

CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**¹⁹²Ir BRAKİTERAPİ KAYNAKLARININ DOZ DEĞERLERİNİN ORTAM GEOMETRİSİNE
BAĞLILIĞININ MONTE CARLO YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İlker ÇAKAR

Anabilim Dalı : Fizik

Programı : Nükleer Fizik

MANİSA – 2007

CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**¹⁹²Ir BRAKİTERAPİ KAYNAKLARININ DOZ DEĞERLERİNİN ORTAM GEOMETRİSİNE
BAĞLILIĞININ MONTE CARLO YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İlker ÇAKAR

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 11 Temmuz 2007

Tezin Savunulduğu Tarih : 31 Ağustos 2007

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Gültekin YEĞİN

Diğer Jüri Üyeleri : Doç. Dr. F. Serap EREEŞ

Yrd. Doç. Dr. Müslim SAÇ

MANİSA – 2007

Bölüm No	İÇİNDEKİLER	Sayfa No
	İçindekiler	I
	Şekil Listesi	II
	Çizelge Listesi	IV
	Teşekkür	V
	Özet	VI
1.	GİRİŞ	1
1.1.	Radyoaktivitenin Tıpta Kullanımı	1
1.2.	Radyoterapi	2
1.2.1.	Harici (External) radyoterapi	3
1.2.2.	Dahili (Internal) radyoterapi	3
1.3.	İtrakaviter Brakiterapi	4
1.4.	İnterstisyel Brakiterapi	4
1.5.	¹⁹² Ir ' nin Kullanım Tarihçesi	4
2.	MONTE CARLO TEKNİĞİ	7
2.1.	Giriş	7
2.2.	EGS KOD SİSTEMİ	7
2.2.1.	EGS 'den Önce	8
3.	EGS_mg ÇOKLU GEOMETRİ PAKETİ	11
3.1.	Çoklu geometri yöntemi	11
3.2	EGSnrc kod sisteminde simüle edilen foton etkileşimleri	12
3.2.1.	Fotoelektrik Olay	12
3.2.2.	Compton Olayı	13
3.2.2.	Çift Oluşum	14
3.3.	Radyasyon Alanlarının Tanımlanması	14
3.3.1.	Akı	15
3.3.2.	Akı Hızı	15
3.3.3	Enerji Akısı	16
3.3.4	Enerji Akı Hızı	16
3.4	Doz Hesaplama Yöntemi	17
3.4.1.	Hava Kerma Gücü S_k	18
3.4.2	Doz Hızı Sabiti Λ	18
3.4.3.	Geometri Faktörü $G(r,\theta)$	18
3.4.4.	Radyal Doz Fonksiyonu $g(r)$	18
3.4.5.	Anizotropi Fonksiyonu $F(r,\theta)$	19
4.	MATERYAL VE METOD	19
5.	SONUÇ	19
6.	KAYNAKLAR	39

Şekil No	ŞEKİL LİSTESİ	Sayfa No
1.1.	Ir-192'nin, kararlı Pt-192'ye bozunum diyagramı	5
1.2	Ir-192'nin, kararlı Os-192'ye bozunum diyagramı	6
1.3.	Microselectron HDR. Boyu 0.45 mm ve çapı 0.09 mm dir. Çelik içerisine yerleştirilmiş iridyum silindirden oluşmaktadır	6
2.1	EGSnrc kod sisteminin çalışma prensibini gösteren akış diyagramı	9
2.2.	EGSnrc programında foton transferini gösteren akış diyagramı.	10
3.1.	Compton Saçılması	20
3.2.	Küresel S yüzeyi üzerinden geçen radyasyonun bir P noktası radyasyon alanında tanımlanması.	15
3.3.	Brakiterapi dozimetre hesaplarında kullanılan koordinat sistemi	17
5.1.	10 cm kenar uzunluğuna sahip kübik su fantomu için elde edilen sonuçların izodoz eğrileri	20
5.2.	20 cm kenar uzunluğuna sahip kübik su fantomu için elde edilen sonuçların izodoz eğrileri	21
5.3.	30 cm kenar uzunluğuna sahip kübik su fantomu için elde edilen sonuçların izodoz eğrileri	22
5.4.	50 cm kenar uzunluğuna sahip kübik su fantomu için elde edilen sonuçların izodoz eğrileri	23
5.5.	20 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=1\text{ cm}$ $\theta=90$)	24
5.6.	20 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=2\text{ cm}$ $\theta=90$)	25
5.7.	20 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=3\text{ cm}$ $\theta=90$)	26
5.8.	20 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=4\text{ cm}$ $\theta=90$)	27
5.9.	20 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=5\text{ cm}$ $\theta=90$)	28
5.10	30 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=1\text{ cm}$ $\theta=90$)	29
5.11	30 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=2\text{ cm}$ $\theta=90$)	30
5.12.	30 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=3\text{ cm}$ $\theta=90$)	31
5.13.	30 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=4\text{ cm}$ $\theta=90$)	32
5.14.	30 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=5\text{ cm}$ $\theta=90$)	33
5.15.	50 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=1\text{ cm}$ $\theta=90$)	34
5.16.	50 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=2\text{ cm}$ $\theta=90$)	35
5.17.	50 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=3\text{ cm}$ $\theta=90$)	36
5.18.	50 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=4\text{ cm}$ $\theta=90$)	37
5.19.	50 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenı üzerindeki doz oranı ($r=5\text{ cm}$ $\theta=90$)	38

**ÇİZELGE
NO**

ÇİZELGE LİSTESİ

**SAYFA
NO**
4

1.1 Brakiterapide kullanılan bazı izotoplar

TEŞEKKÜR

Eđitim s¼recimin bu b¼l¼m¼nde yeni bilgiler edinmemi, çalıŐmalar yapmamı sağlayan ve bu tezin belirlenmesinden sonuçlanmasına kadar olan uzun s¼rete her zaman bana yardımcı olan danıŐmanım Yrd. Doç. Dr. G¼ltekin Yeğin'e, B¼l¼m BaŐkanımız Prof.Dr. Nurdođan Can'a, B¼l¼m BaŐkan Yardımcımız Doç. Dr. Tahsin BABACAN'a , tezimin her aŐamasında bana yardımcı olan Prof. Dr. Cevdet MERİÇ' e yardımlarını benden esirgemeyen Mehmet AYWACIKLI'ya ve aileme teŐekk¼r ederim.

ÖZET

Bu çalışmada, ¹⁹²Ir kaynağının, brakiterapi uygulamalarında kullanılmakta olan modeli, kenar uzunlukları 10 cm, 20 cm, 30 cm ve 50 cm'lik kübik su fantomlarının merkezlerine ayrı ayrı yerleştirilerek, her bir durumda kaynağı çevreleyen ortamda, değişik noktalardaki doz değerleri hesaplanarak, değişen fantom boyutlarının her hangi bir noktadaki doz değerini ne kadar etkilediği belilendi.

Hesaplanana doz değerleri, kaynağı çevreleyen fantomun çoklu geometri tekniği kullanarak modellenmesi ve bu geometrideki fotonların Monte Carlo tekniği kullanılarak izlenmesi yoluyla hesaplandı. Bu hesapları gerçekleştirebilmek için, EGSnrc Monte Carlo kod sistemi kullanıldı.

Anahtar Kelimeler: ¹⁹²Ir, Brakiterapi, Multi Geometri tekniği, EGSnrc, Monte Carlo

ABSTRACT

In this study for ^{192}Ir brachytherapy seed source, the influence of phantom dimensions for 10 cm, 20 cm, 30 cm and 50 cm, on dose values were calculated by using a number of cubic water phantoms with variable side lengths. In each calculations the source was positioned at the center of the phantom. For this study one seed model used. Namely Microselectron HDR ^{192}Ir source. Dose values were calculated by using EGSnrc Monte Carlo code.

Keywords: ^{192}Ir , Brachytherapy, Multi Geometry tekniqe, EGSnrc, Monte Carlo

1. GİRİŞ

1896 yılında Fransız fizikçi Henri Becquerel tarafından tesadüfen keşfedilmiş olan radyoaktivite, bir atom çekirdeğinin kendiliğinden bozunarak daha küçük parçalara ayrılması ve bu ayrılma sırasında ortama elektromanyetik ışınlar vermesi olayına denir. Radyoaktif elementler alfa, beta ve gama olmak üzere 3 tip ışınımında bulunurlar.

1.1. Radyoaktivitenin Tıpta Kullanımı:

Gama ve X ışınları canlılar için tehlikeli ışınlar olup tıbbi araç ve gereçlerinin sterilizasyonunda ve tümörleri yok etmek için kullanılmaktadır. İlk defa 1951 yılında Kanada ve İngiltere'de kullanılan ışın (Curie) tedavisi olarak kullanılmıştır. Bu yöntem kanser ve benzeri tümörleri yok etmek için kullanılır. Bu tedavi için en çok kullanılan radyoaktif izotop ^{60}Co gama kaynağıdır.

1895 yılında Alman Wilhelm Konrad Röntgen tarafından keşfedilen X ışınları şu an günümüzde bazı hastalıkların teşhisi için çok büyük kolaylıklar getirmektedir. Günümüzde Röntgen ışınları diye de adlandırdığımız olduğumuz bu ışınlar organlardaki ve kemiklerdeki anormallikleri saptamak için önemli bir yere sahiptir. Örneğin; hastanın bacağı, Bir X ışın kaynağı ile fotoğraf filmi arasına yerleştirilir, X ışınları etten kemiğe göre daha kolay geçebildikleri için fotoğraf filminde kemik bir gölge gibi iz bırakacaktır. Yine benzer şekilde verem teşhisinde yaygın olarak kullanılan Röntgen filmi de bu mantığa dayanır. Hasta yine X ışını kaynağı ile bir film arasına gereç ve gelen X ışınları fotoğraf kağıdı üzerinde izler bırakır buradan da hastalıklı dokularla normal dokular ayırt edilmiş olur.

1970 yıllarında Godfrey Hounsfield tarafından geliştirilen bilgisayarlı aksel tomografi' de (CAT) hastaya çeşitli yönlerde ve açılarda verilen X ışınlarının vücuttan geçtikçe şiddetinin azalması prensibine dayanır. Bu sayede bilgisayar hastanın vücuduna verilen X ışını ile hafifleyen şiddetteki X ışınlarına göre vücudun iç kısmını görüntülemeye yardımcı olur. Bu yöntemle organların birbirinden ayırmak ve aynı organ içindeki farklı yapıların (tümör gibi) saptanması sağlanabilir.

Daha sonraları keşfedilen Nükleer Manyetik Rezonans (NMR) ise atom çekirdeklerinin manyetik özelliklerini kullanıma prensibine dayanır. Bu yöntemde yüksek manyetik alan altında bulunan hastaya x ışınları yerine radyo dalgaları verilir. İnsan vücudunda farklı dokular farklı yapılar olduğu için doğal olarak farklı atomlar vardır ve bu atomların her biri farklı frekanslarda radyo dalgaları soğuracağından bilgisayar bu farklardan yararlanılarak vücudun iç görüntüsünü verir.

Günümüzde ise teknolojinin ilerlemesi ile birlikte teşhis için PET Scan (Positron –Emision Tomografi) yöntemi geliştirildi. Bu yöntemde ise hastaya az bir miktarda ^{11}C izotopu içeren glikoz verilir ve daha sonra glikoz ile beyine giden ^{11}C izotopunun yapmış olduğu gama ışınları bilgisayar sayesinde incelenerek beyindeki anormallikler teşhis edilebilir.

Bilindiği gibi radyoaktif ışınlar insan vücudunda direkt canlı hücrelere etki ederler ve başta kanser olmak üzere bir çok genetik hastalığa sebep olurlar. Ve bu genetik hastalıklar nesiller boyu etkilerini gösterebilir bu yüzden radyoaktif elementler ve radyasyon çok insanlar için çok tehlikeli olmuştur. Ancak radyasyon, belirli bir dozla ve belirli şartlar altında uygulandığında ise insanlar için zararlı değil tam tersine kanser gibi hastalıkların iyileşmesi için yarar sağlamıştır.

1.2 Radyoterapi

Dokular ve hücreler için zararlı olan radyasyon belirli planlamalar ve ayarlamalar yapıldığı takdirde insan sağlığı için yararlı olabilmektedir. Özellikle kanserli hastaların tedavisinde büyük başarılar elde edilmiştir. Radyasyon tedavisi bazı hastalarda tek başına bazı hastalarda diğer tedavilerle (kemoterapi, ilaç tedavi) ile birlikte uygulanmaktadır. Radyasyon tedavisine radyoterapi, ışın tedavisi, kobalt tedavisi yada şua tedavisi de denilmektedir. Radyoterapide ışınlar ya hastadaki kanserli hücrelerin üzerlerine direk olarak gönderilir yada bir cerrahi müdahale ile önceden kanserli bölgelerin azaltılması yada alınması sonucunda geriye kalan daha küçük hastalıklı bölgelere ışın gönderme suretiyle yapılabilir. Bu iki durumdan hangisinin uygulanacağı kanserli bölgenin büyüklüğü, hastanın sağlık durumu, hastanın yaşı, kanserin cinsi, kanserin yerleşim yeri ve kanserin hangi aşamada seyrettiği gibi çeşitli faktörlere bağlı olup göre doktorların incelemesine göre kişiden kişiye farklılık gösterebilir. Örneğin; iki prostat kanseri hastasının tedavi yöntemlerinin birbirinden farklı olabilir.

Bunun dışında radyoterapi kütatif radyoterapi ve palyatif radyoterapi olmak üzere iki şekilde hastalara uygulanabilir. Palyatif tedavi ilerlemiş kanser türlerinde, kanserli dokuların hastanın her yerine yayılmış atık tedavinin olanaksız olduğu durumlarda hastanın yaşam kalitesini arttırmak, kanserli hücrelerin neden olduğu basıncı, ağrıyı, acıyı azaltmak veya kanamalı ise bunu kesmek için uygulanabilir. Kütatif tedavi ise hastalığın tedavisinin mümkün olduğu durumlarda yapılan tedavi şeklidir.

Radyoterapi diğer tedavi şekillerine göre daha az yan etkisi olan bir tedavi şeklidir. Radyoterapide, kemoterapide görülen mide bulantısı ve kusma, saç dökülmesi, yorgunluk gibi etkiler görülmemektedir. Bununla beraber radyoterapinin yan etkileri olmadığını söyleyemez. Radyoterapide görülen en büyük yan etkiler tedavinin uygulandığı bölgede yanma ve kızarma özellikle karın bölgesinden yapılan radyoterapide bulantı ve kusma ancak bunlar kısa süreli olup tedavi kesildiği an geçmektedir.

Radyoterapi yüksek enerjili ışınları kanserli hücrelere vererek onların yok edilmesini sağlamaktır. Radyoterapi günümüzde kanser tedavisinde en önemli tedavi şekillerinden biridir. Daha eski yıllarda radyoterapi kanser tedavisinde son çare olarak görülürdü bunun nedeni radyasyonun

kanser hücreler üzerindeki etkilerinin tam olarak bilinmemesi ve radyoterapinin insan üzerindeki etkilerini tam olarak incelemektir. Ancak günümüzde bu böyle değildir. Radyoterapideki temel amaç hastalıklı dokuya öyle bir doz vermek ki verilen bu doz kanserli hücreyi yok etsin ve etrafındaki sağlam dokulara zarar vermesin günümüz teknolojisinde bu artık mümkündür. Yapılan tedavi planlamaları sonunda büyük başarılar elde edilmiştir. Bu tedavi ile kanserli hücrelerin gelişimi durdurulabilir, yavaşlatılabilir ve hatta yok edilebiliyor.

Bilindiği gibi kanserli hücreler sağlam hücrelere göre daha hızlı bir büyüme hızına sahiptirler ve bu hücrelerde kendilerini onarım mekanizmaları yoktur, radyoterapide kanser hücrelerinin yanında sağlam hücrelerinde zarar gördüğünü söylemiştik bu yüzden tedavinin tek seansta değil de bölünmüş seanslar halinde yapılması halinde kanser hücrelerinde olmayıp sağlam hücrelerde olan kendini yenileme mekanizması tedavinin bölünmüş seanslar arasındaki zamanlarda kendilerini onarırlar ve hastalar zarar görmezler.

Radyoterapi yapılış itibarıyla harici (external) radyoterapi ve dahili (internal) radyoterapi olmak üzere iki şekilde uygulanır.

1.2.1. Harici (External) radyoterapi

Lineer Accelerator (LINAC) veya ⁶⁰Co gibi cihazlarla hastaya dışardan harici yöntemlerle radyonun verildiği tedavi şeklidir. Tedavi planlaması çok önemli olup önce hastaya planlaması yapılarak hangi bölgelere ne kadar dozda radyasyon verileceği kararlaştırılır, daha sonra hasta bir simülasyon cihazına sokulur ve burada tedavi alanı görüntülenerek özel bir boya ile işaretlenir. Tedavide sürekli aynı bölgeye aynı dozu vermek önemlidir. Tedavi kanserin türüne, evresine ve hastanın sağlık durumuna bağlı olarak 1 günden 8 haftaya göre değişebilir. Ayrıca tedavi her zaman planlandığı gibi sabit bir bölgeye sabit dozu vererek bitirilmez daha sonradan bölgenin değiştirilmesi dozun değiştirilmesi gibi sağlam dokuları korumak için önlemler alınabilir.

1.2.2. Dahili (Internal) radyoterapi

Diğer tedavi şekline göre yakından tedavi demektir. Kanserli bölgelere uygulanacak dozun yeterli olmadığı ve dozun arttırılmak istendiği durumlarda uygulanan tedavi şeklidir. Brakiterapi, kanserli hücreleri yok edici olan ışınları bir kaynak içinde (seed), direk kanserli organın içine yada vücut boşluklarına yerleştirmek suretiyle yapılan tedavi şeklidir. Radyasyonla kanser tedavilerinde asıl amacın kanserli hücreleri yok ederken, sağlam hücrelere minimal düzeyde radyasyon vermek olduğunu söylemiştik. Brakiterapi yönteminde radyasyon miktarı kaynaktan uzaklaştıkça doz miktarı ciddi miktarda düştüğü için istediğimiz gibi yalnızca kanserli bölgeye ışın vermek mümkündür. Vücut boşluklarına (İntrakaviter) ve doku içine (İnterstisyel) brakiterapi olmak üzere ikiye ayrılır.

Brakiterapi 1898'de radyumun (Ra) bulunmasından kısa bir süre sonra kanser tedavisinde kullanılmaya başlamıştır. Jinekolojik kanserlerin tedavisinde ilk kez Doderlein 1903'de inoperabl uterus kanseri tedavisinde radyumu kullanmıştır. 1909'da Finzi ilk radyum tüplü jinekolojik uygulamayı

İngiltere'de gerçekleştirmiştir. Sonraki yıllarda pek çok interstisyel ve intrakaviter uygulama yöntemleri gelişmiş ve 1930' lu yıllarda Manchester ekolü egemen olmuştur.1954'de Henschke interstisyel brakiterapide yapay radyoizotopları ilk kez kullanmıştır. Böylelikle kaynak boyutları küçülmüş ve sonradan yükleme (afterloading) tedaviye girmiştir. Takibeden yıllarda (1955-75) Paris sistemi, 1975 de bilgisayarlı dozimetri, 1980'li yıllarda ise uzaktan kumandalı sonradan yüklemeli aygıtların gelişmesi söz konusudur.

1.3. İtrakaviter Brakiterapi

Radyoaktif kaynakların özel cihazlar yardımıyla yada cerrahi müdahalelerle vücut içindeki doğal boşluklara yerleştirilerek yapılır. En çok kullanıldığı yer vajina kanseri olup, en çok ^{192}Ir ve ^{137}Cs elementleri kullanılır.

1.4. Interstisyel Brakiterapi

Bu tedavi şekli ise kaynakların kanserli dokuyu çevreleyen bölgelere yerleştirilmesiyle yapılır. Daha çok meme, dudak, ağız kanserlerinde uygulanır.

Tablo 1: Brakiterapide kullanılan bazı izotoplar

İzotop	Yarı-ömür	Enerji (MeV)
Kaliforniyum 252 (Cf 252)	2.65 yıl	2.3 (nötron)
Radyum (Ra 226)	1620 yıl	0.19-2.43
Sezyum (Cs 137)	30 yıl	0.66
İridyum (Ir 192)	74 gün	0.30-0.61
Altın (Au 198)	2.7 gün	0.41-1.09
İyot (I 125)	60 gün	0.027-0.035
Kobalt (Co 60)	5.27 yıl	1.17-1.33

1.5. ^{192}Ir ' nin Kullanım Tarihçesi

1985 yılında Kneschaurek ve Lidner, iyonizasyon odası ^{192}Ir kaynağının dik eksen boyunca 2 – 10 cm mesafede uzaklığın fonksiyonu olarak hesaplamışlardır.(1)

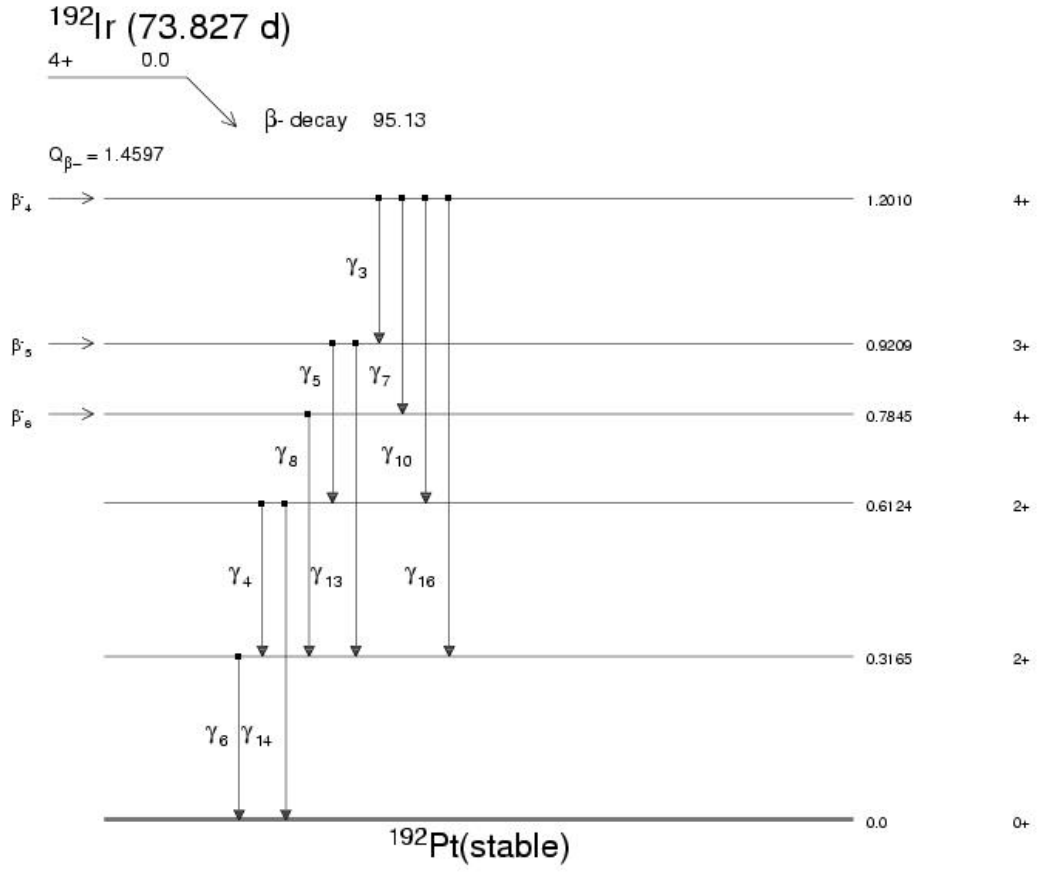
1995 yılında Amerikan Fizikçiler Birliğinin Radyasyon terapi topluluğu (AAPM), interstital brakiterapi kaynakları için 43 No'lu bir Görev Grubu oluşturulmuştur. Brakiterapi kaynaklarını dozimetrik karekteristiklerinin belirlenmesinde bu formalizm kullanılmaktadır.

2000 yılında ise R. Capote, E.Mainegro ve E.Pópez LDR ^{192}Ir interstiyel brakiterapi kaynaklar için seedin ve seedi çevreleyen koruyu etrafındaki doz değerlerini EGS4 Monte Carlo kodu kullanarak bulmuşlardır.(2)

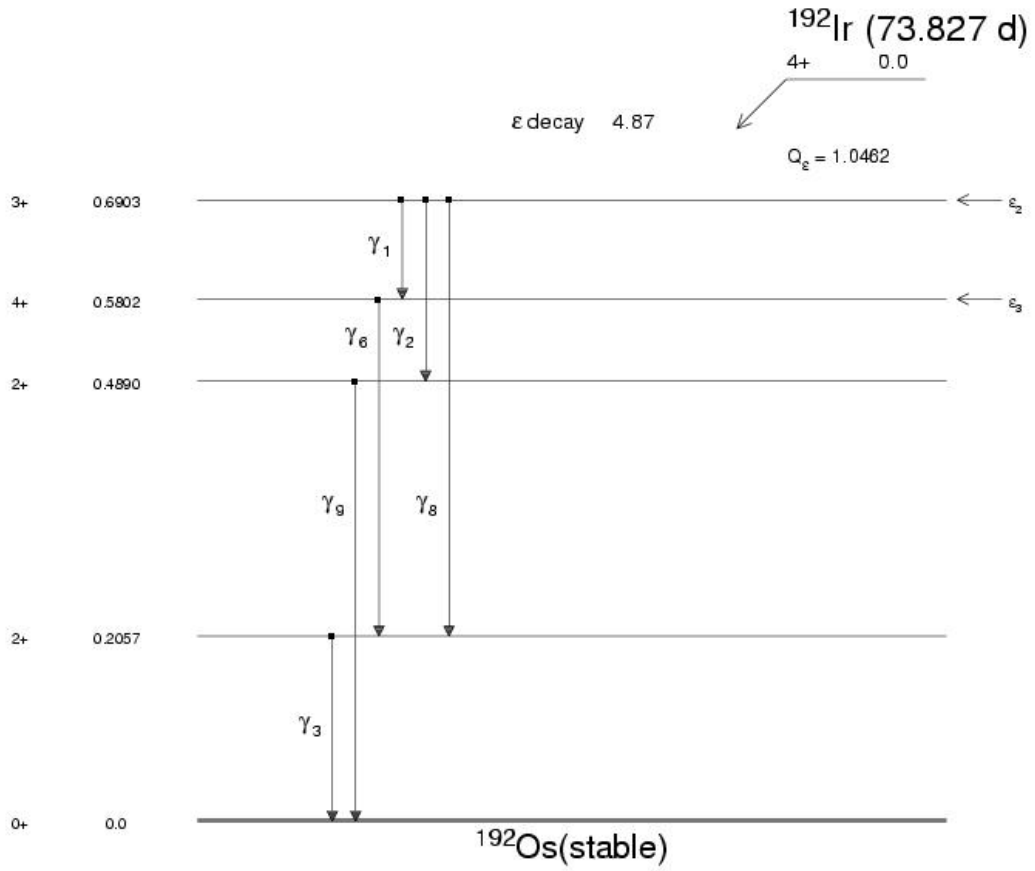
2003 Yılında Sacred Sağlık Servisi ve Cincinnati Üniversitesinden bir grup bilim adamı kemik içi intersitiyel brakiterapi yöntemindeki doz dağılımlarını ^{192}Ir , ^{195}I ve ^{103}Pd için hesaplamışlar ve bulunan sonuçlar AAPM'in verileriyle paralel çıkmıştır.

2005 yılına gelindiğinde ise R. Muller HDR ^{192}Ir brakiterapi kaynağı için doz oran sabiti,anizotropi fonksiyonu, radyal doz fonksiyonunu TLD ölçümleri yaparak bulunan sonuçların Monte Carlo hesaplamalarıyla uyum içinde olduğunu göstermişlerdir. (3)

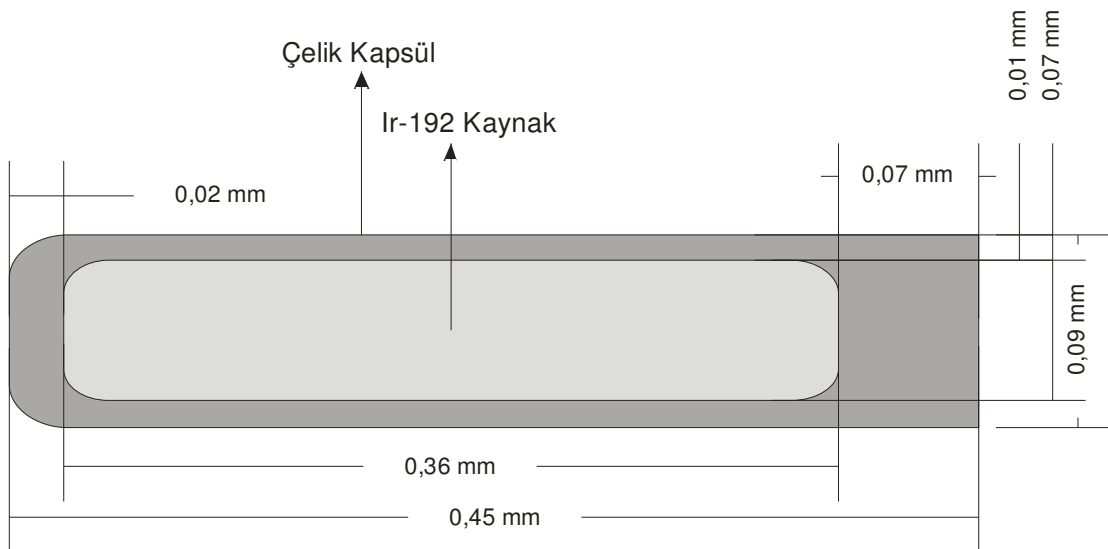
2006 yılında Brazilya'da bir grup bilim adamı PENOLPE Monte Carlo kodu ve deneysel yöntemler kullanarak ^{192}Ir HDR için yeni bir su fantomu tasarlamışlardır.



Şekil 1.1. Ir-192'nin, kararlı Pt-192'ye bozunum diyagramı (<http://www.nndc.bnl.gov>).



Şekil 1.2. Ir-192'nin, kararlı Os-192'ye bozunum diyagramı (<http://www.nndc.bnl.gov>).



Şekil 1.3. Microselectron HDR. Boyu 0.45 mm ve çapı 0.09 mm dir. Çelik içerisine yerleştirilmiş iridyum silindirden oluşmaktadır (Yeğin, 2002).

BÖLÜM 2 MONTE CARLO TEKNİĞİ

2.1 GİRİŞ

Bilindiği gibi fotonların madde ile etkileşimleri temel olarak Compton olayı, fotoelektrik olay, çift oluşum şeklindedir. Günümüzde bu olayları teorik olarak çok iyi bilmemize rağmen bir ortama gönderilen fotonu adım adım izlemek çok zor ve zahmetli bir iştir. Bunun nedeni elektronların madde ile etkileşimleri sonucunda birincil ve ikincil elektronların oluşması, fotonların ise madde ile etkileşmesi sonucunda hem elektron hem de pozitron oluşturup rastgele saçılmasıdır.

Şöyle ki kumar kenti Monte Carlo'daki kumar makinelerinde rastgele sayıların kullanılması gibi fotonların ve elektronların madde ile etkileşimini simüle edecek olan programın, rasgele elektron ya da foton üreterek, fotonun ya da elektronun ortamdaki madde ile etkileşimini hesaplamaktadır. Bu hesaplama için ortamın özellikleri ve koordinat bilgilerini tam olarak vermelidir. Bu nedendir ki bu tekniğe Monte Carlo tekniği adı verilir.

Monte Carlo simülasyon yönteminde kullanıcı tarafından yazılmış program sayesinde istenilen noktadan, istenilen enerjide ve istenilen sayıda foton ortama gönderilir ve daha sonra bu gönderilen foton yada fotonların belirli bir yolu aldıktan sonra ortama girerek madde ile etkileşmesi ve bu etkileşimden ortaya çıkan birincil ve ikincil parçacıklarda izlenir bu süreç kullanıcının istediği sürede devam eder.

Eğer günümüzde böyle bir yola başvurulmasaydı yani fotonun madde ile etkileşimini bilgisayar ortamında simüle edilmeseydi, fotonun madde ile etkileşimlerini anlamak daha uzun sürer ve istenilen sayıda ve istenilen enerjideki fotonları daha detaylı bir şekilde inceleyemezdik.

Monte Carlo simülasyonunda girilen foton sayısı ne kadar çok olursa simülasyon süreside o kadar uzar. Bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişmelerle beraber bu sürede daha az olmakla beraber maliyetler düşmekte ve bunlara paralel olarak geliştirilen yine kod sistemleri ile Radyoterapi fiziği sürekli gelişmektedir.

2.2. EGS KOD SİSTEMİ

EGS kod sistemi (Elektron Gama Sağanağı) fotonların ve elektronların taşınması için Monte Carlo simülasyonunu kullanan bir bilgisayar programıdır. Fotonların ve elektronların taşınması için kullanılan dört genel kod sisteminden birisidir (EGS, PENELOPE, ITS ve MCNP). 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. İlerleyen yıllarda yapılan çalışmalarla EGS kod sistemi 10 KeV ile 50 Mev arasındaki düşük enerjilerde çalışabilen ve tıbbi uygulamalarda kullanılan bir programa dönüştürülmüştür.

EGS kod sisteminde, simülasyon için yapılandırılmış bir takım alt programlar kullanıcının kendi geometrisini yazmasına ve temel temel EGS kodlarına dokunmadan rutinleri değiştirmesine olanak sağlayacak şekildedir.

Program temelde iki kısımdan meydana gelir. EGS standart kod sistemi ve kullanıcı tarafından yazılan USER kod bölümüdür. EGS standart kod kısmı ancak kullanıcının yazdığı kod kısmı ile birlikte çalışır.

2.2.1. EGSnrc

EGSnrc Monte Carlo Kodu EGS kod sisteminin son versiyonudur. EGSnrc'de bir önceki versiyonundan çok farklı yenilikler gelmektedir. EGSnrc simülasyonunda, çift oluşum, Compton saçılması, Rayleigh saçılması, fotoelektrik olay, atomik relaksasyon sonucunda atomun K, L ve M kabuklarından yayılan flüresans elektronları etkileşimleri fotonlar için simüle edilebilirler.

EGSnrc Monte Carlo kodunda fotonların, elektronların ve pozitronların hareketleri herhangi bir element, bileşik veya karışım ortamında simüle edilebilir.

Fotonlar ve yüklü parçacıkların hareketleri EGSnrc Monte Carlo kodunda, rastgele adımlarla gerçekleştirilebilir.

Simülasyona gönderilen fotonların enerjileri 1 keV'den birkaç GeV'e kadar değişebilmektedir. Yani program bu enerji aralığındaki fotonları simüle edebilir.

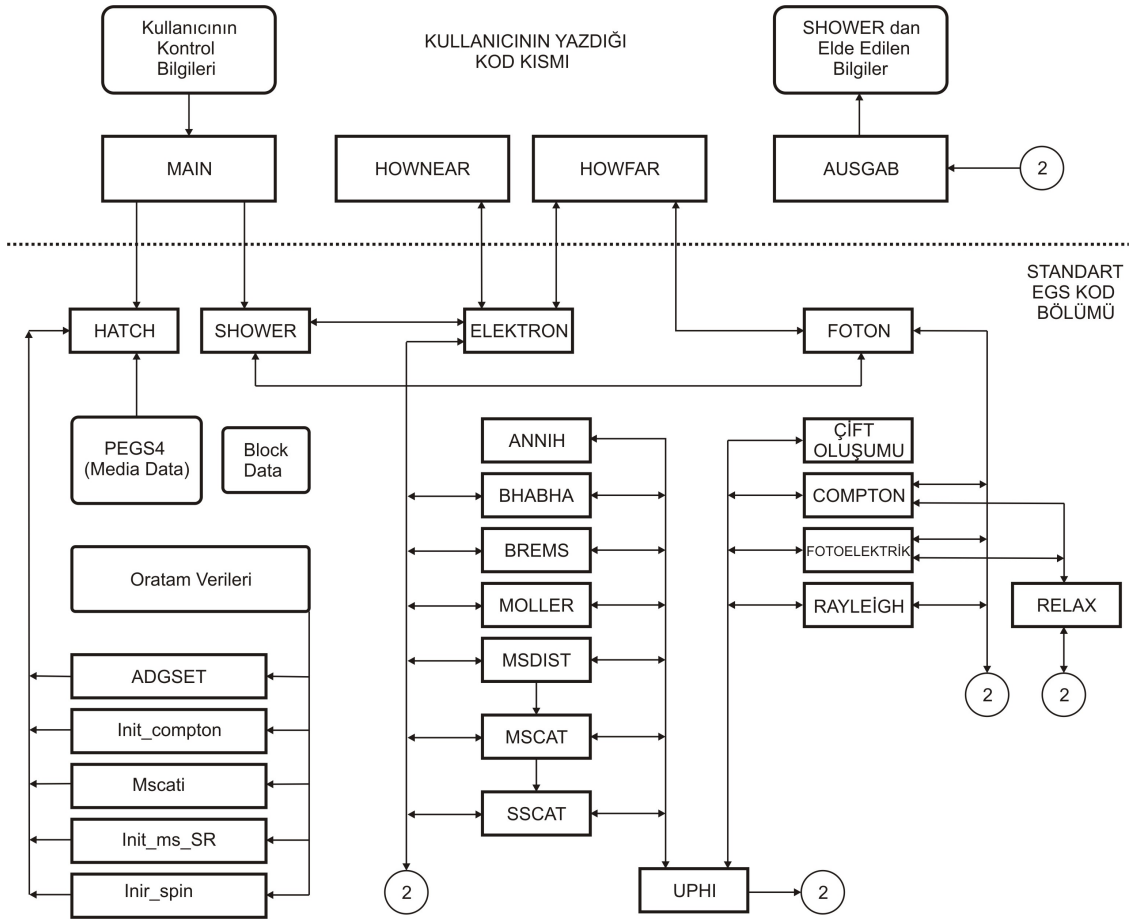
EGSnrc kodunda mevcut olan PEGS4 veri hazırlama programı ortam materyaline ait bilgileri ve farklı etkileşme türleri için tesir kesit değerlerini içerir. PEGS4, 12 alt program ve 85 fonksiyondan oluşan bağımsız bir veri işleme programıdır.

EGSnrc standart bir kullanıcı ara yüzüne ve altprogramlar paketleri olarak tanımlanabilir. Bu standart ara yüz sayesinde kullanıcıların alt programları bilmeden programı kolayca kullanmaları sağlanır.

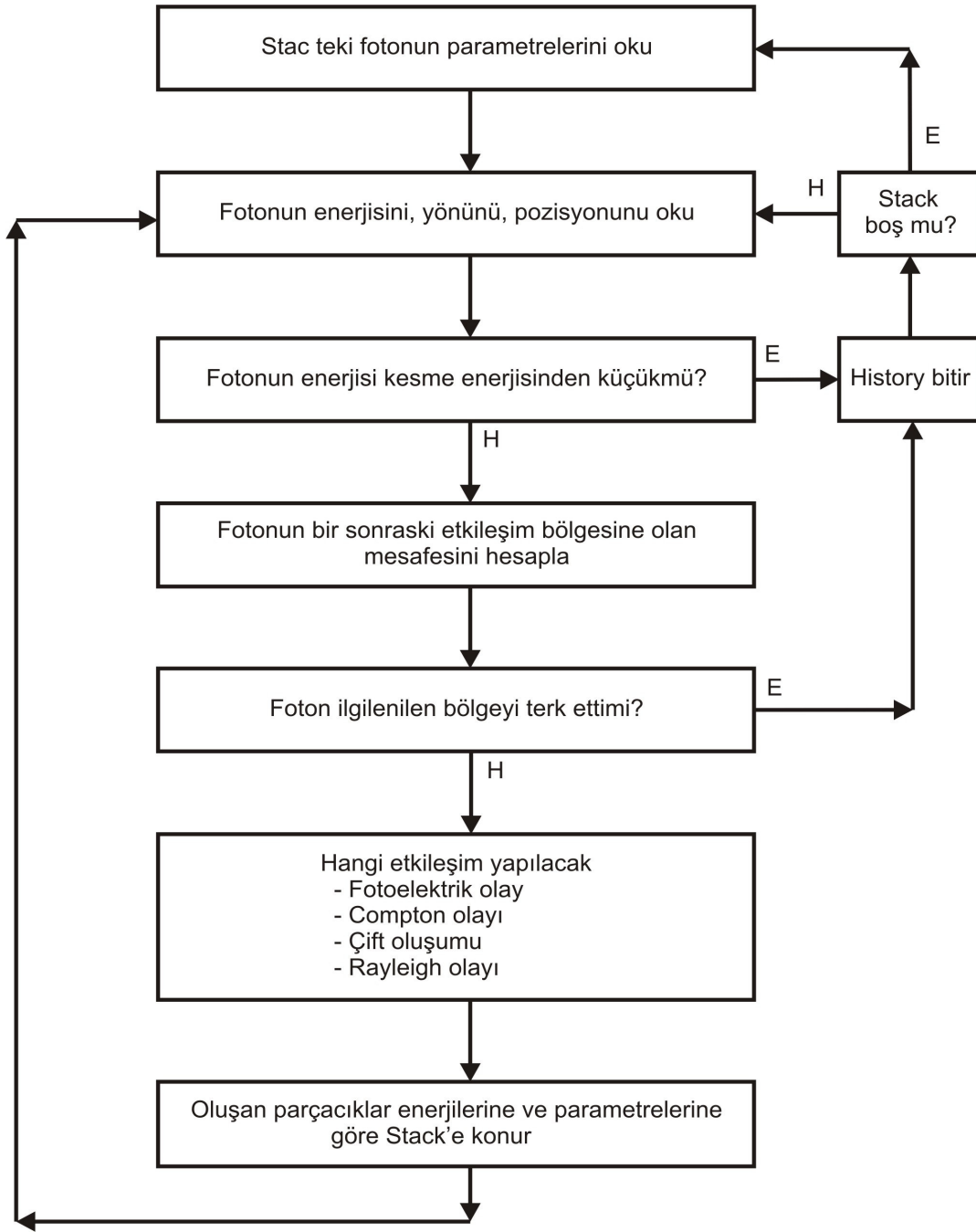
HOWFAR adındaki kullanıcıların yazdığı alt program ortamın geometrisini belirlemede kullanılır.

AUSGAB ise, simülasyonun sonuçlarını elde eden ve hesaplayan altprogramdır. Kullanıcılar AUSGAB rutininden çıkan sonuçları değerlendirirler. (Kawrakow and Rogers,2003)

EGSnrc kod sisteminin çalışma prensibi aşağıdaki akış şemasında verilmiştir.



Şekil 2.1 EGSnrc kod sisteminin çalışma prensibini gösteren akış diyagramı.(Ayyıldız,2005)



Şekil 2.2 EGSnrc programında foton transferini gösteren akış diyagramı.(Ayyıldız,2005)

BÖLÜM 3. EGS_mg ÇOKLU GEOMETRİ PAKETİ

EGS_mg, EGS kod sistemi için geometri paketi içerisine Yrd. Doç. Dr. Gültekin tarafından hazırlanarak yerleştirilmiş ve çoklu geometri tekniğini kullanarak geometrileri modellemeye yarayan bir yöntem paketidir.

Monte Carlo yöntemiyle parçacık transportu, son yıllarda özellikle medikal fizik uygulamalarında oldukça popüler hale geldiğini önceki bölümlerde belirtmiştik. Bunun en önemli sebebi, kompleks problemlerde (hedef hacmi tanımlayan bölümlerin sayısı arttıkça) Monte Carlo yoluyla yapılan çözümlerin analitik yöntemlere göre daha iyi sonuç vermesidir. Buna karşın problemin kompleksliği arttıkça sistemi tanımlayan geometrinin modellenmesi de zorlaşmakta hatta bir çok durumda imkansız hale gelmektedir. Bu nedenle kompleks geometrilerin modellenmesini kolaylaştıracak bir yönteme büyük ihtiyaç vardır. Bu çalışmanın amacı, karmaşık geometrilerin bilgisayarda modellenmesini kolaylaştıracak bir yöntem geliştirmek ve bu yöntemi, yüksek enerji fiziği ve medikal fizik problemlerinde çok kullanılan EGS kod sistemine uygulamaktır (G.Yeğin 2001).

3.1. Çoklu Geometri Yöntemi

Çoklu geometri yönteminde, modellenecek geometri, her biri ayrı uzaylarda bulunan birden fazla konfigürasyon kullanılarak tanımlanır. Taşınacak parçacığın her bir uzayda aynı anda birer konumunun bulunduğu farz edilir. Böylece parçacık her uzayda birbirinden bağımsız ve eş zamanlı olarak taşınabilir. Çoklu geometri yöntemde karşılaşılan ilk problem, aynı uzay bölgesine -her biri farklı bir konfigürasyona ait birden fazla bölgenin karşılık gelmesidir. Kullanıcı her bir bölge için farklı özellikler (örneğin ortam materyali) belirlemiş olabilir. Bununla birlikte kullanıcı, bu özelliklerden sadece birisini parçacık transportu hesaplamalarında kullanabilecektir. Bu problemi çözebilmek için, her bölgeye bir öncelik numarası vererek hangi bölgeye ait parametrelerin parçacık transportu hesaplamalarında kullanılacağını belirlenmelidir. Parçacığın bulunduğu konumu içine alan bölgeler içerisinde öncelikler sıralandığında değeri en yüksek olan bölgeye ait parametreler parçacık transportunda kullanılabilir. Böylece parçacık sadece en yüksek öncelikli bölgeler üzerinden taşınmış olur. En yüksek öncelikli bölgeyi, diğer bölgelerden ayırt edebilmek için bu bölgeyi "gerçek" parçacığın bulunduğu noktayı içine alan diğer bölgeleri ise "sanal" olarak adlandırılmıştır. İkinci problem, parçacığın yolu boyunca adım hesaplamaları sırasında karşımıza çıkar. Çoklu geometri yöntemi parçacığın her bir konfigürasyonda aynı anda taşınmasını gerektirir. Bunu sağlayabilmek için parçacığın yolu üzerindeki bir adımı, her bir konfigürasyondaki içerisinde kendisine en yakın yüzeye olan mesafeden daha küçük veya ona eşit olmalıdır. Adım boyunun uygun değerini bulabil-mek için kullanıcı bu mesafeyi önce her bir konfigürasyonda parçacığın yolu üzerindeki kendisine en yakın yüzeye göre ayrı ayrı hesaplamalı ve bu mesafelerden en küçüğünü gerçek adım boyu olarak atmalıdır. Çoklu geometri yöntemi, EGS kod sisteminde aşağıdaki şekilde uygulanabilir. g_i herhangi bir konfigürasyonu temsil etsin, $i=1,2,3,\dots,N$ burada N , konfigürasyonların toplam sayısıdır. $r_j(i)$ ve $p_j(i)$ sırasıyla bölgelerin ve bu bölgelerin önceliklerinin numaraları olsun. $j= 1,2,3,\dots,M_i$ burada M_i i 'nci konfigürasyondaki bölgelerin toplam sayısıdır. l gerçek bölgenin yer aldığı gerçek

konfigürasyonun numarası olsun. $v(i)$ gerçek ve sanal bölgelerin numaralarını, $t(i)$ parçacığın yolu boyunca her bir konfigürasyondaki en yakın yüzeylere olan mesafe değerlerini ve $n(i)$ parçacığın her bir konfigürasyon için en yakın yüzeye çarpması halinde içine gireceği yeni bölgenin numarasını tutsun. Ana programda;

1. $v(i)$ ve l değişkenleri taşınacak parçacığın özelliklerinin tutulduğu STACK, tablosuna eklenir.
2. Her bir bölge $rj(i)$ 'ye bir öncelik değeri $pj(i)$ atanır.
3. Parçacığın başlangıç koordinatlarına göre gerçek ve sanal bölgelerin ilk değerleri atanır. HOWFAR algoritmasında;
4. Her gi için $t(i)$ ve $n(i)$ hesaplanır.
5. $t(i)$ değerlerinin en küçüğü olan $tmin$ belirlenir.
6. $tmin$ değeri adım boyu değerini tutan USTEP değişkenine atanır.
7. Eğer parçacık herhangi bir konfigürasyonda yüzeye çarparsa, o konfigürasyondaki bölge numarası güncellenir. ($v(i) = n(i)$).
8. $v(i)$ içerisinde en yüksek öncelikli bölge belirlenerek EGS bölge numarası değişkeni IR'ye atanır.
9. Gerçek konfigürasyon numarası l değişkenine atanır. Yukarıda verilen algoritma kullanılarak EGS kod sistemi değiştirildi ve çoklu geometri yöntemini kullanabilen yeni kod EGS-MG olarak adlandırılmıştır (G.Yeğin 2001).

Monte Carlo hesaplamalarının en büyük eksikliği, hesaplama sürelerinin oldukça uzun olmasıdır. Herhangi bir geometrideki bölgelerin sayısı hesaplama süresini oldukça fazla etkilemektedir. Bu nedenle, hesaplamalarda çoklu geometri yönteminin kullanımı geometride bulunan sanal bölgeler nedeniyle bir miktar uzayacaktır (G.Yeğin 2001).

Çoklu geometri yöntemi sabit geometrideki bir sisteme, sistemin geometrisinde hiçbir değişiklik yapmadan herhangi bir nesneyi herhangi bir pozisyonda yerleştirmemize olanak sağlar. Bunu yapabilmek için kullanıcının yapması gereken tek şey, nesnenin geometrisini ayrı bir konfigürasyon olarak tanımlayıp bu konfigürasyondaki bölgeleri en yüksek öncelik numarasıyla numaralandırmaktır. Çoklu geometri yönteminin bu özelliği bize herhangi bir sisteme ait parçaları önceden ayrı ayrı modelleyerek herhangi bir problem için bunların bazılarını veya tamamını herhangi bir kombinasyonda bir araya getirip, sistemin geometrisini modellememize olanak sağlar (G.Yeğin 2001).

3.2. EGSnrc kod sisteminde simüle edilen foton etkileşimleri

3.2.1. Fotoelektrik Olay

X ışını oluşturmanın tersi gibi görülebilen fotoelektrik olay havası boşaltılmış bir ortam içinde bulunan bir metale bir ışık gönderilirse eğer gelen ışığın frekansı yeterince yüksek ise metalden elektronlar yayımlanır. bu yayımlanan elektronlara fotoelektron ve bu olayda fotoelektrik olay adı verilir.

Elektronların geçişini daha kolaylaştırmak için havası boşaltılmış bir ortamda değişken bir üretece bağlı iki elektrot vardır. yüzeyine ışık düşen plaka anot görevi görür. ışık tüpe girince plaka

elektron yayar ve oluşan bazı elektronların enerjileri negatif kutup olduğu halde katoda ulaşmaya yeterlidir. bu ölçülen akıma eşittir. bazı oluşan elektronlar içinse küçük bir potansiyel fark sayesinde toplayıcı çubuğa ulaşır ve akım oluşmuş olur.

Işığın elektromanyetik dalgalardan oluştuğunun yersi yönde bir sonuç ortaya koyan fotoelektrik olay ışığın parçacık karakterini ispatlamaktadır.

Fotoelektrik olayın varlığı şaşırtıcı değildir. nihayet, ışık dalgaları enerji taşır ve metal tarafından soğurulan enerjinin bir kısmı tek tek elektronların üstünde yoğunlaşarak onların kinetik enerjisi olarak ortaya çıkar.

1905'de Einstein ışığın enerjisinin dalga cepleri halinde yayıldığını düşünülürse fotoelektrik olayın anlaşılabilirliğini gördü.

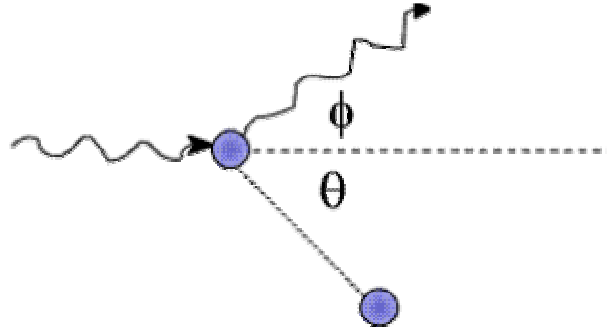
Fotoelektrik olayın oluşması yani elektronların kopartılması için ışığın belirli bir frekansta olması gerektiğini söylemiştik yani ışığın bir elektronu metal yüzeyinden kopartılması için gerekli bir en küçük ϕ enerji olmalıdır aksi halde metalden sürekli elektronlar dökülür. Bu enerjiye koparma enerjisi denir.

3.2.2. Compton Olayı

Einstein 1919'da E enerjili bir fotonun tek bir yönde gittiği ve E/c yani $h \cdot \nu / c$ 'ye eşit bir momentum taşıdığı sonucuna vardı.

Arthur Holly Compton X ışını ve elektron salınımını enerji ve momentum korunumuna göre açıklanabileceğini gösterdi.

Compton grafit elektronlar X ışınları göndererek, fotonla elektronun çarpışmasını inceledi ve fotonun (ışığın) elektronla çarpıştırarak saçılmasına Compton Olayı demiştir.



Şekil 3.1. Compton Saçılması

Şekil 2'de bir fotonun durgun bir elektronla çarpışması gösterilmiştir. Gelen foton durgun bir elektronla çarpışır ve hem elektron hem foton ilk durumlarından farklı bir durumda yollarına devam ederler. Enerji korunumuna göre çarpışmadan önceki fotonun ve elektronun toplam enerjileri çarpışmadan sonraki fotonun ve elektronun toplam enerjilerine eşittir. Momentum enerjinin tersine, hem yön hem de mutlak değer içeren vektörel bir büyüklük olup çarpışma sonrasında birbirine dik iki yönde yatay ve dikey yönlerde) korunmalıdır.

İlk kez Compton tarafından gözlenen ve denklemin belirttiği olay Compton olayı diye bilinir ve ışınının kuantum kuramını destekleyen önemli bir delil teşkil eder.

3.2.3. Çift Oluşum

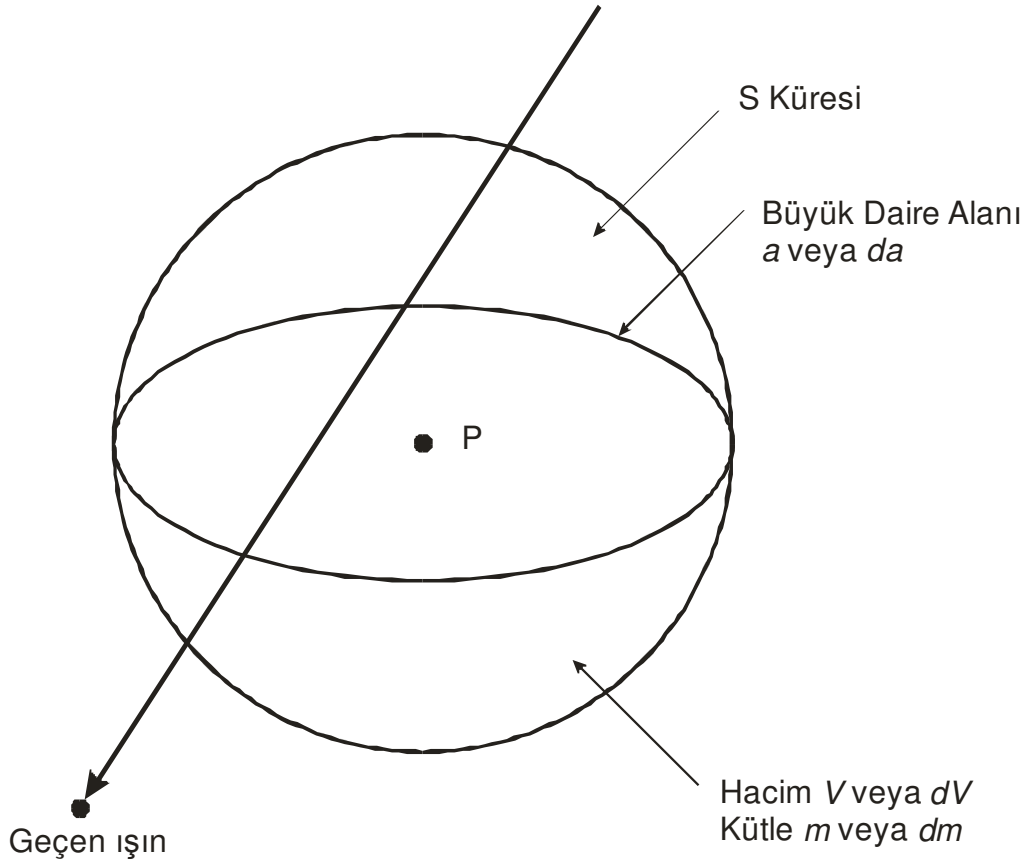
Bir foton elektron ile çarpışma sırasında enerjisinin tümünü bir elektrona (fotoelektrik olay) ya da sadece bir kısmını (compton olayı) verebilir ve aynı zamanda bir elektron ve bir pozitrona dönüşme ihtimali de vardır. Yeterli bir enerjide olan fotonun bir pozitrona dönüşmesine çift oluşum denir.

Pozitron (+) yüklü bir elektron olarak tanımlanabilir ve elektronun $E=m_0c^2$ durgun enerjisi 0.511 MeV dir. $0.511 \times 2 = 1.022$ MeV 'lik bir foton enerjisi altındaki fotonlar çift olulum yapamazlar.

Şayet bir foton bir çekirdek alanında çift oluşum yapıyorsa, fotonun enerjisinden arta kalan kısım oluşan elektron ve pozitron çiftinin kinetik enerjisi olur.

3.3. Radyasyon Alanlarının Tanımlanması

Eğer bir radyasyon alanın bir P noktası düşünürsek bu noktadan birim zamanda geçen ışınların sayısı "0" olacaktır. Bunu yerine bir P noktası ve bu noktayı çevreleyen bir hacim düşünmek daha doğru olacaktır. Şekilde böyle bir P noktası ve onu çevreleyen hacim gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Küresel S yüzeyi üzerinden geçen radyasyonun bir P noktası radyasyon alanında tanımlanması.

3.3.1 Akı

Şekil 3.2' e göre, N_e ; belirli bir t_0 başlangıç zamanından t sonlu süre aralığındaki P noktasını saran sonlu küreye giren ışınların beklenen değeri olsun. Eğer P noktasını saran küre d_a ya indirgenirse Φ akı olarak tanımlanır ve değeri N_e 'nin d_a 'ya diferansiyel bölümüdür. Aynı zamanda birim yüzeyden geçen birim parçacık sayısı olarak tanımlayabileceğimiz akı,

$$\Phi = \frac{dN_e}{d_a}$$

Olup. Birimi m^{-2} yada cm^{-2} dir.

3.3.2. Akı Hızı

Eğer herhangi bir t zamanında P noktasın etrafını saran küreye giren parçacık sayısını bulmak istersek akı yoğunluğunu yani akı hızını tanımlayabiliriz.

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dN_c}{d_a} \right)$$

olur. Birimi m^2s^{-1} yada cm^2s^{-1} dir.

3.3.3. Enerji Akısı

En basit alan tanımlayıcı olan enerji akısı, bütün ışınların enerjilerini hesaba dahil eder. Enerji akısı bütün ışınların enerjilerini ayrı ayrı hesaba ekler.

Belirli bir t_0 başlangıç zamanından t sonlu zamanına kadar olan sürede P noktasını saran küre etrafında N_e tarafından toplan enerjinin beklenen değeri R olsun. Eğer P noktasını saran küreyi sınırlı sınırlı d_a 'ya indirgersek enerji akısı;

$$\Psi = \frac{dR}{d_a}$$

olur. Yani R'nin d_a 'ya direfansiye oranıdır. Jm^{-2} yada $ergcm^{-2}$ birimlerindedir.

3.3.4. Enerji Akı Hızı

Eğer herhangi bir t anında küreyi saran d_a hacim bölgesinde, bütün parçacıkların toplam enerjisini belirlenmek istenirse akı hızı tanımlanabilir.

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dR}{d_a} \right)$$

Birimleri $Jm^{-2}s^{-1}$ yada $ergcm^{-2}s^{-1}$, dir.

3.4. Doz Hesaplama Yöntemi:

Hava kerma gücü S_k ilk defa 1987 yılındaki AAPM TG – 32 ' de verilmiştir.

$$S_k = \dot{K}_\delta (d)d^2$$

ile verilip birimi "U" ile sembolize edilir.

1 U = 1 birim hava kerma gücü

$$1 U = 1\mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1}$$

1 U = 1cGycm²h⁻¹ birimindedir.

S_k havakerma gücü, vacum ortamındaki enerjisi δ ' dan büyük fotonların oluşturduğu hava kerma sabiti ile uzaklığın karesinin çarpına eşittir.

3.4.2. Doz Hızı Sabiti Λ

Doz hızı sabiti TG – 43 raporunda suda tanımlanmış olup,

$$\Lambda = \frac{\dot{\theta}^r}{S_k} \text{ ile verilir ve birimi cGyh}^{-1}\text{U}^{-1} \text{ dir.}$$

Doz hızı sabiti, radyonüklide, kaynağın modeline, tasarımına göre bağlı olarak değişir.

3.4.3. Geometri Faktörü $G(r,\theta)$

L kaynak boyu ve $\beta = (\theta_2 - \theta_1)$ olmak üzere, AAPM TG – 43' de

$$G(r, \theta) = \begin{cases} r^{-2} & \text{Nokta Kaynak Yaklaşımında} \\ \frac{\beta}{Lr\sin\theta} & \text{Doğrusal Kaynak Yaklaşımında verilmiştir.} \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \end{cases}$$

Geometri faktörü kaynak ve onu çevreleyen ortamdaki saçılmalardan dolayı oluşan dozu dahil etmeyen yalnızca radyoaktivitenin uzaysal dağılımına bağlı olan doz çarpanıdır.

3.4.4. Radyal Doz Fonksiyonu $g(r)$

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

İle verilen Radyal doz fonksiyonu $g(r)$, ortamdaki fotonların meydana getirdiği absorblanma ve saçılma etkilerini hesaba dahil etmek için kullanılan bir terimdir.

3.4.5. Anizotropi Fonksiyonu $F(r,\theta)$

$$F(r,\theta) = \frac{D(r,\theta)G(r,\theta_0)}{D(r,\theta_0)G(r,\theta)}$$
 ile verilir.

Kaynak etrafında meydana gelen dozun açılara bağlı dağılımını ifade eder.

BÖLÜM 4. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmadaki bütün hesaplamalarda fotolar enerjisi 1keV'in altına ininceye kadar yada fantom geometrisini terk edinceye kadar takip edildi. Rayleigh saçılması, bağlı compton saçılması, fotoelektrik absorpsiyon ve floresan X ışını yayımlanması olayları parçacık etkileşmeleri sırasında simüle edildi. Bu hesaplamalarda elektronlar taşınmayarak enerjilerini oluşturduğu noktada ortama direkman aktardığı kabul edildi.

Bütün hesaplamalar yoğunluğu 0.998 gr/cm³ olan su fantomu içerisinde gerçekleştirildi. (Bu yoğunluk 22 °C 'de bulunan suyun yoğunluğudur.) kaynak ve ortam materyallerine ait foton tesir kesiti değerleri XCOM veri tabanına ait değerler kullanılarak PEGS4 programı yardımı ile hesaplandı. Su için kütle absorpsiyon katsayıları "g" EGSnc kullanıcı kodu kullanılarak hesaplanmıştır.

Ortam ve kaynak geometrieri EGS-mg çoklu geometri paketi kullanılarak modellendi. EGS-mg çoklu geometri paketi ile birlikte var olan EGS-mg veri tabanı kullanılarak kaynak ve fotonlar veri tabanında tanımlandı. Her bir hesaplamada kaynak kübik fantomun merkezine gelecek şekilde yerleştirildi ve hesaplamalar buna göre yapıldı.

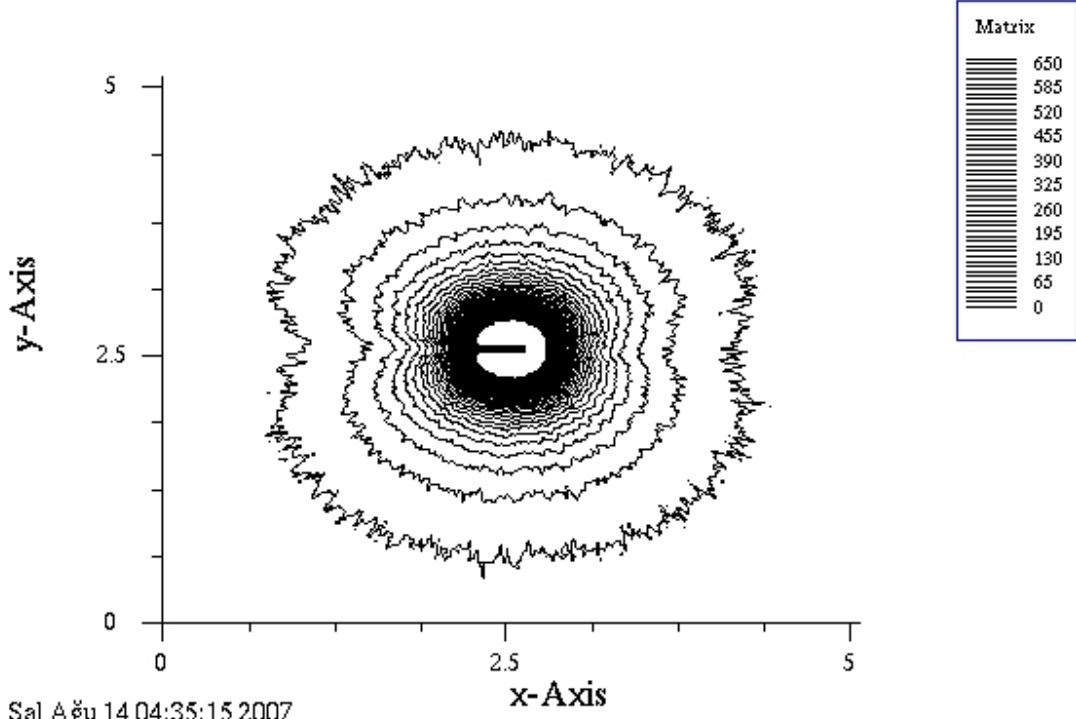
BÖLÜM 5. SONUÇLAR

Brakiterapi'de kullanılan Ir-192 kaynakların farklı fantom boyutları göz önüne alınarak doz oranları EGS-NRC kod sisteminde multigeometri (MG) paketi kullanılarak hesaplanmıştır. İlk olarak Ir-192 kaynak 10cm³, 20 cm³, 30 cm³ ve 50 cm³ lük fantom ortamına yerleştirilerek yapılan hesaplamalarla izodoz grafikleri çizilmiştir.

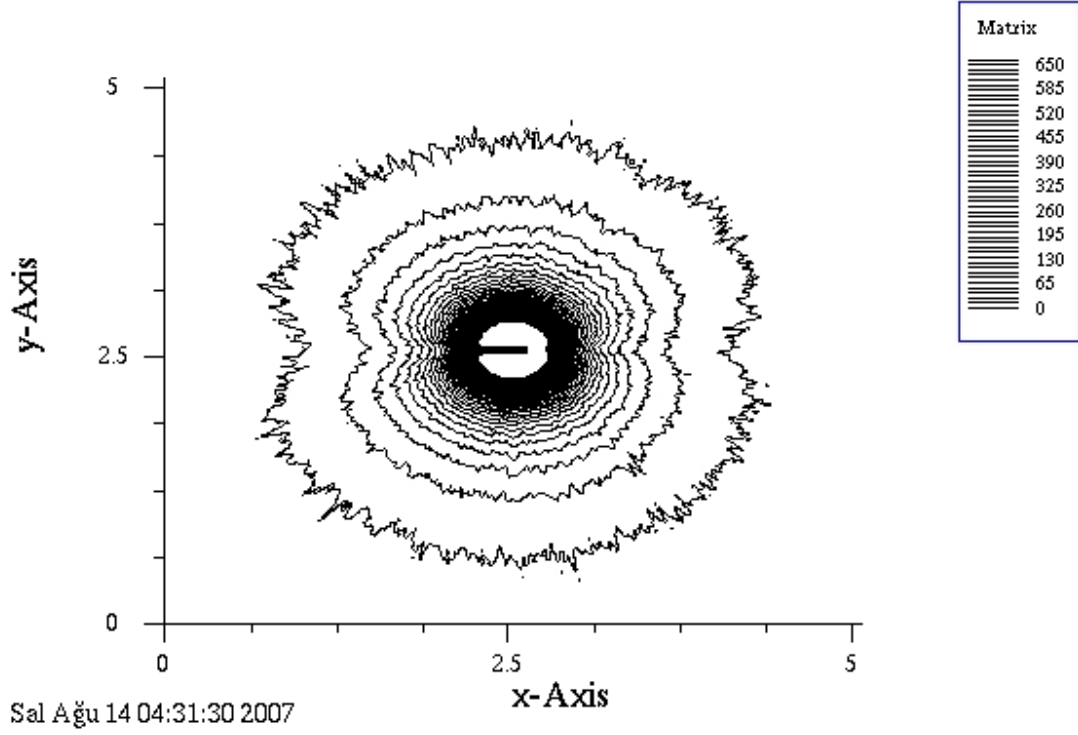
Şekil 4.1 , 4.2, 4.3 ve 4.4'de grafiklerde su fantomu içinde bulunan Ir-192 kaynağının izodoz eğrileri görülmektedir. Grafikler karşılaştırıldığında, kaynağın aynı olmasına rağmen fantom ortamı büyüdüğünde fantom içindeki dozunda etkilendiği ve aynı doz miktarının kaynaktan daha uzağa taşındı görülmektedir. Özellikle brakiterapide dokuların farklı yoğunlukları ve boyutları göz önüne alındığında sadece kaynağın hassas biçimde modellenmesinin doz hesabını daha hassas yapılması için yeterli olmayacağını dokularında gerçek büyüklük ve yoğunluklarının da hesaba katılmasının hesaplanacak doz oranını etkileyeceğini söyleyebiliriz. Su fantomunun boyutlarının artması, kaynaktan çıkan iyonlaştırıcı radyasyonun ikincil radyasyonları oluşturma olasılığını yükselttiği için doz değerlerinde artış görülmektedir. Farklı büyükteki fantom ortamlardaki doz değerlerinin artışı daha etkin görebilmek için, kaynaktan belirli bir r uzaklığında bulunun bir noktaya göre; 20,30 ve 50 cm kenar uzunluklu fantom ortamlarını elde edilen doz değerlerini, 10 cm kenar uzunluklu fantom

ortamında elde edilen doz değerine oranladığımızda fantom büyüklüğünün artmasıyla o fantom içindeki dozunda arttığını gözlemlemekteyiz. Aşağıdaki şekillerde bu durum açıkça görülmektedir.

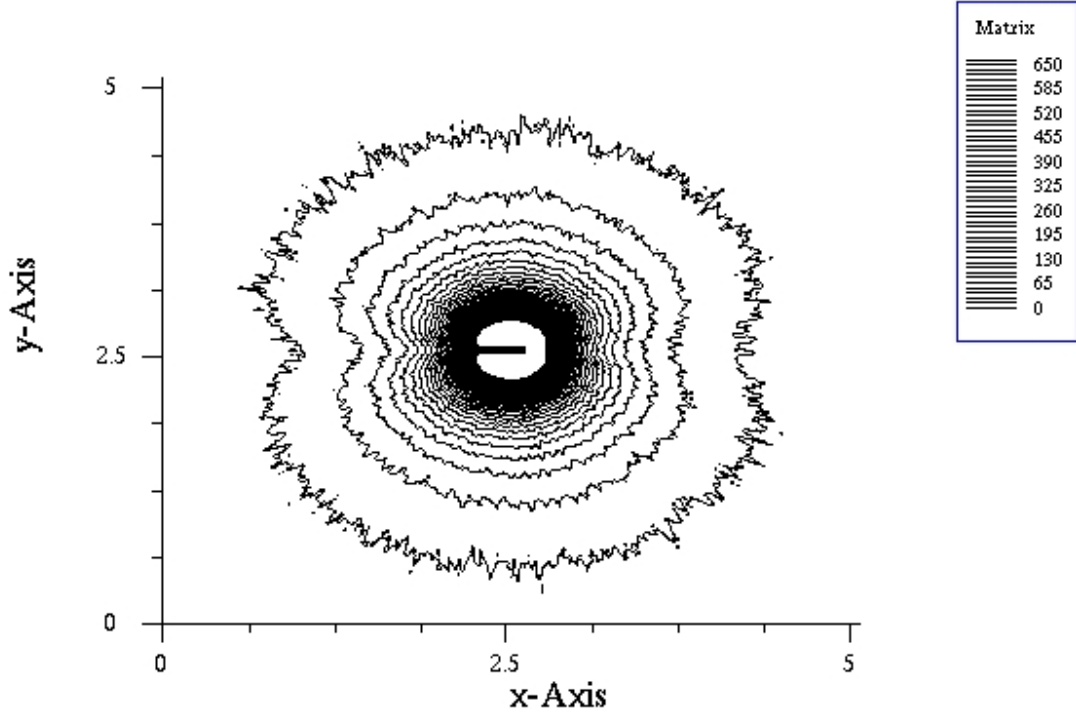
Şekil 4.5 ile 4.19 Arasında farklı fantom büyüklükleri ve her bir fantomun 10cm kenar uzunluklu fantoma göre kaynaktan farklı r uzaklığında elde edilen doz oranlarının grafiğinden, kaynağa olan r uzaklığı arttıkça fantom büyüklüğünün doz hesabında daha fazla önem taşıdığını görmekteyiz.



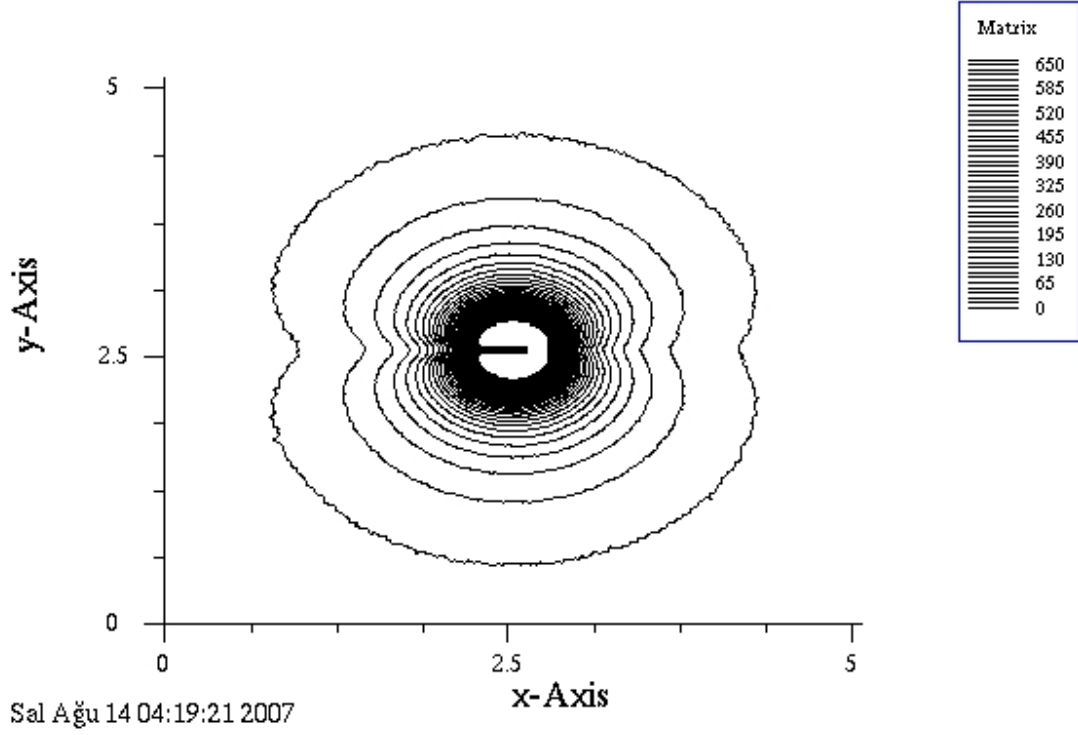
Şekil 5.1. 10 cm kenar uzunluğuna sahip kübik su fantomunun merkezine yerleştirilen ^{192}Ir kaynağının etrafındaki doz dağılımını gösteren izodoz eğrileri. Doz değerleri, AAPM TG-43 nolu raporunda referans noktası olarak seçilen ($r=1\text{cm}$ $\theta =90^\circ$) noktasındaki doz $D(1,90) =200\text{Gy}$ olacak şekilde normalize edilmiştir.



Şekil 5.2. 20 cm kenar uzunluğuna sahip kübik su fantomunun merkezine yerleştirilen ^{192}Ir kaynağının etrafındaki doz dağılımını gösteren izodoz eğrileri. Doz değerleri, AAPM TG-43 nolu raporunda referans noktası olarak seçilen ($r=1\text{cm}$ $\theta=90^\circ$) noktasındaki doz $D(1,90)=200\text{Gy}$ olacak şekilde normalize edilmiştir.



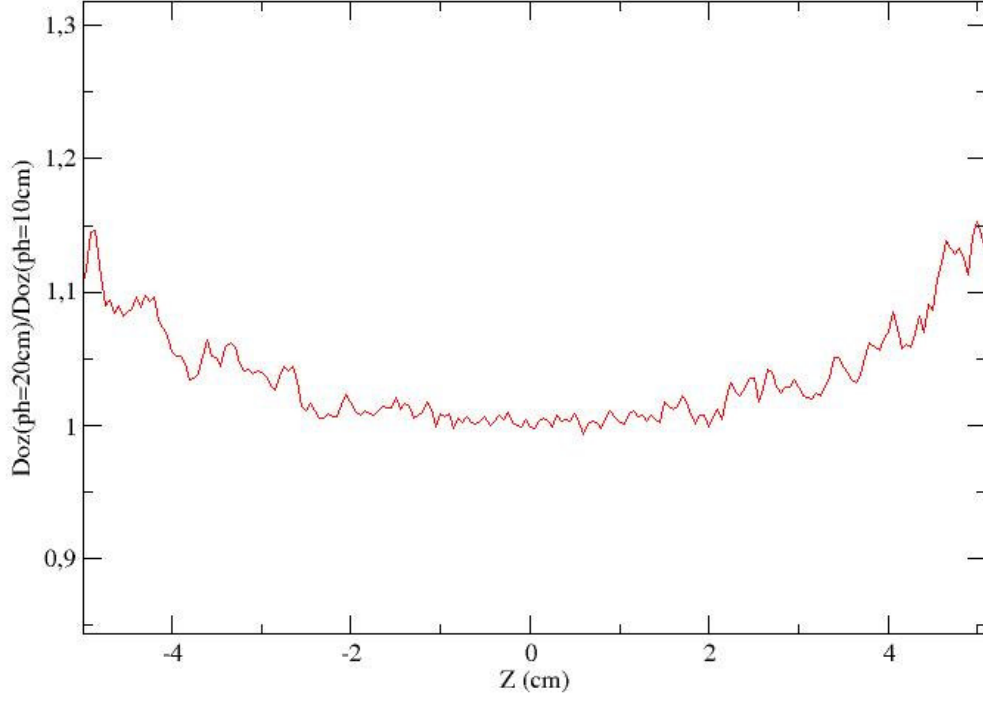
Şekil 5.3. 30 cm kenar uzunluğuna sahip kübik su fantomunun merkezine yerleştirilen ^{192}Ir kaynağının etrafındaki doz dağılımını gösteren izodoz eğrileri. Doz değerleri, AAPM TG-43 nolu raporunda referans noktası olarak seçilen ($r=1\text{cm}$ $\theta=90^\circ$) noktasındaki doz $D(1,90)=200\text{Gy}$ olacak şekilde normalize edilmiştir.



Şekil 5.4. 50 cm kenar uzunluğuna sahip kübik su fantomunun merkezine yerleştirilen ^{192}Ir kaynağının etrafındaki doz dağılımını gösteren izodoz eğrileri. Doz değerleri, AAPM TG-43 nolu raporunda referans noktası olarak seçilen ($r=1\text{cm}$ $\theta =90^\circ$) noktasındaki doz $D(1,90) =200\text{Gy}$ olacak şekilde normalize edilmiştir.

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=1\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

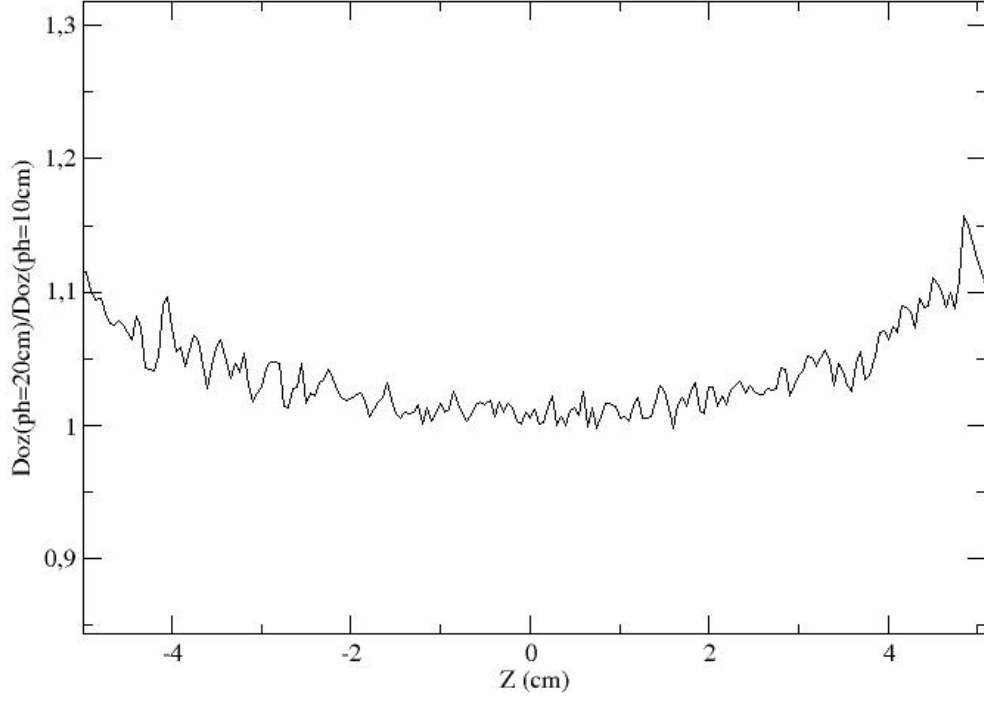
(20 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.5. 20 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=1\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=2\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

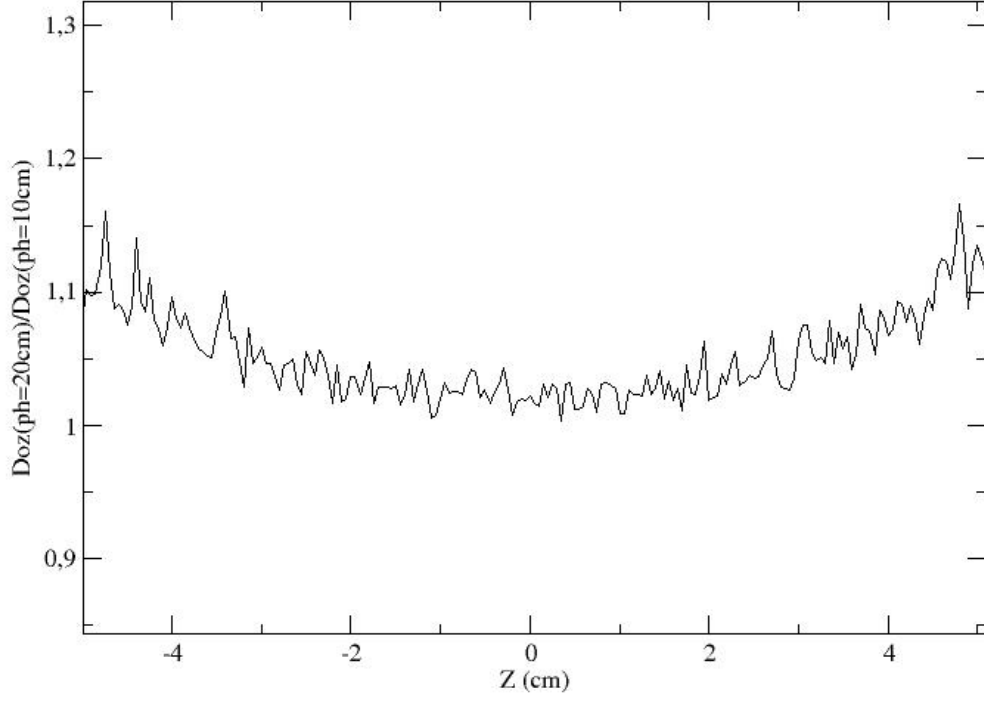
(20 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.6. 20 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=2\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=3\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

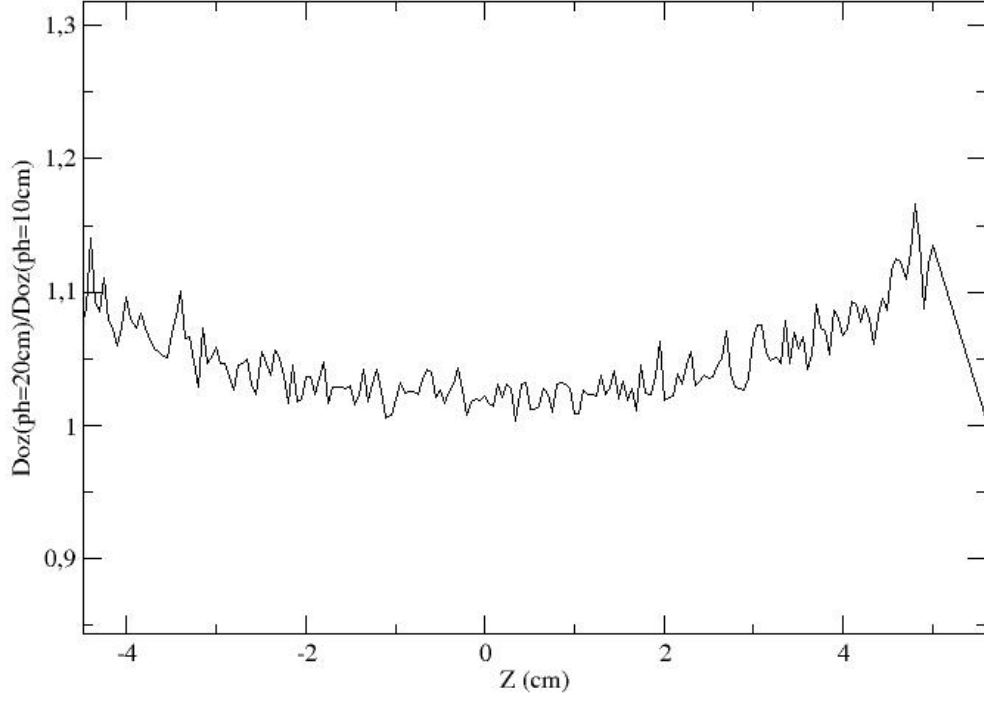
(20 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.7. 20 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=3\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=4\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

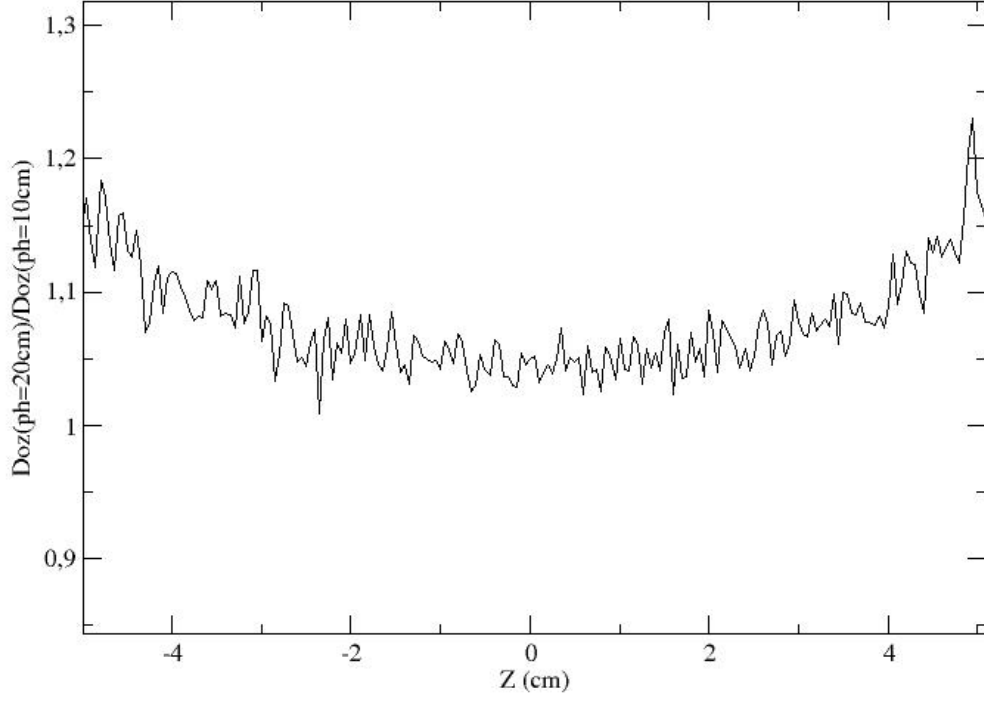
(20 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.8. 20 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=4\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=5\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

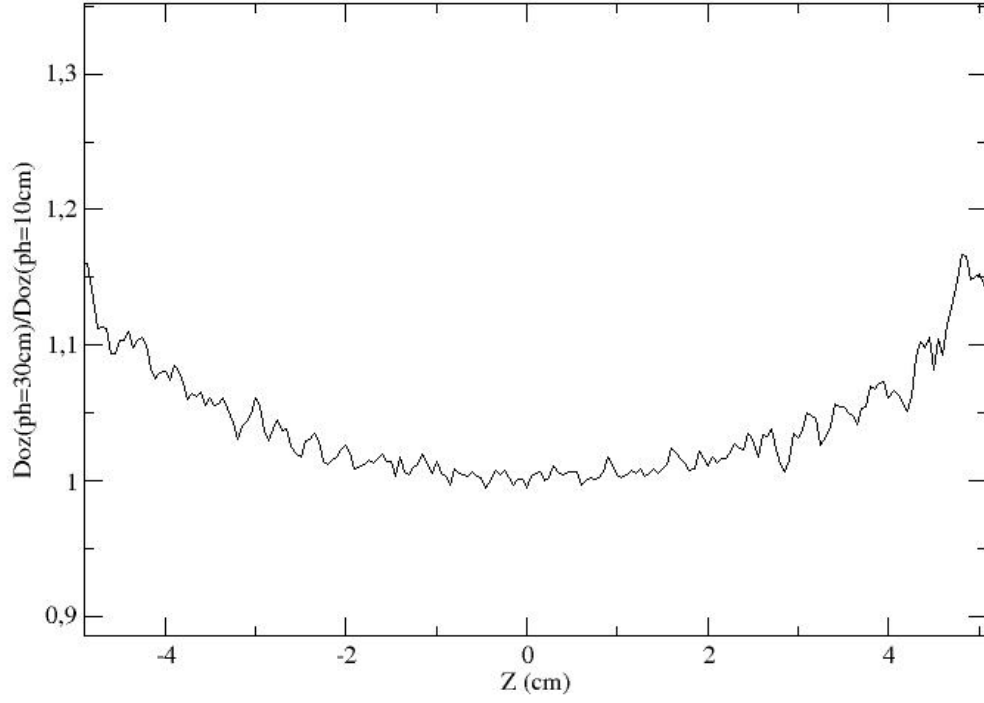
(20 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.9. 20 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=5\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=1\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

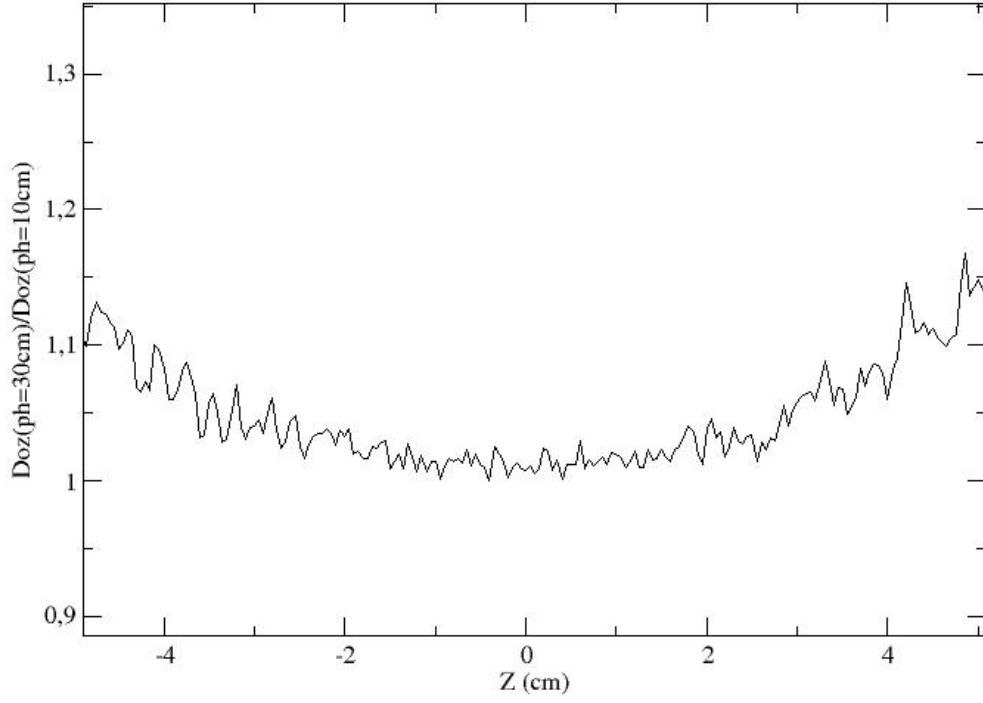
(30 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.10. 30 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=1\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=2\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

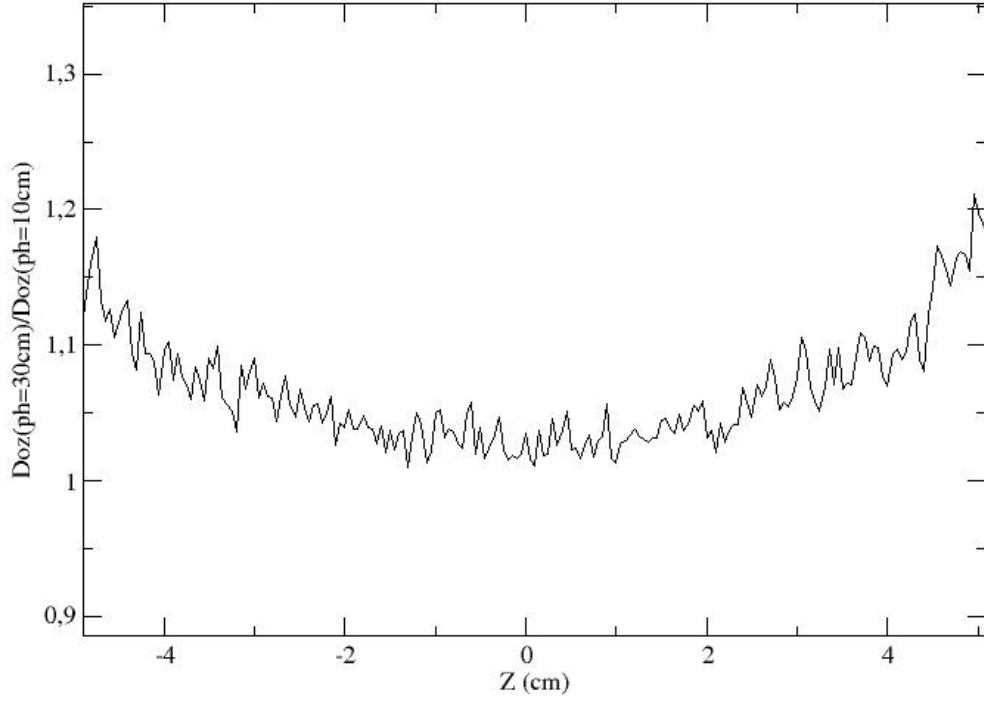
(30 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.11. 30 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=2\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=3\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

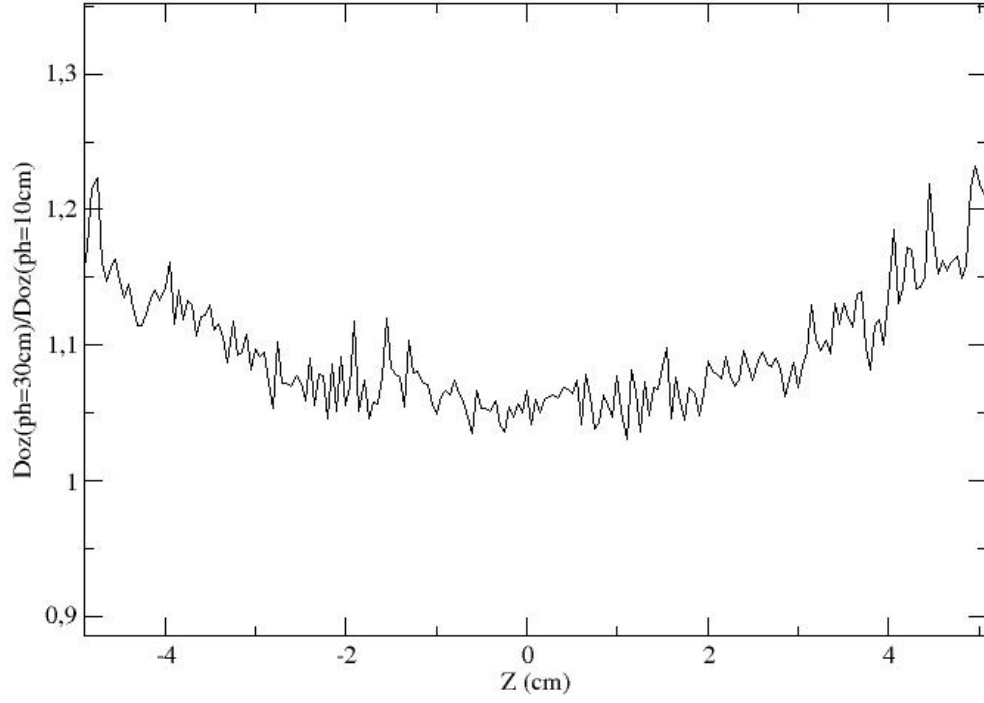
(30 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.12. 30 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=3\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=4\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

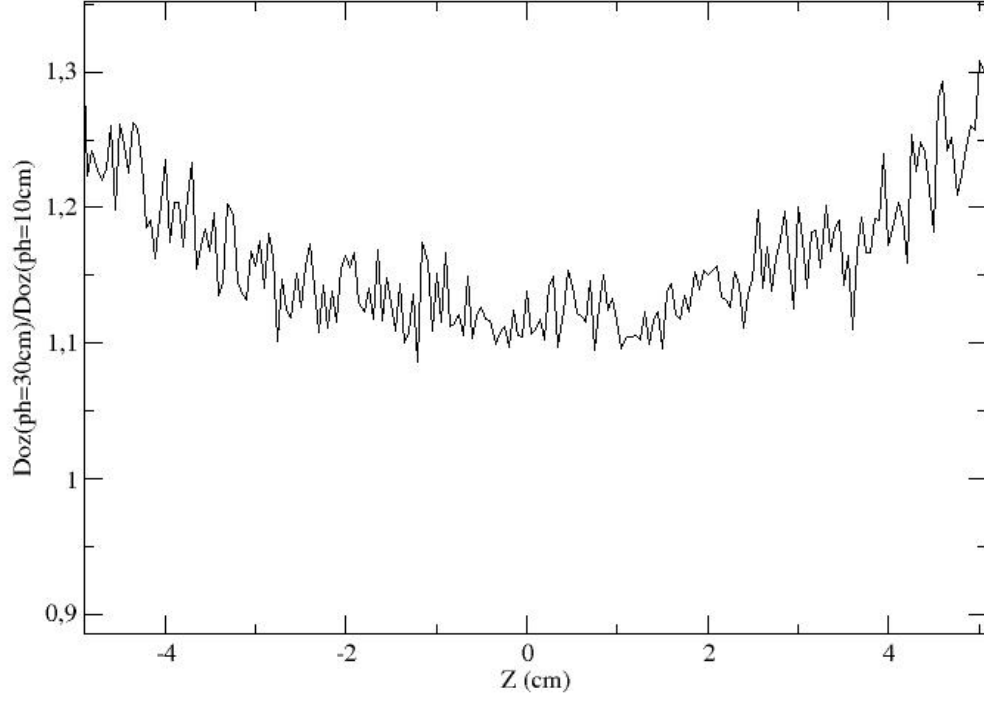
(30 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.13. 30 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=4\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=5\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

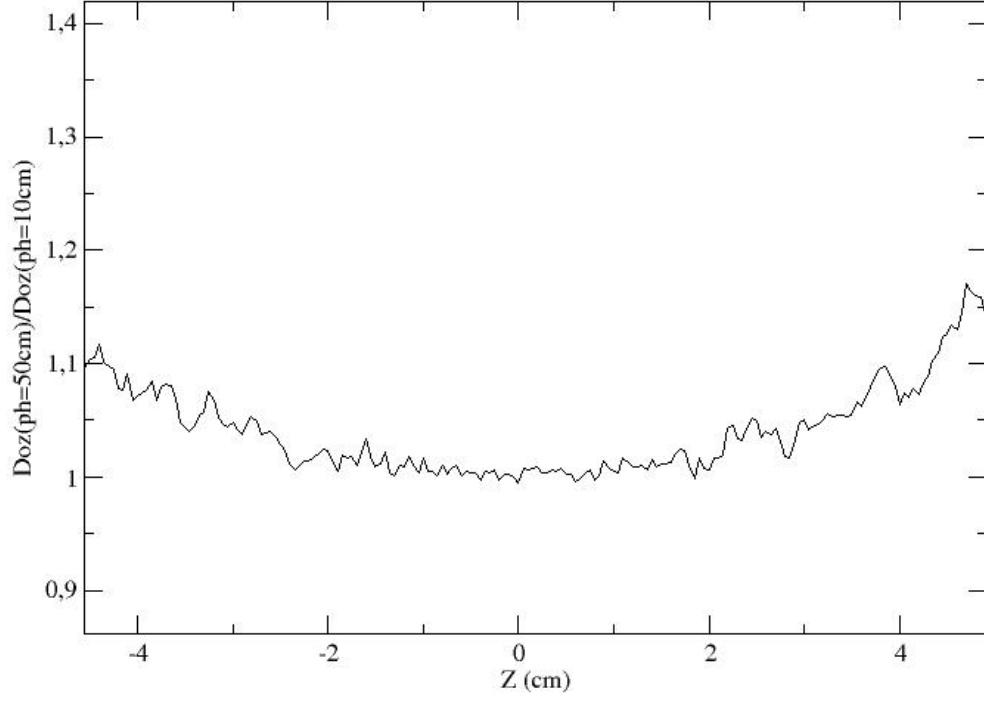
(30 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.14. 30 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=5\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=1\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

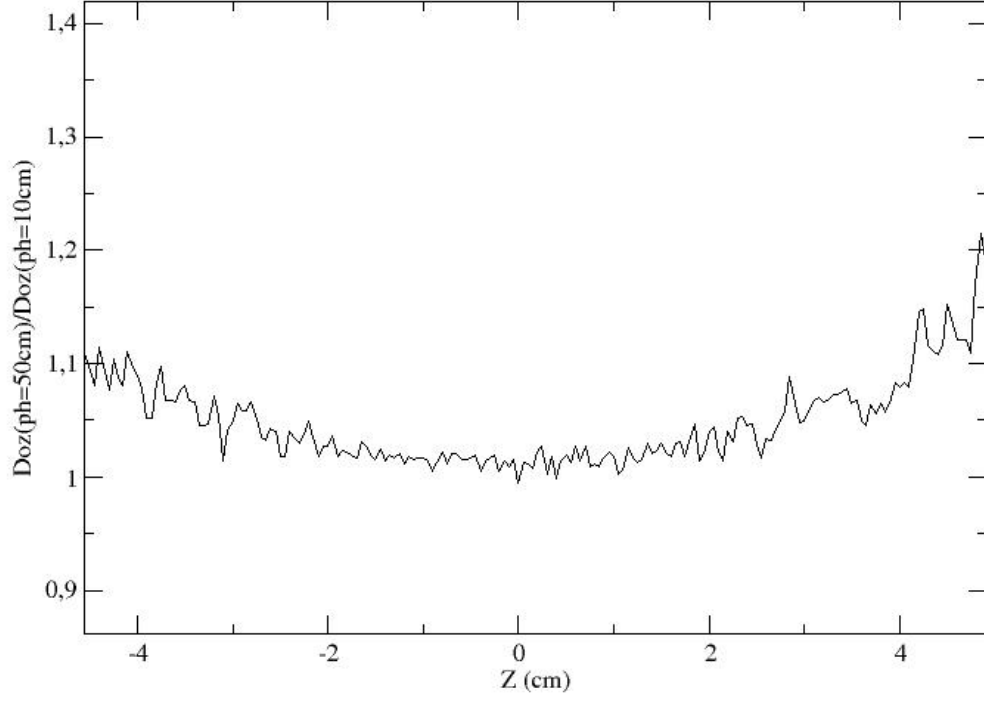
(50 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.15. 50 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=1\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=2\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

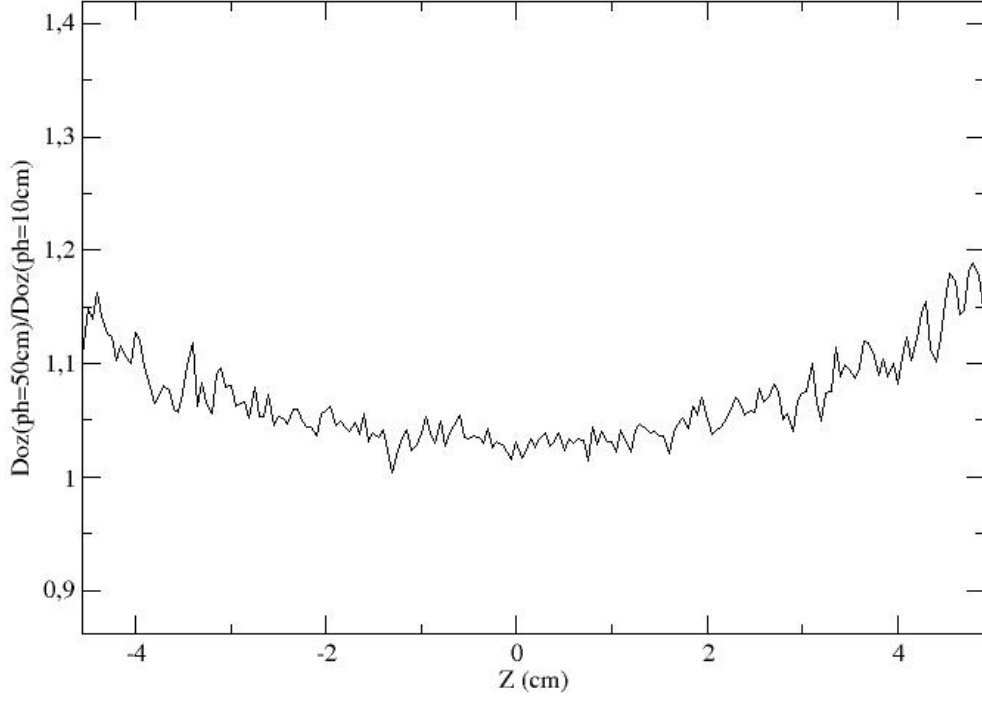
(50 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.16. 50 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=2\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=3\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

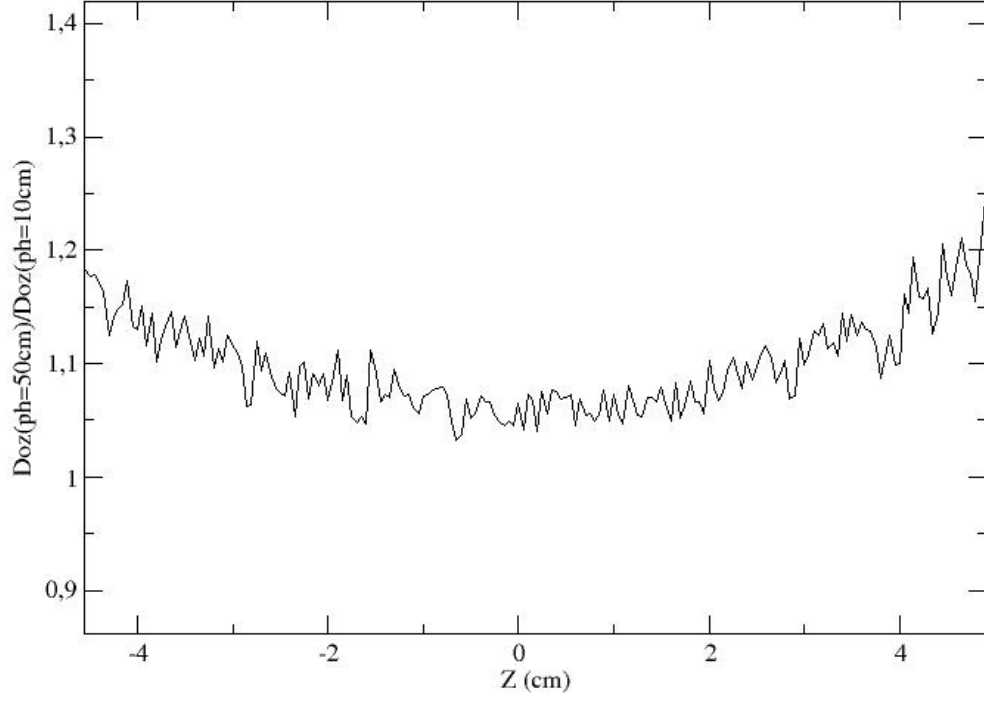
(50 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.17. 50 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=3\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=4\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

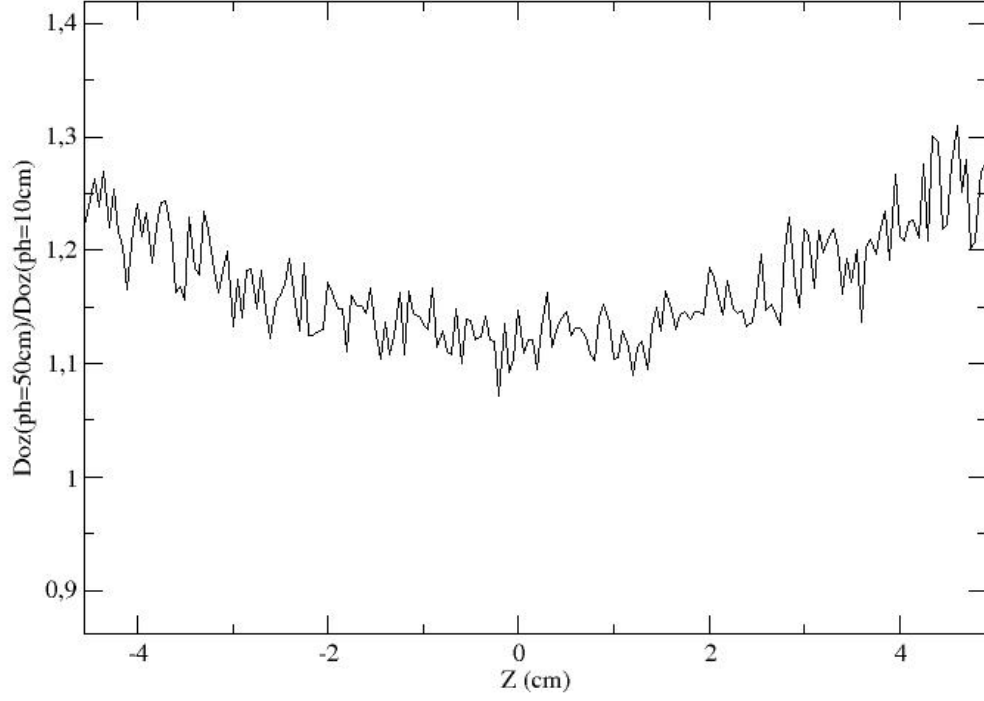
(50 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.18. 50 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=4\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

Z eksenindeki Dozların Oranı ($r=5\text{cm}$ $\theta=90^\circ$)

(50 cm kenar uzunluklu kubik fantom için 10 cm kenar uzunluklu kubik fantoma göre)



Şekil 5.19. 50 cm kenar uzunluklu fantom için Z eksenindeki doz oranı ($r=5\text{ cm}$ $\theta=90^\circ$)

KAYNAKLAR

- (1) **Kneschaurek, P. And Lindner,H.**, Dose and dose distribution close to ^{192}Ir sources, Strahlentherapie,161:706 – 710
- (2) **Roberto Capote,Eruesto Manegro and Euresto Lopéz.** Anisotropy function for ^{192}Ir low – dose – rate brachytherapy sources, an EGS4 Monte Carlo study. Phys Med. Biol. 46 (2001). 1487 – 1499
- (3) **R. Muller – Runkel. r. Muller – Runkel.** Measurement of dosimetric parameters for the Alpha-omega high-dose-rate iridium-192 source. Medical Dosimetry, Vol. 30, No. 3, pp. 139-142, 2005
- (4) **Ruqing Wang and Ron. S. Slaboda.** Monte Carlo Dosimetry of the Vari Source high dose rate ^{192}Ir Source. Med. Phys. 25(4). April 1998
- (5) **Çetin ALGÜNEŞ.** Radyasyon biyofiziği. Trakya Üniversitesi,2002
- (6) **Lawrence J. Slate,Howard R. Elson, Michael A.S. Lamba.,William M. Kassing, Michael Soldano, And William L. Barrett.** A Monte Carlo brachytherapy study for dose Distribution prediction in an inhomogeneous medium. Medical Dosimetry, Vol.29,No.4,pp.271-278,2004
- (7) **Ricardo Ochoa, fredy Gomez, Ivaldo H. Ferreira, Federico Gutt, Carlos E. De Almeida.** Design of a phantom for the quality control of high dose rate ^{192}Ir source used in brachytherapy. Radiotherapy and Oncology 82 (2007) 222–228
- (8) **Rivard, M.J., Coursey, B.M.,DeWerd, L.A.,Hanson,W.F., Huq,M.S.,Ibbott, G.S.,Mitch, M.G,Nath,R, and Williamson, J.F.**, update of AAPM Task Group no.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculation,Med. Phys.,31(3),633 – 74,2004
- (9) **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 groups No.43, Med.Phys.,22(2),209 – 234, 1995

- (10) **Gül Perşembe,** Foton Madde Etkileşmelerindeki Farklı Olayların, Brakiterapi Kaynaklarının Doz Dağılımına Katkısının İncelenmesi, E.Ü. Fen Bil. Ens. Nükleer Bil. ABD, Yüksek Lisans Tezi
- (11) **Nath,R. ,Anderson, L.L,Meli, J.A.,Olch, A.J.,Stitt, J.A,Williamson J.F.**,Code of practice brachtherapy physiscs: Report of the AAPM radiation tharapy commitee taask group no.56,Med. Phys.24 (10),1997.
- (12) **Ümit AYYILDIZ,** Radyoterapide Kullanılan Kaynak ve Dedektörlerin Çoklu Geometri Tekniği ile Egsnrc Monte Carlo Modellemesi. C.B.Ü. Fen Bil. Ens. Nükleer Bil. ABD, Yüksek Lisans Tezi.
- (13) **G. YEĞİN,** A new approach to geometry modeling for Monte Carlo particle trqansport: An application to the EGS code system, Nuclear Instruments and Methods in Physics research B 211 (2003) 331 – 338
- (14) **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(2), 209 – 234, 1995

- (15) **Rivard, M.J., Coursey, B.M., DeWerd, L.A., Hanson, W.F., Huq, M.M., Ibbott, G.S., Mitch, M.G., Nath, R., and Williamson, J.F.**, Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculation, Med. Phys., 31 (3), 633 – 674, 2004
- (16) **Karaiskos, P., Angelopoulos, A. And Sakelliou, L.** , ^{192}Ir high dose – rate brachytherapy source. Med. Phys. 25 (10), 1975 – 1984 (1998)
- (17) <http://www.nndc.bnl.gov>
- (18) **Chilton B. Arthur, Shults J. Kenneth and Faw, E. Richard** Principles of Radiation Shielding