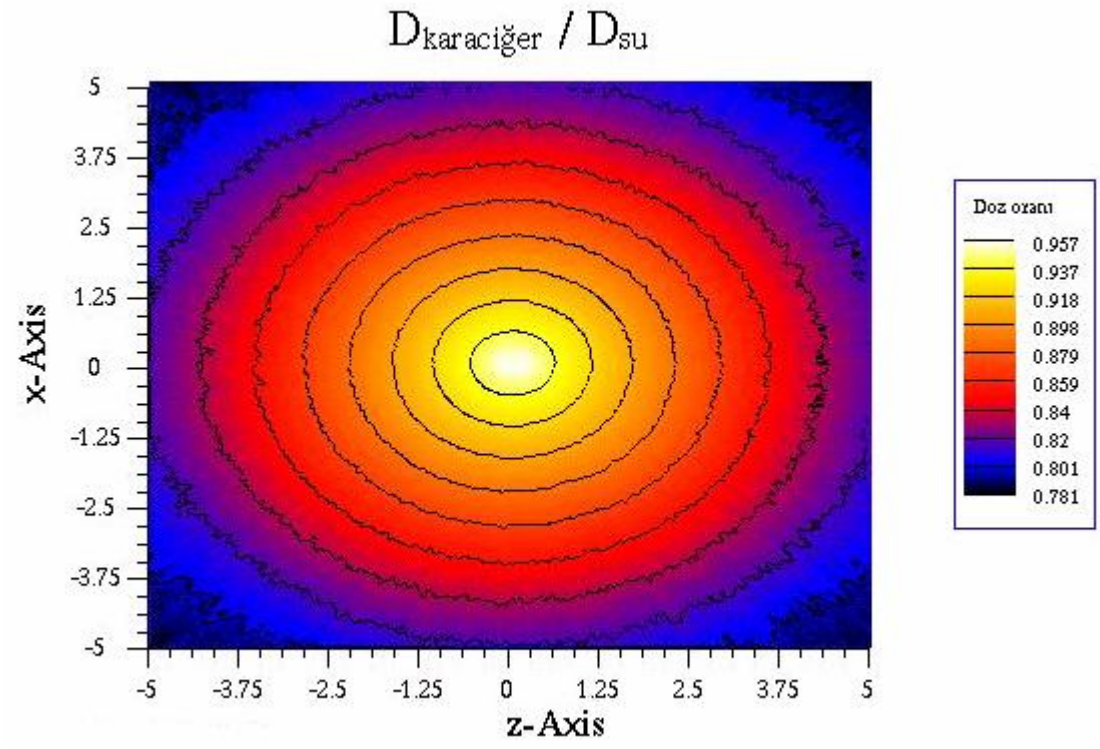
TheraSeed, 200 ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynağı için çeşitli dokulardaki doz desenleri Şekil 3.35, Şekil 3.36, Şekil 3.37, Şekil 3.38, Şekil 3.39, Şekil 3.40, Şekil 3.41, Şekil 3.42 ve Şekil 3.43 de gösterildi.



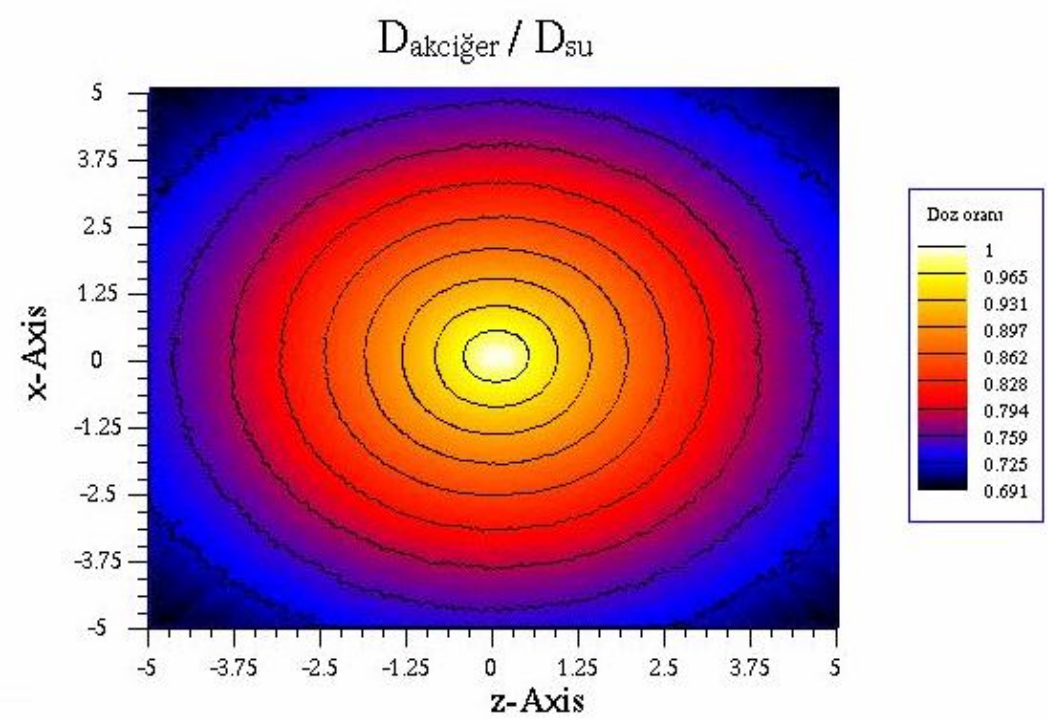
Şekil 3.35. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



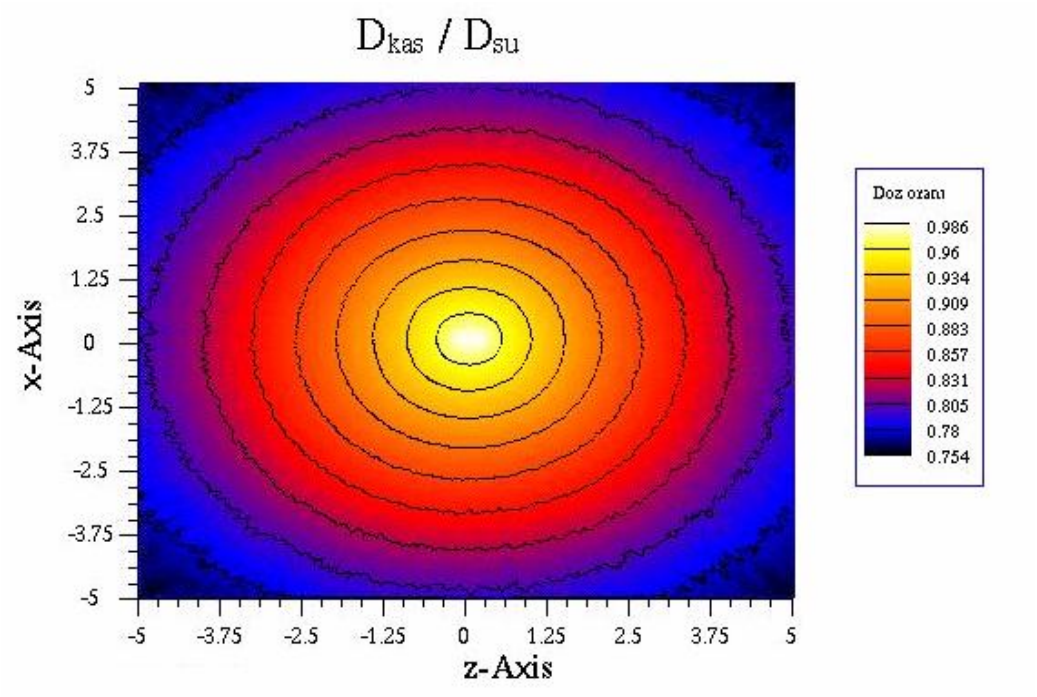
Şekil 3.36. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



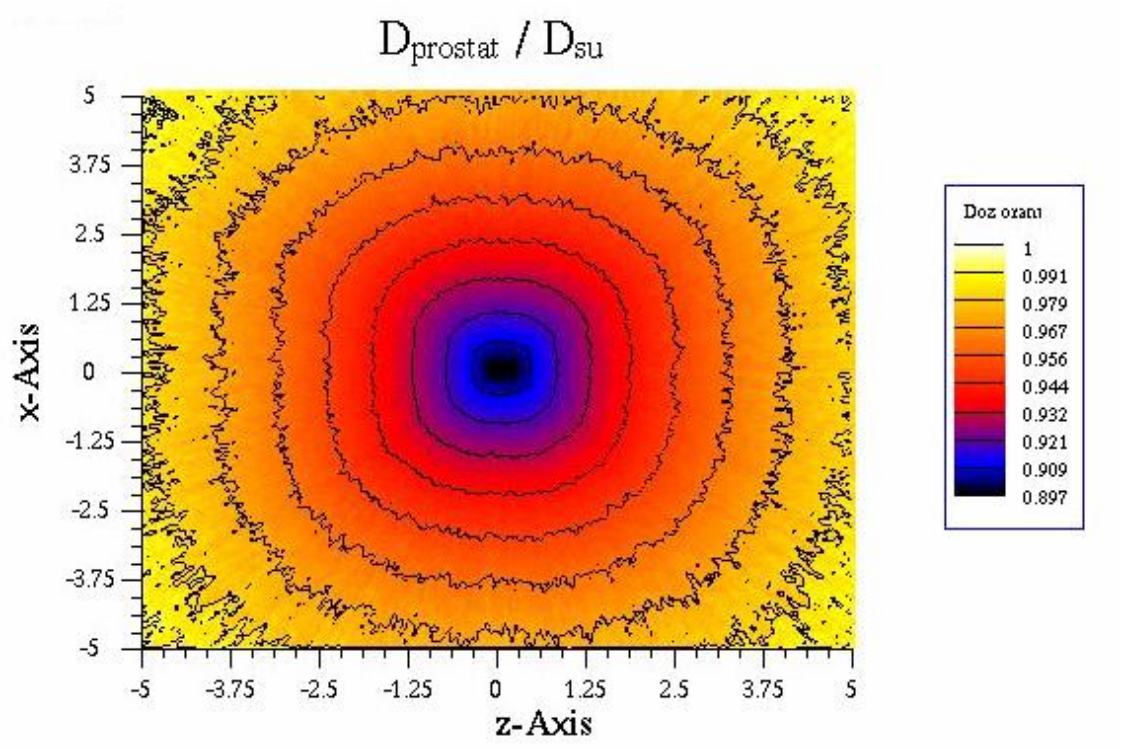
Şekil 3.37. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



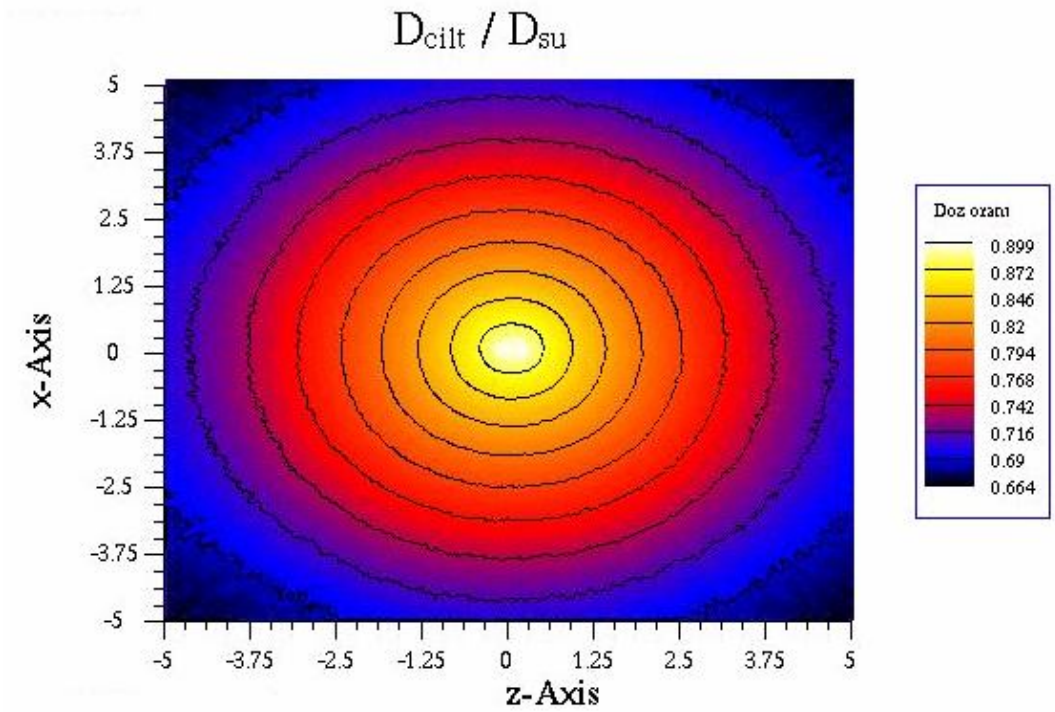
Şekil 3.38. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



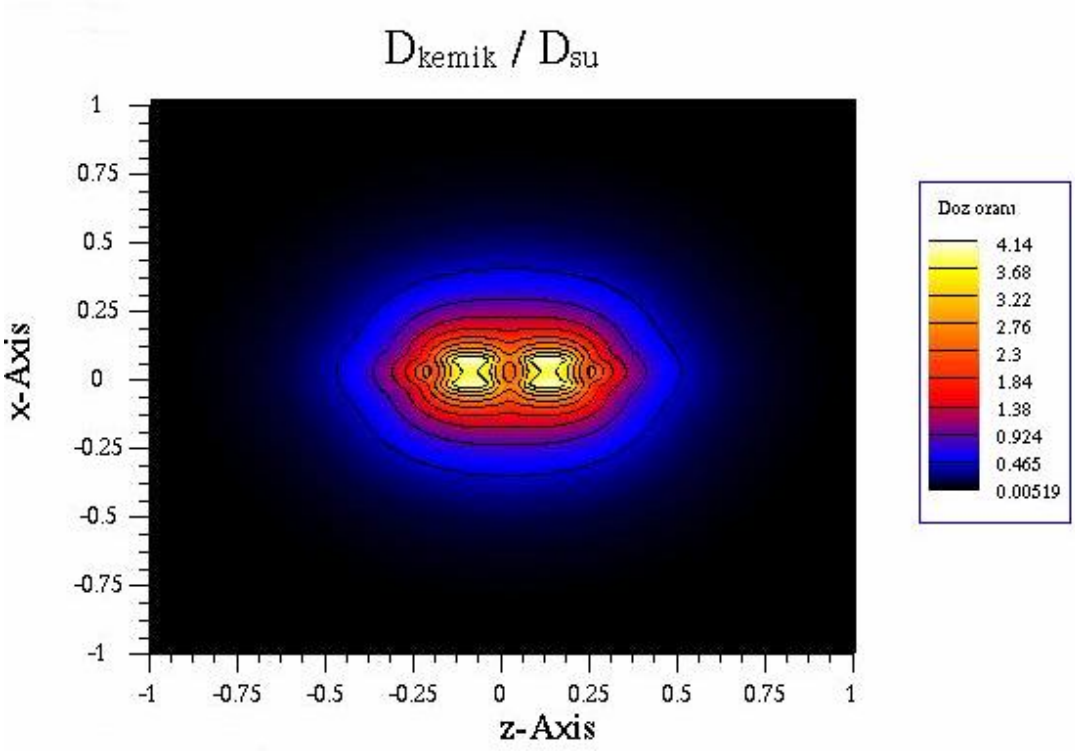
Şekil 3.39. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



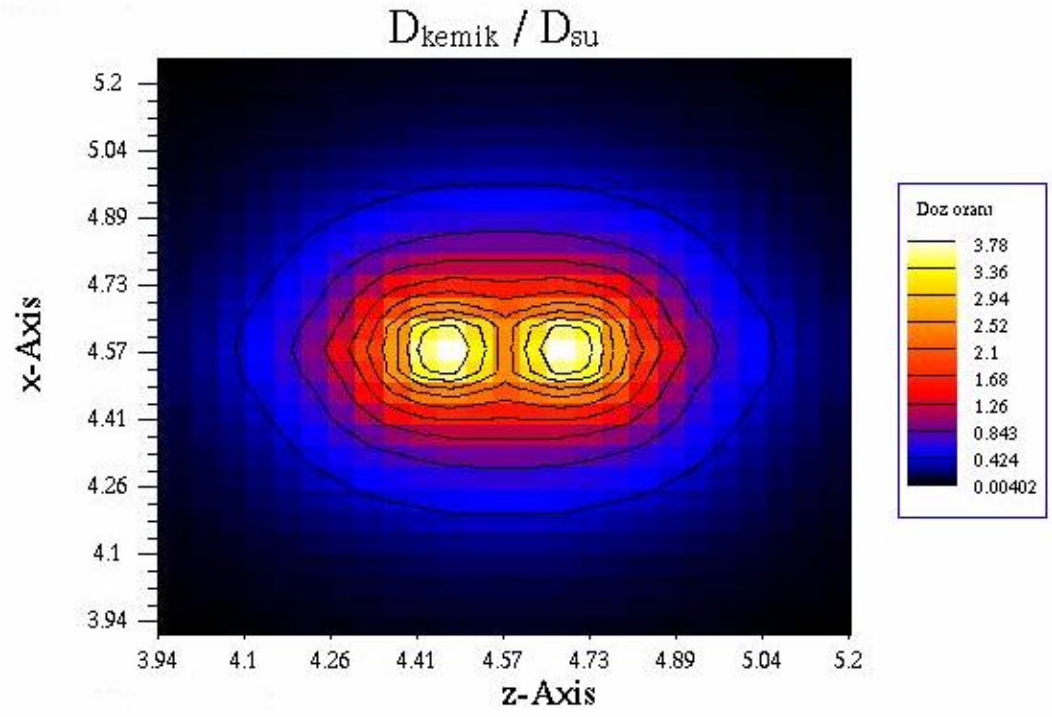
Şekil 3.40. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



Şekil 3.41. -5 cm ile 5 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



Şekil 3.42. -1 cm ile 1 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni



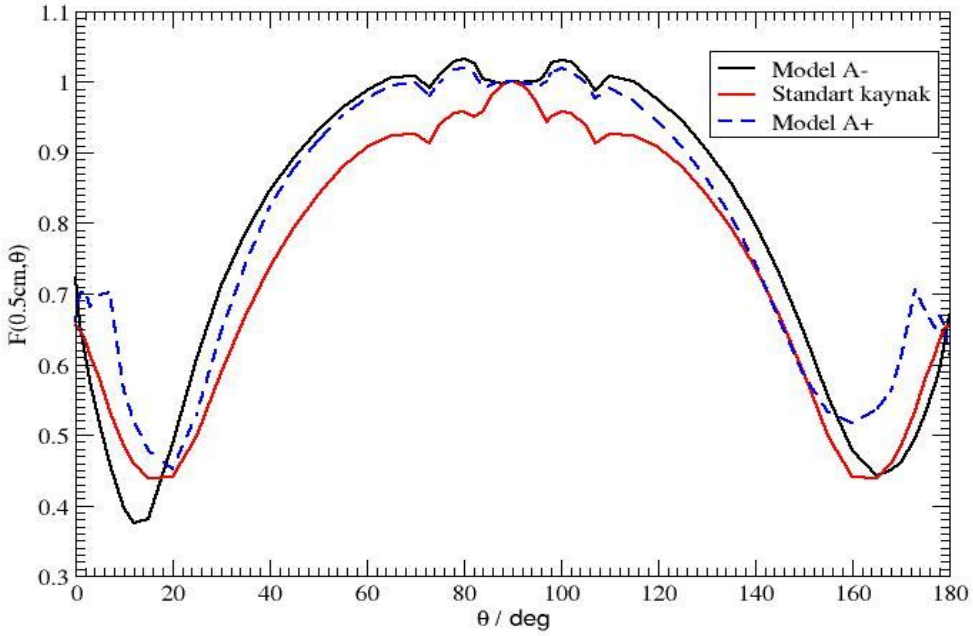
Şekil 3.43. 3.94 cm ile 5.2 cm aralığında izodoz eğrilerini gösteren doz deseni

Bu çalışmada, hem Amersham OncoSeed, 6711 ^{125}I hem de TheraSeed, 200 ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynakları için prostat, kemik, beyin, kas, kalp, akciğer, karaciğer, cilt, böbrek ve göz dokularında ve suda hesaplanan doz değerlerinin oranları hesaplanırken silindir şeklinde kaynak, merkezde Z ekseni boyunca uzanmaktadır. Burada, Amersham OncoSeed, 6711 ^{125}I ve TheraSeed, 200 ^{103}Pd radyoaktif tohum kaynakları için -5 cm ile 5 cm arasında doz değerlerinin, tüm dokular içerisinde beklendiği gibi daha düşük olduğu ve merkezden başlayarak r mesafesi arttıkça doz oranlarının azaldığı açıkça görülmektedir.

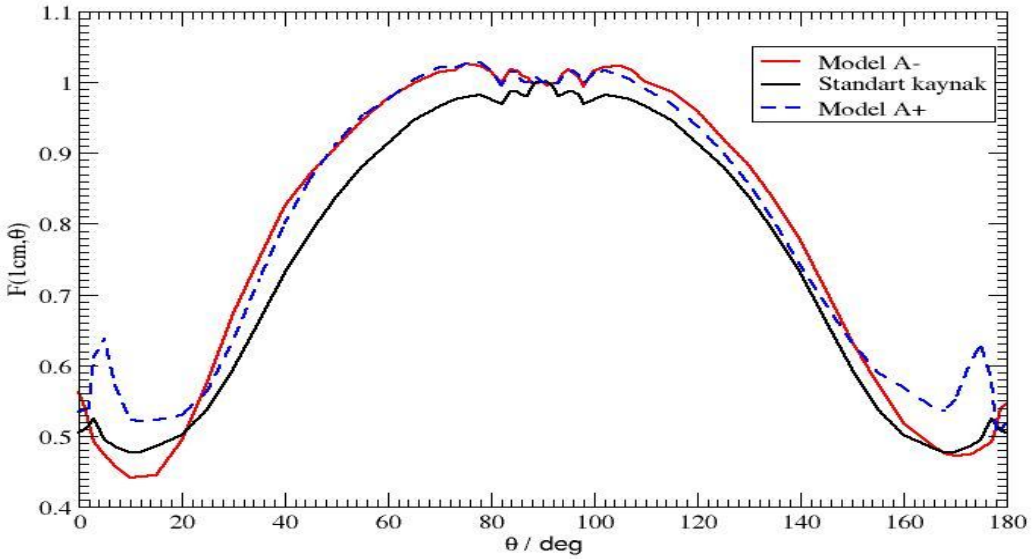
Özellikle, brakiterapide dokuların farklı yoğunlukları ve boyutları göz önüne alındığında sadece kaynağın hassas biçimde modellenmesinin, doz hesabının daha hassas yapılması için yeterli olamayabilir. Kaynak modellenmesinin yanı sıra dokuların boyutları ve yoğunluklarının da hesaba katılmasının, hesaplanacak olan doz hesabını etkileyeceğini söyleyebiliriz.

Bu çalışmanın amaçlarından bir tanesi, fotoelektrik tesir kesitinin Z^4 ile orantılı olması efektif Z değerindeki küçük değişikliklerin foton etkileşimleri üzerinde büyük değişiklikler yapabileceği dolayısıyla efektif Z değerinin, dokuda soğurulan dozu doğrudan etkilediğinden dolayı hassas bir şekilde hesaplanmasını gerektirir.

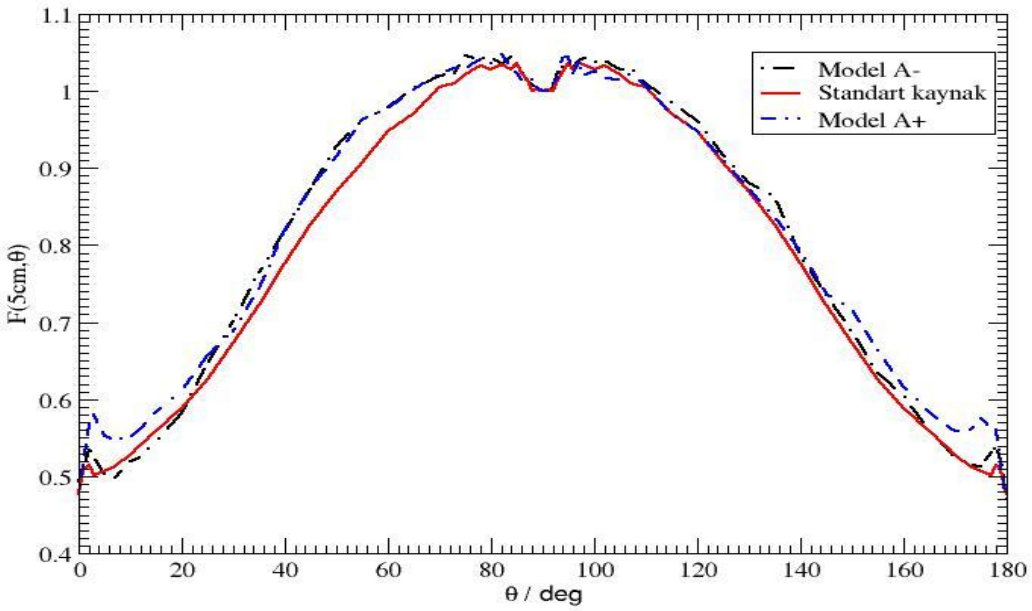
Radyoterapi tedavi yöntemlerinden biri olan brakiterapide kullanılan tohum kaynaklarının içerisinde bulunan radyoaktif maddeyle kaplı parçalar, kaynak kapsülü içerisinde hareket edebilirler. Bu çalışmada, brakiterapi tedavisinde kullanılan tohum kaynakların içindeki hareketli parcacıklardan dolayı kaynak etrafındaki doz dağılımında ne kadar bir değişme olduğu hesaplandı. Şekil 3.44, Şekil 3.45, Şekil 3.46 ve Şekil 3.47 de standart kaynak ile Model A+ ve Model A – için su ortamlarında elde edilen anizotropy fonksiyonları ve radyal doz fonksiyonları gösterildi.



Şekil 3.44. Standart kaynak, Model A + ve Model A - için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri

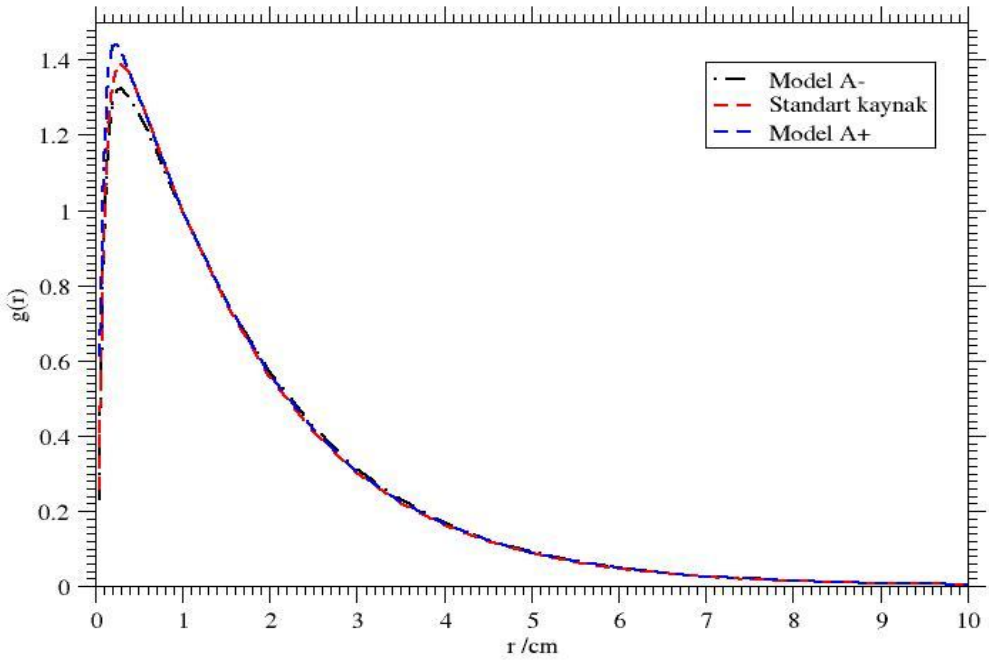


Şekil 3.45. Standart kaynak, Model A + ve Model A - için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri



Şekil 3.46. Standart kaynak, Model A + ve Model A - için hesaplanan anizotropy fonksiyon değerleri

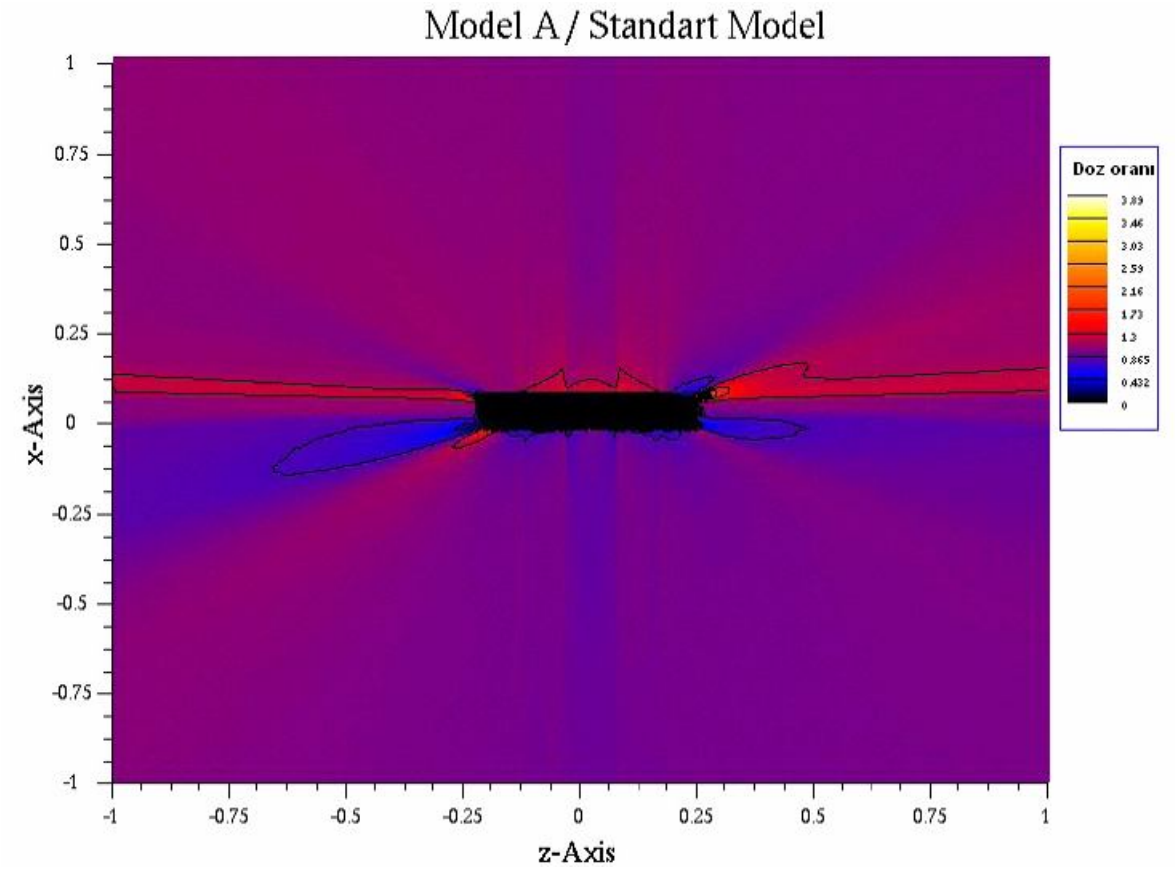
Anisotropi fonksiyonlar standart ve modifiye kaynaklar için kıyaslandığında (Şekil 3.45, Şekil 3.46 ve Şekil 3.47) g(r) fonksiyonuna benzer sapmaların olduğu görülmektedir. Standart kaynak kartezyen koordinatlarda x, y, z eksenlerine göre simetrik olduğundan önceki çalışmalarda bu kaynak için hesaplamalar 0-90 derece açısal alanda yapıldı. Modifiye kaynaklarda bu simetriler korunmamaktadır. Bu nedenle bu çalışmada, TheraSeed 200 kaynağı için anisotropy fonksiyonlar 0-180 derece lik açısal bölgede gerçekleştirildi. Ortalama 30-150 derecelik açısal bölge için 0.5, 1 ve 5 cm uzaklıklarda modifiye kaynağa ait anisotropy fonksiyon değerleri standart kaynağa göre daya büyüktür. 80-100 derece arasında ise modifiye kaynağın ve standart kaynağın fonksiyon profilleri çakışmaktadır.



Şekil 3.47. Standart kaynak, Model A + ve Model A - için hesaplanan radyal doz fonksiyon değerleri

0-1cm radyal aralıkta standart kaynak ile modifiye kaynak Model A+ (kaynak z ekseninin üst kısmı) ve Model A – (kaynak z ekseninin alt kısmı) dikkate alındığında radyal doz fonksiyonunun noktasal değerleri standart kaynağın verileri ile kıyaslandığında önemli farklılıklar gözlenmektedir. Özellikle fonksiyon eğrisinin tepe noktasında standart kaynağa ait verilerden sapma miktarları en büyük değerlerini almaktadır (Şekil 3.48).1 cm den sonra sapmalar belirgin bir şekilde azalmaktadır.

TheraSeed, 200 ^{103}Pd standart kaynak ile modifiye olarak oluşturulan Model A kaynağı için su ortamında hesaplanan doz değerlerinin oranları, merkezinde kaynağın yer aldığı bir düzlem üzerinde iki boyutlu doz deseni Şekil 3.48 da gösterildi.



Şekil 3.48. -1 cm ile 1 cm aralığında hesaplanan doz değerlerinin oranları gösteren doz deseni

Sonuç olarak bu çalışmanın amacı vücut içerisine yerleştirilen tohum kaynaklarının içinde bulunan radyoaktif madde kaplı oynar parçaların yerçekimi doğrultusunda olası yer değiştirmelerinden kaynak etrafındaki doz dağılımını etkilenmektedir. Günümüzde doz hesaplamalarında kullanılan standart kaynak modeli, bu etkilerin hiç birisini içermez. Bu nedenle hesaplanan doz değerleri ile hastaya verilen gerçek doz değerleri arasında önemli farklılıklar olabilmektedir. Bu nedenle kaynağın etrafındaki doz dağılımının çok iyi bir şekilde bilinmesi gerekir.

KAYNAKLAR

Berger, M. J., and Hubbell, J. H. XCOM: Photon cross sections on a personal computer, Report No. NBSIR87–3597, NIST, Gaithersburg, MD 20899, 1987

Camgöz, B., Düşük Doz Hızlı (I-125, Pd-103) Brakiterapi Kaynaklarının Geometrisindeki Değişikliklerinin Doz Dağılımına Etkisinin EGSnrc Monte Carlo Kodu kullanılarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, Mart-2008.

Dolan, J., Li, Z., and Williamson, J. F., "Monte Carlo and experimental dosimetry of an ^{125}I brachytheraphy seed," Med. Phys. 33:4675-4684, 2006

Faiz M. K. 1984, The Physics of Radiation Therapy. (çeviren Y. PAK Radyasyon Onkolojisi Temel Bilgiler Kitabı Bölüm V - Radyasyon Onkolojisinde Radyoterapi Fiziği) Gülhane Askeri Tıp Akademisi).

Kawrakow and D.W.O. Rogers, NRCC Report PIRS-701, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada, 2003

Kawrakow, I. ve Rogers, D.W.O., "The EGSnrc Code System: Monte CArlo Simulation of Electron and Photon Transport", NRCC Report PIRS-701,Canada, 23-94, 2006

Mayles, P., Nahum, A., and Rosenwald, J.C., ''Handbook of Radiotheraphy Physics", 2007 by Taylor & Francis Group, LLC Handbook of Radiotheraphy Physics, 1141-1181, 2007

Nath, R., Anderson, L.L., Luxton, G., Weaver, K.A., Williamson, J.F, Meigooni, A.S., Dosimetry of interstial brachytheraphy sources: Recommendations of the aapm Radiation Therapy Committee Task Group No.43, Med. Phys., 22(2), 209-234, 1995

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

Report 46 (ICRU, 1992)

Spiers, W., “Effective atomic number and energy absorption in tissues”, British Journal of Radiology, 19, 52-63, 1946

Storm, E., and Israel, H. I., “Photon Cross Section from 1keV to 100 MeV for Elements Z=1 to Z=100,” At. Data Nucl Dta Tables, 7, 565

Sego, Z., Master tezi , Carleton Universty, August,2004

Taylor, R.E.P. Yegin, G., and Rogers, D.W.O, Med. Phys. 34:445-447, 2007

Taylor, M. L. *et al*, "Electron Interaction with Gel Dosimeters: Effective Atomic Numbers for Collisional, Radiative and Total Interaction Processes", Radiation Research, 171, 123-126, 2009

Thomadsen, Bruce R, Williamson, Jeffrey F, Ali S, Meigooni, and Rivard, Mark J. Anniversary Paper : Past and current issue , and trends in brachytherapy physics september 2008

Thamson, R.M, Taylor, R.E.P, and Rogers, D.W.O, Monte Carlo dosimetry for I125 and Pd103 eye plague brachytherapy 13 novamber 2008

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

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Serhat ARAS
Doğum Yeri : ARDAHAN
Doğum Tarihi : 29.08.1985

EĞİTİMİ

Lise : Fatih Lisesi, DİYARBAKIR 1999-2002
Lisans : Fizik, 2004-2008
Celal Bayar Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Manisa