

CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN LİNEER HIZLANDIRICILARIN
BİLGİSAYARDA MODELLENEREK ÇIKIŞ SPEKTRUMLARININ
İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Görkem AYDOĞDU

Anabilim Dalı : Fizik

Programı : Nükleer Fizik

MANİSA 2009

CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN LİNEER HIZLANDIRICILARIN
BİLGİSAYARDA MODELLENEREK ÇIKIŞ SPEKTRUMLARININ
İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Görkem AYDOĞDU

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 06.07.2009

Tezin Savunulduğu Tarih : 24.07.2009

Tez Danışmanı : Doç.Dr. Gültekin YEĞİN 

Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Atalay KÜÇÜKBURSA 

Doç. Dr. Gültekin YEĞİN 

Doç. Dr. İsmail MARAŞ 

MANİSA 2009

İÇİNDEKİLER

Sayfa Numarası

ŞEKİLLERİN LİSTESİ	V
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	VII
TEŞEKKÜR.....	VIII
ÖZET.....	IX
ABSTRACT.....	X
1 . GİRİŞ.....	1
1.1 . Medikal Lineer Hızlandırıcılar	2
1.2 . Medikal Lineer Hızlandırıcılarda Doz Hesaplama Sırasında Kullanılan Genel Tanımlamalar.....	6
1.2.1 . Fantomlar	6
1.2.2 . İyon Odaları	7
1.2.3 . Derin Doz Dağılımları.....	7
1.3 . Lineer Hızlandırıcılarda Yapılan Doz Hesaplamalarının Tarihçesi	8
1.4 . Medikal Lineer Hızlandırıcılarda İyon Odasıyla Yapılan Doz Hesabı	9
1.4.1 . Suda Absorbe Edilen Doz Kalibrasyon Faktörünün Belirlenmesi.....	13
1.4.2 . Ölçüm Fantomları.....	13
1.4.3 . Yük Ölçümü	13
1.4.4 . Polarite Düzeltmeleri	14
1.4.5 . Elektrometre Düzeltme Faktörü	15
1.4.6 . Standart Çevresel Şartlar: Sıcaklık, Basınç ve Nem.....	15
1.4.7 . İyon Odasında Toplama Verimliliği İçin Düzeltmeler	15
1.4.7.1 . P_{ion} Ölçümü.....	15
1.4.8 . Demet Kalitesi Belirleme	16
1.4.8.1 . Ölçüm Sonuçlarından Derinlik ve Gradyent Hesabı	17
1.4.8.2 . Foton Demetleri İçin Demet Kalitesi Belirlenmesi.....	18
1.4.8.3 . Elektron Demetleri İçin Demet Kalitesi Belirlenmesi	20
1.4.9 . Foton Demet Dozimetresi.....	21
1.4.9.1 . Kaynak Yüzey/Eksen Uzaklığı, Demet Boyutu ve Derinliğin.....	21
Referans Şartları	21
1.4.9.2 . Klinik Foton Demetlerinde Absorbe Edilen Doz.....	22
1.4.9.3 . Klinik Foton Demetleri İçin Diğer Derinliklerde Absorbe Edilen Doz.....	23
1.4.10 . Elektron Demet Dozimetresi	23
1.4.10.1 . Kaynak Yüzey Mesafesi, Demet Boyutu Ve Derinliğin Referans Şartları	23
1.4.10.2 . Klinik Elektron Demetlerinde Absorbe Edilen Doz	23
1.5 . Simülasyon Ortamında Sudaki Derinlik Doz Eğrileri Hesaplamaları.....	24
1.5.1 . Monte Carlo Yöntemi	25
1.5.2 . EGSnrc Monte Carlo Kodu	26
1.5.3 . EGSnrc Monte Carlo Kodunda Fotonların Transportu	28
1.5.4 . EGSnrc Monte Carlo Kodunda Elektronların Transportu	33
1.5.5 . EGSnrc Monte Carlo Kodunda Varyans İndirgeme Teknikleri	36
1.5.5.1 . Elektron Transportundaki Varyans İndirgeme Teknikleri	36
1.5.5.2 . Foton Transportundaki Varyans İndirgeme Teknikleri	37

Sayfa Numarası

1.6 . Lineer Hızlandırıcıların BEAMnrc Monte Carlo Simülasyonu	40
1.6.1 . BEAMnrc Programında Kullanılan Varyans İndirgeme Teknikleri	43
1.6.1.1 . Düzgün Bremsstrahlung Yarılması (UBS).....	43
1.6.1.2 . Seçilebilen Bremsstrahlung Yarılması (SBS)	44
1.6.1.3 . Yönelimli Bremsstrahlung Yarılması (DBS).....	44
1.6.2 . DOSXYZnrc Analiz Programı	45
1.7 . Lineer Hızlandırıcı Başlıklarının Çoklu Geometri Paketi ile Modellenmesi	45
1.7.1 . EGS-mg Çoklu Geometri Paketi	45
1.7.1.1 . Primitive Tipleri	46
1.7.1.2 . Materyal Girdileri.....	49
1.7.1.3 . Öncelik Girdileri.....	49
2 . MATERYAL METOT.....	50
2.1 . BEAMnrc ve Çoklu Geometri Tekniği İle Modellenen Lineer Hızlandırıcılar	53
2.1.1 . EX16MVp Hızlandırıcı Kafası	53
2.1.2 . NRC10MV Hızlandırıcı Kafası	55
3 . SONUÇLAR VE TARTIŞMA	58
3.1 . EX16MVp Hızlandırıcısı	58
3.2 . NRC10MV Hızlandırıcısı	68
KAYNAKLAR	76
EKLER	78
EK 1: BEAMnrc Girdi Formatı.....	78
Ek 2: DOSXYZnrc Girdi Formatı.....	114
ÖZGEÇMİŞ	

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Sayfa Numarası

Şekil 1.1. EGSnrc BEAM kodu örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısında parçacık simülasyonu	3
Şekil 1.2. Lineer hızlandırıcıda düzleştirici filtre kullanımının etkisi	4
Şekil 1.3 Çoklu kolimatörlü bir lineer hızlandırıcı	5
Şekil 1.4. Demet şekli ve su fantomunun küplere ayrılması	6
Şekil 1.5. İyon odasının sistematik şekli	7
Şekil 1.6. Kaynaktan gelen demetlerin Monte Carlo simülasyon izleri ve Medikal lineer hızlandırıcının su fantomuyla derinliğe bağlı yüzde doz ölçüm düzeneği	12
Şekil 1.7. Elektron ve foton demetleri için derinlik-iyonizasyon veri kaydırma etkisi	17
Şekil 1.8. Elektron demeti için yüzde derinlik-doz eğrisi	20
Şekil 1.9. SSD ve SAD'ın sistematik kurulumu	22
Şekil 1.10. İkincil fotonların dağılımının temsili	26
Şekil 1.11. EGSnrc programının çalışma şeması	28
Şekil 1.12. Koordinat düzlemi.	28
Şekil 1.13. Parçacığın Düzlemler Arasındaki Yönelimi.	30
Şekil 1.14. Parçacığın ilk konumdan son konuma taşınma işlemi.	30
Şekil 1.15. EGSnrc programında foton transferini gösteren akış diyagramı.	32
Şekil 1.16. Kawrakow tarafından tanımlanan Condensed History problemi	33
Şekil 1.17. EGSnrc programında elektron transferini gösteren akış diyagramı	35
Şekil 1.18. Üretilen fotonların Rus Ruleti oynanması, oluşan ikincil parçacıkların Bremsstrahlung ve Annahilasyon yarımları	39
Şekil 1.19. BEAMnrc kodu ile çizdirilen X-Z kesit görüntüsündeki Elekta SL25 benzeri hızlandırıcı kafası bileşenleri.	41
Şekil 1.20. Hızlandırıcı simülasyonu yapmak için gereken tüm adımların sistematik şeması	42
Şekil 1.21. Kübik primitiv.	47
Şekil 1.22. Silindir primitiv. Burada z eksenine üzerine yerleştirilmiş 3 paralel düzlem tarafından kesilmiş 4 tane silindirin oluşturduğu primitif görülmektedir.	47
Şekil 1.23. Küre primitiv, 4 tane küreden oluşmaktadır.	48
Şekil 1.24. Koni primitiv.	48
Şekil 2.1. BEAMnrc kodunda yer alan hızlandırıcı örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısının BEAMnrc kodu ile çizdirilen X-Z kesit görüntüsü	53
Şekil 2.2. BEAMnrc kodunda yer alan hızlandırıcı örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısının MGview programı ile elde edilen Y-Z kesitinden bir görünüş.	54
Şekil 2.3. NRC10MV hızlandırıcısının BEAMnrc kodu ile çizdirilen X-Z kesit görüntüsü	56
Şekil 2.4. NRC10MV hızlandırıcısının MGview programı ile elde edilen Y-Z kesitinden bir görünüş.	57
Şekil 3.1. EX16MVp hızlandırıcısında varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 216 Milyon history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.	58
Şekil 3.2. EX16MVp hızlandırıcısında varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 216 Milyon history için elde edilen elektronların çıkış spektrumu.	59
Şekil 3.3. EX16MVp hızlandırıcısında 216 Milyon histroy için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.	60
Şekil 3.4. EX16MVp hızlandırıcısında UBS tekniği kullanılarak 120 Milyon history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.	61
Şekil 3.5. EX16MVp hızlandırıcısında UBS tekniği kullanılarak 120 Milyon history için elde edilen elektronların çıkış spektrumu.	61
Şekil 3.6. EX16MVp hızlandırıcısında UBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak 120 Milyon history için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.	62
Şekil 3.7. EX16MVp hızlandırıcısında SBS tekniği kullanılarak 66 Milyon history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.	62

Şekil 3.8. EX16MVp hızlandırıcısında SBS tekniği kullanılarak 66 Milyon history için elde edilen elektronların çıkış spektrumu.	63
Şekil 3.9. EX16MVp hızlandırıcısında SBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak 66 Milyon history için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.	63
Şekil 3.10. EX16MVp hızlandırıcısında DBS tekniği kullanılarak 50 Milyon history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.	64
Şekil 3.11. EX16MVp hızlandırıcısında DBS tekniği kullanılarak 50 Milyon history için elde edilen elektronların çıkış spektrumu.	64
Şekil 3.12. EX16MVp hızlandırıcısında DBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak 50 Milyon history için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.	65
Şekil 3.13. EX16MVp hızlandırıcısında fotonların çıkış spektrumlarının karşılaştırılması.	65
Şekil 3.14. EX16MVp hızlandırıcısında elektronların çıkış spektrumlarının karşılaştırılması.	66
Şekil 3.15. EX16MVp hızlandırıcısında derinliğe bağlı sudaki doz dağılımlarının karşılaştırılması.	66
Şekil 3.16. NRC10MV hızlandırıcısında varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 1 Milyar history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.	69
Şekil 3.17. NRC10MV hızlandırıcısında varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 1 Milyar history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.	69
Şekil 3.18. NRC10MV hızlandırıcısında 1 Milyar histroy için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.	70
Şekil 3.19. NRC10MV hızlandırıcısında DBS tekniği kullanılarak 79 Milyon history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.	71
Şekil 3.20. NRC10MV hızlandırıcısında DBS tekniği kullanılarak 79 Milyon history için elde edilen elektronların çıkış spektrumu.	71
Şekil 3.21. NRC10MV hızlandırıcısında DBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak 79 Milyon history için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.	72
Şekil 3.22. NRC10MV hızlandırıcısında fotonların çıkış spektrumlarının karşılaştırılması.	73
Şekil 3.23. NRC10MV hızlandırıcısında elektronların çıkış spektrumlarının karşılaştırılması.	73
Şekil 3.24. NRC10MV hızlandırıcısında derinliğe bağlı sudaki doz dağılımlarının karşılaştırılması.	74

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

	<u>Sayfa Numarası</u>
Çizelge 1.1. Elekta SL25 hızlandırıcı bileşenleri.....	40
Çizelge 3.1. EX16MVp Hızlandırıcısı için Z=2,25 cm derinlikte BEAMnrc varyans indirgeme teknikleriye verimlilik karşılaştırılması.....	68
Çizelge 3.2. NRC10MV Hızlandırıcısı için Z=2,25 cm derinlikte BEAMnrc varyans indirgeme teknikleriye verimlilik karşılaştırılması.....	75

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 çalışmalarına 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 Berkay Camgöz, Sebile Duman, Mehmet Ayvacıklı ve Ümit Ayyıldız 'a teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her anında yanımda olan bana maddi ve manevi destek olan, sevgili aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Kanser tedavisinde kullanılan, radyoterapi olarak da adlandırılan radyasyon tedavisi genelde kanserli dokunun, yüksek enerjili gama ışınları, X ışınları ve elektron demetlerine maruz bırakılması ile uygulanmaktadır. Kanserli dokuyu çevreleyen sağlıklı hücrelerin radyasyonun öldürücü etkilerinden en az düzeyde etkilenmesi için optimum doz koşullarının belirlenmesi önemlidir. Konu insan hayatı olduğunda simülasyon yöntemleri gerek klinik uygulamalarda gerekse bilimsel araştırmalarda en çok başvurulan hesaplama ve planlama metodlarındandır. Radyasyon terapisinde parçacık ve foton demetlerini elde etmek için lineer hızlandırıcılar kullanılmaktadır. Doku ve eşdeğeri materyaller içindeki doz dağılımlarının ve çıkış spektrumlarının daha hassas olarak ortaya konmasına yönelik olarak bu çalışmada Monte Carlo yöntemini kullanarak hesaplamalar yapılmıştır. Çalışmada BEAM programı kullanılarak radyoterapide kullanılan üç farklı lineer hızlandırıcının başlıkları modellenmiştir. Farklı tip ve modellerde üretilmiş lineer hızlandırıcıların 3 boyutlu modelleri ve bu modellerde kullanılabilecek bileşenlere ait geometrik dizayn veri tabanı oluşturuldu. Bir hızlandırıcı başlığını meydana getiren temel bileşenler (örneğin filtreler, hedef, ayna kolimatörler ve çoklu yaprak kolimatörleri vs.) çoklu geometri tekniği kullanılarak da modellendi. Hesaplamalarda BEAM örnek programlarından EX16MVp ve NRC10MV lineer hızlandırıcı başlığı için su ortamında doz dağılımı ve çıkış spektrumu elde edilmiştir. Çalışmada çoklu geometri tekniği ile EX16MVp ve NRC10MV lineer hızlandırıcı başlıkları modellenmiş ve EGS-mg çoklu-geometri veritabanına eklenilerek kullanıma hazır hale getirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, Lineer Hızlandırıcılar, Monte Carlo, Simülasyon, BEAMnrc.

ABSTRACT

The treatment that is named radiotherapy in cancer treatment is performed using by gamma rays, x rays and electron beams, which directly irradiate the tumor. It is momentous that healthy cells, which surrounds tumor, must be prevented against fatal dose of radiation. For this reason, determination of optimum conditions is important. In vitality of human life, simulation techniques are being used frequently in clinical applications and scientific researches. Linear accelerators are currently used as the source of particle and photon beams. In this study, by using Monte Carlo techniques, we performed various calculations to obtain more accurate data of dose distribution in tissue. Also we calculated linear accelerator output spectrums. For this purpose, heads of three different LINACs have been modeled in BEAM Monte Carlo code. In addition to this, we prepared 3D models of different LINACs and designs of their components. Basic components of a head of LINAC (filters, target, mirror, collimator, multi leaf collimators, etc.) were modeled using Yegin's Multi-Geometry (MG) technique. In calculations for heads of EX16MVp and NRC10MV LINACs dose distributions in water medium and output spectrum were obtained. 3D models of linear accelerators (e.g. EX16MVp and NRC10MV) added EGS-mg Multi-Geometry database.

Keywords: Radiotherapy, Linear Accelerators, Monte Carlo, Simulation, BEAMnrc.

1. GİRİŞ

Günümüzde, kanserin teşhis ve tedavisinde sıklıkla radyasyon kullanımına başvurulmaktadır. Radyoterapi olarak da adlandırılan radyasyon tedavisi, gama ışınları, X ışınları ya da elektron demetleri kullanarak hedef dokuya maksimum doz verme prensibine dayanır. Tedavi esnasında bazı sağlam vücut dokuları da bir miktar radyasyona maruz kalır. Ancak sağlam doku ve organların belirli bir takım limit doz değerlerinin üzerinde kesinlikle doz almamaları gerekir. Bu nedenle her hasta için ayrı bir tedavi planlaması uygulanarak radyasyonun nasıl ve ne şekilde verileceği tedavi öncesinde planlanır.

Radyoterapi tedavisi uygulama şekline göre 3 guruba ayrılır.

- 1- **Eksternal tedavi** : Vücut dışından uygulanan tedavi. Radyoaktif kaynağın yayınladığı radyasyonun bir demet halinde dışarıdan kanserli bölgeye yöneltilmesi ile uygulanan bir tedavi şeklidir. Kaynak ile hasta cildi arasındaki uzaklık 5-350 cm arasında değişebilmektedir. Bu yöntemde en çok ^{60}Co radyoizotopu veya lineer hızlandırıcı (LINAK) kullanılmaktadır.
- 2- **Brakiterapi** : Yakın mesafeden yapılan tedavi, Radyoaktif kaynakların cilt üzerine, doku arasına ve vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle yapılabilmektedir. γ ışınları veren kapalı kaynaklar ve β parçacıkları kullanılmaktadır..
- 3- **İnternal tedavi** : Sıvı veya kolloidal radyoizotoplar vücuda uygulanır. β parçacıkları ve γ ışınları veren açık kaynaklar kullanılmaktadır.(Dirican, 2001)

Radyoterapide amaç, hasta üzerinde belirlenen hedef hacme optimum dozu verirken, kritik organları ve sağlıklı dokuları korumaktır.

Lineer hızlandırıcılar, radyoterapi uygulamalarında kanser hastalarına verilerek tümörü tedavi etmekte kullanılmaktadır. Tümöre ve vücuttaki sağlam dokuların tedavisi sırasında aldıkları doz miktarları lineer hızlandırıcıdan gelen ışınımın spektrumuna kuvvetle bağlıdır. Bu spektrumun oldukça hassas bir şekilde belirlenebilmesi için Monte Carlo teknikleri kullanmak mümkündür. Geçmişte bu amaçla bir hazırlanmış programlardan BEAMnrc programı halen lineer hızlandırıcı spektrumlarının belirlenmesinde kullanılmaktadır. Bununla birlikte, yeni geliştirilmiş olan çoklu-geometri tekniğinin kompleks geometrilerin modellenmesini kolaylaştırdığı, geometride bulunabilecek küçük detayları da hesaba katmayı sağladığı ve bu nedenle Lineer hızlandırıcı spektrumlarının daha hassas bir şekilde elde edilmesinde kullanılabileceği öngörülmektedir.

1.1. Medikal Lineer Hızlandırıcılar

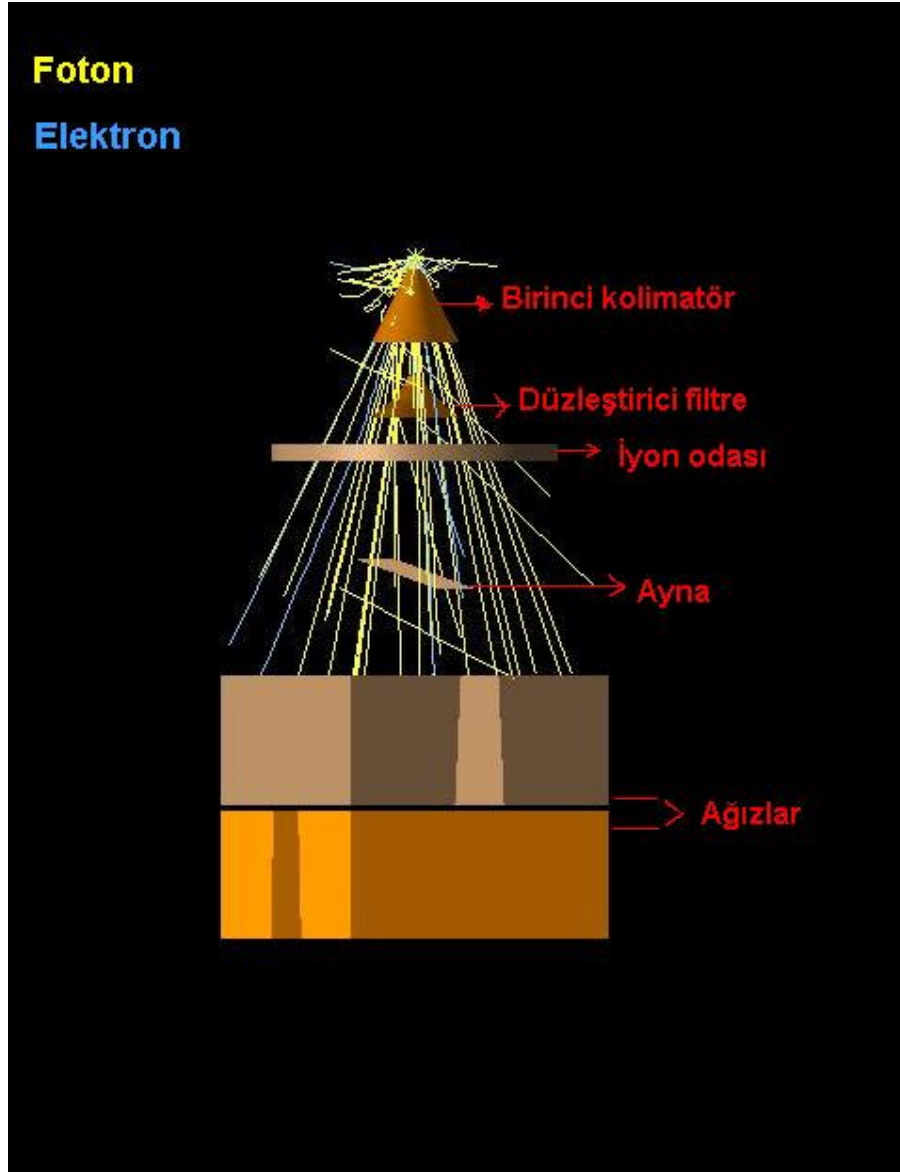
Daha önceleri eksternal radyoterapide kullanılan ve gama radyasyonunu baz alan kobalt makinelerinin tedavideki bir takım dezavantajları, lineer hızlandırıcı modellerinin kullanılmaya başlamasıyla giderilmiştir. Lineer hızlandırıcıların temel avantajlarından birisi kaynaktan çıkan X ışınlarının büyük çoğunluğunun, derin yerleşimli tümörlerde bile tümöre direkt olarak ulaşabilmesidir. Diğer başka bir avantajı da demet doğrultusu dışında X ışını demetinin minimum miktarda saçılmasıdır. Bu durum, tedavinin yan etkilerini minimize eder. Bu sayede radyasyonun az bir miktarı vücuttaki sağlıklı dokulara etki eder. Lineer hızlandırıcı demeti ayrıca özel durumlar için X ışınlarının yerine elektronla tedavi edecek şekilde de programlanabilir.

Modern lineer hızlandırıcılar kaynak ile hasta cildi arasındaki mesafe genellikle 100 cm olarak ayarlanır. Örneğin; X-ışını kaynağı dönme ekseninden 100 cm mesafededir. Bu yüzden hasta tümörün yerleşimine göre konumlandırılır. Tedavide hızlandırıcı başlığı tümüyle belirli açı değerlerinde döndürerek hastayı yerinden hareket ettirmeden doz, birkaç açısal konum kullanarak hedef hacme verilir.

Lineer hızlandırıcıların boyutunu küçültmek ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar 90-270 derece saptırıcı(bending) mıknatıslar ile saptırılarak hedef üzerine gönderilirler.

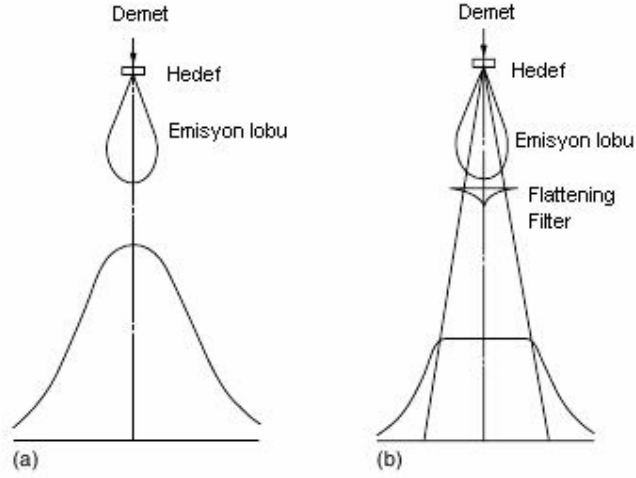
Lineer hızlandırıcıda kolimatör görevi gören kafa kısmının ana yapısı genel olarak hedef, düzleştirici filtre, iyon odası, alan tanımlama sistemi [jaws(ağız) ve multileaf(çok yapraklı) kolimatörler] olmak üzere başlıca kısımlardan oluşmaktadır.

Aşağıda EGSnrc BEAM kodu örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısı Şekil 1.1 de görülmektedir.



Şekil 1.1. EGSnrc BEAM kodu örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısında parçacık simülasyonu. Düz sarı çizgiler foton izlerini, eğri mavi çizgiler ise elektron izlerini göstermektedir.

Hızlandırıcı tüpten tek ve yüksek enerjili demet halinde çıkan elektronlar, genellikle tungsten olan yüksek atom numaralı materyalli hedefe çarparak bremsstrahlung fotonları meydana getirirler. Foton modunda tedavi sunmak için Bremsstrahlung fotonu meydana geldiğinden lineer hızlandırıcı kafa kısmına düzleştirici filtre eklemek gerekir. Düzleştirici filtre ek bir materyale, akromatik olmayan saptırma sistemli makineler için özellikle ihtiyaç duyulabilmesine rağmen genellikle dairesel olarak simetriktir. Düzleştirici filtrenin foton demeti üzerindeki etkisi Şekil 1.2 de gösterilmiştir.



Şekil 1.2. (a) Lineer hızlandırıcıda düzleştirici filtre kullanılmadığı zaman (b) düzleştirici filtre kullanıldığı zaman. (Taylor&Francis Group, LLC, 2007)

Şekil 1.2 (b) de görüldüğü gibi klinik amaçlar için lineer hızlandırıcıda düzleştirici filtre olduğu zaman, hedefi geçen fotonların şiddeti gaussiyen dağılıma sahiptir. Düzleştirici filtrenin medikal lineer hızlandırıcıda kullanılmasının amacı bu dağılımı homojen hale getirmekte ve demeti kenara doğru artan bir profil tasarlayarak tedavi alanının, kenarlarına doğru dağılım eksikliğini telafi etmeyi mümkün kılar. (Taylor&Francis Group, LLC, 2007)

Düzleştirici filtreden çıkan demetlerin şiddeti iyon odasıyla ölçülmektedir. İyon odasından geçen demetler ayna yardımı ile istenilen tümör bölgesi yüzeyine ulaşmak için alan belirleme sistemlerinden; ağız, kolimatör gibi linak bileşenlerinden geçerek hastaya ulaşır.

LİNAK'da elektron demetleri, enerjilerine göre düşük, yüzeysel, orta ve derin tedavilerde kullanılır. Düşük enerjilerde medikal lineer hızlandırıcılar, ayarlamayı müsaade eden yeteri kadar kısa yapılabilen hızlandırıcı tüpe ve 4-6 MeV enerji aralığına sahiptir. Makinenin merkezinden kaynak doğrultusu yolunda simetrik X ışını demeti üretilir ve elektronlar hedefe çarpıp ileri doğru hareketlerine devam ederler. Elektron demeti tedavi için gerekliyse hedef, ince bir pencere arasından çıkan elektron demetine izin vermek için kenara doğru hareket eder.

Yüksek enerjili makineler için hızlandırıcı tüp daha uzun bir şekilde yapılır. Klystondan RF gücü dönen bir hermitik conta (vacuum seal) kullanarak makinenin eksenini boyunca dalga klavuzuna (wave guide) sağlanır. Elektron demeti, dörtlü odaklayıcı mıknatıs arasından geçerek 60 derecelik bir açıyla saptırılır sonra elektron demeti bir pencere içinden çıkar veya bir hedefe erişmek için kafa içinde 90 derece saptırılır.

Yüksek enerjili LİNAK'larda, hem foton hem de elektron modunda kullanılan bir LİNAK'dan demeti ayarlamak ve kontrol etmek için gerekli olan bazı bileşenler vardır. Dalga klavuzundan elektroni durdurmak için elektron yeteri kadar kalınlıkta olan hedefe odaklanır.

LİNAK'da işlemi elektron modunda kullandığımız zaman hareketli monte üzerindeki tungsten hedef, sağ tarafa doğru hareket eder. Açık pencere arasından geçmesi için elektronlara izin verir. Foton modu için bir elektronlar önce bir hedefe çarptırılır. Demetler ağır metalden yapılan birincil kolimatör içinde koni şeklindeki boşluklar içinden geçerler. Elektron demeti için bir kısım tungsten materyalli düzleştirici filtre, birincil kolimatörün altındadır. İyon odası, dozu görüntülemek için düzleştirici filtreye yakın bir yere konumlandırılır ve bir kuadrant demet ışınlarını kontrol etmek için otomatik mekanizmaya bağlanır. Konumlandırıcı bir ışık demet altına hasta yerleştirildikten sonra demetten izini takip eden iyon odası altına yerleştirilir. Dik açılarda bir kolimatör çifti, dik açılarda kare veya dikdörtgensel bir alan vermek için eksen etrafında döndürülebilir ve bunların tümü kaynaktan genelde kafa üzerinde kaynaktan yaklaşık 50 cm' lik bir mesafeye monte edilir.

Lineer hızlandırıcılarda hastanın ve sudan oluşan fantomun yüzeyine gelen fotonların enerji dağılımının bilinmesi son derece önemlidir. (LİNAK-3) Şekil 1.1 de hastanın veya su fantomu yüzeyine gelmeden önce parçacıkların yönelimleri görülmektedir.



Şekil 1.3 Çoklu kolimatörlü bir lineer hızlandırıcı. (LİNAK-3)

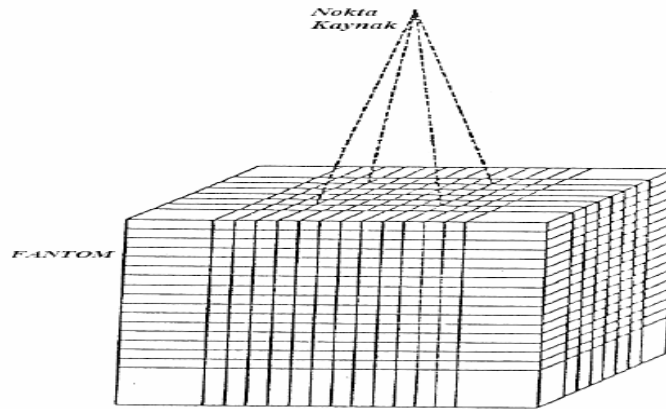
1.2. Medikal Lineer Hızlandırıcılarda Doz Hesaplama Sırasında Kullanılan Genel Tanımlamalar

Lineer hızlandırıcılar, radyoterapi uygulamalarında kanser hastalarına verilerek tümörü tedavi etmekte kullanılmaktadır. Radyoterapide esas amaç, hasta üzerinde belirlenen hedef hacmine optimum dozu verirken, kritik organ ve civarındaki sağlıklı dokuları korumaktır. Dışardan radyasyon ile radyoterapi tedavisinde hastada deneysel yada simülasyon da doğrudan doz dağılımının ölçülmesi bazı materyallerin kullanılması ile mümkündür. Uygulamada doz hesabı için iyon odaları ve fantomlar kullanılmaktadır. Bu tanımlamalar aşağıda verilmektedir. (Tartar, 2007)

1.2.1. Fantomlar

Radyasyonla çalışma şartları ve radyasyon tedavisi için alınabilecek dozların belirlenmesi dozimetri çalışmaları açısından oldukça önemlidir. Bu şekilde, radyasyonla çalışanlar için nükleer ve radyolojik güvenlik açısından uygun çalışma şartları deneysel olarak incelenmesi, araştırılması ve doku içerisinde doz dağılımlarının incelenmesi için kullanılan insan dokusuna eşdeğer malzemeler olarak fantom adı verilen modeller kullanılmaktadır.

Fantom modelleri sıvı fantom modelleri ve katı fantom modelleri olarak başlıca iki kısma ayrılabilir. İnsan vücudunun büyük bir kısmı sudan oluşmakta ve yumuşak dokuların Z atom numarası suya çok yakın olduğundan dolayı kas ve yumuşak dokuların radyasyon soğurma, temel doz dağılımları genellikle yinelenebilir olması, kas ve yumuşak dokuların radyasyon soğurma ve saçılma özelliklerinin çok yakın olması ve üç boyutlu ölçüm yapılabilmesi nedeniyle su, sıvı fantom modelleri içinde en çok kullanılan model olmuştur.

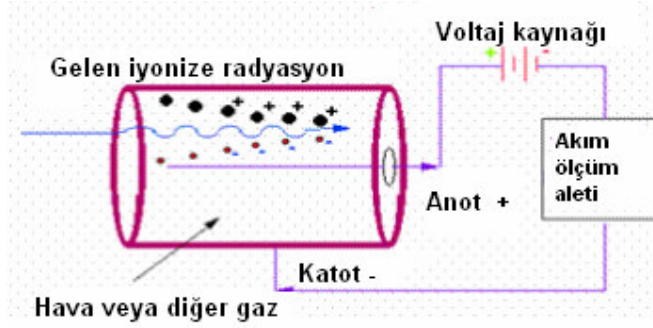


Şekil 1.4. Demet şekli ve su fantomunun küplere ayrılması. (Jenkins, 1988)

Katı fantom modelleri olarak da insan dokularının organik olması nedeniyle polimer gibi organik yapılar fantomlarda kullanılması tercih edilen model olmuştur.

1.2.2. İyon Odaları

İyon odaları dış radyasyon tedavisinde kullanılan foton ve elektron demetleri gibi yüksek radyasyon alanın doğru ölçümü için kullanılmaktadır. Alçak radyasyon (alfa, beta ve gama) şiddetine duyarlı olmamakla beraber yüksek doz şiddetlerini ölçmede oldukça yararlıdır.



Şekil 1.5. İyon odasının sistematik şekli.

Şekil 1.5 da tüp içinde bulunan gaz molekülleri foton ışınları veya gelen parçacıklar, (+) ve (-) iyon ürünleri ile iyonize olarak iyon çiftleri oluştururlar. Negatif iyonlar pozitif elektroda (anot), pozitif iyonlar ise negatif elektroda (katot) doğru hareket ederler. Bu da çıkışta iyonizasyon akımı meydana getirmektedir.

İyon odaları genellikle plastik ve karbon gibi atom numaraları hava ve suya yakın maddelerden yapılmaktadır. İyon odalarının içinde bazen havadan farklı bir gaz da kullanılabilir. Bu seçimde, foton-madde etkileşmesinde en baskın etkileşim olan compton saçılması önemlidir. Gamaların madde ile etkileşmeleri fotoelektrik olay, çift oluşumu ve compton saçılması hem gelen demetin enerjisine hem de ortamın atom numarasına bağlıdır. Gaz ortam atmosfer basıncındaki hava ile dolu olan iyon odaları içinde en çok gama ışınlarının ölçülmesinde kullanılmaktadır.

1.2.3. Derin Doz Dağılımları

Lineer hızlandırıcılarda hastaya verilecek olan doz üzerinde tedavi alanı bölgesindeki dozun ölçümü, su fantomu içinde iyon odaları kullanılarak elde edilmektedir. Su fantomunda derinliğe bağlı doz dağılımları tedavi alanı büyüklüğüne, radyasyon kaynağının enerjisine, radyasyon kaynağının fantom yüzeyine olan uzaklığına (SSD), derinliğe, kolimatör görevi gören engeller, kurşun levhalar ve yarıkların radyasyon kaynağına olan uzaklıkları gibi faktörlerin direkt olarak doz dağılımını etkilemesinden dolayı bu faktörlerin iyi bir şekilde analiz edilmesi gerekmektedir.

1.3. Lineer Hızlandırıcılarda Yapılan Doz Hesaplamalarının Tarihçesi

Medikal lineer hızlandırıcılarda doz hesaplama iyon odası ile AAPM Task Group 51 (TG-51) nolu raporunda tavsiye edilen yöntemle göre yapılmaktadır. Radyasyon dozimetresindeki gelişme, radyasyon terapisinde foton ve elektron demetleri kalibrasyonunun doğruluğunu geliştirmek için devam etmektedir. TG-51 raporundan önceki raporlar, Bragg-Gray veya Spencer Attix oyuk teorilerini uygulayarak dozun, iyon odaları kullanarak ölçülmesini baz alır. İlk yayınlanan raporlarda, kalibrasyon laboratuvarları ^{60}Co demetlerinde iyon odaları için kalibrasyon faktörleri açığa çıkarıldı. Kullanıcılar X ışını yada elektron demeti için nominal enerjiye karşı doz dönüşüm faktörlerinin basit bir tablosuna bakmaya gerek duyuyorlardı. Rapor, demetin gerçek kalitesi ya da kullanılan odanın tipi için bu faktörlerde dönüşüm gibi özel etkenler olmadığından dolayı basitti. Bu etkenlerin bazılarının eksikliği %5 e kadar varan demet kalibrasyonunda hatalara neden oldu. Raporların ikincisinin ortaya çıkışı örneğin; AAPM (American Association of Physicists in Medicine) tarafından 1983 yılında TG-21 raporu yayımlandı. TG-21 raporuyla bu kompleks problemlerin birçoğu azaltıldı. Doz kalibrasyonunun doğruluğu oldukça iyi hale geldi fakat özellikle odaya bağımlı faktörler ve demet kalitesiyle ilgili varyasyonlar ile kompleks hesaplamalar gerekti.

Daha sonra günümüzde kullanılan TG-51 raporu ortaya çıktı. TG-51 raporunda ölçümler için iyon odası kullanılmaktadır. Fakat bunun için suda absorplanan doz kalibrasyon faktörleri gerekmektedir. Sonuç olarak önceki protokollere göre kavramsal olarak anlamak daha kolay uygulamak daha basittir. Son on yılda birincil standart laboratuvarlarında üzerinde durulan esas nokta kliniksel referans dozimetresi demet kalitesiyle doğrudan ilişkili olduğundan ve absorbe edilen doz için birincil standartlar hızlandırıcı demetlerde geliştirilebildiğinden dolayı suda absorplanan doz için hava kerma ve maruz kalma belli standartlardan hareket etti. Suda absorbe edilen doz için standartlar ^{60}Co ve 25 MeV e kadar Bremsstrahlung demetlerinde %1 den daha küçük belirsizliğe (1σ) sahiptir. Bu geliştirilen hassasiyeti kapsamayı müsaade eden bir rapora sahip olması uygundur. Bu gelişmeler ^{60}Co demetinde suda absorbe edilen dozla ilgili olarak kalibre edilen iyon odaların kullanımını baz alan bu üçüncü doz hesaplama yöntemi başarıya sunuldu.

Kalibrasyon faktörleri ^{60}Co kaynağı için absorbe edilen dozu baz klinik referans dozimetresinde, k_Q ile belirtilen bir kalite dönüşüm faktörüne gereksinim vardır ve bu faktörler referans dozimetre için klinik kullanımda günümüzde silindirik iyonizasyon odalarında Spencer-Attix oyuk teoremi kullanılarak hesaplanır. Elektron demetleri için k_Q faktörlerinin belirlenmesi, kullanıcı demetindeki yükseklik üzerindeki bağılılığı, enerjinin yanı sıra modalitedeki bir değişimden dolayı foton demetlerine göre daha kompleksdir. Rapor, hızlandırıcı demetlerde

absorbe edilen dozun birincil standartlarla ölçümlerin gelecekteki ölçümleri dahil etmeyi müsaade eden bir yolla yazıldı.

Bu rapordaki önemli bir nokta su fantomunda yapılan klinik referans dozimetresidir. Suya eşdeğer plastikleri kapsayan plastiklerde referans dozimetri ölçümleri müsaade edilmez. İlgili miktarın suda dozun absorplanmasından dolayı protokolde doğruluk ve basitlik sağlamak içindir. Bu nokta çok daha sık kalite güvence kontrolleri için plastik materyallerin kullanımını engellemez. Bunun için bir transfer faktörü, plastikten dokuya gibi belirlenmesi sağlandı fakat yılda en az bir kez yapılabilen suda kalibrasyon gerekmektedir.

TG-51 raporunun, TG-21 e göre aralarında farklar vardır. TG-21 raporu aynı dökümanda hem pratik hem teorik uygulamala kombine edilirken TG-51 raporunda bir dökümant olarak sunan bu rapor verilen bir elektron veya bir foton demeti için klinik referans dozimetresi yapmak için gerekli tüm adımlar arasından medikal fizikçiye yol göstermektedir. Ayrıca foton ve elektron demet dozimetresi için ayrı ayrı çalışma taslakları da mevcuttur.

TG-21 raporunun doğruluğu varsayımı altında hava kerma kalibrasyon faktörleriyle absorbe edilen doz oranı tahminleri, sudaki ölçümler için TG-21 den sonraki gelen raporlarla kıyaslandığında %1 den çok daha az olan foton demetlerinde klinik referans dozimetresi sonuçlarının bu raporun uygulanmasında da değişeceği beklenmemektedir. TG-51 raporunun gerçekçi klinik elektron demetlerinde, durdurma gücü oranlarıyla ilişkin daha doğru prosedürler kullanıldığından ve paralel düzlemli odalar için TG-39 raporu tarafından sağlanan gelişmeleri de hesaba katmasından dolayı TG-21 raporuna göre maksimum doz derinliğinde (d_{max}) az da olsa büyük değişimler beklenebilir. (Almond et al, 1999)

1.4. Medikal Lineer Hızlandırıcılarda İyon Odasıyla Yapılan Doz Hesabı

TG-51 raporu 4-50 MeV arasındaki nominal enerjilerle elektron demetleri, 50 MeV ve ^{60}Co arasında nominal enerjilerle foton demetleri kullanarak dış demet radyasyon terapisinin klinik referans dozimetresi için tanımlanmaktadır. Klinik kullanım için resmi olarak onaylanmış bir rapor olan TG-51 protokolü American Association of Physicists in Medicine (AAPM) in radyasyon terapi komitesi tarafından yürürlüğe girdi.

TG-51 raporunda kullanılan birçok veri, tanımlanan bazı referans şartlar altında uygulanılmaktadır. Bu şartlar kaynaktan yüzeye olan mesafe (SSD), alan boyutuna, ölçümün derinliğine ve hem foton hem de elektron demetleri altında belirtilir.

Belirlenen $N_{D,w}^Q$ Gray (Gy) biriminde, Q kaliteli bir demette lokalleştirilen bir iyon odası için sudaki kalibrasyon faktörünün referans şartlar altında absorbe edilen doz,

$$D_w^Q = MN_{D,w}^Q \quad (\text{Gy}) \quad (1.1)$$

ile verilir.

D_w^Q , örneğin referans derinliği olmadığı zaman iyon odasının ölçüm noktasında suda absorbe edilen dozun Gray birimindeki değeridir. M , ise sıcaklık basınç gibi standart çevresel şartları düzeltme, elektrometrenin kalibrasyonu, polarite ve iyonunun yeniden birleşmesi etkileri için düzeltilen metre veya coulomb (c) biriminde elektrometre okunmasının tam olarak düzeltilmesidir. Absorbe edilen dozun kalibrasyon faktörü, ilgili demet kalitesi için k_Q belirlenerek gerekli dönüşümü yaptıktan sonra bu denklem direkt olarak kullanılabilir.

Genellikle absorbe edilen doz kalibrasyon faktörünün bir ^{60}Co demetinde $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ referans şartları için elde edilebileceği tahmin edilir. Bu durumda kalite dönüşüm faktörü k_Q dönüşümü ile,

$$N_{D,w}^Q = N_{D,w}^{60\text{Co}} k_Q \quad (\text{Gy/C veya Gy/rdg}) \quad (1.2)$$

verilir.

Genelde foton veya elektron demetleri üretebilen Q kaliteli isteğe bağlı bir demet için kalibrasyon faktörü içindeki bir ^{60}Co demeti için k_Q kalibrasyon faktörü suda absorbe edilen doza dönüştürür. Kalite dönüşüm faktörü k_Q , kullanımı absorbe edilen doz için;

$$D_w^Q = Mk_Q N_{D,w}^{60\text{Co}} \quad (\text{Gy}) \quad (1.3)$$

ile verilir.

Paralel levhalı odalarda ^{60}Co demeti dışındaki diğer foton demetlerinde duvar düzeltme faktörleri hakkında bilgi yetersizliğinden dolayı dönüşüm faktörü içermezken, silindirik odalarda foton demetleri için TG-51 raporu, referans dozimetresi için daha büyük odalarda bile k_Q nun değeri elde edilir.

Genelde elektron demetleri için kalite dönüşüm faktörü iki bileşen içerir,

$$k_Q = P_{gr}^Q k_{R_{50}} \quad (1.4)$$

gibidir.

$k_{R_{50}}$, R_{50} tarafından belirtildiği gibi, elde edilen absorplanan doz kalibrasyon faktörü için kalite faktörüne (Q) bağlı olan bir belirleyici oda faktörüdür. P_{gr}^Q ise referans derinliğinde gradyent etkilerini düzeltmek için sadece silindirik odalarda gereklidir. P_{gr}^Q nin değeri, kullanıcı tarafından ölçülmesine ve kullanıcının demetindeki ölçüm noktasında iyonizasyon gradyentine ve oda oyuğunun yarıçapına bağlıdır. TG-51 raporu, kullanıcının elektron demetindeki P_{gr}^Q ölçümü için bir prosedür sağlamaktadır.

$k_{R_{50}}$ faktörü, aşağıdaki gibi iki faktörün bir neticesi olarak yazılır.

$$k_{R_{50}} = k_{R_{50}}' k_{ecal} \quad (1.5)$$

Foton-elektron dönüşüm faktörü k_{ecal} , verilen bir oda modeli için sabittir. Kaliteli bir elektron demetinde absorbe edilen doz kalibrasyon faktörü $N_{D,w}^{Q_{ecal}}$ içinde $N_{D,w}^{60Co}$ a dönüştürmeye gerek duyulan bir değer olan $k_{R_{50}}$, sadece Q_{ecal} kaliteli bir demet içindir. Elektron demeti kalite dönüşüm faktörü $k_{R_{50}}'$, demet kalitesine bağlıdır ve $N_{D,w}^Q$ yi $N_{D,w}^{Q_{ecal}}$ ya dönüştürür. Bu sayede elektron demetinde doz,

$$D_w^Q = MP_{gr}^Q k_{R_{50}}' k_{ecal} N_{D,w}^{60Co} \quad (\text{Gy}) \quad (1.6)$$

olarak verilir.

Foton-elektron dönüşüm faktörü k_{ecal} in ortaya çıkışı, oldukça keyfi görünür, Fakat;

- 1) Odadan odaya varyasyon demek olan $k_{R_{50}}'$, $k_{R_{50}}$ den çok daha az olduğundan,
- 2) Elektron demetlerinde absorbe edilen doz için birincil standartlar mevcut olur olmaz nicelik doğrudan ölçülebildiğinden,
- 3) Kalibre edilen silindirik odaların aksine paralel levhalı odalar çapraz olarak kalibre edildiği zaman çok daha doğal rol oynadığından dolayı k_{ecal} çok kullanışlıdır.

Rapor, paralel levhalı odalar kullanarak yaklaşım yoluyla verileri elde etmeye ve izin vermeye sağlamasına rağmen küçük önemli detayların Co-60 demetlerinde paralel levhalı dedektörlerin cevaba etkisi kanıtlandı. Bunun için k_{ecal} in daha fazla belirsizliği üzerine hesaplamalar ve ölçümler yapılır. Bu yüzden öncelikli seçim TG-39 tarafından önerildiği gibi kalibre edilen silindirik odaların aksine yüksek enerjili elektron demetlerinde silindirik odaları çapraz kalibre etmektir.

1.4.1. Suda Absorbe Edilen Doz Kalibrasyon Faktörünün Belirlenmesi

TG-51 raporunun uygulanmasındaki ilk adım, referans şartlar altında bir ^{60}Co demeti ile iyon odası için suda absorbe edilen doz kalibrasyon faktörü elde etmektir. Absorbe edilen doz kalibrasyon faktörü,

$$N_{D,w}^{60\text{Co}} = \frac{D_w^{60\text{Co}}}{M} \quad (\text{Gy/C veya Gy/rdg}) \quad (1.7)$$

$N_{D,w}^{60\text{Co}}$, iyon odasının ölçüm noktasında, kalibrasyon laboratuvarlarındaki ^{60}Co demetinin Gray cinsinden suda absorbe edilen dozdur. Kalibrasyon faktörü, iyon odasında 22°C sıcaklık, $101,33\text{kPa}$ basınç, %20–80 arasındaki bağımlı nem olan standart çevresel faktörler altında uygulanır. Kalibrasyon faktörü suda absorbe edilen dozu, kullanıcı ulusal birincil standartlarda ispat etmektedir. Uygulamada American Association of Physicists in Medicine(AAPM) in üyeleri kalibrasyon faktörünü, Kanada da NRCC veya Amerikada Accredited Dosimetry Calibration Laboratory (ADCL) den elde edilmektedir.

Rutin olarak kalibre edilen iyon odasındaki herhangi bir problemi, yeterliliğini ve kontrollerini sağlamak medikal fizikçilerin sorumluluğundadır. Kontrollerde, bir ^{60}Co demetinde düzenli ölçümler, çoklu bağımsız dozimetre kullanımı vasıtasıyla veya kontrol edilen kaynakların kullanımı tarafından elde edilir. Medikal fizikçiler aynı zamanda yılda iki kez ve odaların taşıma sırasında değişim olmadığını belirlemek için birbirinden bağımsız en az iki defa kontroller yapmaktadır. İyon odası ve elektrometrenin her ikisi de tek bir birim olarak kalibre edilmektedir. (Almond et al, 1999)

1.4.2. Ölçüm Fantomları

Klinik referans dozimetresi en az $30 \times 30 \times 30\text{cm}^3$ boyutlarında bir su fantomunda yapılmaktadır. Gelen demet, su fantomunun 0,2 cm kalınlıklı duvarı içersinden girerse tüm derinliklerde, su yoğunluğunu hesaba katma ve suyun fantomuyla duvarın dış yüzünden ölçülerek suda eşdeğer derinlikler ölçeklendirilmektedir. Bir PMMA (polymethylmethacrylate) duvarı için elektron ve foton demetleri etkin duvar kalınlıkları, cm cinsinden ölçülen kalınlıklar tarafından verilir.

1.4.3. Yük Ölçümü

İyon odasından tam olarak okunan yük düzeltme faktörü M ,

$$M = P_{ion} P_{TP} P_{elec} P_{pol} M_{raw} \quad (\text{C veya rdg}) \quad (1.8)$$

olarak verilmektedir.

M_{raw} , aletlerin okuma coulomb (C) veya iyon odasının okuma ölçüm skalasında (rdg), iyon odasının ham olarak okumasıdır. P_{TP} , iyon odasının kalibrasyon faktörü uygulamaları için standart şartlara uygun okunmasını düzelten sıcaklık-basınç düzeltmesidir. P_{ion} , toplam iyon verimliliğinin eksikliği için düzeltilmez. P_{pol} , herhangi bir polarite için düzeltilmez. P_{elec} , ise elektrometre ve iyon odası ayrı olarak kalibre edilirse elektrometrenin kalibrasyonunu hesaba katar.

1.4.4. Polarite Düzeltmeleri

Polarite etkileri, demet kalitesi ile bağlantı (tel) konumu gibi diğer şartlarla değişir. Bu yüzden her yapılacak klinik referans dozimetresinde ölçümler yaparak bu etkileri düzeltmek gerekir.

Polarite etkilerinden, iyon odasının ham okumasını düzeltmek için kutuplaşma olduğu zaman negatif yük ve pozitif yüklerin okunarak P_{pol} polarite düzeltmesi,

$$P_{pol} = \left| \frac{(M_{raw}^+ - M_{raw}^-)}{2M_{raw}} \right| \quad (1.9)$$

elde edilir.

M_{raw}^+ , pozitif yük toplandığı zaman ki okumadır. M_{raw}^- , negatif yük toplandığı zaman ki okumadır. M_{raw} (M_{raw}^+ veya M_{raw}^- ların biri) klinikte referans dozimetre ölçümleri ve oda kalibrasyonu için toplanan yüklere uygun olarak okumadır. Her iki durumda da M_{raw} in işareti kullanılmalıdır ve genellikle M_{raw}^+ veya M_{raw}^- backgroundu büyük olmayan karşıt işaretlere sahiptirler. Yeteri kadar zaman, iyon odasının okunması, dengeye ulaşması için voltajın sinyal değişiminin sonrasına bırakılmalıdır.

Muhtemel görülebilecek olaylardaki polarite düzeltmesi, 6 MV veya daha düşük birimli bir foton demetindeki 0,3 daha farklıdır. Bu yüzden demet kalibrasyon laboratuvarlarında P_{pol} ün değeri belirlenmelidir. ^{60}Co kaynağı kullanarak medikal fizikçiler tarafından belirlenebilir veya kalibrasyon laboratuvarlarından tespit edilebilir. Kalibrasyon laboratuvarlarında genel olarak bir polarite için kalibrasyon faktörü bildirildiğinden dolayı kalibrasyon demetinde önemli bir polarite düzeltmesi varsa kullanıcı bu protokolda $N_{D,w}^{60Co}$ 'nin yerine $N_{D,w}^{60Co} / P_{pol}^{60Co}$ kullanılmalıdır.

1.4.5. Elektrometre Düzeltme Faktörü

İyon odalarının ve elektrometrelerin kalibre edilmesi birim olarak U.S (United States) ve Kanada da yaygın olarak yapılır. Elektrometre iyon odasından ayrı olarak kalibre edilirse elektrometre düzeltme faktörü P_{elec} , elektrometrenin yükleri doğrulaması için okumayı düzelten elektrometre kalibrasyon faktörüdür. Elektrometre kalibrasyon faktörü, Accredited Dozimetry Calibration Laboratory (ADCL) tarafından elde edilir. P_{elec} , elektrometre üzerinde kullanılan aralığa uygun elektrometre düzeltme faktörüdür. P_{elec} , elektrometre ve iyon odaları bir olarak kalibre edilirse, 1 olarak hesaba katılır. Son denklemler dengeyi sağlandığından dolayı paralel levhalı odaların çapraz kalibre edilmesi için 1 olarak da alınır.

1.4.6. Standart Çevresel Şartlar: Sıcaklık, Basınç ve Nem

Kalibrasyon faktörleri $T_0 = 22^{\circ}C$ sıcaklık ve $P_0 = 101,33kPa$ basınçta standart çevresel şartlar belirlendiğinden dolayı P_{TP} kullanarak yük okunması düzeltilir. P_{TP} ,

$$P_{TP} = \frac{273.2 + T}{273.2 + 22.0} \times \frac{101.33}{P} \quad (1.10)$$

ile verilir.

T , iyon odası yakınında Celcius derecesi cinsinden sıcaklıktır. P , kilopascal birimindeki basınçtır. Standart çevresel şartlar, U.S ve Canada dışında bazı ülkelerde farklılık gösterebilmektedir. Bu yüzden denklem (1.10) kullanılmalıdır.

Odaların çevresiyle termal dengeye ulaşması için belli bir zaman gereklidir. Su tankı içine iyon odası koyulduktan sonra ihmal edilebilir olan oda dışındaki değişimleri bekleyerek termal denge sağlanması gerekir. Bu da yaklaşık 5-10 dk sürebilir. Belirtilen süreden sonra oda içindeki sıcaklığı fantomda oda çevresinde suyun sıcaklığına ulaştığı varsayılır.

Bağıl nemin, genelde 20-80 arasında olduğu varsayılır. Bu aralıkta bağıl nemdeki değişimler ihmal edilerek ortaya çıkan hata ± 0.15 dir. Nemli hava, iyon odası hacmi içerisinde yoğunlaşmaya sebep olabilir ve bu özellikle naylon duvarlı odalar için oda cevabını etkileyebilir. Bu yüzden naylon duvarlı odalar kullanılmaz. (Almond et al, 1999)

1.4.7. İyon Odasında Toplama Verimliliği İçin Düzeltmeler

1.4.7.1. P_{ion} Ölçümü

P_{ion} düzeltmesini belirlemek için standart çift-voltaj teknikleri kullanılmalıdır. P_{ion} , iki farklı bias (ön gerilim) voltajı dedektöre uygulandığı zaman ilgili demet içinde iyon odası

tarafından üretilen yük ölçümünü içerir. Voltaj değişiminden sonra genellikle birkaç dakika dengeye gelmesi için okumaları oda için beklemek gerekir.

Dedektör için normal işlem voltajı V_h olsun ve M_{raw}^H , V_h öngerilimiyle ham oda okumasıdır. M_{raw}^H ölçümünden sonra oda okuması dengeye ulaşır ulaşmaz M_{raw}^L ölçülür ve V_L 2 değerine kadar ön gerilim voltajı azaltılır.

Sürekli demetler için örneğin ^{60}Co demeti için, çift voltajlı formül

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1 - (V_H / V_L)}{M_{raw}^H / M_{raw}^L - (V_H / V_L)} \quad (1.12)$$

Başlangıçtaki yeniden birleşim üstün olmasına rağmen sürekli demetteki genel yeniden birleşimin tahmini denklem (1.11) den çıkarılır. Puls edilen veya taramalı pulslu demetler için $P_{ion} < 1,05$ dir. Örneğin; Saturasyon eğrisinin lineer formunun olduğu yerde P_{ion} belirlenir.

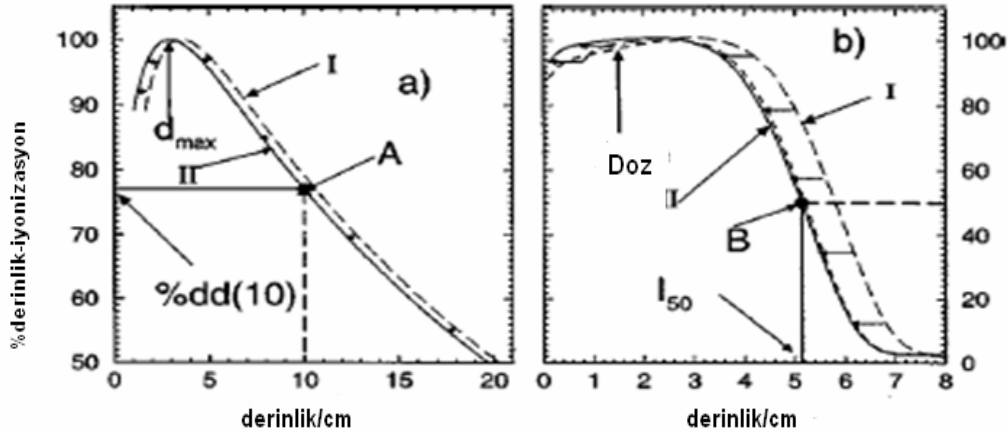
Pulslu veya tarama pulslu demetler için denklemler lineer olmamasına rağmen denklem (1.12), sırasıyla iki voltaj oranı için 0,3 ve 3 voltaj derecesi için 0,6 yani 0,2 ve 0,4 içinde lineer olmayan denklemler çözülmesi ile aynı sonucu verir. Denklem, $P_{ion} = 1,05$ in limitli değerinde daha hatalıdır. 1,05 e yakın P_{ion} değerleri veya voltaj derecelerinin daha büyük değerleri için lineer olmayan denklemler fit edilir veya yayınlanan programlar kullanılabilir.

1.4.8. Demet Kalitesi Belirleme

Hızlandırıcılardan hem foton hem elektron demetleri için demet kalitesi, $k'_{R_{50}}$ elektron kalite dönüşüm faktörü veya k_Q kalite dönüşüm faktörünün doğru değerini saptamak için belirlenmelidir. ^{60}Co demeti için $k_Q = 1.000$ olduğu için demet kalitesi belirlemeye gerek yoktur. Demet kalitesi, hızlanan demetler için yapılan her klinik referans dozimetresinde ölçülmelidir. Bunu yapmak için sorunda demet için merkez eksen derinlik-doz eğrileriyle ilişkili bir parametre ölçme gereği vardır. Derinlik-doz eğrilerinin dikkatli ölçümü, derinliğin bir fonksiyonu olarak derinlik-doz (derinliğe karşılık gelen doz) eğrilerini derinlik iyonizasyon eğrisine dönüştürmek birçok faktöre gerek duyulduğundan dolayı oldukça komplekstir. Protokol, referans derinliğinde absorbe edilen doz belirlendiği zaman kullanılan SSD yaklaşık olarak esnekler. Bununla birlikte foton ve elektron için demet kalitesi belirlendiği zaman, SSD=100cm olarak kullanmak gereklidir. $\%dd(10)$ ve R_{50} , absorbe edilen doz kalibrasyon faktörleri $10 \times 10 \text{ cm}^2$ lik alanlar olmadığı zamanlar SSD nin fonksiyonlarıdır.

1.4.8.1. Ölçüm Sonuçlarından Derinlik ve Gradyent Hesabı

Silindirik bir oda için ölçümün noktası odanın merkez eksenı üzerindedir ve bu ölçüm noktası her zaman derinlik doz eğrisinde bireysel bir noktada doz ölçüldüğü zaman referans derinliğine yerleştirilir. Bununla birlikte ölçümün etkin noktası, birincil demetin yukarı doğru(kaynağa yakın) değişik uzaklıklarda odaya girmesinden dolayı ikincil elektronların doğrultusu ağırlıklı olarak ileriye olduğundan dolayı yukarı doğru daha yakın ölçüm noktası alınmaktadır. Ölçümün etkin noktası, referans derinliğinde iyonizasyon ölçümünden mutlak dozun hesaplanması ve derinlik-iyonizasyon eğrilerinin ölçümü üzerinde bir etkiye sahiptir. Şekil 1.7 de elektron ve foton demetleri için sırasıyla $0,6r_{cav}$ (a) ve $0,5r_{cav}$ (b) kadar silindirik odalara ölçülen yukarı doğru derinlik-iyonizasyon veri kayma etkisi görülmektedir.



Şekil 1.7. a) $r_{cav} = 1.0cm$ ile foton demetleri için silindirik odanın ölçülen $0,6r_{cav}$ a kadar yukarı doğru kaydırılan derinlik-iyonizasyon veri kaydırma etkisi

b) $r_{cav} = 1.0cm$ ile elektron demetleri için silindirik odanın ölçülen $0,5r_{cav}$ a kadar yukarı doğru kaydırılan derinlik-iyonizasyon veri kaydırma etkisi (Almond et al: AAPM's TG-51 protocol)

Bir silindirik odanın merkez eksenli derinlik-doz eğrisi ölçüldüğü zaman ölçümün etkin noktası, derinlik-iyonizasyon verisi şekil 1.7 (a) ve (b) de eğri I tarafından gösterildiği gibi varsayılan derinlik olarak belirlenen ölçümün noktasıyla ölçülür. Tüm eğri bu yüzden şekil 1.7 (a) ve (b) de II eğri tarafından gösterildiği gibi iyonizasyon oda oyuğunun yarıçapı r_{cav} ile orantılı mesafeye kadar yüzeysel derinliklerde kaydırılır. Silindirik ve küresel odalar için kayma elektron demetleri için oyuklarının yarıçapları $0,5r_{cav}$ foton demetleri için $0,6r_{cav}$ olarak alınır. Kaydırılan eğriler silindirik odalar için derinlik-iyonizasyon eğrileri olarak alınır. Derinlik-iyonizasyon eğrileri

hem foton hemde elektron demetleri için demet kalitesini belirlemek için kullanılır. Derinlik-iyonizasyon eğrileri olarak bu ölçümlerin kullanımı, derinlikle P_{pol} ve P_{ion} daki herhangi bir değişim yoksayıdır. Elektron demetleri içinde elektron akı düzeltme faktöründeki değişimler önemsenmemektedir. İyi korunan paralel düzlemler oda derinlikle bu değişimleri minimize ederken, elektron demeti için derinlik iyonizasyon eğrileri ölçümü için tercih edilirler.

Foton demetleri için durdurma gücü oranındaki değişim $d_{max} (< 0,1\%^{42})$ yi geçecek şekilde ihmal edilir ve bu yüzden derinlik-iyonizasyon eğrisi, derinlik-doz eğrisi olarak, herhangi klinik foton demeti derinlik doz eğrisini belirlemek için kullanılmak üzere ele alınır. Elektron demetinde derinlik-doz eğrilerini belirlemek için derinlik-doz eğrisinde, derinlikle durdurma gücü oranında önemli bir değişim ayrıca düzeltilmelidir. Eğer gerekliyse, bu dönüşüm d_{ref} den d_{max} a dozu transfer etmek harici bu protokolda gerek yoktur.

Paralel düzlemler odalar için ölçümün etkin noktası oda oyuğunun yukarı doğru merkezi ölçüm noktasıdır. Bu genel olarak ölçümün etkin noktası olarak alınır. Bu yüzden paralel-plakalı odalar için derinlik-doz eğrileri kaymaya uğramaz. Eğri I ve II demet kalitesini belirleme amacı için derinlik-iyonizasyon eğrisini vermektedir.

Hem elektron hem foton demetleri için referans derinliğinde tam olarak dozun ölçümü, paralel-düzlemler odaların aksine silindirik odaların ölçüm noktası elektronlar için d_{ref} , fotonlar için 10 cm referans derinliğine yerleştirilir. Gradyent etkileri elektronlar için P_{gr}^Q , fotonlar için k_Q , demet kalite dönüşüm faktöründe tam olarak içerir. TG-51 raporunun formalizmi odanın sudan kaldırıldıktan sonra ölçüm noktası vasıtasıyla belirlenen noktadaki suda absorbe edilen dozu vermektedir.

1.4.8.2. Foton Demetleri İçin Demet Kalitesi Belirlenmesi

10 MV ve üzeri yüksek enerjilerde hızlandırıcı kafasından gelen elektronlar, maksimum doza karşılık gelen derinlikteki (d_{max}) dozu önemli biçimde etkileyebilir. Bu yüzden ölçülen $\%dd(10)$ nun değeri azalmaktadır. Bu elektron kontaminasyonu hızlandırıcı makine tipleriyle değişmektedir. Bununla birlikte hızlandırıcı kafa altına 1 mm kalınlıkta kurşun levha yerleştirildiğinde ihmal edilebilir bir düzeyde hızlandırıcıdan elektronların etkilerinin ve kurşun levhadan elektron kontaminasyonu bilmenin etkisini göz önünde bulundurularak yapılan hesaplamaları azalttığı gözlenmiştir. Bu yüzden ilk adım 10 MV veya üzeri enerjilerle demetler için foton demet kalitesi belirlemede, referans konumunda absorbe edilen doz ölçümü için kaldırılabilen tam olarak demeti durdurmak (engellemek) için konumlanan 1 mm lik kurşun

levhayla $\%dd(10)_{pb}$ nin değeri ölçülür. 10 MV un altındaki demet enerjileri için kurşun levhaya gerek yoktur. Açık demette (engeller, kurşun levhalar, yarıklar yokken) $\%dd(10)$ ölçülür.

Eğer 1 mm lik kurşun levha kullanılıyor ve bu yüzden açık demet değilse fantom yüzeyinden ($\pm 5cm$) fantom yüzeyinden yaklaşık 50 cm ye yerleştirilmelidir. Sadece hızlandırıcı yapısında 50 cm lik bir mesafeye konumlanması mümkün olmuyorsa o zaman kurşun levha fantom yüzeyinden 30 ± 1 cm lik mesafeye yerleştirilebilir. Kurşun levhanın tam olarak kalınlığı önemli değildir. ± 20 lik bir tolerans uygulanabilir.

Engelle gerek duyulmadığı zaman düşük enerjili demetler için $\%dd(10)$ veya yerleştirilen kurşun levhayla $\%dd(10)_{pb}$ yi ölçmek için, bir iyon odası örneğin şekil 1.7 (a) daki eğri I de, 100 cm lik bir SSD ve fantom yüzeyinde $10 \times 10 cm^2$ lik bir alan kullanarak suda ölçülen merkez eksen yüzde derinlik-iyonizasyon eğrisi üretmek için kullanılmalıdır. Küresel veya silindirik odalar için ölçülen derinlik-iyonizasyon verisi, derinlik iyonizasyon eğrisi, eğri II yi vermesi için $0,6r_{cav}$ kadar yukarı doğru kaydırılmalıdır. Paralel-plakalı odalar için bu kaydırmaya gerek yoktur. Örneğin eğri I ve eğri II uyumludur. Yüzde derinlik- iyonizasyon eğrisi yüzde derinlik-doz eğrisi olarak ele alınabilir. Örneğin; şekil 1.7 (a) da eğri II de yüzde derinlik-doz eğrisinde 10 cm derinliğe A noktası lokalleştirilir. Bu değer $\%dd(10)$ veya $\%dd(10)_{pb}$ dir ve 10 cm derinlikte yüzde derinlik-doz ölçümüdür.

10 MV dan daha az enerjilerle demetler için açık demette ölçülen $\%dd(10)$ nın bu değeri $\%dd(10)_x$ demet kalitesidir. 10 MV ve üzeri enerjilerde açık demetler için $\%dd(10)_x$ in değeri

$$\%dd(10)_x = [0,8905 + 0,0015\%dd(10)_{pb}] \%dd(10)_{pb} [50cm de engel \%dd(10)_{pb} \geq 73] \quad (1.13)$$

tarafından fantom yüzeyinden $50 \pm 5cm$ de demette engelle ölçülen $\%dd(10)_{pb}$ nin değerinden elde edilir.

Eğer engel fantom yüzeyinden 30 ± 1 cm de yerleştirilirse $\%dd(10)_{pb}$ nin değeri,

$$\%dd(10)_x = [0,8116 + 0,00264\%dd(10)_{pb}] \%dd(10)_{pb} [30cm de engel \%dd(10)_{pb} \geq 71] \quad (1.14)$$

elde edilir.

$\%dd(10)_x$, denklemler üzerinde sırasıyla verilen eşik değerlerden daha az ise o zaman $\%dd(10)_x = \%dd(10)_{pb}$ dir. Engel, açıkca demet kalitesi belirlendiği zaman kullanılır ve demet kalitesi belirlendikten sonra kaldırılmaktadır.

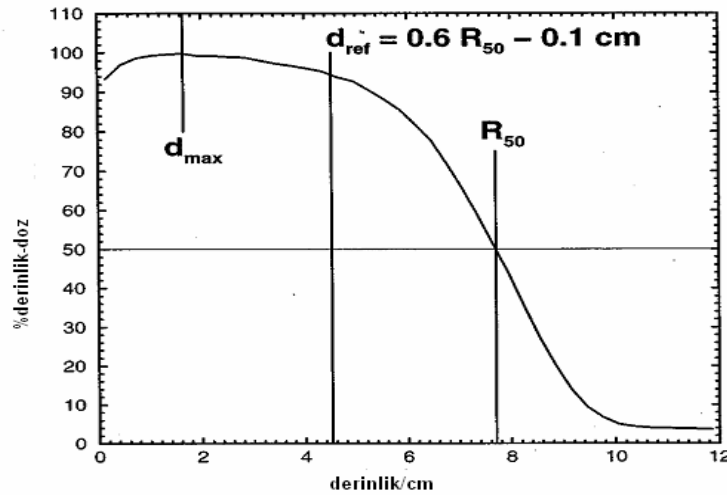
Fantom yüzeyi ve ağız arasında daha fazla açıklık veya 45 cm lik makineler için ara ölçüm olarak kullanılabilen elektron kontaminasyonunu düzeltmek için genel mevcut formül vardır. Düşük enerjili demetler için örneğin; $\%dd(10)_{pb} \leq 75\%$ ile 10 MV altındaki enerjiler için $\%dd(10)_x = \%dd(10)$ dur. Yüksek enerjili demetler için kullanılan formül, $\%dd(10)_{pb} \leq 89\%$ a kadar uygulanır. O halde $\%dd(10)_x$ in değeri,

$$\%dd(10)_x = 1,267\%dd(10) - 20,0 \quad [75 < \%dd(10) \leq 89] \quad (1.15)$$

$\%dd(10)$, bir açık demet için tanımlanması gibi ölçülür.

1.4.8.3. Elektron Demetleri İçin Demet Kalitesi Belirlenmesi

Referans demet dozimetresinin amaçları için, elektron demetindeki demet kalitesi 100cm SSD de $\gg 10 \times 10\text{cm}^2$ fantom yüzeyinde bir alan boyutuna sahip bir demet için maksimum dozun $\%50$ sine düşen absorbe edilen doz, cm cinsinden sudaki doz R_{50} tarafından belirlenir.



Şekil 1.8. Yüzde derinlik-doz eğrisi tipik elektron demeti üzerinde R_{50} gösterilmektedir. SSD

90–110cm arasında aynı boyutlu demette $E > 20\text{MeV}$ enerjilerde klinik referans dozimetresi için derinlik $d_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1\text{cm}$ dir. Düşük- enerjili demetlerde referans

dozimetresi d_{ref} , d_{max} a eşittir (Almond et al: AAPM's TG-51 protocol)

R_{50} yi belirlemek için ilk olarak şekil 1.7 (b) de eğri I, 100 cm lik bir SSD de bir su fantomunda bir merkez eksen derinlik-doz eğrisi ölçülür. Silindirik odalar için eğri II yi vermesi $0,5r_{cav}$ e kadar yukarı doğru eğri kaydırılarak gradyent etkileri düzeltilir. Paralel plakalı odalar için herhangi bir kaydırmaya gerek yoktur. Eğri II, derinlik iyonizasyon eğrisi olarak alınır. Örneğin Şekil 1.7 (b) de eğri II gradyent etkileri için düzeltilen derinlik iyonizasyon eğrisi üzerinde maksimum iyonizasyonun %50 düzeyinde B noktasına yerleştirilir. B noktasının derinliği I_{50} olarak verilir. Elektron demeti için belirleyici demet kalitesi R_{50} , aşağıdaki denklemler kullanarak I_{50} nin ölçülen değerinden belirlenir.

$$R_{50} = 1,029I_{50} - 0,06 \text{ cm} \quad 2 \leq I_{50} \leq 10 \quad (1.16)$$

$$R_{50} = 1,059I_{50} - 0,37 \text{ cm} \quad I_{50} > 10 \quad (1.17)$$

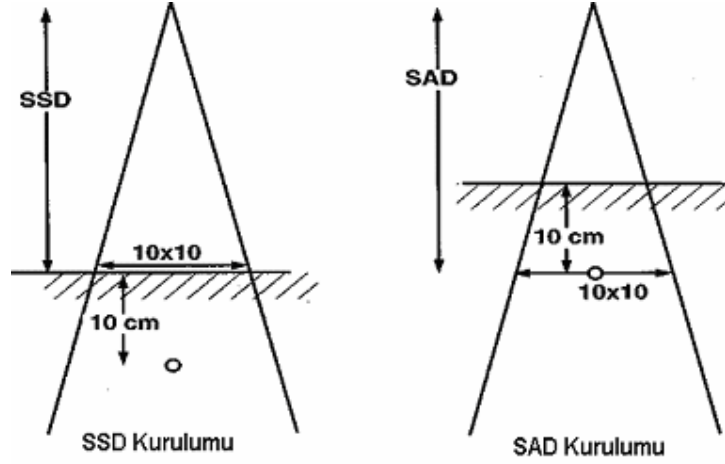
İkinci bir alternatif bir elektron demetinde bir doz-dedektörü olarak yanıtlayan iyi kaliteli bir diyot dedektör kullanarak yüzde derinlik doz-eğrisi belirlemektir. Üçüncü bir alternatif yüzde derinlik-doz eğrisi bir iyon odası için derinlik-iyonizasyon eğrisine dönüştürmektir.

1.4.9. Foton Demet Dozimetresi

Denklem 1.3 de ifade edildiği gibi foton demetleri için referans şartlar altında suda absorbe edilen dozu verir. $\%dd(10)_x$ tarafından belirlenen Q kaliteli kullanıcının foton demetinde iyon odasının ölçüm noktasında M yükü ölçmek için kullanıldığı gibi belli bir monitör biriminde referans şartlar altında suda absorbe edilen dozu verir.

1.4.9.1. Kaynak Yüzey/Eksen Uzaklığı, Demet Boyutu ve Derinliğin Referans Şartları

Foton demetleri için klinik referans dozimetresi, bir su fantomunda 10 cm bir referans derinlikte yerleştirilen silindirik iyon odasının ölçüm noktasıyla açık bir demette (engeller, kurşun levhalar, yarıklar yokken) yapılır.



Şekil 1.9. SSD ve SAD'ın sistematik kurulumu. (Almond et al: AAPM's TG-51 protocol)

SSD ya da SAD kurulumu, şekil 1.9 da görüldüğü gibi normal klinik mesafelerde yapılabilir. Alan boyutu $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dir. Bir SSD kurulumu kullanıldığında zaman, alan boyutu fantom yüzeyinde tanımlanır. SAD kurulumu kullanıldığında zaman alan boyutu, makinenin izomerkezinde 10 cm derinliğe yerleştirilen dedektör konumunda tanımlanır.

Kalibrasyon laboratuvarlarında ^{60}Co demetleri için genel olarak referans derinliği, 5 g/cm^2 dir. 10 g/cm^2 derinlikte belirlemenin dışındaki derinlikte belirlenen iyon odası kalibrasyon faktörleri arasındaki farklılık gözardı edilir ve bu yüzden 5 g/cm^2 bir derinlik için kalibrasyon faktörü kullanılabilir.

Dozun ölçümü için referans şartları oldukça esnek olmasına rağmen demet kalitesini belirlemek o kadar esnek değildir ve $SSD = 100 \text{ cm}$ de olmalıdır. (Almond et al, 1999)

1.4.9.2. Klinik Foton Demetlerinde Absorbe Edilen Doz

Foton demetlerinde absorbe edilen doz için Denklem (1.3) kullanılmaktadır. Bunun için kalite dönüşüm faktörünün (k_Q) değerine gerek duyulmaktadır. Hızlandırıcı elektron demetleri için hesaplanan kalite dönüşüm faktörünün (k_Q) değeri, referans dozimetresi için genel olarak kullanılan silindirik referans dozimetresi için $\%dd(10)_x$ 'in bir fonksiyonudur. Spesifik odalar için değerler Almond et al: AAPM's TG-51 protocol adlı makalesinde tablo 1 den seçilebilir.

1.4.9.3. Klinik Foton Demetleri İçin Diğer Derinliklerde Absorbe Edilen Doz

Klinik referans dozimetresi, 10 cm derinlikte suda absorbe edilen dozu belirler. Klinik referans dozimetresi için kullanılan referans derinliğinde değilse iki metotdan biri (SSD veya SAD) kullanarak yaklaşık derinliğe karşılık gelen doz belirlenir. Kliniksel yüzde derinlik-doz eğrileri SSD kurulumları için kullanılabilir. Kliniksel doku fantom oranı (TPR) eğrileri SAD kurulumları için dozun maksimum olduğu derinlikteki (d_{max}) dozu istenmediğinde kullanılabilir.

1.4.10. Elektron Demet Dozimetresi

$D_w^Q = MP_{gr}^Q k'_{R_{50}} N_{D,w}^{60Co}$ (Gy) denkleminde, R_{50} tarafından belirlenen Q kaliteli elektron demetinde iyon odasının ölçüm noktasında M yükünü ölçmek için kullanıldığı gibi belli bir monitör birimi olarak referans şartlar altında suda absorbe edilen doz verilir.

$R_{50} \leq 4,3$ ile 10 MeV veya daha az gelen enerjili elektron demetleri için iyi korunan paralel düzlemli odalar tercih edilir ve daha yüksek enerjilerde kullanılabilir. Paralel düzlemli odalar, 6 MeV veya daha az gelen enerjili, $R_{50} \leq 2,6$ cm li demetler için kullanılmalıdır.

1.4.10.1. Kaynak Yüzey Mesafesi, Demet Boyutu Ve Derinliğin Referans Şartları

Elektron demetleri için klinik referans dozimetresi,

$$d_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1 \quad (\text{cm}) \quad (1.18)$$

Referans derinliğinde bir açık demette yapılır. İyon odasının ölçüm noktası, paralel düzlemli odalar için hava oyuğunun ön yüzüne, silindirik odalar için merkez eksene, referans derinliğine (d_{ref}) yerleştirilir. Alan boyutu, $E \leq 20 \text{ MeV}$ ($R_{50} \leq 8,5 \text{ cm}$) li demetler için fantom yüzeyinde $\gg 10 \times 10 \text{ cm}^2$ dir. Yüksek enerjili demetler için $\gg 20 \times 20 \text{ cm}^2$ dir.

Klinik referans dozimetresi 90 cm den 110 cm ye SSD'yle yapılabilir. Durdurma gücü oranlarının Monte Carlo hesaplamaları altında $SSD = 100 \text{ cm}$ için yapılmaktadır. Fakat, SSD den 10 cm ye kadar değişimler raporda kullanılan parametreleri etkilememektedir.

1.4.10.2. Klinik Elektron Demetlerinde Absorbe Edilen Doz

Elektron demetlerinde denklem (1.6) ile suda absorbe edilen dozu belirlemek için kullanılır. Bu denklemi kullanmak için P_{gr}^Q , $k'_{R_{50}}$ ve k_{ecal} in değerlerine gerek duyulur. $k'_{R_{50}}$ ve k_{ecal} değerlerini yüksek ve düşük enerjilerde, hem silindirik hem paralel düzlemli odalar için "Almond et al: AAPM's TG-51 protocol" adlı makalesinde edilen tablo ve grafiklerden

bulunmaktadır. Q_{ecal} demet kalitesi keyfi olarak seçilir ve TG-51 raporunun amaçları için $R_{50} = 7,5\text{cm}$ olarak alınmaktadır.

Silindirik odalar için aşağıdaki ifade,

$$k'_{R_{50}}(\text{silindir}) = 0,9905 + 0,0701e^{(-R_{50}/3,67)} \quad (1.19)$$

Maksimum %0,2 lik bir hatayla $2 \leq R_{50} \leq 9$ cm için kullanılabilir.

Paralel düzlemler için aşağıdaki ifade,

$$k'_{R_{50}}(pp) = 1,2239 - 0,145(R_{50})^{0,214} \quad (1.20)$$

$2 \leq R_{50} \leq 20$ için kullanılır.

P_{gr}^Q , gradyent etkisi için düzeltme, paralel plakalı düzlemler için gerekli değildir.

Silindirik odalar için 10 MeV in altındaki elektron demetlerinde referans derinliği $d_{\max}$ olduğu zaman değeri 1 e yakındır. Silindirik odalarda P_{gr}^Q ,

$$P_{gr}^Q = \frac{M_{raw}(d_{ref} + 0,5r_{cav})}{M_{raw}(d_{ref})} \quad (1.21)$$

ile verilir.

r_{cav} , cm cinsinden oda oyuğunun yarıçapıdır. $M_{raw}(d_{ref} + 0,5r_{cav})/M_{raw}(d_{ref})$, d_{ref}

ve $d_{ref} + 0,5r_{cav}$ da odanın merkeziyle iyonizasyon akımları veya tek tek toplanan yüklerin oranıdır. Bu prosedür ölçümün etkin noktasındaki, ölçüme karşılık gelir. Fakat şu andaki formalizm, elektron demetlerinde suda absorbe edilen dozun birincil standartlarda gelecekte de yararlanmak için kabul edilmektedir. P_{gr}^Q nun değeri $d_{ref} > (d_{\max} + 0,5r_{cav})$ ise 1 den küçüktür.

TG-51 raporuna göre medikal lineer hızlandırıcılarda deneysel olarak doz hesabı yapılabilirken aynı zamanda bilgisayarda simülasyon ortamında Monte Carlo yöntemi çıkışta ile suda absorbe edilen doz hesaplanabilmekte ve çıkış spektrumu hassas bir şekilde alınabilmektedir. (Almond et al, 1999)

1.5. Simülasyon Ortamında Sudaki Derinlik Doz Eğrileri Hesaplamaları

Deneysel olarak bir su hacmindeki doz 1.4. bölümde olduğu gibi hesaplanabilirken aynı zamanda Monte Carlo simülasyonları ile bir hacim içindeki doz hesaplanabilir. Buradaki hesaplamada, derinlik doz eğrisi hesaplamaları için kullanılan küçük kübik bölge (voksel)

boyutları etkilemektedir. Doz dağılımı x ve y doğrultularındaki demet eksenine dik doğrultuda merkez eksen etrafında hemen hemen düzgün olduğundan dolayı, x ve y doğrultularındaki doz skor hacimlerinin boyutu önemli doz profili değişiminin uzun skalasıyla kıyaslandığında yeteri kadar küçük olduğu sürece kritik değildir. 1 cm yarıçaplı bir radyal skor bölgesi kullanımı, 0,5 cm yarıçaplı bir skor bölgesi kullanımı simülasyonlarıyla karşılaştırarak yeterli olabileceği varsayıldı ve dedekte edilebilir farklılıklar gözlenilmedi. Derinlikte gereken ayırım tahminini elde etmek için $D_{MC}(z_0)$, z_0 derinliği etrafında merkezlenen Δz boyutlu bir voksel de bir Monte Carlo simülasyonu ile doz hesaplanabilir. Bunun için z_0 derinliği etrafında $D_w(z)$ nin bir Taylor açılımı kullanılmasıyla

$$D_{MC}(z_0) = \frac{1}{\Delta z} \int_{z_0 - \Delta z/2}^{z_0 + \Delta z/2} dz D_w(z) \approx D_w(z_0) \left[1 + \frac{D_w''(z_0)}{D_w(z_0)} \frac{\Delta z^2}{24} + O(\Delta z^4) \right] \quad (1.22)$$

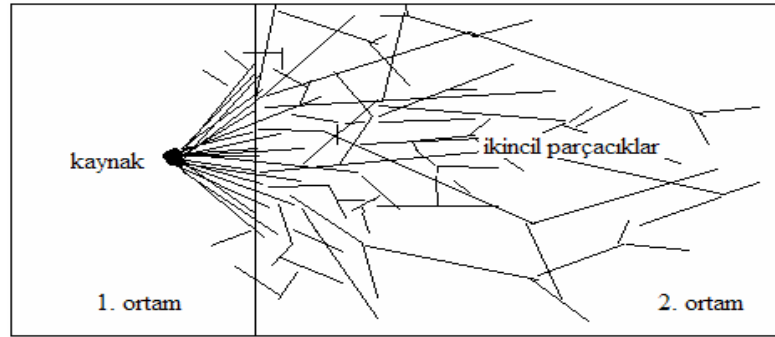
elde edilir.

Bir $D_w(z_0)$ noktasında, dozu Monte Carlo simülasyonunda hesaplanan Δz boyutlu bir voksel in ortalama doza eşitleyebilmek için kare braketlerdeki ikinci ve daha yüksek dereceli terimler ihmal edilmektedir. Bir z konumunda dozun $D_w(z)$ nin, ikinci türevinin kendisiyle oranı $D_w''(z)/D_w(z)$ maksimum dozun derinliğinin ötesindeki derinlikler için çok küçüktür bu yüzden nispeten daha geniş vokseller kullanılabilir. Bununla birlikte build-up bölgesi(referans noktasından yüzeye olan bölge) $D_w''(z)/D_w(z)$ oldukça büyüktür. Tipik olarak foton demeti derinlik doz eğrileri analiz edilerek $D_{MC}(z)$ ve $D_w(z)$ arasında %0.1 i geçmeyen bir farklılık 1 mm lik ayırım(resolution) kullanarak bulundu. 1 mm lik bir ayırım sudaki doz derinlik eğrisi hesaplamaları için kullanılır. Derinlik doz eğrisi, 1 mm ayrımla hesaplanır hesaplanmaz istenilen derinliklerde sudaki doz interpolasyon kübik spline kullanarak orta nokta dozlardan elde edilebilir. (Kawrakow ,2005)

1.5.1. Monte Carlo Yöntemi

Monte Carlo yoluyla parçacık taşınması yöntemi, radyasyon parçacıklarının bir ortamdan geçişleri esnasında ard arda yapmış oldukları etkileşmelerin rastgele sayılar kullanılarak bilgisayarda simüle edilmesine dayanır. Parçacık taşınması ile ilgili fiziksel değişkenlerin gerçek değerlere uygun seçimi, ortam materyaline ait gerçek tesir kesiti değerlerinin kullanılmasıyla mümkündür. 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.

Monte Carlo simülasyonu, radyasyon transportunun modellenmesinde fiziğin birçok alanında kullanılan ve modellenen fiziksel sistemlerin gerçekçi simülasyonlarını içeren bir hesaplama türüdür. Kaynaktaki parçacıkların başlangıç konumu, enerjisi ve tipi istenilen koşullara uygun olarak üretilir (Şekil 1.10). Taneciklerin, ilgili materyal içinde çekirdek ve elektronla etkileşimleri ikincil parçacıkları üretir, tanecik simüle edilen ortam içinde enerjisini kaybettiği yere kadar takip edilen bir parçacığın history tamamlamasına izin verir, tanecikler rastgele sayılar kullanarak olasılık fonksiyonlarına uygun olarak takip edilir ve sonunda ya verilen bir eşik değeri altına enerjisi düşer ya da geometriden kaçarsa takip edilen parçacıkla ilgili işlemler sonlandırılır. Belirtilen koşullar altında belli bir radyasyon ve etkileşim için bir reaksiyon tesir kesiti vardır ve bu bir olasılığın –etkileşme olma olasılığının– bir ölçüsüdür. Bu olayda Monte Carlo isminin verilmesi rasgele sayılar ve istatistik ile ilgili fonksiyonların kullanılmasındandır.



Şekil 1.10. İkincil fotonların dağılımının temsili. İkincil fotonlar ve parçacıklar önceden hesaplanamaz bir şekilde rasgele olarak yol alırlar. (Camgoz, B.)

1.5.2. EGSnrc Monte Carlo Kodu

EGS kod sisteminin en son versiyonu olan EGSnrc Monte Carlo kodu, National Research Council (NRC) tarafından kullanıma sunulmuştur. EGSnrc esnek bir kullanıcı ara yüzüne sahip standart ve alt programlar paketidir. Oluşturulan esnek kullanıcı ara yüzü sayesinde kullanıcı, standart kod kısmının ayrıntılarını çözömlemesine tam olarak gerek duymadan programı rahatlıkla kullanabilmektedir. EGSnrc kodu, Fortran dilin Mortran 3 geliştirilmiş koduyla yazılmıştır. Kod da, elektron, foton ve pozitronların taşınmasında materyaller olarak element, bileşik ve karışımları simüle edilebilir. Programın diğer bir özelliği ise fotonlar, elektronlar ve diğer yüklü parçacıklar rasgele adımlarla taşınabilir.

EGSnrc Monte Carlo kodunda simüle edilen foton etkileşimleri; compton saçılması, fotoelektrik olay, çift oluşum, koherent (rayleigh) saçılma, atomik relaksasyon sonucu K, L, M kabuklarından yayınlanan floresans X-ışınları ile Auger ve Coste-Kroning elektronlarıdır. Simüle edilen elektron etkileşimleri ise Bremsstrahlung, iki foton pozitron-elektron annahilasyonu,

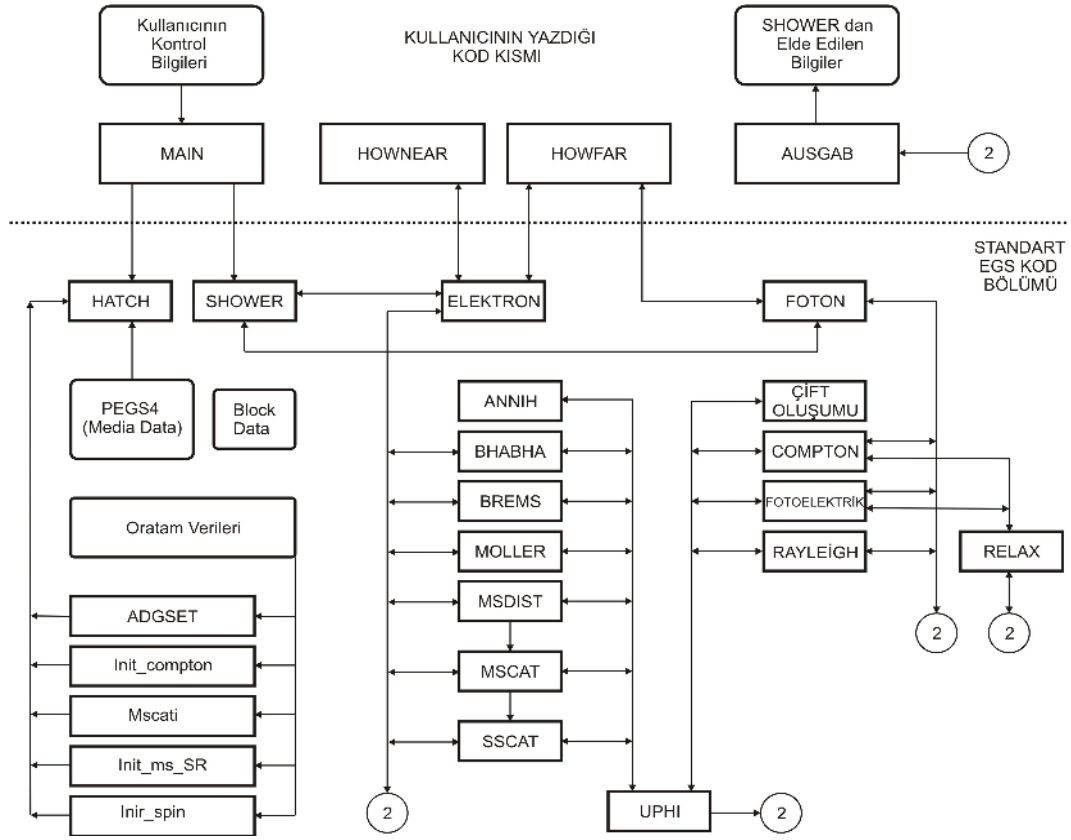
Rutherford elastik saçılması, çoklu elektron saçılmaları ve kesikli inelastik saçılmalar; Moller saçılması Bhabha saçılmalarıdır.

EGS programı, yapılan modellemelerde kullanılan materyallerin etkileşim tesir kesiti bilgilerini üretmek için PEGS4 (EGS işlemci) kullanır. Bir veri hazırlama paketi olan PEGS4, 1-100 arasında elementler için tesir kesiti tablolarını kullanarak, EGSnrc tarafından kullanılabilen veriler meydana getirir.

EGSnrc kodu, iki kısımdan oluşmaktadır. İlk kısımda EGSnrc paketi ile birlikte dağıtımı yapılan standart kod. Kaynak kod radyasyon-madde etkileşimleri yani simülasyonda kullanılan tüm fizik formülleri ve istatistiki yöntemler bulunmaktadır. Bu alanda değişiklik yapılmamaktadır.

EGSnrc kodunun ikinci kısmı kullanıcı kodudur. Bu kısım kullanıcılara yönelik bir alandır. Kullanıcı simülasyonunun konusunda uygun tasarım amaçlı değişiklikler yapabilmektedir. Kullanıcı kodu MAIN, HOWFAR ve AUSGAB kısımlarından oluşur. MAIN, sürücü rutindir ve standart kod bölümünü aktif hale getirir. Kullanıcı, simülasyonunda simüle edilecek her bir foton ya da elektron için başlangıç parametreleri belirlenir ve programın çalışması sırasında her bir etkileşimden sonra etkileşme ile ilgili verilerin ilgili rutinelere gönderilmesi gerçekleştirilir. MAIN, sürücü rutini, HATCH ve SHOWER olarak adlandırılan alt programlara bağlıdır. HATCH alt programı, PEGS4 tarafından oluşturulan ortam verilerini okur. SHOWER alt programı ise parçacık-madde etkileşimini her bir parçacık için gerçekleştirmektedir. Kullanıcı ortamın geometrisini belirlemek üzere HOWFAR ve HOWNEAR alt programlarına uygun bir biçimde yazmaktadır. Ayrıca, yine kullanıcı tarafından AUSGAB kısmı, parametrelerin hesaplanmasına olanak sağlayan bir planlama rutindir. Burada etkileşmenin nerede meydana geldiğini, ne kadar sıklıkla meydana geldiğini ve etkileşim sırasında ne olduğunu hesaplayacak şekilde düzenlenebilir. AUSGAB tarafından elde edilen sonuçlar EGS sistemi tarafından modellenen tüm fiziksel işlemlerin bir özetini sunar. (Kawrakow ve Rogers,2003)

Şekil 1.11 de EGSnrc kod sisteminin çalışma sistemini gösteren akış diyagram bulunmaktadır.

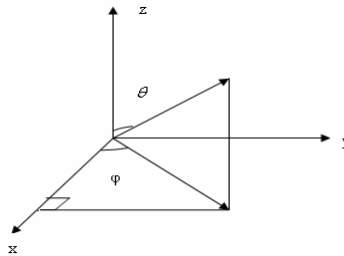


Şekil 1.11. EGSnrc programının çalışma şeması. Bu şemada kodun iki kısmı ve bu alanlarda bulunan değişmez bilgiler ve alt programlar bulunmaktadır. (Kawrakow ve Rogers, 2001)

1.5.3. EGSnrc Monte Carlo Kodunda Fotonların Transportu

Her an deneysel yolla yapılması mümkün olmayan olayların bilgisayarda gerçekleştirilmesi işlemidir. Simülasyonun yapılabilmesi için aşağıdaki bilgilerin bilinmesi gerekir.

a) $x, y, z, u, v, \omega, E, q$ gibi başlangıç bilgilerinin bilinmesi gerekir.



Şekil 1.12. Koordinat düzlemi.

$u = \sin\theta\cos\phi$, $v = \sin\theta\sin\phi$, $\omega = \cos\theta$ (Bu değerler parçacığın yönelimini belirler.)

Bu değerler belirlendikten sonra ortam materyaline ait tesir kesiti değerleri kullanılarak parçacığın ortalama serbest yolu şu şekilde yazılır.

$$\lambda = \frac{1}{\Sigma_{toplam}} \quad (1.23)$$

Foton madde etkileşiminin her bir cm başına toplam kesir kesiti olma olasılığı Σ_{Toplam} ile gösterilir (birimi cm^{-1} 'dir), bu da etkileşmelerin her birinin olma olasılıklarının toplamı ile meydana gelir, yani;

$$\Sigma_{Toplam} = \Sigma_{compton} + \Sigma_{foto-elektrik} + \Sigma_{çift\ oluşlu} \quad (1.24)$$

Çift oluşumun gerçekleşmesi için fotonun enerjisi 1.022 MeV 'den büyük olmalıdır. Bu çalışma 1 MeV' in altındaki enerjilerde gerçekleştirilmiştir. Bu yüzden çift oluşum hesaplamalara dahil edilmez ve toplam tesir kesiti,

$$\Sigma_{Toplam} = \Sigma_{compton} + \Sigma_{foto-elektrik} \quad (1.25)$$

şeklindedir.

Ortalama serbest yol, λ , fotonun madde içine girdiğinde her adımdaki etkileşme mesafelerinin toplamını verir. Birimi cm dir.

Tesir kesitleri ve ortalama serbest yol uzunluklarının üstel olarak değiştiği bilinmektedir. Eğer fotonun etkileşime girmeden önce kat edeceği mesafe "S" olarak alınırsa;

$$S = -\ell n(R)/\Sigma_{toplam} \quad \text{cm}$$

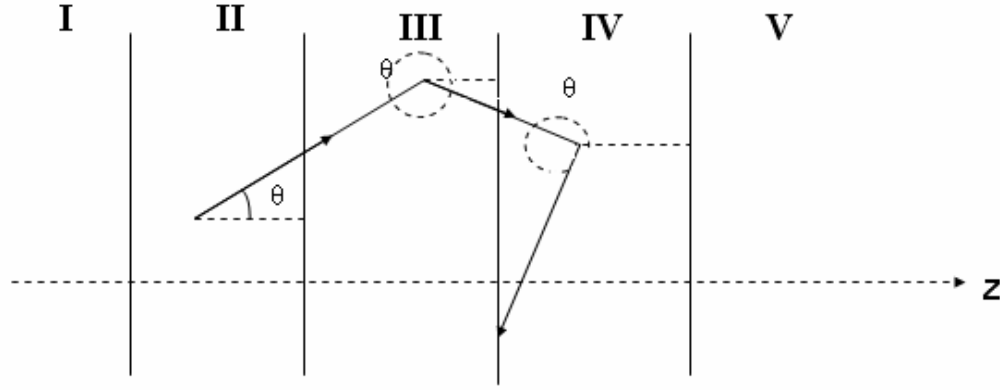
$$S = -\ell n(R) \cdot \lambda$$

R : Random sayı, [0,1]

$$\lambda \cong \frac{S_1 + S_2 + \dots + S_n}{n} \quad (1.26)$$

λ , bir random sayı ile çarpılarak parçacığın ikinci etkileşmeyi yapacağı nokta rasgele bir şekilde belirlenmiş olur.

b) Parçacığın düzlemler arasındaki yönelimi



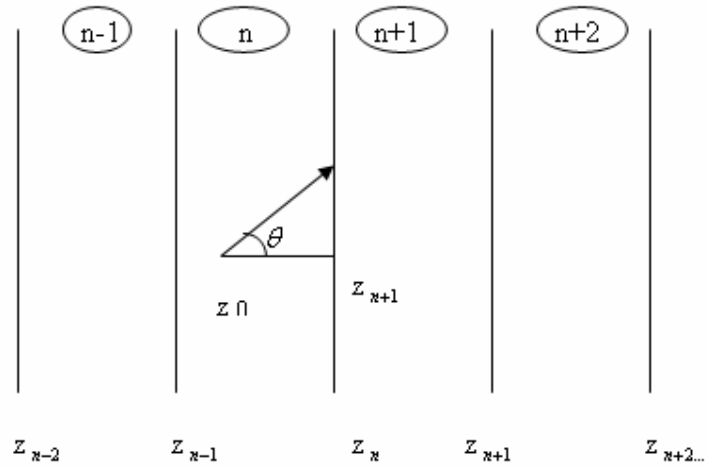
Şekil 1.13. Parçacığın Düzlemler Arasındaki Yönelimi.

$\cos \theta > 0$ ise parçacık sonraki plakaya çarpar.

$\cos \theta < 0$ ise parçacık önceki plakaya çarpar.

$\cos \theta = 0$ ise parçacık plakalara paralel hareket eder.

c) Parçacığın ilk konumdan son konuma taşınması işlemi, x_{son} , y_{son} , z_{son} ; yeni koordinatlarının hesaplanmasıyla gerçekleştirilir. Ortam aynı ise;



Şekil 1.14. Parçacığın ilk konumdan son konuma taşınma işlemi.

n: Bölge numarası

zⁿ : Düzlem numarası

$$\omega > 0 \text{ ise } S = \frac{z_{n+1} - z_0}{\omega}, \omega < 0 \text{ ise } S = \frac{z_0 - z_{n-1}}{\omega} \text{ şeklindedir.}$$

$$x_{\text{son}} = x_{\text{ilk}} + S \cdot u$$

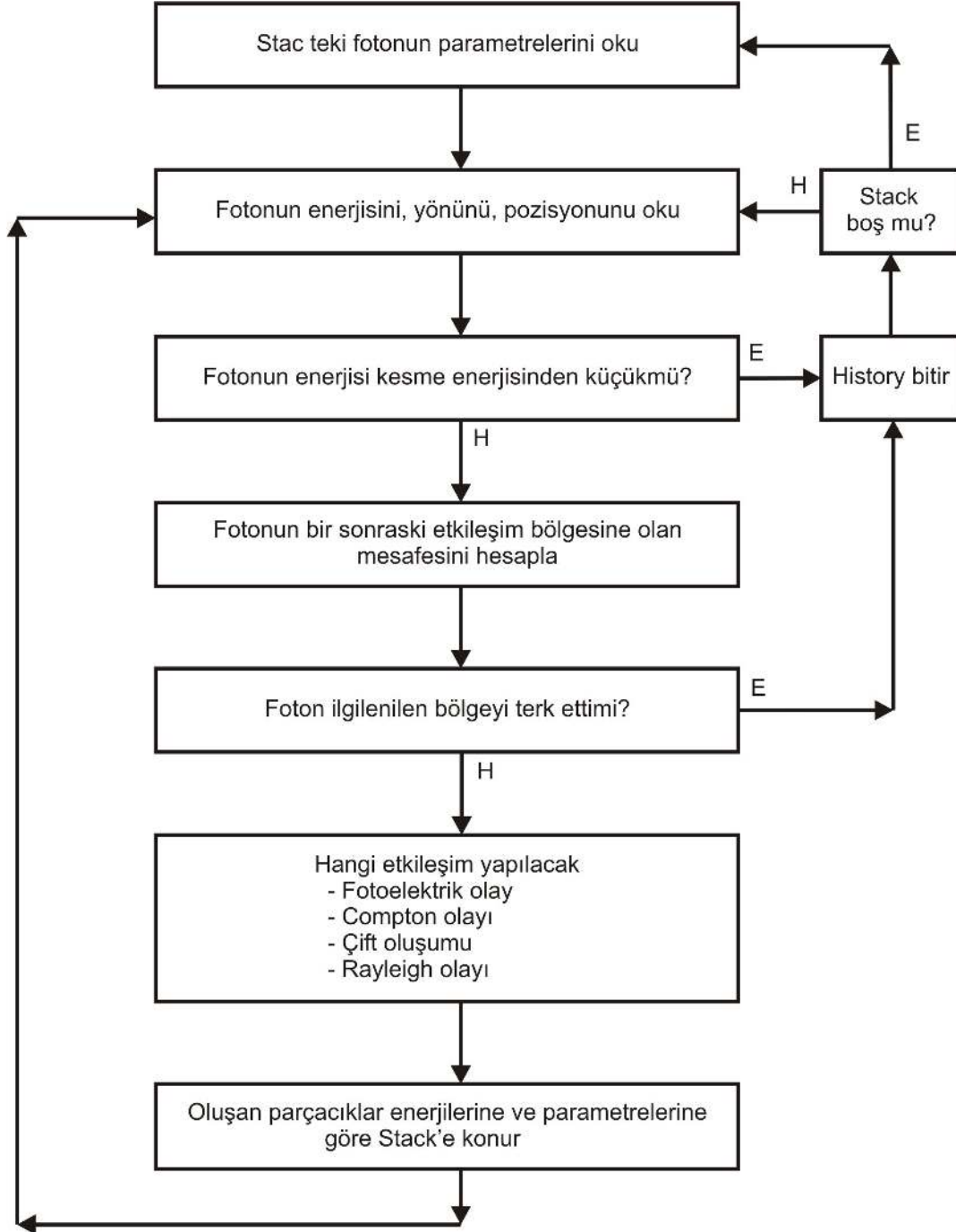
$$y_{\text{son}} = y_{\text{ilk}} + S \cdot v$$

$$z_{\text{son}} = z_{\text{ilk}} + S \cdot \omega \quad (1.27)$$

Bu taşıma işlemi ortamda başka madde yoksa böyledir. Eğer başka maddeler varsa daha kompleks olur.

Fotonun taşınması işleminde, öncelikle STACK (taşınmak üzere olan fotonun özelliklerinin elde edildiği yerdir.) daki ilk fotonun parametreleri (enerjisi, yönü, geometrisi, pozisyonu) okunmaktadır. Eğer fotonun enerjisi kesme değerinin altında ise history sona erdirilir. Eğer enerjisi kesme değerinin üstünde ise o zaman bir sonraki etkileşim bölgesine olan uzaklık hesaplanır ve aynı işlemler tekrarlanır. Daha sonra foton nakledilir (eğer geometri birkaç materyalden oluşuyorsa, geometri farklı bölümlere ayrılır). Foton bölgeyi terk ederse history bitirilir. Terk etmezse hangi etkileşimi yapacağı (fotoelektrik olay, Compton olayı, Rayleigh olayı) belirlenir. Fotonun hangi etkileşimi yapacağı, enerjisi ve tesir kesitine göre belirlenir. Kalan parçacıklar enerjilerine, yönlerine ve uygun dağılımdan seçilmiş başka özelliklere sahiptir (yenileri oluşmuş, bazıları kaybolmuş olabilir, etkileşimden önceki özellikleri değişmiştir). Kalan parçacıklar STACK'a konur. STACK'ın taşınmasını önlemek için en düşük enerjiye sahip olanlar STACK'ın üstüne konur. Daha sonra STACK boşalana ve bütün parçalar kullanılabildiği kadar tüm işlemler tekrar edilir.

Şekil 1.15 da EGSnrc kod sisteminin çalışma sisteminde foton transferini gösteren akış diyagramları bulunmaktadır.



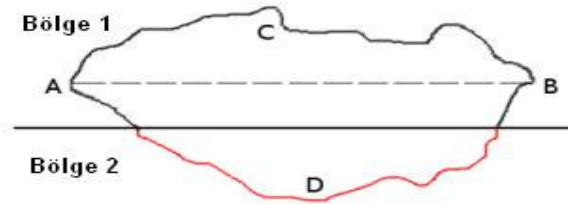
Şekil 1.15. EGSnrc programında foton transferini gösteren akış diyagramı.
(Bielajew, NRCC, Report PIRS-0393)

1.5.4. EGSnrc Monte Carlo Kodunda Elektronların Transportu

Elektronların gerçekte rasgele hareketinin birçok yol kısımları bir adım (tek) içinde gruplanır. Adım sırasında elastik ve inelastik çarpışmalarının toplam etkisi, adım sonunda çoklu saçılma dağılımları yaklaşımından doğrultu değişimleri ve enerji davranışları(istatistikleri) göz önünde bulundurulur. Çok düşük enerjilerde bu hesaba katılan şartlar karşılanmadığı zaman bu yaklaşım başarısızlığa uğramasına rağmen, tek bir çarpışmada elektronun durumundaki değişimler genellikle çok düşük olduğu gözlemlenerek yaklaşım doğrulanmaktadır.

EGSnrc elektron transportunun simülasyonu için Class II (CH) planı kullanılmaktadır. CH(Condensed History) tekniğinde, transport edilen birincil parçacıkların yanında ikincil parçacıkların da tam olarak simüle edilmektedir. CH tekniği, maddeyle elektronun etkileşimleri, elektronun doğrultu değiştirmesini veya önemli derecede enerji kaybına uğrayacağı gerçeğini baz almaktadır. Elektronların CH tekniğinde yıkıcı(catastrophic) etkileşimlerini AE ve AP enerji eşik değerleri belirlemektedir. AE, inelastik çarpışmalar tarafından üretilen ikincil elektronların minimum enerjisini temsil etmektedir. Bremsstrahlung fotonlarının meydana gelme limiti AP tarafından ayarlanmaktadır. İkincil parçacıklar, AE ve AP eşik değerlerinden daha yüksek enerjilerle etkileşimlerden ortaya çıkarsa ikincil parçacıklar tam olarak simülasyon transportu yapılmaktadır. AE ve AP nin altındaki enerji transferleriyle etkileşimler için bu olaylar bir tek çoklu saçılma adımı ile özetlenir. Elektron, çoklu saçılmanın toplam etkisini ifade eden her bir CH adımından sonra saçılırlar. Elektron bu adımların yolu boyunca enerjini kaybetmektedir. Bir CH adımını tanımlayan nicelikleri belirlemek için, elektronun adım uzunluğu s , çoklu saçılmalarından dolayı yön değişimi, konumdaki değişme ve inelastik saçılmalar sonucu enerji kaybına gereksinim vardır.

Elektronların sınır yakınında direkt olarak transport etmesi bir "boundary-crossing" algoritması sağlamaktadır. Bu iki farklı materyal veya iki skor bölgesi arasında ortak yüzeyde olabilir. Bir elektron sınıra dik olarak belirli bir mesafeye varırsa EGSnrc de simülasyon, EXACT sınır geçme algoritması aktive edildiği müddetçe tekli elastik saçılma modunda devam eder. Bazı şartlar altında elektron adımlarının enine bileşeninin ihmal edilmesinden meydana gelen işlem hatalarından kaçınmak için EXACT sınır geçme algoritmasını aktive etme gereği duyulmaktadır. Şekil 1.16 da sınır arayüzü problemi özetlemektedir.



Şekil 1.16. Kawrakow tarafından tanımlanan Condensed History problemi

A noktasından başlayan bir elektron bir CH adımı vasıtasıyla B noktasına kesikli çizgiler üzerinde transport edilir. C ve D yolları mümkün olan gerçek elektron izlerini temsil etmektedir. Skor bölgesini temsil eden iki farklı bölge varsa hesaba katılan D yolu gibi dozu depo etmede yanlışlığa sebep olabilir. Farklı materyaller varsa bölgeler arasında arayüz boyunca transport bütün tanecik yığını(history) etkilemektedir. (Tertel, J., 2008)

Genellikle elektronların Monte Carlo simülasyonu parçacık yığınının, tek bir parçacık olarak başlatılır. EGSnrc de SHOWER olarak adlandırılan bir subroutine tarafından üstlesinden gelir. Monte Carlo simülasyonunun her bir aşamasında kaynak, yığındaki tüm taneciklere tekabül gelir. Monte Carlo simülasyonunda elektronların Makroskobik tesir kesiti Σ ise;

$$\Sigma(E, E', \Omega, \vec{x}) = n(\vec{x}) \sigma(E, E', \Omega, \vec{x}) \quad (1.28)$$

E' , elektronların etkileşme sonrası kaybedilen enerjisini, Ω ise elektronların etkileşme sonrası doğrultusundaki değişimi temsil etmektedir. Makroskobik tesir kesiti E' ve Ω üzerinden integre edildiği zaman E enerjili elektronlar için birim uzunluk başına etkileşimlerin sayısını temsil eder. Atom ve molekül yoğunluğu n ,

$$n = \rho \frac{N_A}{M_A} = \frac{\rho}{uA} \quad (1.29)$$

tarafından verilir.

$N_A = 6.022045 \times 10^{23} \text{ mol}^{-1}$ avogadro sayısıdır. M_A , mol^{-1} deki molar kütledir. $u = 1,0665655 \times 10^{-24} \text{ g}$ atomik kütle birimidir ve A relatif atom veya molekül kütle birimidir. Makroskobik tesir kesitleri Σ bu faktörlerin biriyle çarpılması vasıtasıyla mikroskobik tesir kesitlerinden σ dan elde edilir.

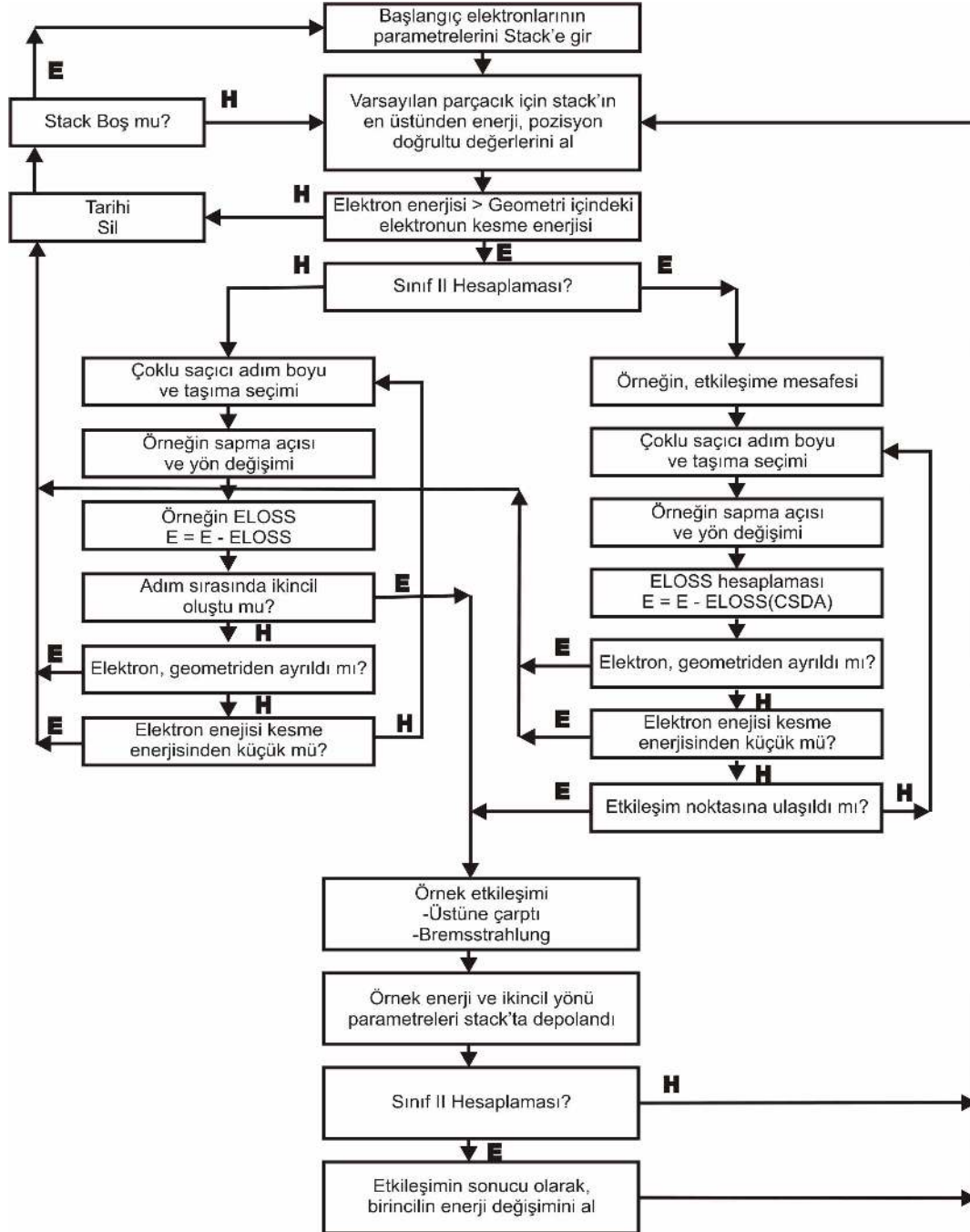
Elektronların madde etkileşiminin herbir cm başına toplam mikroskobik kesir kesiti σ ile gösterilir. Toplam mikroskobik tesir kesiti etkileşmelerin her birinin olma olasılıklarının toplamını ifade etmektedir. Elektronların toplam mikroskobik tesir kesiti σ , bremsstrahlung tesir kesiti σ_{brem} , atomik elektronlarla inelastik çarpışmalar için tesir kesiti σ_{inel} ve elastik tesir kesiti σ_{el} lerinin toplamıdır.

$$\sigma(E, E', \Omega, \vec{x}) = \sigma_{brem}(E, E', \Omega, \vec{x}) + \sigma_{inel}(E, E', \Omega, \vec{x}) + \sigma_{el}(E, \Omega, \vec{x}) \delta(0) \quad (1.30)$$

Burada dirac fonksiyonun ifadesi elastik çarpışmalarda enerji kaybı 0 dır.

Daha detaylı bilgi için Kawrakow et al., NRCC Tecnicai Report PIRS-701 kaynağına bakabilirsiniz.

Şekil 1.17 de EGSnrc kod sisteminin çalışma sisteminde elektron transferini gösteren akış diyagramları bulunmaktadır.



Şekil 1.17. EGSnrc programında elektron transferini gösteren akış diyagramı.
(Bielajew ve Rogers, NRCC, Report PIRS-0394)

1.5.5. EGSnrc Monte Carlo Kodunda Varyans İndirgeme Teknikleri

Simülasyon ortamında hesaplama yapılırken, hesaplama hızı dolayısıyla verimlilik çok önemlidir. Bu yüzden daha verimli hesaplamalar yapmak için varyans indirgeme teknikleri kullanılmaktadır. Yaklaşımlar yapılarak hesaplama yapıldığı zaman sonuçlar daha az doğrulukta olabilirken hesaplama zamanında kazanç sağlar. Monte Carlo hesaplamalarında hesaplama sonuçları varyansla (s^2) ilişkilidir. Simülasyonda elde edilen varyans büyükse daha ince yaklaşım için daha fazla sayıda history(demet parçacık sayısı) çalıştırarak elde edilebilir. Varyans indirgeme teknikleri foton transportu, elektron transportu için kullanılmaktadır.

1.5.5.1. Elektron Transportundaki Varyans İndirgeme Teknikleri

- **Geometri Sorgulama Azaltıcı**

Yoğunlaştırılmış (condensed) history transport kodu içinde elektronların ve fotonların transportu arasında temel farklılık vardır. Fotonların transport adımları ve etkileşimlerinden önce nispeten uzun mesafelere gidişi geometrinin elementi veya yeni bir skor bölgesine girerken sınırları tarafından sıkça kesilir. Elektronlarda ise fotonlar gibi sınırlarda kesilmesinin yanısıra diğer adım-boyut üzerinde sınırlamalarada sahiptir. Bu sınırlamalar herhangi bir yolda çoklu saçılma teorileri altında ihlal edilmediği sağlanmasıyla yapılabilmektedir. Bu yüzden elektronların transport adımlarının birçoğu için etkin olarak bir sonsuz ortam içinde transport edildiğinden dolayı sıkça geometri rutinlerinin kontrollerini tekrar etmeye gerek yoktur. EGSnrc kodu bu gereksiz geometri sorgulamalarından kaçınmak için kullanıcıya müsaade etme yeteneği sunmaktadır. Her ne zaman her ne sebeble olursa olsun kontrol edilen geometri bu seçeneğin açık olmasıyla elektronlar herhangi sınıra yakın mesafelerde hesaplanır ve depolanır. Bu değişken bu sebeble her bir transport adımının uzunluğu kadar azaltılır. Değişken 0 dan büyükse elektron sınıra yakın yerlerde taşınmaz ve geometri subroutineleri sorgulanmaz. Değişken 0 veya 0 a çok yakınsa geometri subroutineleri bir sınır taşınmaları meydana gelebileceğinden dolayı aranır.

- **Bir Bölgeden Çıkarma**

Elektronların menzili transport edildiği bölgenin sınır yüzeyleri mesafelerinden daha küçüktür. Dolayısıyla bir bölge içerisinde elektronların tüm enerjisi depolanabilir. Yaklaşık 110 keV lik kinetik enerjiye sahip elektronların menzilli bölge kalınlıklarının yarısına sahipse elektronlar bölgeden çıkarılır.

- **PRESTA ve Adım-Boyut İlişkisi**

PRESTA yı alternatif elektron transportu algoritması olarak ele alabiliriz. Bu algoritma elektron transportunun fiziksel modellemesini geliştirme yaparak transport sınırlardan biraz dışarı olduğu zaman büyük elektron adımlarının kullanımı bize müsaade eder. Bu algorithma

Arayüzeyler ve sınırlar yakınında küçük adımlar çalıştırılarak hesaplama zamanı korunduğundan dolayı varyans indirgeme tekniği hesaba katılabilir.

- **Menzil Reddedilmesi**

Bir bölgeden çıkarılma tekniğiyle arasında az farklılık vardır. Enerji depolama ve transport durdurulması gibi çıkarılma (discarding) yerine elektron ilgili bazı bölgeye ulaşmadığından ve geometrik elementin sınırlarına varamadığından dolayı elektron çıkarılır. Örneğin; bir tanecik dedektörü enerji depolaması istediğimiz yerde hassas hacim içerebilir. Hassas hacimin etrafı örneğin duvarla zırhlı olabilir. Elektronlar bu hassas hacime ulaşamayacağından dolayı çıkarılır.

Başka bir örnek ise iyon odasında 2 mm derinlikte hava oyuklu bir silindir 1 cm yarıçapında $0,5 g / cm^2$ lik karbon duvarlarıyla etrafı çevrilir. Gelen fotonların hareketi içinde ayarlanabilen yani oyuğun civarında yakın yüklü parçacık şartı kurulmaktadır. İyon odasının kalınlığı, maksimum elektron enerjisinin menzili aşmasından elektronlar oyuğunun yakınına ulaşamayacağından dolayı hesaplama zamanında önemli bir potansiyel elde edilir.

1.5.5.2. Foton Transportundaki Varyans İndirgeme Teknikleri

- **Etkileşme Arttırma**

Verimlilik, fotonların etkileşim yapmaksızın simülasyonunun geometrisinden ayrılırsa düşebilir. Bir foton için olasılık dağılımı,

$$P(\lambda)d\lambda = e^{-\lambda}d\lambda \quad (1.31)$$

dır.

λ , serbest yoldur ve $0 \leq \lambda < \infty$ aralığında değişmektedir. (1.31) denklemindeki dağılımında λ aşağıdaki formül elde edilebilir.

$$\lambda = -\ln(1 - \xi) \quad (1.32)$$

ξ , $0 \leq \xi < 1$ aralığında değişen rasgele bir sayıdır. Serbest yol λ büyük olursa muhtemelen fantom içinde etkileşip etkileşmemesi için hesaplama yaparak zaman kaybı olacaktır. λ , çok büyük olmazsa bu zaman kaybını engellenebilir. Bunun için fotonların etkileşimini arttırabiliriz.(zorlayabiliriz) Parçacık menzili sınırlanması sonucu oluşan muhtemel dağılım,

$$P(\lambda)d\lambda = \frac{e^{-\lambda}d\lambda}{\int_0^{\Lambda} e^{-\lambda'}d\lambda'} \quad (1.33)$$

Λ , geometri sonundan fotonun hareket doğrultusu boyunca serbest yolunun toplam sayısıdır. Fotonun menzili $0 \leq \lambda < \Lambda$ arasında sınırlandırabiliriz bu sayede,

$$\lambda = -\ln\left(1 - \xi\left(1 - e^{-\Lambda}\right)\right) \quad (1.34)$$

dir.

$\Lambda \rightarrow \infty$ a gittiğinde (1.32) denklemini daha iyi hale denklem (1.34) olarak getirebiliriz. Simülasyon geometrisi içinde etkileşmesi için fotonu zorladığımızdan dolayı etkileşimden sonuçlanan skor edilen miktarlara ağırlık gerekir. Ağırlık,

$$w' = w(1 - e^{-\Lambda}) \quad (1.35)$$

ile elde edilir.

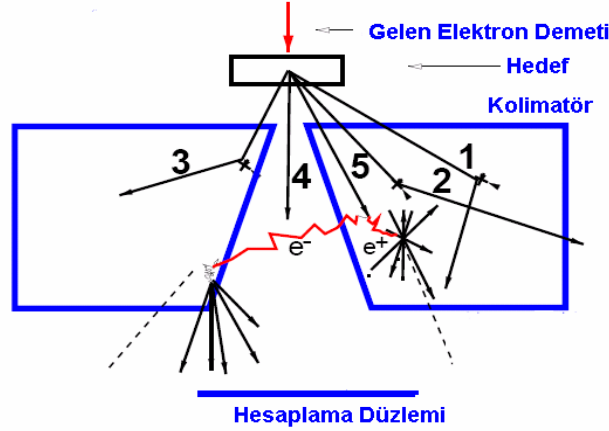
Ağırlık faktörü bir yüzeye gelen fotonların yok olan fotonlara oranına denir. w' , serbest yol sınırlandığı zamanki yeni ağırlık faktörüdür. w ise eski ağırlık faktörüdür. Zorla etkileşim kullanıldığı zaman ağırlık faktörü, foton simülasyon geometrisinden ayrılmadan önce etkileşimin olması muhtemeldir. Varyans azaltıcı tekniği saçılan fotonların başarılı üretimlerinin etkileşmesini zorlamak için tekrar edilebilir olarak kullanılabilir. Zorla etkileşim bremsstrahlung fotonlarının etkileşimi zorlamak için elektron problemlerinde de kullanılabilir.

- **Bremsstrahlung Yarılması ve Rus Ruleti**

Bremsstrahlung yarılması medikal hızlandırıcılar tarafından bremsstrahlung demetleri modellendiği zaman verimlilikte çok daha fazla sağlayabilmektedir. Elektronların ağırlığına denk ağırlıkta bremsstrahlung fotonlar rasgele sayı ile yarılarak simülasyon zamanını azaltmaktadır. Her zaman bir elektron bir foton yayınlamaktadır. BREMS rutiniyle yarıma yapmanın avantajı elektronun enerjisi için çeşitli sabitleri sadece bir kez hesaplanır ve bu yüzden yapılacak hesaplama daha hızlı olmaktadır.

EGSnrc tüm üretimlerde bremsstrahlung fotonlarını yaracaktır. Burada rus ruleti oynandığı zaman ikinci üretilen bremsstrahlung fotonları ilk üretilen fotonlar gibi aynı ağırlığa sahip olacaktır. Buna rağmen ikinci ve daha sonra oluşan bremsstrahlung fotonları çok daha küçük ağırlıkta olduğundan dolayı rus ruleti oynanmadığı zaman verimde azalma ve çok daha fazla zaman tüketimi olabilmektedir.

Fotonlar için varyans azaltıcı tekniklerinden biri olan rus ruleti hesaplamalarda verimliliği arttırmak için sık kullanılan tekniklerden biridir. İlgili bölgede rus ruleti oynamak rasgele bir sayı seçerek oynanır. Rasgele sayı ilgili bölgeye gelen foton sayısı α , kadar olmaktadır. Seçilen foton dışında diğer fotonlar ortamda etkileşmeksizin atılır. Seçilen rasgele sayıya karşılık gelen fotonun yeni ağırlığı bölgeye gelen parçacık sayısı ile çarpımı $w' \times \alpha$ ' dir. Yani fotonlar α kadar ağırlık faktörü ile çarpılarak bırakılmış oldukları doz ilgili bölgede α katı kadar çarpılması demektir. İlgili bölgeden çıkan fotonun yeni ağırlığı $w' = w / \alpha$ olur. Böylece α kadar fotonun izlenmesi için gereken zamandan tasarruf edilmiş olur. Aşağıdaki şekilde örnek rus ruleti ve Bremsstrahlung yarılmaları olayı görülmektedir.



Şekil 1.18. Üretilen fotonların Rus Ruleti oynanması, oluşan ikincil parçacıkların Bremsstrahlung ve Annihilasyon yarılmaları. (Rogers, BEAM workshop October 2-5, 2006)

Şekil 1.18 de hedefe gelen elektron demeti hedef yüksek atom numaralı materyalden oluştuğu için elektronlar frenleyerek bremsstrahlung fotonları meydana gelir. Şekilde görüldüğü gibi meydana gelen beş adet bremsstrahlung fotonları rus ruleti oynayarak sırasıyla 1, 2 ve 3 numaralı fotonlar rus ruletini kaybetmişlerdir. Rus ruletini kazanan 4 ve 5 numaralı fotonlar rus ruletini kaybeden diğer fotonların özelliklerini alarak transport edilirler. 4 numaralı foton hiç etkileşim yapmaksızın yoluna devam etmiştir. 5 numaralı foton ise şekilde görüldüğü gibi çift oluşum olayı meydana gelerek elektron ve pozitron ortaya çıkmıştır. Meydana gelen pozitron hemen ortamda bulunan elektronla birleşip annihilasyon fotonu, elektronlar ise etkileşerek bremsstrahlung fotonu meydana gelmiştir. Burada bremsstrahlung fotonları ve annihilasyon fotonları rus ruleti oynanmadan önce oluşan fotonlar tekrar hedefte oluşan foton sayısının

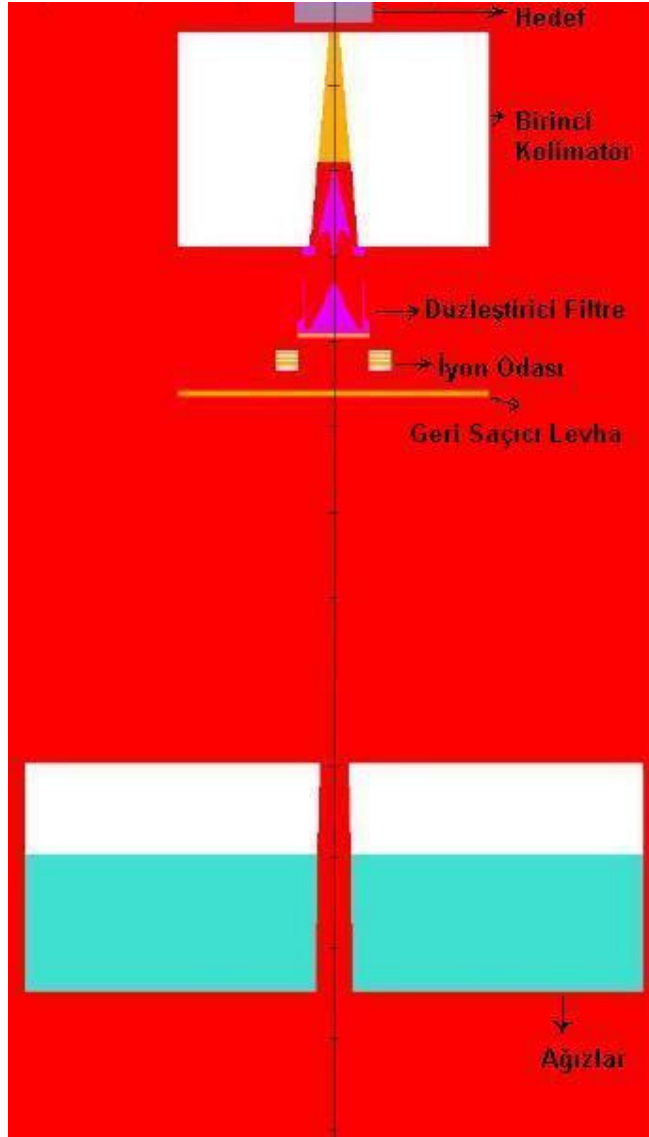
ağırlığına bölünerek eski ağırlık faktörlerine sahip olurlar. Böylece rus ruleti oynayarak belli bir mesafede az parçacık izleyerek aynı sonucu bulunması ile zaman tasarrufu edilmiş olmaktadır.

1.6. Lineer Hızlandırıcıların BEAMnrc Monte Carlo Simülasyonu

BEAMnrc, sanal bir lineer hızlandırıcı elektron ve foton transportunu simüle etmek için EGSnrc kodunu baz alan radyoterapi kaynaklarını modellenmesi için genel amaçlı bir Monte Carlo simülasyon sistemidir. BEAMnrc elektronlar ve fotonların transportunu EGSnrc Monte Carlo kodunu baz alarak gerçekleştirmektedir. Hızlandırıcının modellenmesi, hızlandırıcıyı oluşturan bileşenlerin seçimiyle başlar. Bu yüzden bileşenlerin boyutlarını, oluşturan materyalleri ve tam olarak konumlarını mümkün olduğu kadar doğrulukta model yapmak için belirlenebilir. Simülasyon ortamında yapılan hesaplamaları gerçek hayata bağlayan tek şey olan tesir kesitleri hızlandırıcıyı oluşturan her materyalin tesir kesiti ise EGSnrc kodu için PEGS4 verisi tarafından sağlanır.

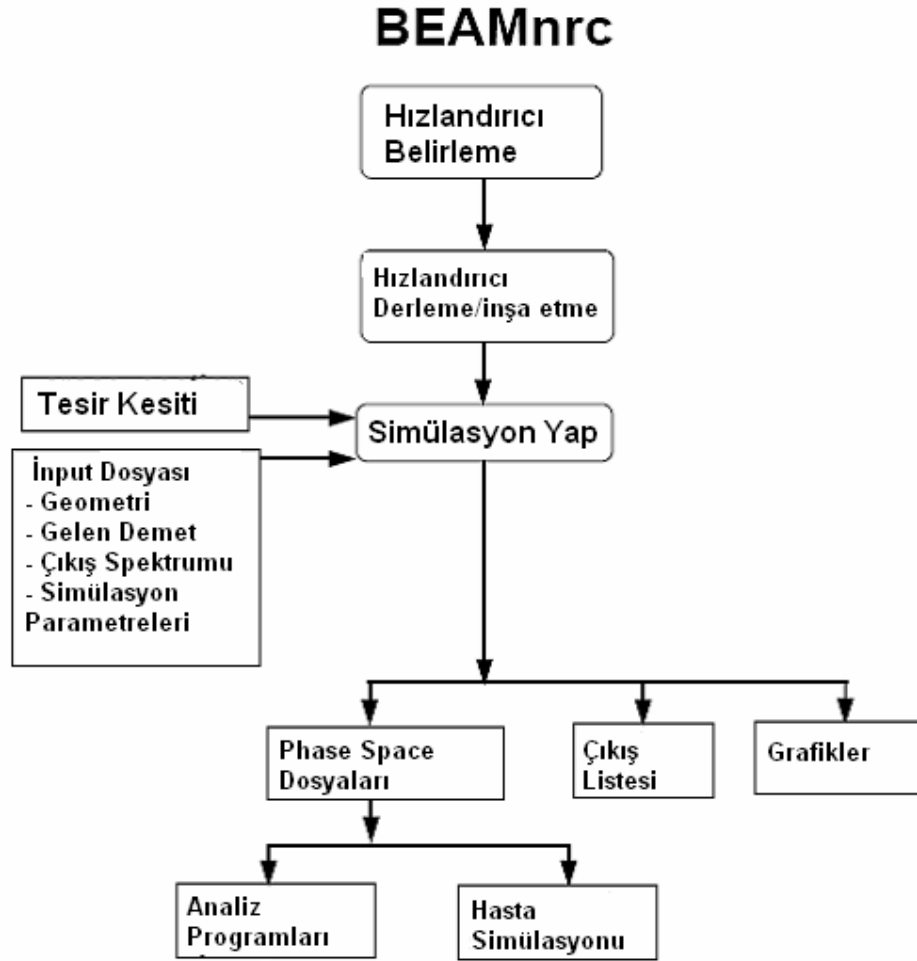
Çizelge 1.1. Elekta SL25 hızlandırıcı bileşenleri.

Hızlandırıcı Bileşenleri
Hedef
Birinci Kolimatör
Düzleştirici Filtre
İyon Odası
Geri Saçıcı Levha
Ayna
Ağızlar
Mylar Screen



Şekil 1.19. BEAMnrc kodu ile çizdirilen X-Z kesit görüntüsündeki Elekta SL25 benzeri hızlandırıcı kafası bileşenleri.

Çizelge 1.1 de görüldüğü gibi Elekta SL25 benzeri hızlandırıcısı, bir çok farklı bileşenden oluşmaktadır. Hızlandırıcı bileşenlerinin girdi hazırlama verisi ekler bölümünde ayrıntılı olarak verilmektedir. Şekil 1.19 da elektron demetleri için hızlandırıcı modeli elektron demetlerinin etkileşimi hızlandırıcının ilk bileşeni olan hedef de başlar. Saçıcı levhaların boyutları, alan seçimine uygun olarak ayarlanan ağızlara ve demetin enerjisine bağlıdır. Kaynaktan yüzeye olan uzaklık SSD ise ağızların altındaki son bileşen olan hava tabakasının kalınlığının değişimi ile değişebilir.



Şekil 1.20. Hızlandırıcı simülasyonu yapmak için gereken tüm adımların sistematik şeması.
(Rogers et al, NRCC Technical Report Pirs-509,2006)

BEAMnrc simülasyonu şekil 1.20 da görüldüğü gibi ilk olarak simüle edilecek hızlandırıcının alt bileşenleri belirlenir. İkinci adımda bilgisayar dilinde derlenerek hızlandırıcı programda çalıştırılacak hale gelir. Üçüncü adımda gerekli simülasyon parametreleri hızlandırıcı geometrisi, tesir kesiti verileri, gelen demetin enerjisi ve biçimi belirlenip simülasyon programı çalıştırılmaktadır. Simülasyon bittiğinde hastaya ulaşan parçacıkların türünü, doğrultusunu ve enerjilerini barındıran phase space dosyası elde edilerek analiz programlarında oluşan phase space dosyasını girdi olarak kullanarak DOSXYZnrc ile sudaki doz dağılımı, beamdp programı ile çıkış spektrumları elde edilmektedir.

Hastanede radyoterapi tedavilerinde hasta üzerinde tedavi bölgesine verilecek dozu, doz hesaplama programlarında daha kısa sürede hesaplamaları yapmak yani verimliliği

arttırmak için programlar sürekli geliştirilmektedir. BEAMnrc simülasyonunda da hesaplama verimliliği arttırmak için varyans indirgeme teknikleri kullanılmaktadır. Verimlilik;

$$\varepsilon = \frac{1}{\sigma^2 \cdot T} \quad (1.36)$$

ile verilir.

σ , doz niceliği üzerinde belirsizliğin tahmindir. T ise bu belirsizliği elde etmek için gerekli olan zamana denir. T simüle edilen parçacık sayısı ile orantılı olduğundan dolayı ve σ^2 parçacık sayısının tersiyle orantılı olduğundan dolayı verimlilik simüle edilen parçacık sayısından bağımsız olarak sabittir.

1.6.1. BEAMnrc Programında Kullanılan Varyans İndirgeme Teknikleri

EGSnrc kodunu baz alarak lineer hızlandırıcılarda foton ve elektron transportunu simüle eden BEAMnrc, EGSnrc kodunda var olan Menzil Reddedilmesi, Etkileşim Arttırma(zorla etkileşim), Rus Ruleti oynama ve Bremsstrahlung yarılmalarını kapsayan varyans indirgeme tekniklerini içermektedir. BEAMnrc kodunun kullandığı varyans indirgeme teknikleri kendi içinde üçe ayrılmaktadır. Bunlar Bremsstrahlung yarıma teknikleri; Düzgün Bremsstrahlung Yarılması (UBS), Seçilebilir Bremsstrahlung Yarılması (SBS) ve Yönelimli Bremsstrahlung Yarılması (DBS) Bremsstrahlung tekniklerinde verimlilik büyükten küçüğe DBS, SBS ve UBS olarak sıralanmaktadır.

1.6.1.1. Düzgün Bremsstrahlung Yarılması (UBS)

Her bremsstrahlung olayı sonucunda üretilen ikincil fotonlar kullanıcı tarafından belirlenen sayıda yarılmaya uğratılırlar. Her fotonun kaç yarılmaya uğrayacağı, NBR SPL tamsayı değişkenine aktarılan değer tarafından belirlenir. Yarılan Bremsstrahlung fotonlarının bir çoğu lokal olarak absorbe edilen veya tedavi kafasında Bremsstrahlung hedefine çarpan birincil elektronların etkileşimlerin hareketi yönünde belirlenir. Bremsstrahlung olayında meydana gelen fotonların istatistiksel ağırlıkları elektronların ağırlık faktörüne $\frac{1}{NBR SPL}$, ye eşittir. Her bir fotonun doğrultusu ve enerjisi muhtemel dağılıma uygun olarak davranır. Birincil elektronun enerjisi fotonların sadece birisinin enerjisi tarafından azalır. Bu olay enerji dağılımı üzerindeki etkisini korumak için yapılmaktadır. Fakat verilen bir history de korunmayan enerji demektir. Fotonun etkileşimlerinden oluşan ikincil parçacıklarda rus ruleti oyunuyla bir ağırlığa sahip olmaktadır. UBS tekniği ile ilgili parametreler ekler kısmında verilmiştir.

1.6.1.2. Seçilebilen Bremsstrahlung Yarılması (SBS)

SBS, tedavi alanının en büyük kenarı olan F_S ve SSD tarafından tanımlanan alan içine giren bremsstrahlung fotonunun olasılığını yansıtan değişken bir yarılma sayısı NBR yi kullanır. Bu olasılık, bremsstrahlung fotonunun olduğu yerde elektronun enerjisi ve doğrultusu kullanarak hesaplanır. NBR de $NMIN < NBR < NBR_{SPL}$ sınırlaması söz konusudur. Yarılan fotonlar bremsstrahlung olayında, elektronların ağırlık faktörü $1/NBR$ ye eşit bir ağırlıkta verilir.

SBS de yüksek bremsstrahlung ve annahilasyon (yok olma) fotonları Rus Ruleti oynama seçeneği aktif haldeyse tanımlanan sabit bir yarılma sayısı ile yapılır. Aksi takdirde Bremsstrahlung ve annahilasyon fotonları yarılmaya uğramaz. Bu olay ağırlığı azalan fotonların izlenen uzun simülasyon zamanını engeller. SBS tekniği ile ilgili parametreler ekler kısmında verilmiştir.

1.6.1.3. Yönelimli Bremsstrahlung Yarılması (DBS)

DBS tekniği, sonuçlarda SBS tekniğinden daha fazla verim elde etmek için 2004 yılında BEAMnrc tarafından açığa çıktı. Gerçek ilerlemeler simüle edilen foton demetinin enerjisine ve diğer detaylarına bağlı olacaktır.

Eğer yüklü bir parçacık, bir bremsstrahlung veya yok olma olaylarına uğrarsa DBS tekniğinde yüklü parçacık yarılmaya uğrar. DBS tekniğinde bu yarılan fotonları, F_S ve SSD tarafından tanımlanan alan içinde hedeflenip hedeflenmediği belirlir. Eğer belirtilen alan içinde olursa fotonlar tutulur ve şişman olmayan fotonlar (düşük ağırlıklı) olarak hesaba katılır. Eğer belirtilen alan içinde olmazsa Rus Ruleti NBR_{SPL}^{-1} bir hayatta kalma sınırı bir rasgele sayı ile karşılaştırarak (mükabele ederek) foton üzerinde oynanır. Rasgele sayı bu sayıdan küçükse foton tutulur. Ve fotonun ağırlığı yarılma sayısı olan NBR_{SPL} tarafından çarpılır ve şişman foton (yüksek ağırlıklı) olarak hesaba katılır. Yarılma annahilasyon ve bremsstrahlung olaylarında sınırlı değildir. Eğer bu şişman fotonlardan biri bir compton olayına uğrarsa NBR_{SPL} sayılarına yarılır ve aynı rus ruleti planı yarılma alanı içinde olmayan fotonlara uygulanmaktadır.

Az sayıdaki yüklü taneciklere, bir yarılma Compton olayından meydana gelen tüm elektronlarla rus ruleti oynayarak, şişman olmayan düşük ağırlık fotonları çift oluşum, fotoelektrik ve compton olaylarına uğrayabilmeden önce rus ruletini hayatta kalma için yarılma alanı içinde hedeflenmesi gerekerek elimine edilir.

DBS tekniğinde şişman olmayan fotonlar alan yarılma alanı içinde az şişman olan fotonlar alan dışında sonuçlanır. Yarılma alanı içinde şişman olmayan fotonların tümü ile rus ruleti oynayarak aynı ağırlığa sahip olacaktır. Bu olay SBS tekniğinde alan içinde ağırlığın büyük

değişiminden dolayı SBS in verimliliğine göre daha yüksek verimliliğe sahip olacak bir faktördür.

DBS tanımlanıldığı gibi doz başına foton akısı(foton akısı/doz) için çok verimli bir tekniktir. Bununla beraber SSD kaynaktan yüzeye olan mesafeye ulaşan sadece şişman fotonlarda sonuçlanacaktır. Birçok gerçek durumda doza yüklü parçacık katkısı ilgilenirse, yüklü parçacıkları iyileştirmek için elektron yarıma fonksiyonu kullanılmalıdır. UDBS tekniği ile ilgili parametreler ekler kısmında verilmiştir.

1.6.2. DOSXYZnrc Analiz Programı

DOSXYZnrc, BEAMnrc sisteminde MORTRAN olarak adlandırılan FORTRAN77 önişlemcisi (dili) için yazılan bir koddur.

DOSXYZnrc, üç boyutlu absorbe edilen doz hesaplamaları için EGSnrc Monte Carlo kullanıcı kodudur. EGSnrc/DOSXYZnrc tasarlanan voksellerde enerji depolamasını hesaplamakla birlikte bir kartezyen hacimde elektronların ve fotonların transportunu simüle edebilmektedir.

DOSXYZnrc de geometri, sayfa düzleminin içine doğru Z eksen, sayfanın düzleminin yukarı ve aşağı kısmı Y eksen ve sağ-sol kısmı ise X eksen ile sayfa üzerinde X-Y düzlemiyle bir dikdörtgensel hacimdir. Voksel boyutları tüm üç boyutlu doğrultularda tamamen değişkendir. Fantom (hacimin) elementi herbir voksel değişik yoğunluklarda farklı materyallere sahip olabilmektedir. Kod, monoenerjik veya paralel demet gibi birçok kaynağı kullanabilmesinin yanı sıra BEAMnrc simülasyonu tarafından üretilen phase space verisi gibi kaynakları kullanma yeteneğini kullanıcıya sunabilmektedir. BEAMnrc ve DOSXYZ girdi formatları ekler kısmında verilmiştir.

1.7. Lineer Hızlandırıcı Başlıklarının Çoklu Geometri Paketi ile Modellenmesi

Lineer Hızlandırıcı kafasının hassas bir şekilde modellenenebilmesi çıkıştaki dozu ve spektrumu doğrudan etkilediğinden dolayı oldukça önemlidir. Bu sebeble yeni geliştirilmiş teknik olan çoklu geometri tekniği modellemeyi kolaylaştırdığı, BEAMnrc kodun da modellemeye göre geometride bulunabilecek küçük detayları da hesaplama katmakta ve hesaplama süresinde azaltmaktadır.

1.7.1. EGS-mg Çoklu Geometri Paketi

EGS-mg, EGS kod sistemi için hazırlanmış ve çoklu geometri tekniği kullanarak kompleks geometrileri modellemeye yarayan bir geometri modelleme paketidir. Çoklu geometri (MG) tekniğinde geometri farklı uzaylarda konfigürasyonlar kurularak belirlenir. (Yegin at al, 2005)

MG tekniğinde farklı konfigürasyonlarda, aynı zamanda aynı pozisyona sahip olan parçacıkların, farklı bölge içinde bulunabilmektedir. Kullanıcı onların her biri için farklı özellikler (materyal tipi) belirleyebilmektedir. Bunun için M.G tekniğinde bütün konfigürasyonlardaki her bir bölge için bir öncelik numarası belirlenir ve böylece aynı uzaya yerleştirilmiş bölgeler arasında en yüksek öncelik numarasına sahip olan bölge gerçek bölge seçilir. En yüksek öncelik numarasına sahip olan bölgeyi diğerlerinden ayırt etmek için büyük öncelik numarasına sahip olan bölge 'gerçek' diğerleri 'sanal' olarak kabul edilir.

M.G tekniğinde primitivler nesneleri, nesneler ise grupları oluşturmaktadır. Geometrilere grup olarak oluşturulabilir. Grup, ilgili nesnelerin bir zincir halinde birlikte tanımlanmasıdır. Grup içerisinde 1kök1 olarak adlandırılan nesne grubun sahibidir ve diğer tüm nesneleri kontrol eder. EGS_mg nin grup özelliği sayesinde, kullanıcı kök nesnenin dönüşümü, döndürülmesi gibi yersel parametrelerini değiştirerek grubu oluşturan tüm nesneleri kontrol eder.

EGS_mg tekniği iki çeşit database (veritabanı) den meydana gelmiştir. Bunlardan ilki programın kendi içinde barındırdığı database olan EGS_mg database ikincisi programın kullanıcıya özel olarak sunduğu user database dir. EGS_mg database içinde primitives.mgdat, collections.mgdat, groups.mgdat bulunmaktadır. Primitivlerin genel özelliklerinin saklandığı dosya olan primitives.mgdat; primitivlerde kullanılan ortam isimleri ve materyal sayıları, sınırlar ve bölgelerin ortam numaraları ve bölgelerin öncelik numaralarını içermektedir. Primitivlerin genel özelliklerinin saklandığı dosya olan collections.mgdat; Primitivlerin genel özellikleri bu dosyada depolanmıştır. Bu özellikler kimlik numarası, primitiv ismi, primitiv kopya sayısı, çevirme ve dönme gibi özellikler içermektedir. ve tüm gruplar için Id numara zincirlerinin saklandığı dosya olan groups.mgdat; Primitivlerin kimlik numaralarını birbirlerine bağlanabilmek için kullanılmıştır. ESG-mg veri tabanı tarafından eklenen her primitiv için groups.mgdat dosyası içinde bir satır bulunması gerekir. Bu açıdan 2 alanın olması gerekmektedir. İlk alan primitivin kimlik numarası ve ikinci alan objenin sahip olduğu alt-primitivlerin tam sayısını içermektedir. İkinci alan 0 ise, primitivin alt-primitivi yok demektir. Buna karşın, ikinci alanın pozitif tam sayısı varsa primitivin alt primitivleri olduğu kadar bu alanda girilen sayı ve alt-primitivlerin Id numaraları takip eden satır içinde girilmelidir.

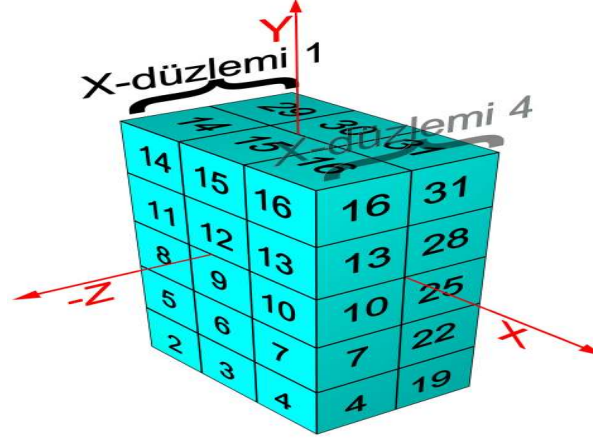
1.7.1.1. Primitive Tipleri

EGS-mg paketinin içerisinde geometri modelleme için dört çeşit primitiv mevcuttur. Bunlar, **sphere**, **rectilinear**, **cylinder** ve **cone** (küre, düzlem, silindir ve koni) primitivleridir. Karmaşık geometrilerin modellenmesi için bu dört çeşit primitive beraberinde kullanılabilir.

İlk primitiv tipi kübik primitivdir. Bu primitiv küp şeklindeki nesneleri modellemek için kullanılırlar. Paralel düzlemler her eksen üzerine bir tane gelecek şekilde yerleştirilirler. Eksenler

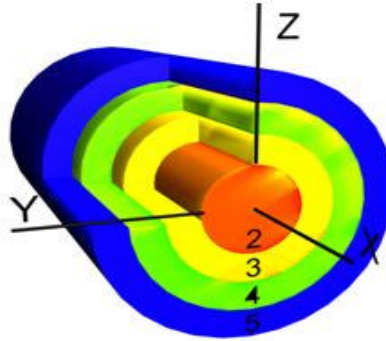
isteğe bağlı olarak küp şeklinde primitivler elde etmek için eksenler üzerinde belirlenen noktalara yerleştirilirler. Paralel düzlemlerin sınırladığı hacimler bölgeler olarak adlandırılırlar.

Bir eksen boyunca sıralanan düzlemlerin maksimum numarası aşağıda belirtilen değişkenler tarafından belirlenirler. Bir geometri içerisinde eksenlerdeki düzlem koordinatları XBOUND, YBOUND ve ZBOUND olarak adlandırılan 3 değişken tarafından kayıt edilir.



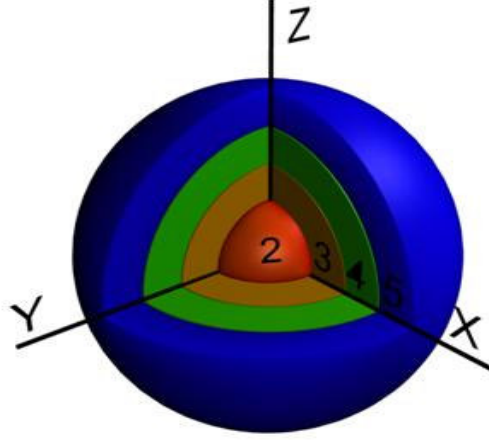
Şekil 1.21. Kübik primitiv.

İkinci bir tip primitiv silindir primitivdir. Bu tür primitifler silindir biçimli nesnelerin modellenmesi için kullanılır. Geometri, iç içe geçmiş silindirlerden ve bu silindirleri kesen paralel düzlemlerden oluşur. Bir geometrideki bütün nesneler için silindir çapları ve z ekseni düzlem koordinatları CYLRADZ ve ZPLANE değişkenleri içerisinde bulunur.



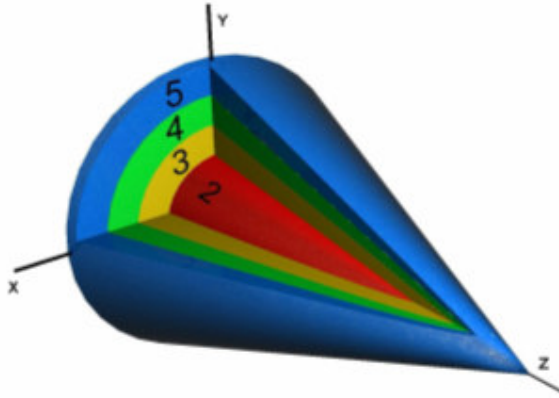
Şekil 1.22. Silindir primitiv. Burada z ekseni üzerine yerleştirilmiş 3 paralel düzlem tarafından kesilmiş 4 tane silindirin oluşturduğu primitif görülmektedir.

Üçüncü primitiv tipi küresel şekilli nesneleri modellemek için kullanılır. Aynı orijinli küreler, bir küre primitifi oluştururlar. Böyle bir primitif aşağıda gösterilmektedir.



Şekil 1.23. Küre primitiv, 4 tane küreden oluşmaktadır.

Dördüncü tip primitiv koni primitivdir. Bu tür primitifler koni biçimli (üst ve alt yarıçapları birbirine eşit olmayan) nesnelerin modellenmesi için kullanılır. Geometri, iç içe geçmiş konilerden oluşabilir. Bir geometrideki bütün nesneler için koni z eksenini başlangıç, bitiş koordinatları ve z eksenini ile yapılan süpürme açısı, Minimum Z PLANE, Maksimum Z PLANE, Opening ANGLE değişkenleri içerisinde bulunur.



Şekil 1.24. Koni primitiv.

1.7.1.2. Materyal Girdileri

Her bir geometrik alanın kendisiyle ilişkili bir materyale ihtiyacı vardır. Materyal isimleri "MEDIA" girdisi kullanılarak girilebilir. Materyal ismi PEGS4 veri kümesindekiyle aynı olmalıdır. Her bir ortam için maksimum 24 karaktere izin verilir.

Geometrik alanlar üzerinde materyalin görevi, DESCRIBE MEDIA BY= girdisine Regions veya Planes yazılarak iki şekilde başarılır. Eğer DESCRIBE MEDIA BY= Regions seçilirse, kullanıcı alan sayılarını uygun ortama göre doldurarak belirleyebilir. Eğer DESCRIBE MEDIA BY= Planes seçilirse, kullanıcı IX, IY, IZ, düzlem numaralarını kübik r bir primitiv için, düzlem (IZ) sayılarını ve küre (IX) sayılarını uygun ortamlara göre silindir bir primitiv için doldurur. DESCRIBE MEDIA BY= girdisi küresel bir primitiv için gerekmemektedir.

1.7.1.3. Öncelik Girdileri

Bölgeler öncelik numaralarına göre 2 grupta kategorize edilebilir: important (önemli) ve complementary (tümleyici). Öncelikle tüm bölgelerin tümleyici olduğu kabul edersek ve de kullanıcı bu tümleyici alanlardan önemli birini seçmek isteyecekse bunu sadece öncelik girdisi kullanarak başarabilir.

Önemli bölgeler iki şekilde DESCRIBE IMPORTANT REGIONS BY= komutunu Regions veya Planes'e getirerek seçilebilir. Eğer DESCRIBE IMPORTANT REGIONS BY= Regions ise, kullanıcı önemli olan bölge numaralarını belirleyebilir. DESCRIBE MEDIA BY= Planes ise kullanıcı IX, IY, IZ ve düzlem numaralarını rectilinear bir primitiv için, düzlem (IZ) ve silindir (IX) numaralarını önemli sayılan silindir bir primitiv için belirleyebilir. DESCRIBE IMPORTANT REGIONS= komutunu küresel bir primitiv kullanmak gereksizdir.

Önemli ve tümleyici alanların tanımlanmasını tamamladığımızda, primitivin tüm bölgeleri önemli veya tümleyici öncelik durumuna göre ya negatif yada pozitif öncelik sayısı ile ilişkilendirilir. Buna karşın bazı durumlarda, kullanıcının bazı bölgelerin öncelik numarasını değiştirmesi gerekebilir. Bu da INCREASE OR DECREASE PRIORITIES komutu ile başarılmaktadır. Bu komutun çok sayıda negatif veya pozitif tam sayının girilmesine ihtiyacı vardır. Girilen değer komutlarla belirlenen bölgelerin o anki öncelik sayısı değerine eklenir.

2. MATERYAL METOT

Lineer hızlandırıcıların çıkış spektrumu ve sudaki doz dağılımları için simülasyon ortamında su fantomu kullanılarak Monte Carlo kodu ile yapıldı. Hesaplamalar bir lineer hızlandırıcıda foton ve elektron transportunu simüle etme özelliğine sahip Monte Carlo kodunu baz alan BEAMnrc ile bu program altında su fantomundaki dozu hesaplayan DOSXYZnrc ve ayrıca hızlandırıcı parçaları. 107T208 no' lu "Radyoterapide Kullanılan Lineer Hızlandırıcıların Monte Carlo Tekniği ve Çoklu Geometri Yöntemleri Kullanılarak Modelleyeceği Genel Amaçlı Bilgisayar Programının Geliştirilmesi" adlı Tübitak projesinde ayrı ayrı çoklu geometri tekniği ile modellendi.

Hesaplama yapılan hızlandırıcılardan, BEAM kodu örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısı (şekil 2.1 ve şekil 2.2) için hedefe gelen elektron kaynağı kalem demet şeklinde enerjisi 16 MeV, NRC10MV hızlandırıcısı (şekil 2.3 ve şekil 2.4) için 10 MeV monoenerjik olarak gönderildi. Hesaplama yapılan tüm hızlandırıcılar için elektronların ve fotonların kesilim enerjisi ise sırasıyla 700keV ve 100keV alındı.

EX16MeV hızlandırıcısı için BEAMnrc kodunda İlk olarak varyans indirgeme teknikleri kullanmadan gelen elektron demeti sayısı olarak bilinen history sayısı 216 Milyon ile program çalıştırıldı ve sudaki doz hesabı DOSXYZnrc programı ile $10 \times 10 \times 50 \text{ cm}^3$ su fantomu $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ cm}^3$ lük küçük kübik bölgeye ayrılarak hesaplandı. Ayrıca hesaplamalarda verimliliği arttırmak için varyans indirgeme teknikleri UBS, SBS ve DBS kullanıldı. UBS tekniğinde, başlangıçta hızlandırıcıya 120 Milyon history gönderilerek UBS girdi parametre değeri olan IBRSPL: 1, NBRSP: 100 ve IRRLLT: 2 olarak ayarlanarak BEAMnrc kodu çalıştırıldı. SBS tekniğinde, başlangıçta hızlandırıcıya 66 Milyon history gönderilerek SBS girdi parametre değeri olan IBRSPL: 29, NBRSP: 1000, IRRLLT: 2, NMIN:100(0.1xNBRSP) ve tedavi alanı olarak bilinen FS:30 ve SSD:100 alınarak BEAMnrc kodu çalıştırıldı. DBS tekniğinde ise başlangıçta hızlandırıcıya 50 Milyon history gönderilerek DBS girdi parametre değeri olan IBRSPL: 2, NBRSP: 1000, IRRLLT: 2, ICM_SPLIT:3 (yarılma düzleminin konulduğu bileşen modülü (component moule; CM) sayısı CM>0 olduğu için elektron ve foton yarılma sayıları için 1000 verildi), tedavi alanı yarıçapı olarak bilinen FS: 5, SSD: 100, ICM_DBS: 3, ZPLANE_DBS: 5, IRAD_DBS: 1 ve ZRAD_DBS:11 alınarak BEAMnrc kodu çalıştırıldı. Çalışmalar sonucunda çıkıştaki parçacıkların türünü, doğrultusunu ve enerjilerini barındıran phase space dosyası en son bileşende yani çıkışta elde edilerek analiz programlarında oluşan phase space dosyasını girdi olarak kullanarak DOSXYZnrc ile sudaki doz dağılımı $10 \times 10 \times 50 \text{ cm}^3$ su fantomu

$0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ cm}^3$ ' lük küçük kübik bölgeye ayrılarak hesaplandı. Beamdp programı ile çıkışa gelen foton ve elektron parçacıklarının düzlemsel akıdaki enerji dağılımları elde edildi.

NRC10MV hızlandırıcısı için BEAMnrc kodunda İlk olarak varyans indirgeme teknikleri kullanmadan gelen elektron demeti sayısı olarak bilinen history sayısı 1 Milyar ile program çalıştırıldı ve sudaki doz hesabı DOSXYZnrc programı ile $10 \times 10 \times 50 \text{ cm}^3$ su fantomu $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ cm}^3$ lük küçük kübik bölgeye ayrılarak hesaplandı. Ayrıca hesaplamalarda verimliliği arttırmak için varyans indirgeme tekniği DBS kullanıldı. DBS tekniğinde başlangıçta hızlandırıcıya 1 Milyar history gönderilerek DBS girdi parametre değeri olan `IBRSPL: 2`, `NBRSPL: 1000`, `IRRLTT: 2`, tedavi alanı yarıçapı olarak bilinen `FS: 5`, `SSD: 100`, alınarak BEAMnrc kodu çalıştırıldı. Çalışmalar sonucunda çıkıştaki parçacıkların türünü, doğrultusunu ve enerjilerini barındıran phase space dosyası en son bileşende yani çıkışta elde edilerek analiz programlarında oluşan phase space dosyası girdi olarak kullanarak DOSXYZnrc ile sudaki doz dağılımı $10 \times 10 \times 50 \text{ cm}^3$ su fantomu $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ cm}^3$ lük küçük kübik bölgelere ayrılarak hesaplandı. Beamdp programı ile çıkışa gelen foton ve elektron parçacıklarının düzlemsel akıdaki enerji dağılımları elde edildi.

Lineer hızlandırıcı kafaları NRC10MV ve BEAM kodu örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısı BEAM kod sisteminde ve çoklu geometri tekniği kullanılarak modellendi. Her iki sistemde de hızlandırıcının içerdiği materyaller ve tesir kesitleri EGSnrc kod sisteminde herhangi bir materyali tanımlamak için PEGSdata tesir kesiti veri hazırlama dosyasından yararlanılır. NRC10MV ve EX16MVp hızlandırıcı kafaları için PEGS4 içerisinde materyallerin yoğunluğu ve içinden geçtiği parçacıkları için maksimum ve minimum enerji aralıklarını barındıran tesir kesitleri bulunmaktadır.

- **EX16MVp Hızlandırıcısında Kullanılan Materyal ve Tesir Kesiti Değerleri;**

AIR700ICRU: Minimum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslararası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte hava ortamını tanımlar. **C, N, O** ve **AR** elementlerinin deniz seviyesindeki karışım oranları kullanılarak hazırlanmıştır.

AL700ICRU: Minimum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslararası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte saf **Al** elementinden hazırlanmıştır.

FE700ICRU: Minimum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslararası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte saf **Fe** elementinden hazırlanmıştır.

MYLAR700ICRU: Minumum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslar arası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte **C, H ve O** elementleri kullanılarak hazırlanmıştır.

PMMA700ICRU: Minumum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslar arası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte **C, H ve O** elementleri kullanılarak hazırlanmıştır.

W700ICRU: Minumum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslar arası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte saf **W** elementinden hazırlanmıştır.

- **NRC10MV Hızlandırıcısında Kullanılan Materyal ve Tesir Kesiti Değerleri;**

AIR700ICRU: Minumum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslar arası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte hava ortamını tanımlar. **C, N, O ve AR** elementlerinin deniz seviyesindeki karışım oranları kullanılarak hazırlanmıştır.

AL700ICRU: Minumum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslar arası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte saf **Al** elementinden hazırlanmıştır.

PB700ICRU: Minumum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslar arası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte saf **Pb** elementinden hazırlanmıştır.

TI700ICRU: Minumum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslar arası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte saf **Ti** elementinden hazırlanmıştır.

W700ICRU: Minumum 700 keV' lik enerjiye kadar elektronların yolları izleme anlamına gelen 700, uluslar arası radyasyon bilimleri komisyonu (ICRU) tarafından alınan tesir kesiti ICRU ile birlikte saf **W** elementinden hazırlanmıştır.

Lineer hızlandırıcı bileşenlerinin BEAM kod sisteminde ve çoklu geometri tekniğinde her bir parçacığın uzaysal konumu, yapısı ve içerdiği materyalleri barındıran girdi verisi ve şekli bölüm 2.1 de görülmektedir.

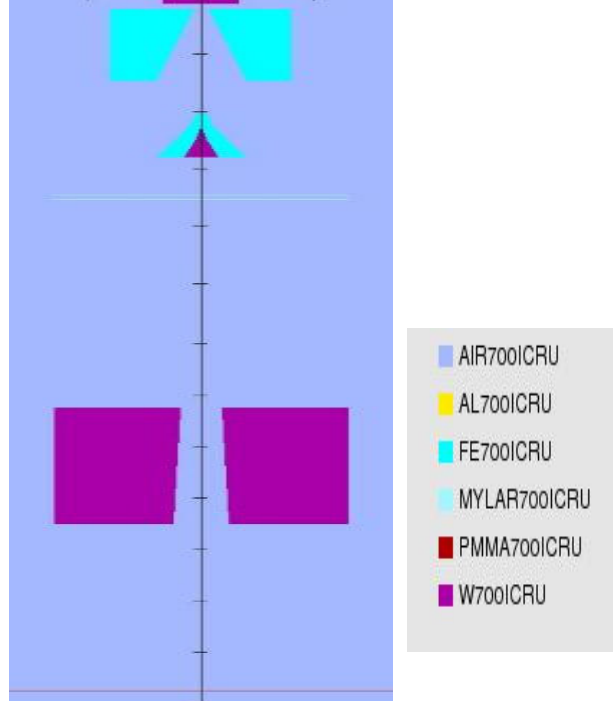
2.1. BEAMnrc ve Çoklu Geometri Tekniği İle Modellenen Lineer Hızlandırıcılar

2.1.1. EX16MVp Hızlandırıcı Kafası

BEAM kodu örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısının girdi dosyalarında modellenen hızlandırıcı bileşenleri 7 kısımdan oluşmaktadır.

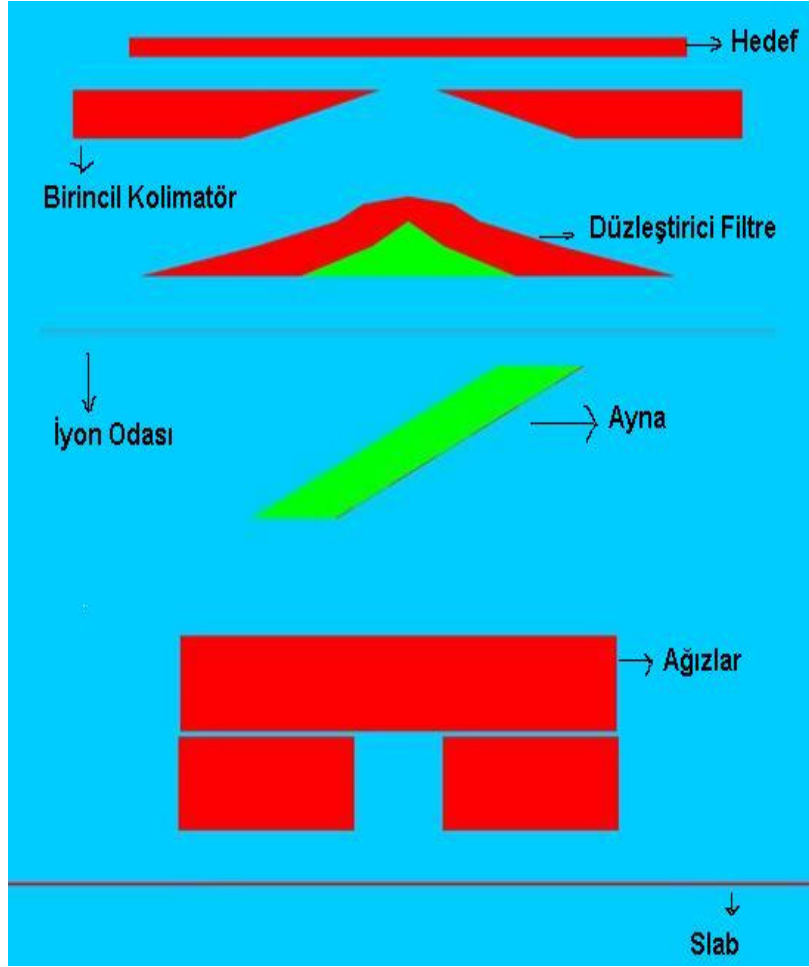
1. SLABS (Hedef)
2. CONS3R (Birincil Kolimatör)
3. FLATFILT (Düzleştirici Filtre)
4. CHAMBER (İyon Odası)
5. MIRROR (Ayna)
6. JAWS (Ağızlar)
7. SLABS

EX16MVp hızlandırıcısı için BEAM girdi verisi ekler bölümünde yer almaktadır. BEAMnrc kodu tarafından elde edilen X-Z kesit görüntüsü şekil 2.1 de ve EGSnrc altında yer alan MGview programı ile elde edilen Y-Z kesit görüntüsü şekil 2.2 de görülmektedir.



Şekil 2.1. BEAMnrc kodunda yer alan hızlandırıcı örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısının BEAMnrc kodu ile çizdirilen X-Z kesit görüntüsü. Bu şekil gerçek uzunluklarıyla birebir örtüşmemektedir.

Çoklu geometri tekniği kullanılarak BEAM girdisi ile bileşenlerinin cinsleri, uzunlukları ve içerdiği materyaller birebir alınarak kullanıcı database altında modellendi. Herbir bileşen EGSnrc altında çoklu geometri tekniği ile modellenen yapıları görüntülemeye kullanılan EGSnrc altında 2-boyutlu kesit alma programı MGview ile gösterimi şekil 2.2 deki gibidir.



Şekil 2.2. BEAMnrc kodunda yer alan hızlandırıcı örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısının MGview programı ile elde edilen Y-Z kesitinden bir görünüş. Bu şekil gerçek uzunluklarıyla birebir örtüşmemektedir.

Şekil 2.2 de görüldüğü gibi herbir hızlandırıcı bileşenlerinin yapısı ve içerdiği materyaller sırasıyla, hedef bileşeni dikdörtgen prizma (rectilinear) dan oluşmaktadır. Hedefte mavi renk AIR700ICRU ile tanımlı materyeli, kırmızı renk ise W700ICRU ile tanımlı materyali temsil etmektedir.. Birincil Kolimatör iç içe geçmiş silindir ve koniden oluşmaktadır. Birincil kolimatörde kırmızı renk FE700ICRU ile tanımlı materyali, mavi renk ise AIR700ICRU ile tanımlı materyali

temsil etmektedir. Düzleştirici filtre konilerden oluşmaktadır. Düzleştirici filtrede yeşil renk W700ICRU ile tanımlı materyali, kırmızı renk FE700ICRU ile tanımlı materyali mavi renk ise AIR700ICRU ile tanımlı materyali temsil etmektedir. İyon odası silindirlerden oluşmaktadır. İyon odasında kırmızı renk MYLAR700ICRU ile tanımlı materyali, mavi renk ise AIR700ICRU ile tanımlı materyali temsil etmektedir. Ayna dikdörtgen prizma (rectilinear) dan oluşmaktadır. Aynada mavi renk AIR700ICRU ile tanımlı materyali, yeşil renk ise PMMA700ICRU ile tanımlı materyali temsil etmektedir. Ağızlar dikdörtgen prizma (rectilinear) dan oluşmaktadır. Ağızlarda kırmızı renk W700ICRU ile tanımlı materyali, mavi renk ise AIR700ICRU ile tanımlı materyali temsil etmektedir. Slab dikdörtgen prizma (rectilinear) dan oluşmaktadır. Slabda kırmızı renk PMMA700ICRU ile tanımlı materyali, mavi renk ise AIR700ICRU ile tanımlı materyali temsil etmektedir.

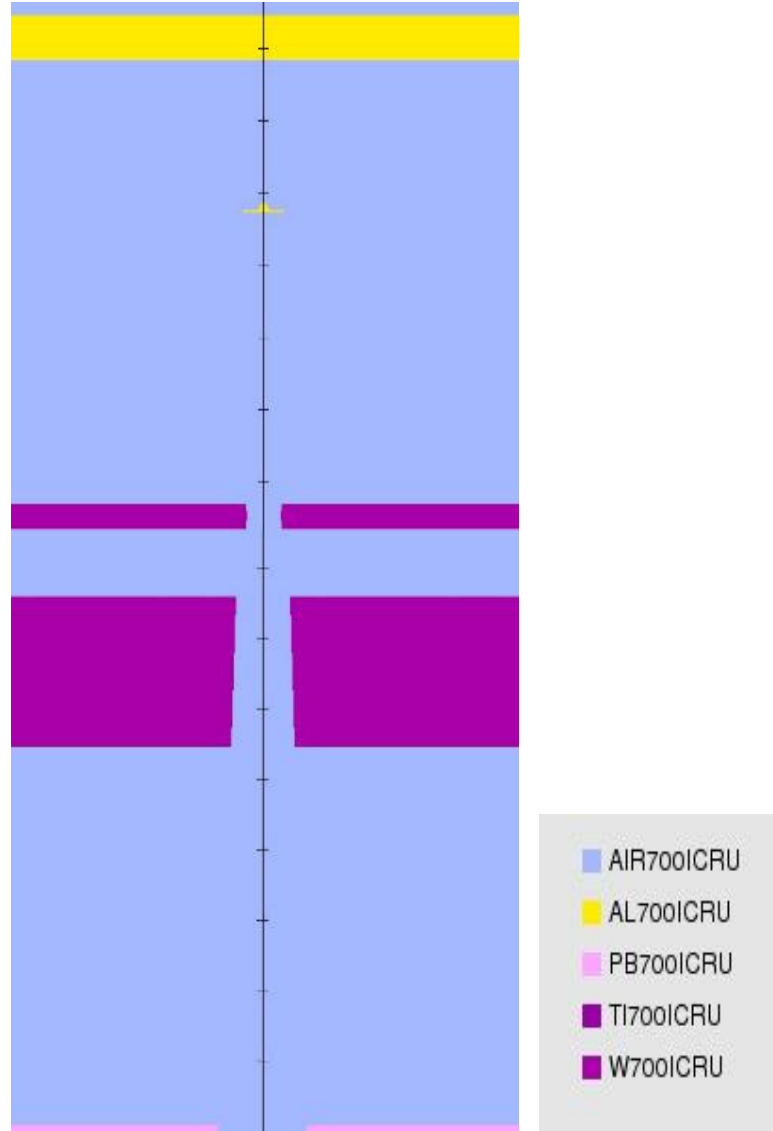
BEAM kodu ile elde edilen kesit görüntüsü BEAM programının kesit görüntüsü almada birtakım eksikliklerinden dolayı bazı hızlandırıcı kafası bileşenleri çok küçük olduğundan görünmemekte ve alınan kesit düzlemleri farklılığından dolayı çoklu geometri tekniği ile modellenen MGview programı ile elde edilen kesit görüntüsü birebir örtüşmemektedir.

2.1.2. NRC10MV Hızlandırıcı Kafası

NRC10MV hızlandırıcısının girdi dosyalarında modellenen hızlandırıcı bileşenleri 7 kısımdan oluşmaktadır.

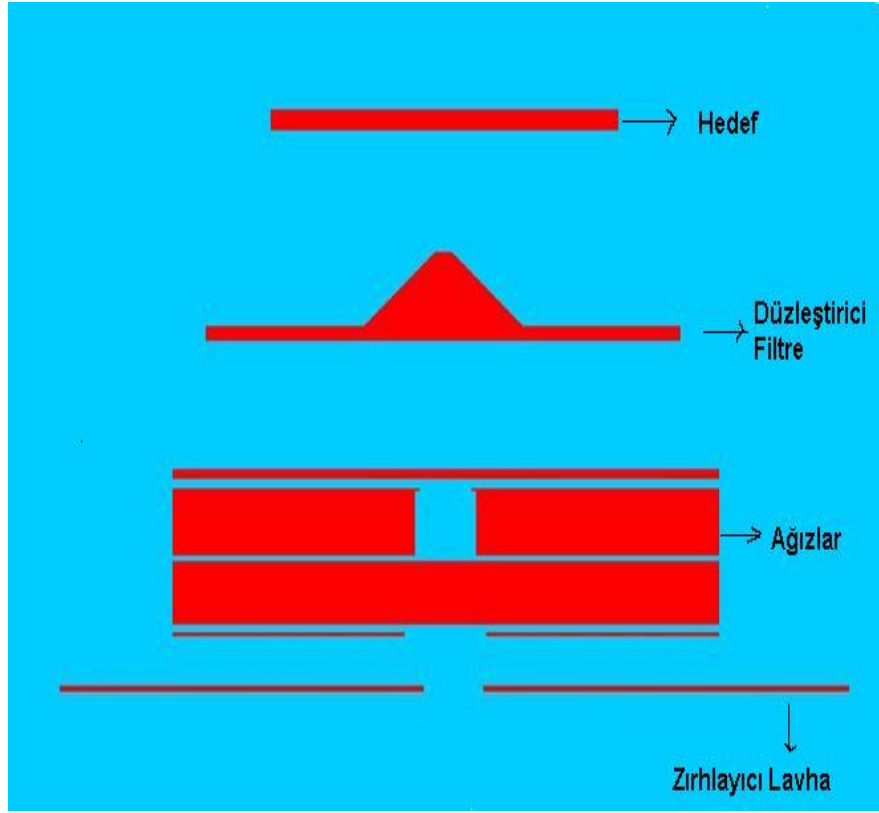
1. Hedef
2. Düzleştirici Filtre
3. Ağızlar
4. Zırhlıyıcı Levha

NRC10MV hızlandırıcısı için BEAM girdi verisi ekler bölümünde yer almaktadır. BEAMnrc kodu tarafından elde edilen X-Z kesit görüntüsü şekil 2.3 de ve EGSnrc altında yer alan MGview programı ile elde edilen Y-Z kesit görüntüsü şekil 2.4 de görülmektedir.



Şekil 2.3. NRC10MV hızlandırıcısının BEAMnrc kodu ile çizdirilen X-Z kesit görüntüsü. Bu şekil gerçek uzunluklarıyla birebir örtüşmemektedir.

Çoklu geometri tekniği kullanılarak BEAM girdisi ile bileşenlerinin cinsleri, uzunlukları ve içerdiği materyaller birebir alınarak kullanıcı database altında modellendi. Herbir bileşen EGSnrc altında çoklu geometri tekniği ile modellenen yapıları görüntülemeye kullanılan EGSnrc altında 2- boyutlu çizim programı MGview ile gösterimi şekil 2.4 deki gibidir.



Şekil 2.4. NRC10MV hızlandırıcısının MGview programı ile elde edilen Y-Z kesitinden bir görünüş. Bu şekil gerçek uzunluklarıyla birebir örtüşmemektedir.

Şekil 2.4 de görüldüğü gibi her bir hızlandırıcı bileşenlerinin yapısı ve içerdiği materyaller sırasıyla, hedef bileşeni dikdörtgen prizma (rectilinear) dan oluşmaktadır. Hedefte mavi renk AIR700ICRU ile tanımlı materyali, yeşil renk ise TI700ICRU ile tanımlı materyali temsil etmektedir. Düzleştirici filtre koni ve silindirlerden oluşmaktadır. Düzleştirici filtrede, kırmızı renk AL700ICRU ile tanımlı materyali, mavi renk ise AIR700ICRU ile tanımlı materyali temsil etmektedir. Ağızlar dikdörtgen prizma (rectilinear) dan oluşmaktadır. Ağızlarda kırmızı renk W700ICRU ile tanımlı materyali, mavi renk ise AIR700ICRU ile tanımlı materyali temsil etmektedir. Zırhlı levha dikdörtgen prizma (rectilinear) dan oluşmaktadır. Levhada kırmızı renk PB700ICRU ile tanımlı materyali, mavi renk ise AIR700ICRU ile tanımlı materyali temsil etmektedir.

BEAM kodu ile elde edilen kesit görüntüsü BEAM programının kesit görüntüsü almada birtakım eksikliklerinden dolayı bazı hızlandırıcı kafası bileşenleri çok küçük olduğundan görünmemekte ve alınan kesit düzlemleri farklılığından dolayı çoklu geometri tekniği ile modellenen MGview programı ile elde edilen kesit görüntüsü birebir örtüşmemektedir.

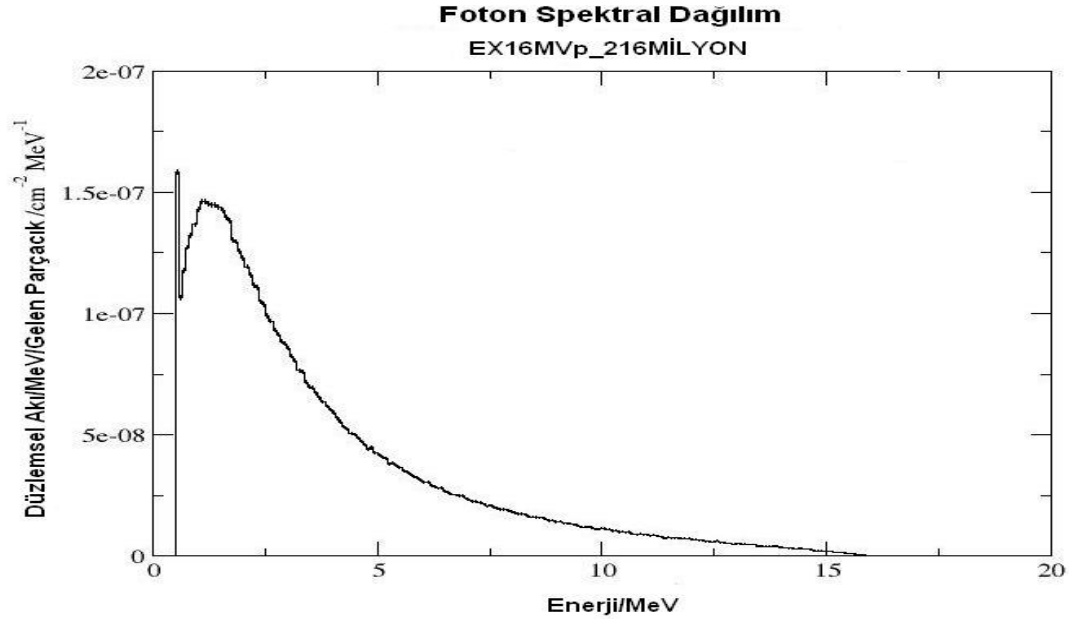
3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Hesaplamalar, simüle edilen hızlandırıcı kafaları BEAMnrc kodu örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısı ve NRC10MV için yapıldı. BEAMnrc programında simüle edilen herbir hızlandırıcı için programın çalıştıktan sonra ortaya çıkan çıkış dosyalarından biri olan phase space dosyası `input_ismi.egsphsp1` kullanılarak BEAM analiz programlarından biri olan beamdp ile parçacıkları soğurucu olmayan levhaya dik olarak gelen elektronların ve fotonların enerji dağılımları, DOSXYZnrc programı ile oluşturulan su fantomunda derinliğe bağlı sudaki doz dağılımları elde edildi.

3.1. EX16MVp Hızlandırıcısı

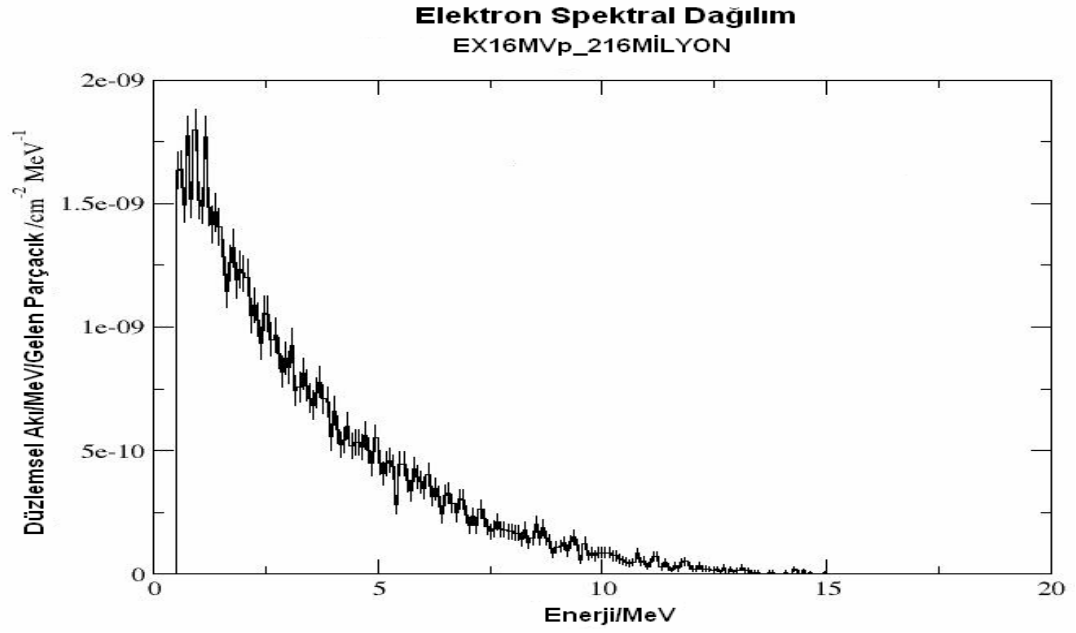
BEAMnrc kodu örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısı için varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 216 Milyon history için elektron ve foton spektrumları şekil 3.1 ve şekil 3.2 de görülmektedir.

Fotonlar için;



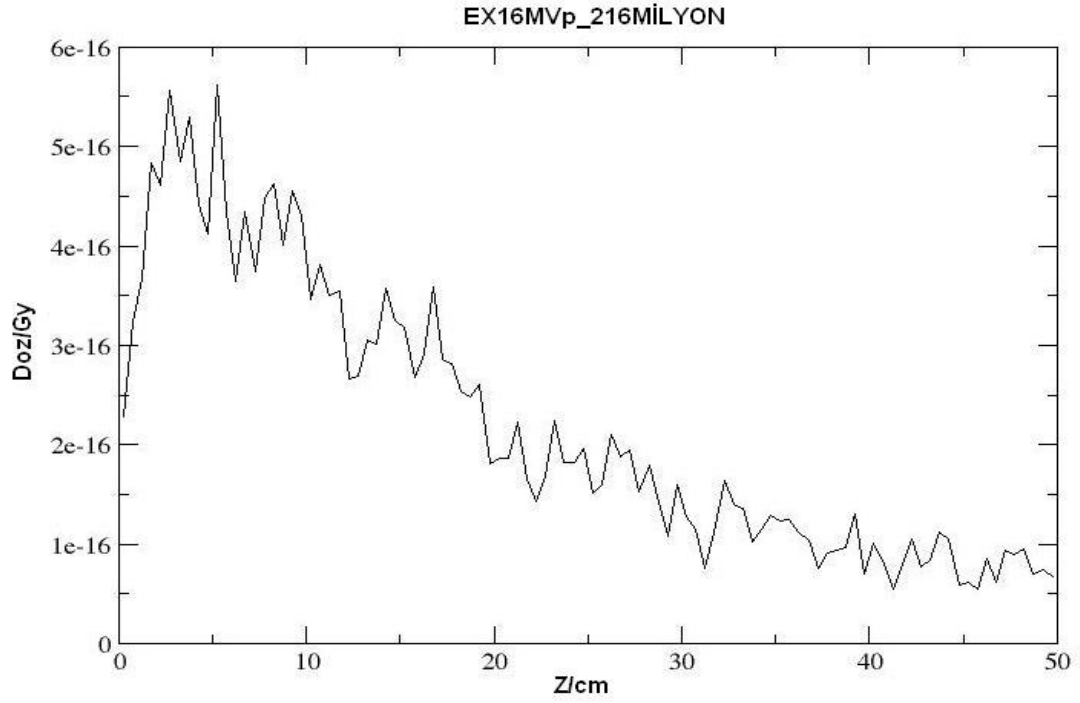
Şekil 3.1. EX16MVp hızlandırıcısında varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 216 Milyon history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.

Elektronlar için;



Şekil 3.2. EX16MVp hızlandırıcısında varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 216 Milyon history için elde edilen elektronların çıkış spektrumu.

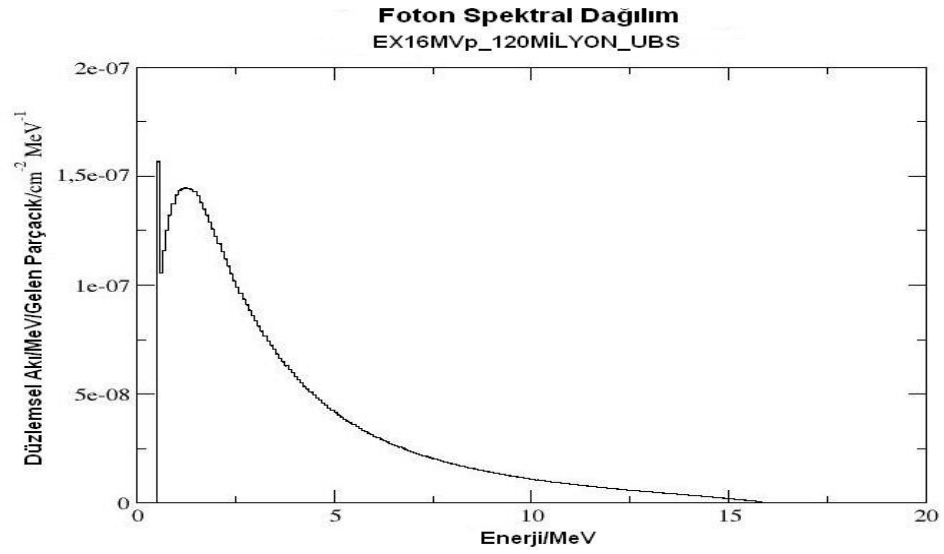
BEAMnrc kodu örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısında sudaki doz dağılımı $10 \times 10 \times 50 \text{ cm}^3$ lük su hacmini X, Y ve Z eksenleri 0,5 cm lik dilimlere ayrılarak sudaki doz dağılımı elde edildi. 216 Milyon history için derinliğe bağlı sudaki doz dağılımı Şekil 3.3 de görülmektedir.



Şekil 3.3. EX16MVp hızlandırıcısında 216 Milyon histroy için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.

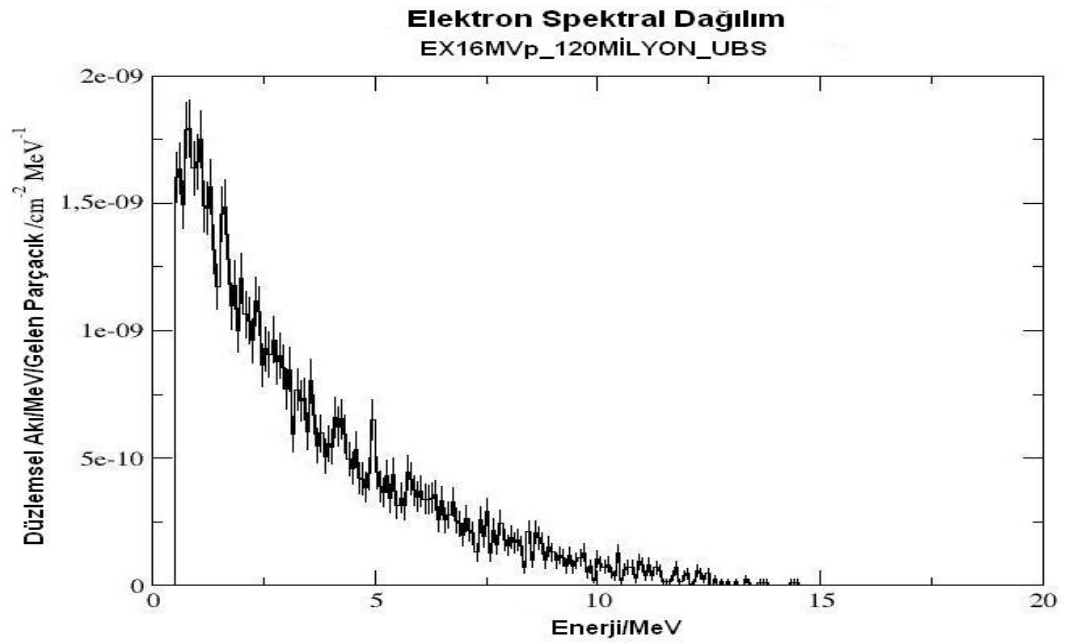
Verimliliği artırıcı teknikler olan varyans indirgeme teknikleri kullanılarak aynı hesaplamalar yapıldı. EX16MVp hızlandırıcısında UBS tekniğiyle yarıma sayısı 100 alınıp başlangıçta 120 Milyon history gönderilerek hesaplamalar yapıldı. EX16MVp hızlandırıcısında UBS tekniği ile 120 Milyon history için elektron ve foton spektrumları Şekil 3.4 ve Şekil 3.5 de görülmektedir.

Fotonlar için;



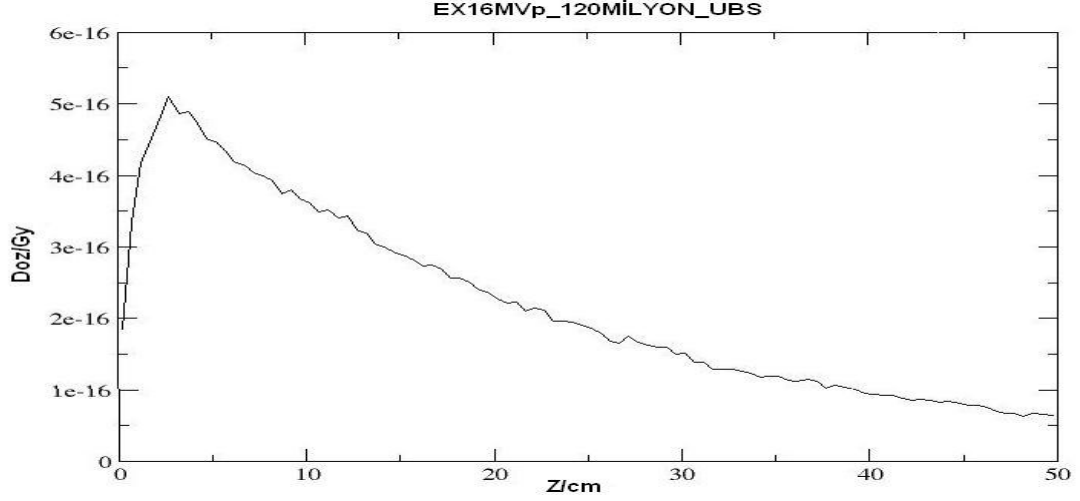
Şekil 3.4. EX16MVp hızlandırıcısında UBS tekniği kullanılarak 120 Milyon history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.

Elektronlar için;



Şekil 3.5. EX16MVp hızlandırıcısında UBS tekniği kullanılarak 120 Milyon history için elde edilen elektronların çıkış spektrumu.

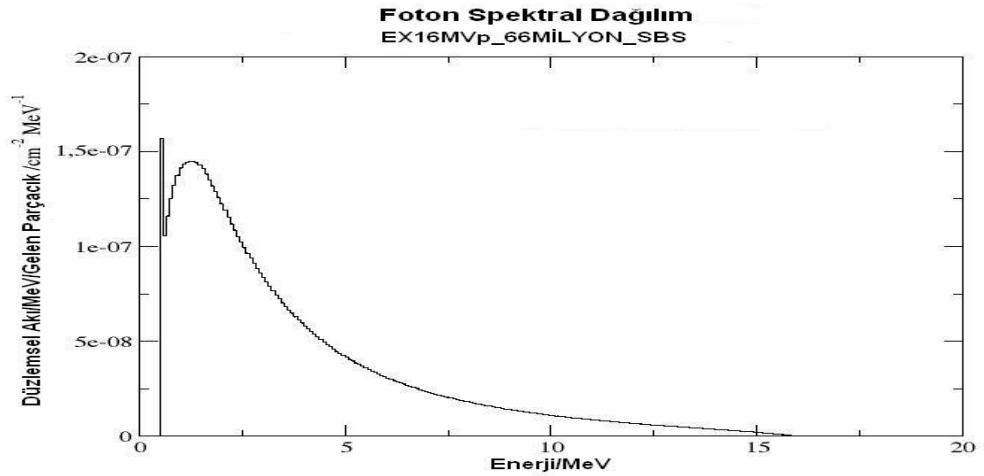
EX16MVp hızlandırıcısına 120 Milyon history elektron demeti gönderilerek UBS tekniği ile elde edilen derinliğe bağlı sudaki doz dağılımı şekil 3.6 da görülmektedir.



Şekil 3.6. EX16MVp hızlandırıcısında UBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak 120 Milyon history için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.

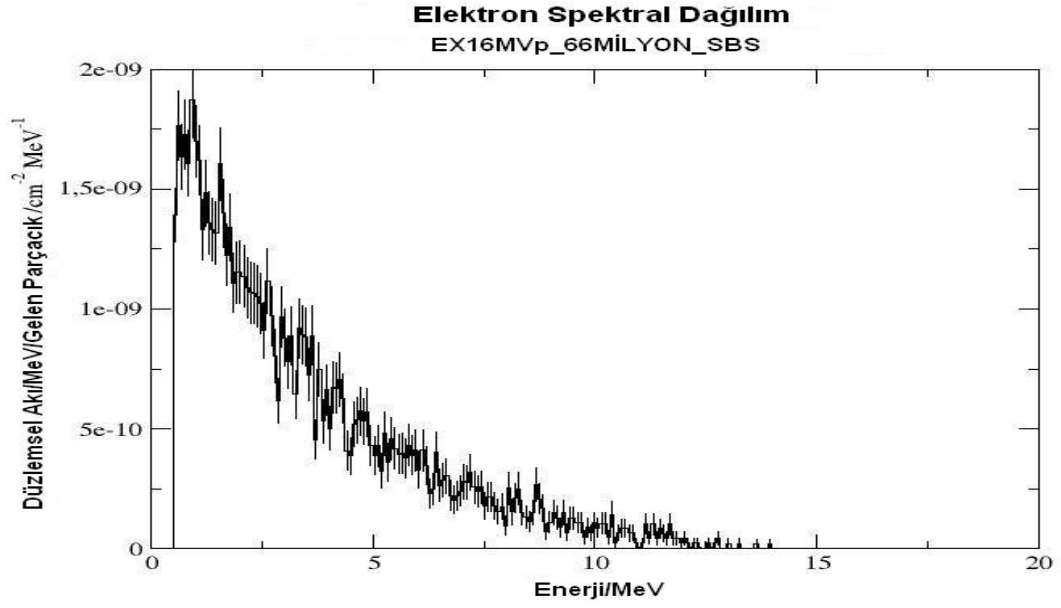
EX16MVp hızlandırıcısında SBS tekniğiyle yarımlama sayısı 1000 alınıp başlangıçta 66 Milyon history gönderilerek hesaplamalar yapıldı. EX16MVp hızlandırıcısında SBS tekniği kullanılarak 66 Milyon history için elektron ve foton spektrumları şekil 3.7 ve şekil 3.8 de görülmektedir.

Fotonlar için;



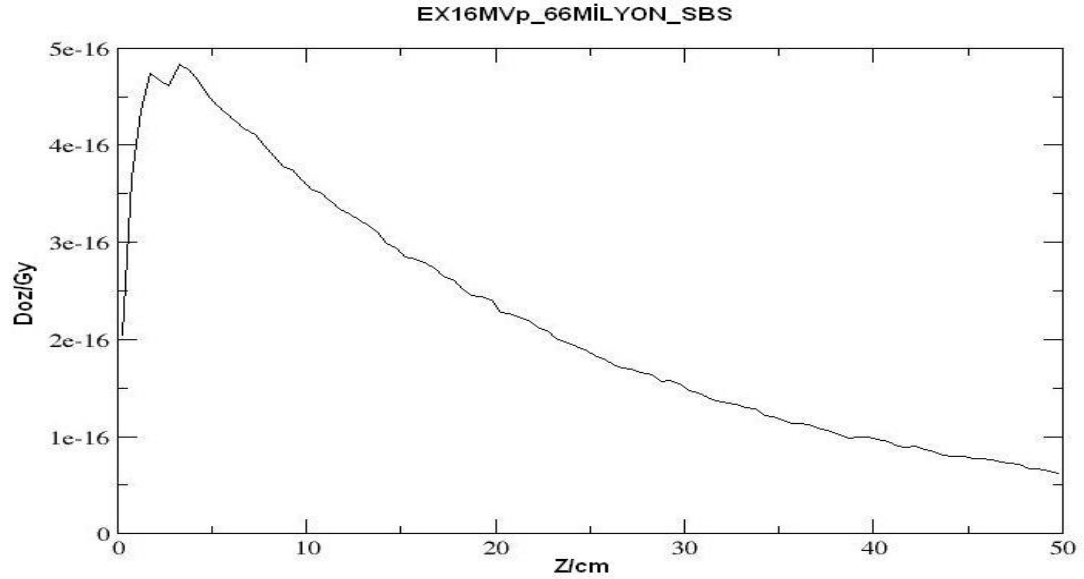
Şekil 3.7. EX16MVp hızlandırıcısında SBS tekniği kullanılarak 66 Milyon history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.

Elektronlar için;



Şekil 3.8. EX16MVp hızlandırıcısında SBS tekniği kullanılarak 66 Milyon history için elde edilen elektronların çıkış spektrumu.

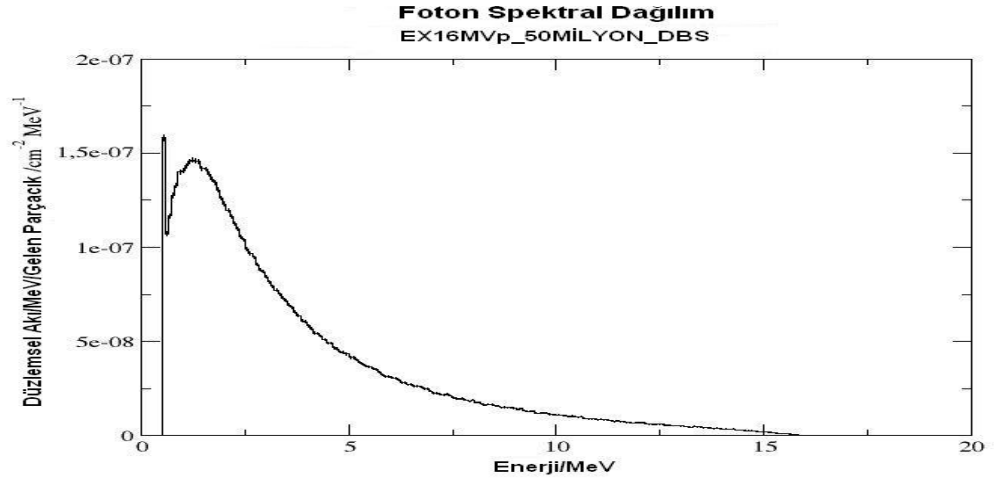
EX16MVp hızlandırıcısına 66 Milyon history elektron demeti gönderilerek SBS tekniği ile elde edilen derinliğe bağlı sudaki doz dağılımı şekil 3.9 görülmektedir.



Şekil 3.9. EX16MVp hızlandırıcısında SBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak 66 Milyon history için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.

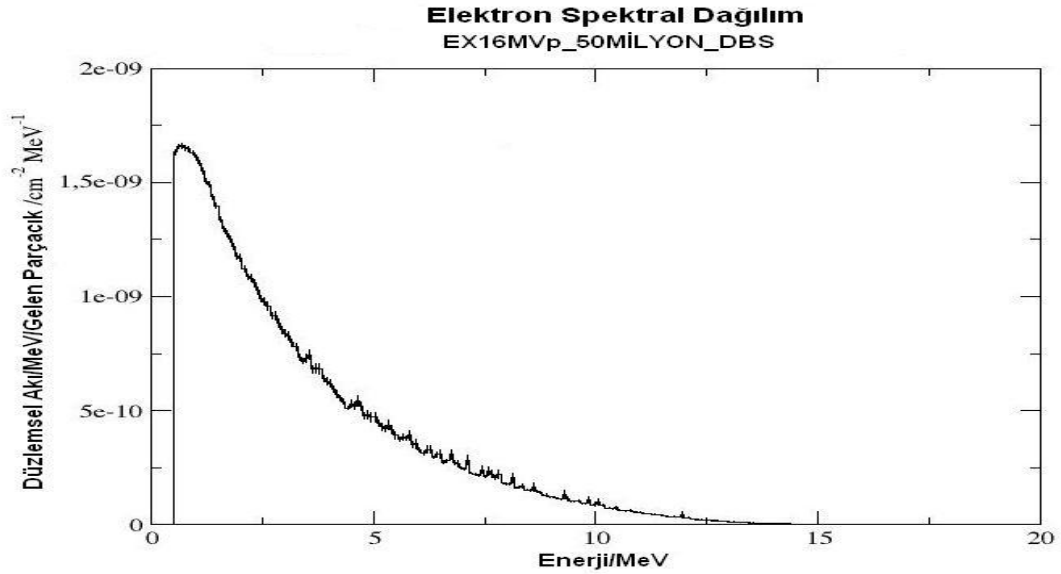
EX16MVp hızlandırıcısında DBS tekniğiyle yarımla sayısı 1000 alınıp başlangıçta 50 Milyon history gönderilerek hesaplamalar yapıldı. EX16MVp hızlandırıcısında DBS tekniği kullanılarak 50 Milyon history için elektron ve foton spektrumları şekil 3.10 ve şekil 3.11’ de görülmektedir.

Fotonlar için;



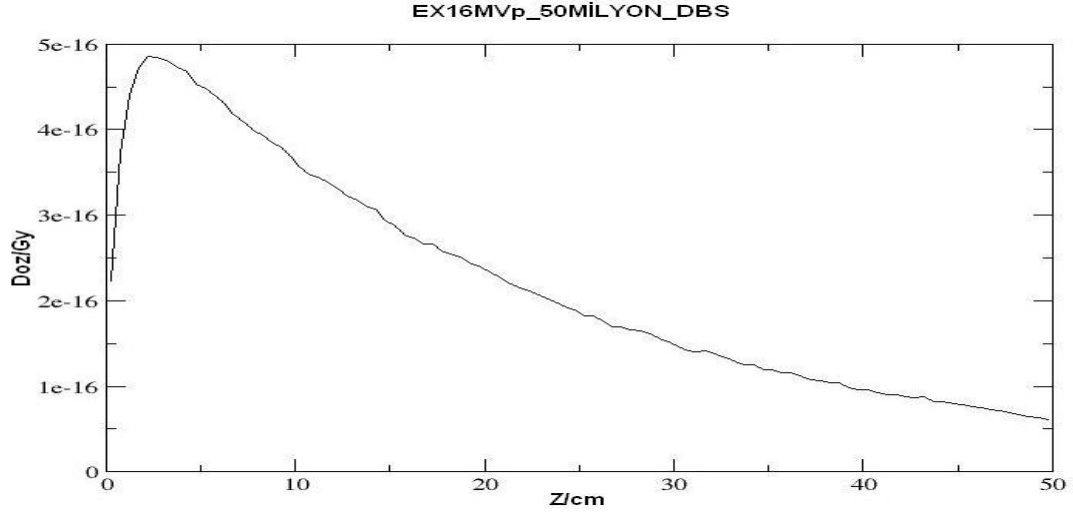
Şekil 3.10. EX16MVp hızlandırıcısında DBS tekniği kullanılarak 50 Milyon history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.

Elektronlar için;



Şekil 3.11. EX16MVp hızlandırıcısında DBS tekniği kullanılarak 50 Milyon history için elde edilen elektronların çıkış spektrumu.

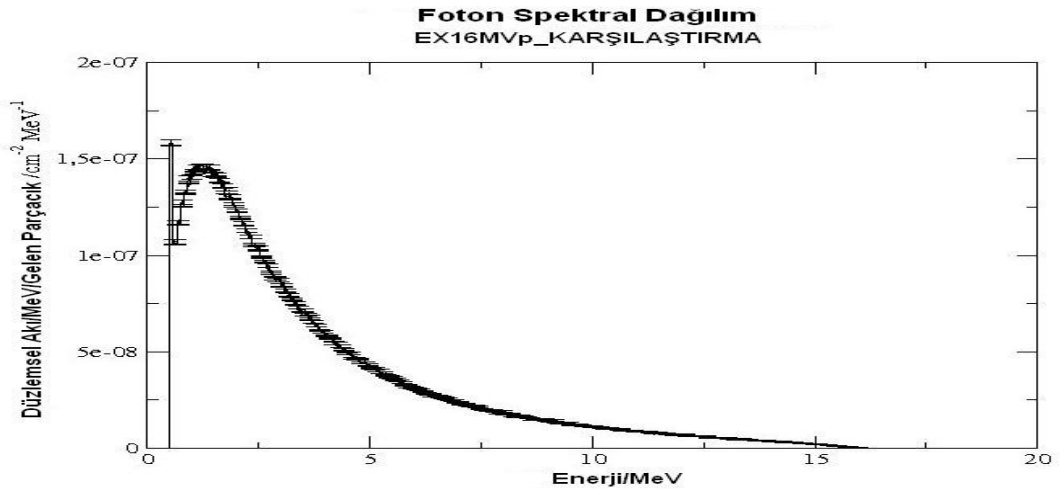
EX16MVp hızlandırıcısına 50 Milyon history elektron demeti gönderilerek DBS tekniği ile elde edilen derinliğe bağlı sudaki doz dağılımı şekil 3.12 de görülmektedir.



Şekil 3.12. EX16MVp hızlandırıcısında DBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak 50 Milyon history için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.

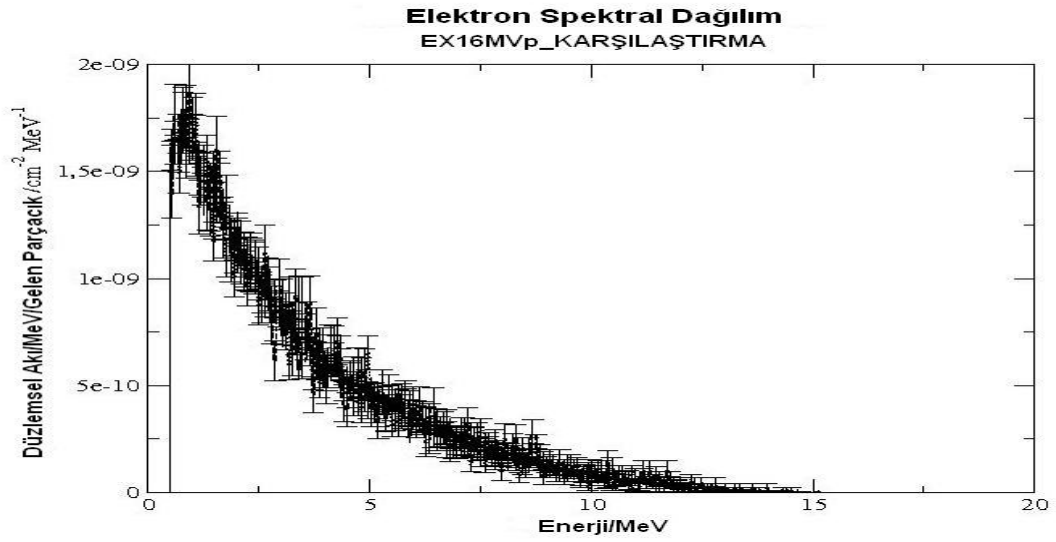
EX16MVp hızlandırıcısında varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 216 Milyon history ve 120 Milyon history UBS, 66 Milyon history SBS ve 50 Milyon history DBS varyans indirgeme teknikleriyle birlikte foton ve elektronların çıkış spektrumları karşılaştırılması ve derinliğe bağlı sudaki doz dağılımlarının karşılaştırılması şekil 3.13 ve şekil 3.14 de görülmektedir.

Fotonlar için;



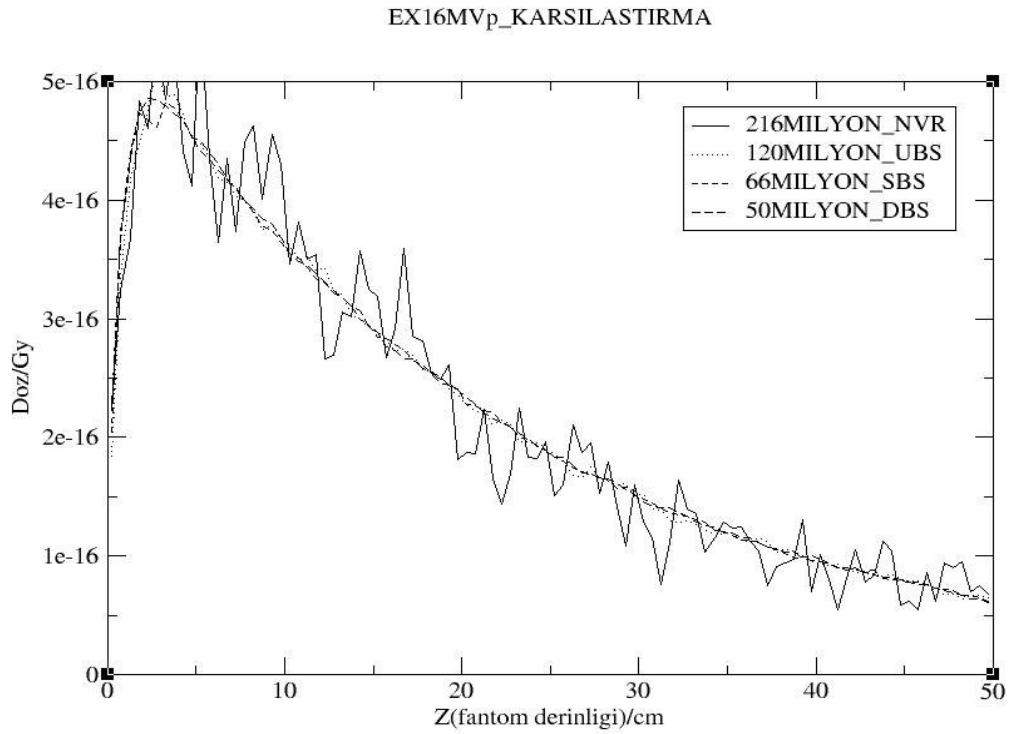
Şekil 3.13. EX16MVp hızlandırıcısında fotonların çıkış spektrumlarının karşılaştırılması.

Elektronlar için;



Şekil 3.14. EX16MVp hızlandırıcısında elektronların çıkış spektrumlarının karşılaştırılması.

Sudaki doz dağılımları;



Şekil 3.15. EX16MVp hızlandırıcısında derinliğe bağlı sudaki doz dağılımlarının karşılaştırılması.

BEAM kodu örneklerinden EX16MVp hızlandırıcısında BEAM kodu ile yapılan hesaplamalarda Şekil 3.1 den şekil 3.15 e kadar varyans indirgeme teknikleriyle birlikte yapılan hesaplamalar görülmektedir. Elektronların çıkış spektrumları şekil 3.2, şekil 3.5, şekil 3.8, şekil 3.11 de görüldüğü gibi 0.1 MeV ile 15 MeV arasındadır. Fotonların çıkış spektrumları, şekil 3.1, şekil 3.4, şekil 3.7, şekil 3.10 da görüldüğü gibi 0.1 MeV ile 20 MeV arasındadır. Şekil 3.13 ve şekil 3.14 da görüldüğü gibi elektronların ve fotonların çıkış spektrumlarının karşılaştırma grafiği hem varyans indirgeme teknikleri kullanmadan hem de kullanılarak elde edilen değerler ile örtüşmektedir.

Derinliğe bağlı sudaki doz dağılımları BEAM kodu kullanılarak varyans indirgeme teknikleriyle birlikte yapılan hesaplamalar şekil 3.3, şekil 3.6, şekil 3.9, şekil 3.12 görüldüğü gibidir. Şekil 3.3 de görüldüğü gibi varyans indirgeme tekniği kullanılmadan 216 Milyon history için elde edilen sudaki doz dağılım grafiği yüzeyden uzaklaştıkça belli derinliğe kadar zikzaklı şekilde artmakta belli mesafeden sonra giderek zikzaklı bir şekilde azalmaktadır. Varyans indirgeme tekniği kullanılmadan elde edilen sudaki doz dağılımı hızlandırıcı kafasına gelen 16MeV enerjili 216 Milyon elektron demeti çıkışta yeteri kadar parçacık olmayıp düzgün bir dağılım elde edilmediğinden dolayı zikzaklı bir grafik elde edilmiştir. Şekil 3.6, şekil 3.9 şekil 3.12 de görüldüğü gibi varyans indirgeme teknikleri UBS, SBS ve DBS kullanılarak elde edilen doz dağılımları elde edilmiştir. Şekil 3.15 daki karşılaştırma grafiğinde görüldüğü gibi varyans indirgeme teknikleri arasında DBS tekniğinin özelliklerinden dolayı hem varyans indirgeme tekniği kullanılmadan yapılan hesaplama hem de UBS ve SBS tekniklerine göre yapılan hesaplama göre daha az history sayısı ile daha iyi hesaplama verimi elde edilmekte ayrıca çıkışta derinliğe bağlı doz değişimi daha düzgün elde edilmektedir.

Monte Carlo hesaplamalarının dezavantajlarından bir tanesi hesaplama zamanının uzun sürmesidir. BEAMnrc programı daha kısa sürede aynı sonucu elde etmek için verimlilik arttırıcı teknikler geliştirdi. EX16MVp hızlandırıcısında hesaplama zamanını azaltmak için verimlilik arttırıcı teknikler olan UBS, SBS ve DBS arasındaki verimlilik ilişkisi çizelge 3.1 de görülmektedir.

Çizelge 3.1. EX16MVp Hızlandırıcısı için Z=2,25 cm derinlikte BEAMnrc varyans indirgeme teknikleriye verimlilik karşılaştırılması.

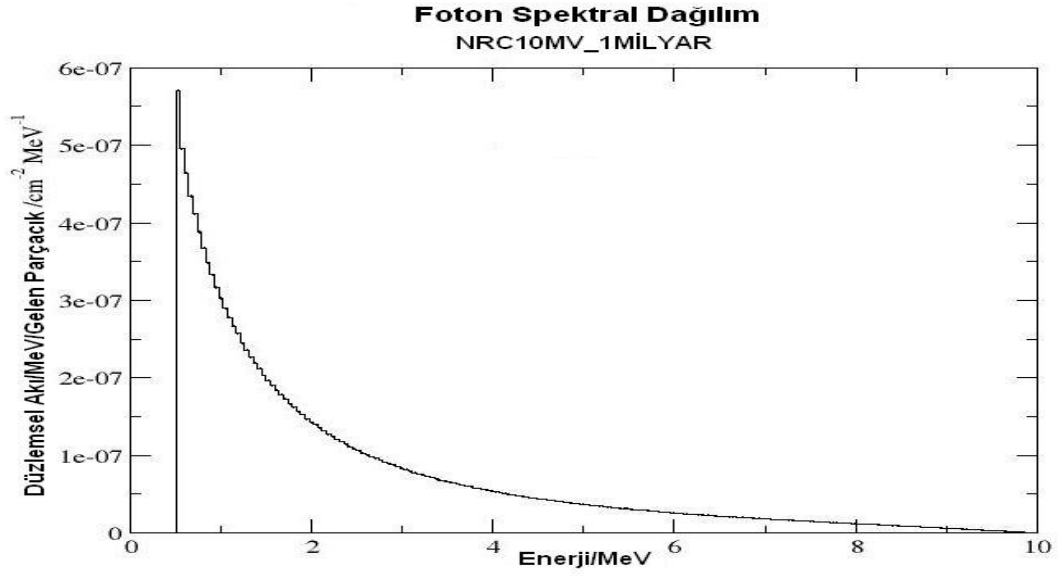
Uygulanan Varyans Azaltma Tekniği	T (saat)	% σ (yüzde standart sapma)	$\varepsilon_x / \varepsilon_{NVR}$ (Verimlilik Oranı)
---	8,67	0,0989546	1
UBS	5,22	0,0989546	1,66
SBS	2,098	0,0989546	4,132
DBS	0,196	0,0989546	44

Çizelge 3.1 de görüldüğü gibi BEAMnrc programında EX16MVp hızlandırıcısı için verimlilik karşılaştırılmasında, Z=2,25 cm noktasında elde edilen dozun yüzde standart sapması, varyans indirgeme tekniği kullanılmadan yapılan hesaplama göre UBS tekniği ile yapılan hesaplama 1,66 kat, SBS tekniği ile yapılan hesaplama 4,132 kat, DBS tekniği ile yapılan hesaplama ise yaklaşık 44 kat daha iyi olduğu bulundu. Z=2,25 cm derinlikte aynı yüzde standart sapmayı elde etmek için varyans indirgeme tekniği kullanılmadan elde edilen hesaplama süresi 8,67 saat olurken UBS tekniği ile 5,22 saat, SBS tekniği ile 2,098 saat, DBS tekniği ile aynı hesaplamayı 0,196 saat gibi kısa sürede hesaplanmaktadır.

3.2. NRC10MV Hızlandırıcısı

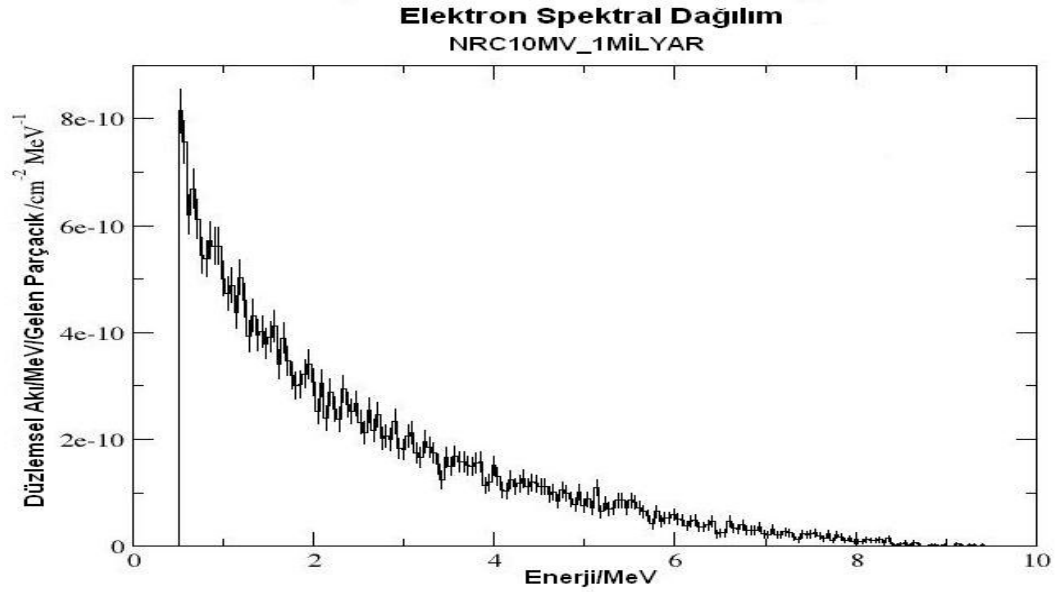
NRC10MV hızlandırıcısı için varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 1 Milyar history için elektron ve foton spektrumları şekil 3.16 ve şekil 3.17 de görülmektedir.

Fotonlar için;



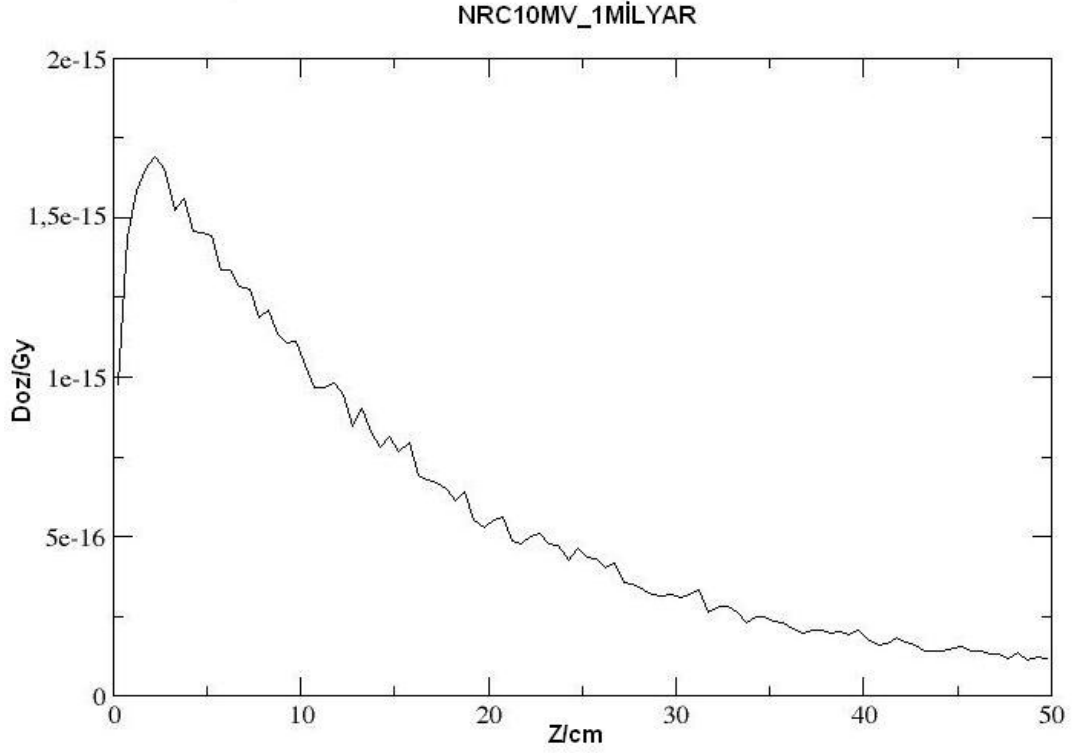
Şekil 3.16. NRC10MV hızlandırıcısında varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 1 Milyar history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.

Elektronlar için;



Şekil 3.17. NRC10MV hızlandırıcısında varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 1 Milyar history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.

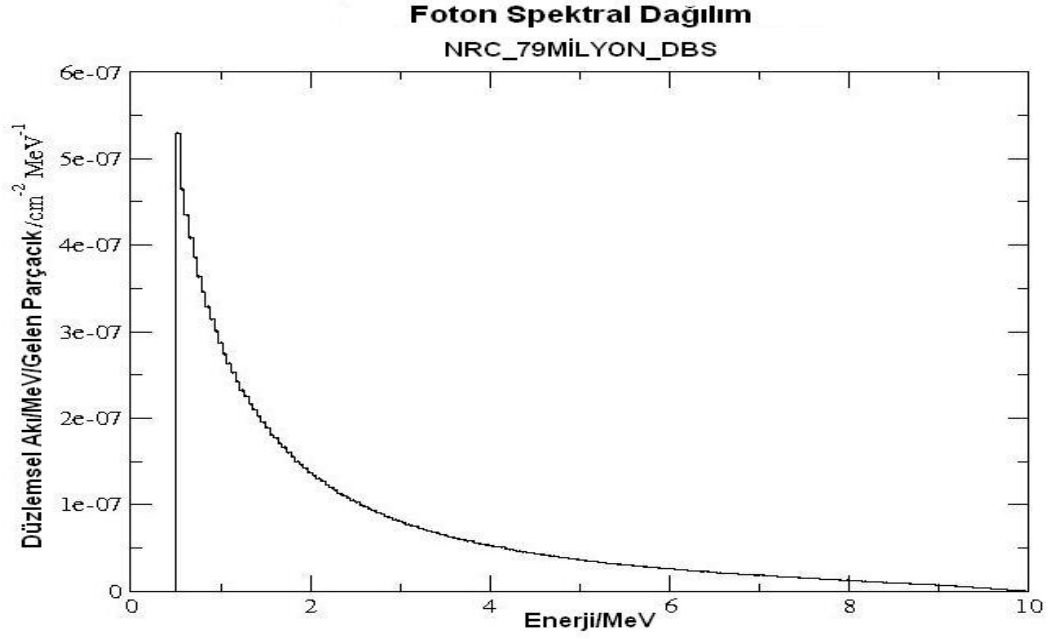
NRC10MV hızlandırıcısında sudaki doz dağılımı $10 \times 10 \times 50 \text{ cm}^3$ lük su hacmini X, Y ve Z eksenleri 0,5 cm lik dilimlere ayrılarak sudaki doz dağılımı elde edildi. 1 Milyar history için derinliğe bağlı sudaki doz dağılımı şekil 3.18 de görülmektedir.



Şekil 3.18. NRC10MV hızlandırıcısında 1 Milyar histroy için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.

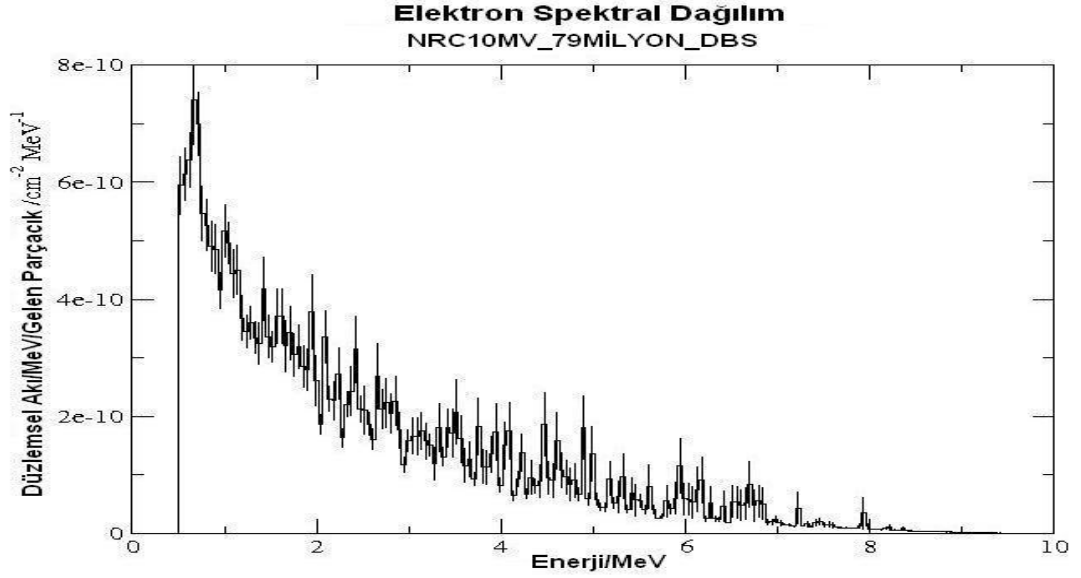
BEAM programında varyans indirgeme tekniklerinden biri olan DBS tekniği NRC10MV hızlandırıcısında kullanılarak aynı hesaplamalar yapıldı. DBS tekniğiyle yarıma sayısı 1000 alınıp başlangıçta 79 Milyon history gönderilerek hesaplamalar yapıldı. Hesaplamalar sonucu elde elektron ve foton spektrumları şekil 3.19 ve şekil 3.20 de görülmektedir.

Fotonlar için;



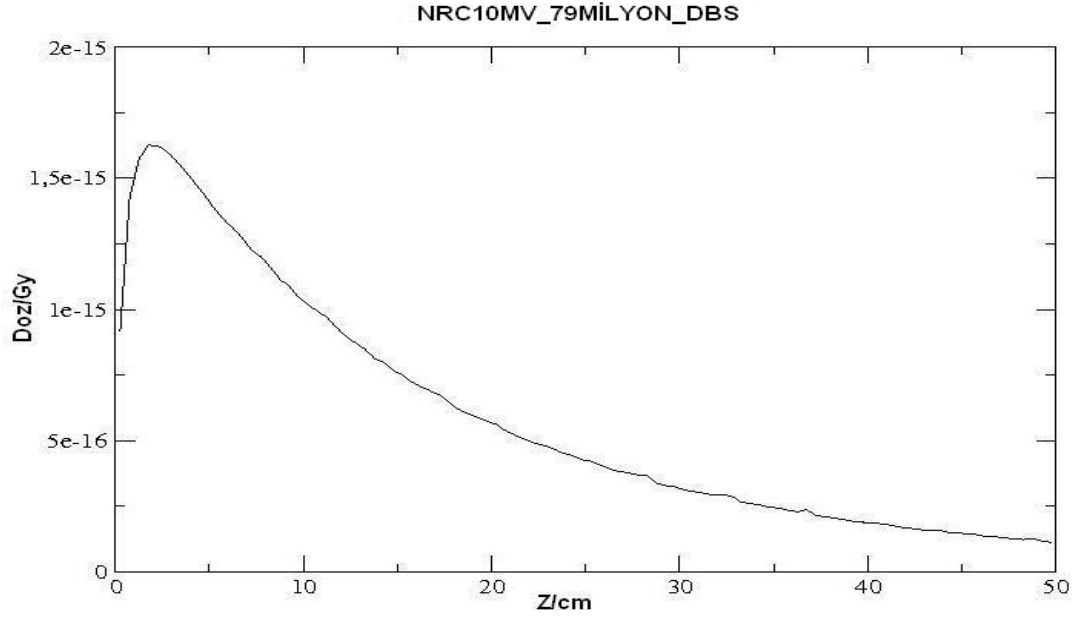
Şekil 3.19. NRC10MV hızlandırıcısında DBS tekniği kullanılarak 79 Milyon history için elde edilen fotonların çıkış spektrumu.

Elektronlar için;



Şekil 3.20. NRC10MV hızlandırıcısında DBS tekniği kullanılarak 79 Milyon history için elde edilen elektronların çıkış spektrumu.

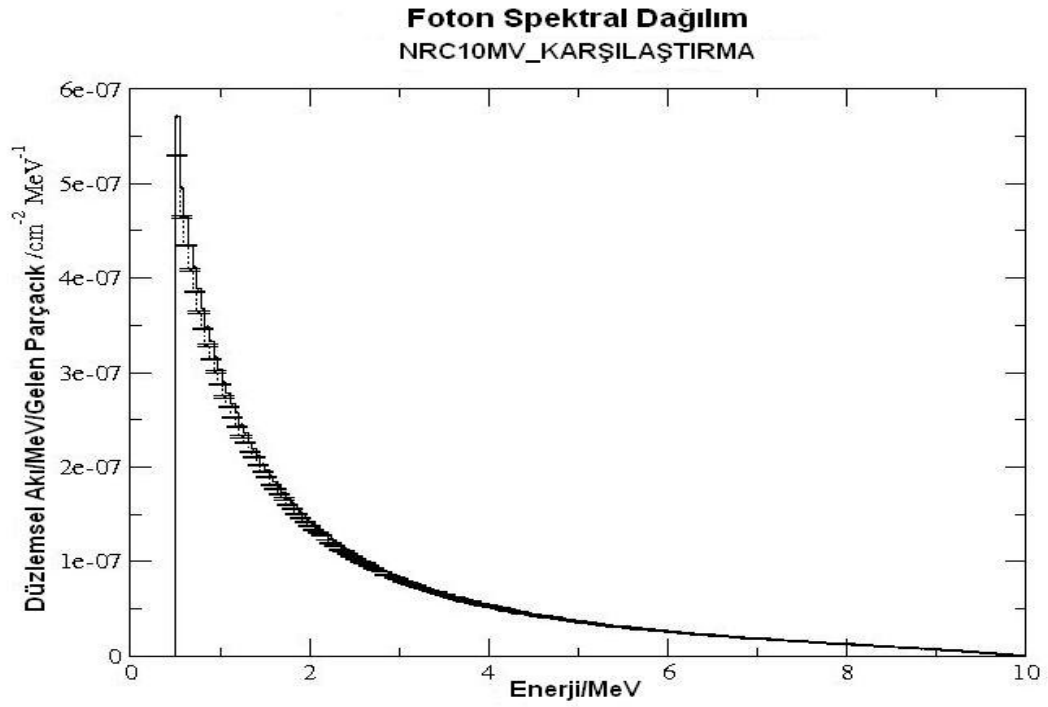
NRC10MV hızlandırıcısına 79 Milyon history elektron demeti gönderilerek DBS tekniği ile elde edilen derinliğe bağlı sudaki doz dağılımı şekil 3.21’ de görülmektedir.



Şekil 3.21. NRC10MV hızlandırıcısında DBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak 79 Milyon history için su ortamında derinliğe bağlı doz değişimi.

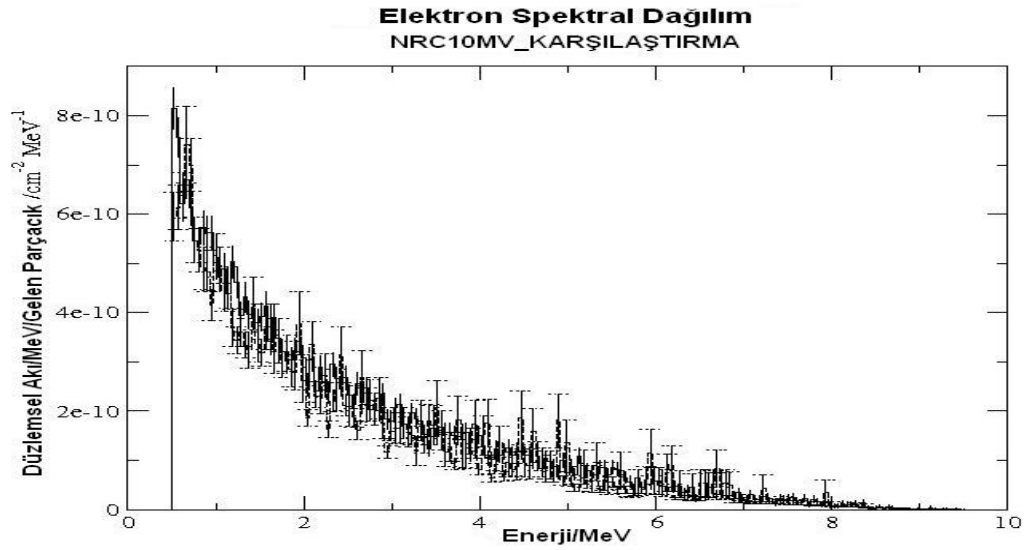
NRC10MV hızlandırıcısında varyans indirgeme teknikleri kullanılmadan 1 Milyar history ve 79 Milyon history DBS varyans indirgeme tekniğiyle birlikte fotonların ve elektronların çıkış spektrumları karşılaştırılması ve derinliğe bağlı sudaki doz dağılımlarının karşılaştırılması şekil 3.22 ve şekil 3.23 de görülmektedir.

Fotonlar için;



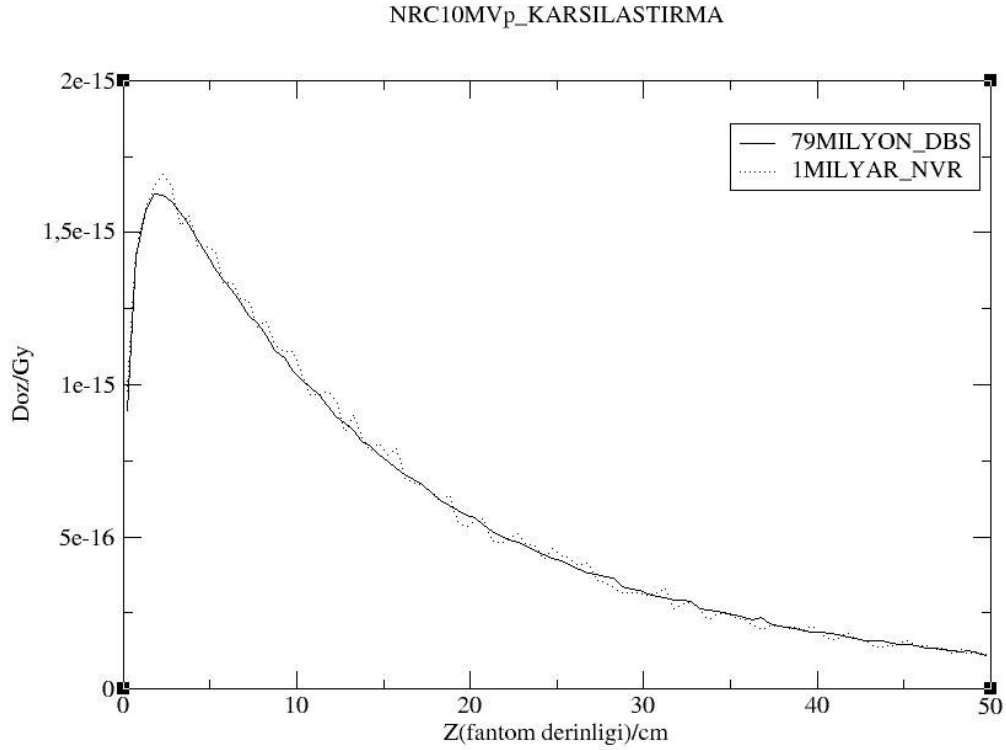
Şekil 3.22. NRC10MV hızlandırıcısında fotonların çıkış spektrumlarının karşılaştırılması.

Elektronlar için;



Şekil 3.23. NRC10MV hızlandırıcısında elektronların çıkış spektrumlarının karşılaştırılması.

Sudaki doz dağılımları;



Şekil 3.24. NRC10MV hızlandırıcısında derinliğe bağlı sudaki doz dağılımlarının karşılaştırılması.

BEAM kodu örneklerinden NRC10MV hızlandırıcısında BEAM kodu ile yapılan hesaplamalarda Şekil 3.16 dan şekil 3.24 e kadar varyans indirgeme teknikleriyle birlikte yapılan hesaplamalar görülmektedir. Elektronların çıkış spektrumları şekil 3.17 ve şekil 3.20 da görüldüğü gibi 0.1 MeV ile 10 MeV arasındadır. Fotonların çıkış spektrumları, şekil 3.16 ve şekil 3.19 görüldüğü gibi 0.1 MeV ile 10 MeV arasındadır. Şekil 3.22 ve şekil 3.23 da görüldüğü gibi elektronların ve fotonların çıkış spektrumlarının karşılaştırma grafiği hem varyans indirgeme teknikleri kullanmadan hem de kullanılarak elde edilen değerler ile örtüşmektedir.

Derinliğe bağlı sudaki doz dağılımları BEAM kodu kullanılarak varyans indirgeme teknikleriyle birlikte yapılan hesaplamalar şekil 3.18 ve şekil 3.21 de görüldüğü gibidir. Şekil 3.18' da görüldüğü gibi varyans indirgeme tekniği kullanılmadan 1 Milyar history için elde edilen sudaki doz dağılım grafiği yüzeyden uzaklaştıkça belli derinliğe kadar zikzaklı ya da dalgalı şekilde artmakta belli mesafeden sonra giderek zikzaklı bir şekilde azalmaktadır. Varyans indirgeme tekniği kullanılmadan elde edilen sudaki doz dağılımı hızlandırıcı kafasına gelen 10MeV enerjili 1 Milyar elektron demeti çıkışta yeteri kadar parçacık olmayıp düzgün bir dağılım elde edilmediğinden dolayı zikzaklı bir grafik elde edilmiştir. Şekil 3.21' da görüldüğü gibi

Varyans indirgeme tekniği DBS kullanılarak doz dağılımı elde edilmiştir. Şekil 3.24' daki karşılaştırma grafiğinde görüldüğü gibi varyans indirgeme tekniği olan DBS in özelliklerinden dolayı varyans indirgeme tekniği kullanılmadan yapılan hesaplama göre daha az history sayısı ile daha iyi hesaplama verimi elde edilmekte ayrıca çıkışta derinliğe bağlı doz değişimi daha düzgün elde edilmektedir.

Monte Carlo hesaplamalarının dezavantajlarından bir tanesi hesaplama zamanının uzun sürmesidir. BEAMnrc programı daha kısa sürede aynı sonucu elde etmek için verimlilik artırıcı teknikler geliştirdi. NRC10MV hızlandırıcısında hesaplama zamanını azaltmak için verimlilik artırıcı teknik olan DBS ile varyans indirgeme tekniği kullanılmadan hesaplama ile arasındaki verimlilik ilişkisi çizelge 3.2 de görülmektedir.

Çizelge 3.2. NRC10MV Hızlandırıcısı için Z=2,25 cm derinlikte BEAMnrc varyans indirgeme teknikleriye verimlilik karşılaştırılması.

Uygulanan Varyans Azaltma Tekniği	T (saat)	% σ (yüzde standart sapma)	$\epsilon_x / \epsilon_{NVR}$ (Verimlilik Oranı)
---	9,548	0,0277575	1
DBS	0,48	0,0277575	19,89

Çizelge 3.2 de görüldüğü gibi BEAMnrc programında NRC10MV hızlandırıcısı için verimlilik karşılaştırılmasında, Z=2,25 cm noktasında elde edilen dozun yüzde standart sapması, DBS tekniği ile yapılan hesaplama, varyans indirgeme tekniği kullanılmadan yapılan hesaplama göre 19,89 kat daha iyi olduğu bulundu. Z=2,25 cm derinlikte aynı yüzde standart sapmayı elde etmek için Varyans indirgeme tekniği kullanılmadan elde edilen hesaplama süresi 9,548 saat olurken DBS tekniği ile aynı hesaplama 0,48 saat gibi kısa sürede hesaplanmaktadır.

Genel olarak suda elde doz dağılım grafiklerinde yüzeyden derine doğru gidildikçe artmakta daha sonra belli bir derinlikten sonra giderek azalmaktadır. Hava ortamından su yüzeyine gelen fotonların geri saçılmalarından dolayı yüzeydeki doz katkısı olmayacaktır. Fakat yüzeye yakın mesafedeki derinlikte soğurulan doz, su ortamına giren fotonların geri saçılmaları yüzeye yakın yerlerde soğurulmasından dolayı maksimum olmaktadır. Kaynaktan uzaklığa bağlı olarak daha derin mesafelere gidildikçe doz giderek düşmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] **Almond, P.R., Biggs, P.J., Coursey, B.M., Hanson, W.F., Huq, M.S., Nath, R., Rogers, D.W.O.**, AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, Med. Phys, 26(9), September 1999.
- [2] **Ayyıldız, U.**, Radyoterapide Kullanılan Kaynak ve Dedektörlerin Çoklu Geometri Tekniği ile EGSnrc Monte Carlo Modellemesi, Yüksek Lisans Tezi, Celal Bayar Üniversitesi, 2005.
- [3] **Bialajew, F.**, NRCC Report PIRS-0393, 1993.
- [4] **Bialajew, F., and Rogers, D.W.O.**, NRCC Report PIRS-0394, 1993.
- [5] **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.
- [6] **Dirican, B.**, Radyoterapi Teknikleri, 1.Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi, 2001.
- [7] **Duman, S.**, Monte Carlo Tekniği Kullanılarak, I-125 Brakiterapi Kaynaklarının Doz Dağılımının Fantom Boyutlarına Bağımlılığının İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Celal Bayar Üniversitesi, 2007.
- [8] **Jenkins, T.M., Nelson, W.R., Rind, A. 1988**, Monte Carlo Transport of Electrons and Photons. Plenum Pres., New York and London p.11-12.
- [9] **Kawrakow, I. and Rogers, D.W.O.**, Monte Carlo Simülasyon Of Electron And Photon Transport, NRCC Technical Report PIRS-701, 2000.
- [10] **Kawrakow I., Rogers, D.W.O, and Walters B.R.B.**, Large efficiency improvements in BEAMnrc using directional bremsstrahlung splitting, Med. Phys, 31(10), October 2004.
- [11] **Kawrakow, I., Rogers, D.W.O.**, The EGS code system, NRCC Report PIRS-701, 2001.
- [12] **Kawrakow, I.**, On the effective point of measuremet in megavoltage photon beams, Ionizing Radiations Standarts, NRC Ottawa, October 2005.
- [13] **Rogers, D.W.O.**, Variance Reduction and efficiency improvements in BEAM system, BEAM Workshop Oct. 2-5 2006.
- [14] **Rogers, D.W.O., Walters, B., Kawrakow, I.**, BEAMnrc Users Manual, NRCC Technical Report PIRS-509, 2003.
- [15] **Sheikh-Bagheri, D., Rogers, D.W.O., Ross, K.C. and Seuntjens P.J.**, Comparision of measured and Monte Carlo calculated dos distributions from the NRC linac, Med. Phys, 27(10), October 2000.

- [16] **Sheikh-Bagheri, D., Kawrakow, I., Walters, B., Rogers, D.W.O.**, Monte Carlo Simulations: Efficiency Improvement Techniques and Statical Considerations, 2006 APPM Summer School, Pages 71-91.
- [17] **Tartar, A.**, Klinik Lineer Hızlandırıcıların Su Fantomundaki Doz Dağılımlarının Monte Carlo Yöntemi İle İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi, 2007.
- [18] **Taylor & Francis Group, LLC**, “LINEAR ACCELERATORS”, 2007.
- [19] **Tertel, J.**, Verification of the eMC Electron Dose Calculation Algorithm using the EGSnrc package, Diploma Thesis, 2008.
- [20] **Trelniet, J.R., Rogers, D.W.O.** 1999, EGS_Windows_4.0 User's Manual National Research Council of Canada Report PIRS-0669.
- [21] **Yegin, G., and Rogers, D.W.O.**, “EGS-mg: The multi-geometry package for EGSnrc”. (to be published).
- [22] **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.
- [23] **Walters, B., Kawrakow I. And Rogers, D.W.O.**, DOSXYZnrc Users Manual, NRCC Technical Report PIRS-794, 2006.

EKLER

EK 1: BEAMnrc Girdi Formatı

BEAMnrc hızlandırıcı örneklerinden EX10MeVe hızlandırıcısı için örnek girdi aşağıdaki gibidir.

```
EX10MeVe: example electron beam, 10 MeV, SSD=100cm, 10x10cmfield
#!GUI1.0
AIR521ICRU
0, 0, 0, 0, 0, 3, 0, IWATCH ETC.
120000000.0, 97, 33, 500.0, 0, 0, 0, 0, NCASE ETC.
-1, 0, 0.1, 0.0, 0.0, 1.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, IQIN, ISOURCE +
OPTIONS
0, MONOENERGETIC
12.00000
0, 0, 0.7, 0.01, 0, 1, 2.0, 0, ECUT, PCUT, IREJCT, ESAVE
0, 0, 0, 0, 0, PHOTON FORCING
1, 8, SCORING INPUT
5, 1
0.707, 1.0, 1.225, 5.0, 7.071
```

Yukarıdaki girdi örneğinde herbir satırdaki ifadelerin açıklamaları,

1.Satır: Açıklama satırıdır.

Örnek: EX10MeVe: example electron beam, 10 MeV, SSD(kaynağın hesaplanacak olan yüzeye olan uzaklığı)=100cm, 10x10cmfield
#!GUI1.0

2.Satır: Kullanıcı dizininde egs altında pegs4dat dosyası içinde bulunan ortam ismidir.

Örnek: AIR521ICRU

3.Satır: IWATCH, ISTORE, IRESTART, IO_OPT, IDAT, LATCH_OPTION, IZLAST

Örnek: 0, 0, 0, 0, 0, 3, 0, IWATCH ETC.

Açıklama:

- **IWATCH:** BEAMnrc nin çalışması sırasında etkileşimleri ekranda kontrol etmeye yarayan parametredir.

=0: Herbir yığının (batch) tamamlanması üzerine çıkış verir. Yığın hakkında; phase space de skorlanan taneciklerin toplam sayısı yığının başlaması için kullanılan rasgele sayıları ve geçen süreyi verir.

=1: Bir parçacık bir bileşen kısmından başka bir bileşen kısıma geçtiği zaman discard edilen parçacık hakkında her parçacık etkileşiminden sonra tanecik hakkında stack üzerinde parçacığın pozisyonu, etkileşme tipi, parçacık tipi hakkında bilgi verir.

=2: Bir bölgede enerji depolanır depolanmaz o bölgedeki toplam doz çıkışını verir ve 1. seçeneğe benzer şekilde her parçacık adımı için bilgilendirir.

=3: Sadece parçacık 2 ye benzer ve doz bilgisi doz her ne zaman depolanırsa çıkış verir.

=4: EGS_Windows kullanarak hızlandırıcının grafiksel temsili için çıkış dosyası olarak .egsgeom ve .egsgph üretir.

Özet olarak her bir seçenek aşağıdaki açıklamalara karşılık gelmektedir.

= 0 normal çıkış için

= 1 her farklı etkileşim için

= 2 her farklı elektron/foton adımı için çıkış

= 4 grafikler için çıkış dosyası

- **ISTORE:** BEAMnrc de simülasyonlarda kullanılan random sayı üretici (RNG) nin durumunu nasıl yazılıp okunduğunu kontrol eder.

=0: BEAMnrc .egsrns dosyasında herbir batch deki birinci history için RNG nin durumunu depolar

=1: Şuandaki history in random sayı durumu önceki history in üzerine yazılır. BEAMnrc .egsrns dosyasındaki her history için RNG nin durumunu depolar

=-1: Herhangi hata meydana gelirse yeniden çalıştırmak için bu seçenek kullanılır.

- **IRESTART:** BEAMnrc de yeni yada önceki çalıştırmayı devamı için nasıl tedavi etmesi gerektiğini kontrol eder.

=0: BEAMnrc de önceki çalıştırmadan kalan tüm dosyaları örneğin; .egslog, .egslst, .egsnrc tümünü silerek yeni bir çalıştırma başlatır.

=1: Önceki çalıştırmayı yeniden başlatır; BEAMnrc .egsdat dosyasından çalıştırmadan önce geçen yığınlardan random sayı üreticilerinin durumunu, önceki çalıştırma vasıtasıyla alınan zamanı, çalışan historylerin sayısını ve önceki çalıştırmadan doz verisini ve akısını okur.

=2: Sadece girdi dosyası ve çıkışı meydana getirir.

=3: Önceki çalışmada ham verileri okur ve dozdaki istatistiksel analizleri yapar

- **IO_OPT**: Phase space çıkışını kullanıcının kontrol etmesini müsaade eder.

=0: Herbir skor düzleminde phase-space çıkışı sağlar

=1: Cross scoring düzlemi tanecikler olduğu zaman phase-space siz çıkış sağlar

=2: Phase-space siz çıkış fakat basitleştirilmiş kaynak modelleri için veri analizi yapar.

=3: 100 k lık tanecik history sine kadar phase-space çıkışı bundan sonra sadece basitleştirilmiş kaynak modelleri için analizler yapar.

- **IDAT**: .egsdats dosyasının çıkışını kontrol etmeye yarayan parametredir.

=0: Herbir yığının tamamlanması üzerine .egsdats dosyasının şu andaki random sayı üreticinin durumunu, geçen zamanı, tamamlanan history lerin sayısını, akı verisini ve depolanan enerjiyi çıkış yapar. Yeniden kullanım için veri depolanır.

=1: Veri depolanmaz

● **LATCH_OPTION :**

LATCH değişkeni simülasyonda her parçacıkla ilgilidir. Parçacığın geçmişini izlemek için kullanılan 32 bitlik bir değişkendir. Girdi dosyalarında **IREGION_TO_BIT** kullanarak bit bölgelerini geometrik bölgelere eşleyerek tanımlamaya olanak verir. Örneğin; 3 geometriye ilişkin (uygun olarak) bit 5 mümkün olur. Mesela 3; 1,5,8 çoklu bölgelere tekabül gelebilir. Bu yüzden **JAWS** lar 6 farklı geometri bölgelerinden oluşmasına rağmen tümü bit bölge veya tek bit bölgesine tekabül edebilir. Bir bit/bit bölgesine karşılık gelmeyen tüm bölgeler kullanıcı tarafından varsayılan 23 bölgesiyle ilişkilendirilebilir. **LATCH** deki herbit en düşük değer 0 a takiben dizayn edildi.

bit=0 Bir foton brems olayı vasıtasıyla meydana gelmişse veya bir elektron brems fotonu vasıtasıyla meydana gelmişse 1 olarak ayarlanır aksi takdirde 0 olarak ayarlanır. (**LATCH_OPTION=1** için kullanılmaz)

bit=1-23 Bir parçacığın etkileştiği her bölgeyi kaydetmek için kullanılır. Bir bölge için bit set **BEAMnrc** simülasyonu için tanımlanan **IREGION_TO_BIT** tarafından belirlenir.

bit=24-28 İkincil parçacıkların meydana geldiği bölge `IREGION_TO_BIT` depolanır; Eğer bu bitlerin tümü 0 sa parçacık birincil parçacıktır.

bit=29-30 `LATCH` den bir phase space dosyası çıkışı olduğu zaman parçacığın yükü depolanır.

bit=31 Bir parçacık `LATCH` bir phase space dosyası çıktığı zamankinden daha fazla scoring plane e cross etmişse 1 e ayarlanır.

İkincil parçacıklar için 24-28 bit lerde meydana getirildiği bölgelerin 2^{24} veya 16777216 ya kadar bölge numaralarının çarpılmasına eşdeğer 24-28 bitslerinde meydana getirildikleri yerde bölge numaraları kaydedilir. Bu yüzden ikincil parçacıkların başlangıç bölgesine erişmek için Parçacığı `LATCH` değeri 1677216 ya kadar bölünmelidir. Kullanıcı `LATCH_OPTION` girdi değişkeni kullanarak `LATCH` ayarı için protokolü kontrol eder.

=1: İkinciller, meydana getirildiği; (birincilerin bölgeleri hakkında bilgi taşımayan ikincil parçacıkların bits1-23) irincillerden `LATCH` değerlerini kalıt almaz. Bu seçenek `ICM_CONTAM` seçeneği bit 30 a ihtiyaç duyduğundan dolayı `ICM_COMTAM` 0 değilse kullanılmaz.

=2: Brems fotonu tanecik history sinde içerip içermediği kaydetmek için bit 0 ve meydana gelen ikincil taneciklerin oldukları yerdeki bölgeleri kaydetmek için kullanıcı bit 24-28 i kullanır. Tüm bölgeleri kapsayan ikincil parçacıklar için bit1-23 `LATCH` değerleri ikincil tanecik değerleri üzerinden geçilir. Tüm bölge tanecikleri için ikinciler tarafından kalıt alınır. Meydana gelen ikincilerin olduğu bölge parçaları kaydedilir. Bu olay Brems fotonları meydana gelir gelmez olur.

=3: Seçenek 2 ye benzerdir. Fotonlar için, içinden geçtiği yerlerden ziyade etkileştiği yerler kaydedilir. Fotonlar için bit 1-23 etkileştiği bölgeler kaydedilir.

- **IZLAST:** `ZLAST` in phase space dosyasına kaydedip kaydedilmediğini kontrol eder. `ZLAST` fotonlar için gecen etkileşimin z pozisyonudur.

=0: `ZLAST` skoru yapmaz. `BEAMnrc` de phase space dosyasında `ZLAST` skorlanmaz. Bu phase space dosyası içinde yazılır ve okunur.

=1: Bir foton tarafından elektronların meydana gelişi ve fotonlar için etkileşimin geçen kısmının z pozisyonu skorlanır. Phase space dosyasında geçen etkileşimin z pozisyonu skorlanır.

=2: `Egs_windows` tarafından kullanmak içindir. `BEAMnrc` de `.egsgph` dosyası içine fotonlar için etkileşimlerin geçen sitesinin X-Y-Z (pozisyonları) konumları yazılır. Etkileşimin bu geçen kısımları `EGS_WINDOWS` kullanarak 3-D de gösterilebilir.

4.Satır: NCASE, IXXIN, JXXIN, TIMMAX, IBRSPL, NBRSP, IRLTT, ICM_SPLIT

Örnek: 120000000.0, 97, 33, 500.0, 0, 0, 0, 0, NCASE ETC.

Açıklama:

- **NCASE:** Simülasyonun çalıştırılması için gerekli olan history sayısıdır. (IWATCH=0 için minumum 100 verilir.)
- **IXXIN:** 1 Random sayı başlangıç kaynağı. Eğer random sayı kaynağı olarak ranlux kullanılırsa değer ≥ 0 ve ≤ 4 olmalıdır. Aksi takdirde farklı üreteçlerde 1-99 arası seçilebilir.
- **JXXIN=** 2. Random sayı başlangıç kaynak sayısıdır.
- **TIMMAX=** Saat içinde müsaade edilen max cpu zamanıdır. **Örnek:** 900dk gibi
- **IBRSPL :**

=0: Bremsstrahlung yarılması meydana gelmez

=1: Düzgün bremsstrahlung yarılması (UBS) için 1 olarak ayarlanır

=2: Yönelimli Bremsstrahlung Yarılması (DBS) ile meydana gelmektedir. 29 Seçilebilen Bremstrahlung Yarılması (SBS) ile meydana gelmektedir.

- **NBRSP :** (eğer IBRSPL 1 ve 2) brems yarılma sayısı AND annahilasyon yarılma sayısı (eğer IRLTT=2)
- **IRLTT:**

Split fotonları tarafından üretilen herhangi yüklü taneciklerle Rus ruleti kullanarak bremstrahlung yarılmasıyla varyans azaltma avantajlarını korurken hesaplama zamanını azaltabiliriz.

Rus ruleti hayatta kalan eşik split fotonlar sonucu ikincil yüklü tanecikler vererek yapılır. Hayatta kalma eşiği her zaman foton yarılma sayısının tersine eşittir. Bu yüzden UBS durumunda eşik sabittir 1/NBRSP ye eşittir. SBS durumundayken hayatta kalma eşiği 1/NBR ye eşittir. NBR de değişken yarılma sayısıdır. Bu yüzden bir random sayı herbir yüklü parçacık için seçilir. Eğer random sayı hayatta kalma eşiğinden küçükse hayatta kalan yüklü tanecik ve taneciğin ağırlığı SBS için NBR veya UBS için NBRSP faktörü tarafından artırılır. Aksitakdirde yüklü parçacık elemine edilir. Rus ruletine bağlı ikincil yüklü parçacıklar çift oluşum sonucu pozitronlar ve elektronlar, compton olayları ve fotolektrik olaylardan sonuçlanan elektronlardır.

Eğer rus ruleti açıksa bremstrahlung ve annahilasyon fotonları yarılır.

=0: Rus ruleti, annahilasyon ve diğer saçılmalarda meydana gelmez.

=1: Seçenek durdurulmuş varsayılan $IRRLTT=2$ ye eşittir.

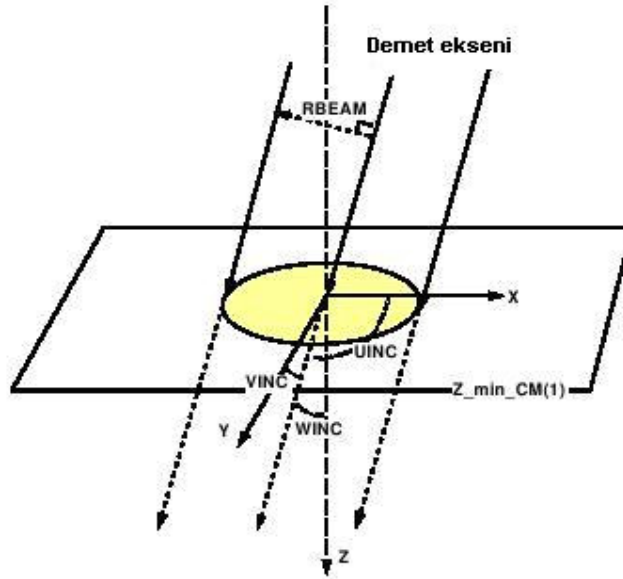
=2: Bremstahlung ve annahilasyon fotonları SBS de $NMIN$ ve UBS de $NBR SPL$ yarıma sayısı ile yarılır. Rus ruleti yapılır.

- **ICM_SPLIT:** 0 fotonlarda yarıma meydana gelmez ve elektronlar CM nin başlangıcında bir yere cross edilir.

>0 yarılan fotonlar ve elektronlar keyfi yarıma düzleminde taşınırlar.

5.Satır: Bazı geometrik konfigürasyon girdisi kaynağın türüne göre parametreler değişken olabilir. Örneğin; **ISOURC=0** paralel dairesel beam(demet) için $IQIN, ISOURC, RBEAM, UINC, VINC, WINC$ parametreleri vardır.

$UINC, VINC$ ve $WINC$ ($UINC^2+VINC^2+WINC^2$) ye kadar otomatik olarak normalize edilir. $RBEAM=0$ olması kalem demete karşılık gelir.



Şekil: $UINC, VINC$ ve $WINC$ doğrultulu açılarda (direction cosines) ve demet merkezi eksenine dik olarak ölçülen $RBEAM$ yarıçaplı gösterilen paralel dairesel demet ($ISOURC=0$). (Rogers et al, NRCC Technical Report Pirs-509,2006)

Örnek: -1, 0, 0.1, 0.0, 0.0, 1.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, IQIN,
ISOURCE + OPTIO

Açıklama:

- **IQIN:** Gelen demetin yükü elektron ise -1, pozitron ise 1 foton ise 0 a eşittir.
- **ISOURC:** 0, z eksenini önünden gelen paralel beam demeti kaynağıdır.
- **RBEAM:** Paralel demetin cm cinsinden yarıçapıdır.
- **UNIC:** X eksenini yönünden gelen demetin kosinüsüdür.
- **YNIC:** Y eksenini yönünden gelen demetin kosinüsüdür.
- **WNIC:** Z eksenini yönünden gelen demetin kosinüsüdür.

6.Satır: Kaynak enerji giridisi. **ISOURC=21** phase space kaynağı dışında diğer tüm kaynaklarda gelen demet enerjisi ya monoenerjik ya da bir enerji spektrumu olarak tanımlanabilir.

Örnek: 0, MONOENERGETIC

Gelen demetin enerjisiyle ilgili girdi şöyledir.

MONOEN: Eğer demet monoenerjitik ise varsayılan olarak değeri 0 a, demet enerjisi enerji spektrumu tarafından tanımlanmışsa 1 e ayarlanır.

Eğer MONOEN=0 ise

EIN: MeV de monoenerjik demetin kinetik enerjisidir. **MONOEN=0** ise gereklidir. Eğer **EIN** 0 dan küçük veya 0 a eşitse varsayılan değeri 1.25 MeV dir

Eğer MONOEN=1 ise

FILNAM: **MONOEN=1** ise gereklidir. Filename, gelen demetin enerji spektrum tanımlama bilgisini içerir.

FILE FORMAT

SPEC_TITLE (A80)

NENSRC, ENMIN, IMODE (I10, F15, .0, I5)

(ENSRCD (IB) , SRCPDF (IB) , IB=1 , NENSRC) (2F20.0)

SPEC_TITLE (A80) : 80 karakterlik spektrum ismidir.

NENSRC: # spektrum histogramındaki enerji deposudur.

ENMIN: MeV de ilk depolanan düşük enerjidir.

IMODE: Histogram counts/bin için 0 a ; counts/MeV için 1 olarak ayarlanır.

ENSRCD: MeV de I bin in yüksek enerjisidir.

SRCPDF: Normalize edilmeye ihtiyaç duyulmayan **SRCPDF** bin I da bir parçacık buluşunun ihtimalidir.

IOUTSP: **MONOEN=1** ise gereklidir. Eğer bir özet istenirse 1 olarak ayarlanır. .egslst çıkış dosyasında gelen beam enerji spektrumunun özeti istenmiyorsa 0 olarak ayarlanır.

7.Satır: Gelen parçacığın enerjisinin eV cinsinden değeridir. **MONOEN=0** ise

Örnek: 12.00000

8.Satır: Transport kontrol girdi satırıdır.

ESTEPIN, SMAX, ECUTIN, PCUTIN, IDORAY, IREJECT_GLOBAL, ESAVE_GLOBAL, IF
LUOR

Örnek: 0, 0, 0.7, 0.01, 0, 1, 2.0, 0, ECUT, PCUT, IREJCT, ESAVE

Açıklama:

ESTEPIN: Elektron adımı başına maksimum fraksiyonel enerjiyi tanımlamak için kullanılan dummy değişkendir. (electron loss/ electron step)

SMAX: Maksimum adım uzunluğu olan dummy değişkenidir.

ECUTIN: Elektronların kesilim enerjisini veren parametredir. MeV deki kesilim enerjisinin altında elektronlar izlenmezler.

PCUTIN: Fotonların kesilim enerjisini veren parametredir. MeV deki kesilim enerjisi bu enerjinin altında elektronlar izlenmezler

IDORAY: Dummy değişkenidir. (rayleigh saçılmasını on/off açma kapama için kullanılır).

IREJECT_GLOBAL:

0: Elektronun menzil reddedilmesi yoktur

1: Elektronu range rejection yapmak için eğer **ECUTRR** kalan menzili **DNEAR** dan küçük ve elektron enerjisi **ESAVE_GLOBAL** den küçükse.

2: Eğer simülasyonun temelinde phase-space dosyasından daha fazla ilgiliyse bu değer kullanılmalı.

-1,-2: Bölgeden kaçmayan rus ruleti tüm elektronlarla oynanır. Sadece dbs le uygulanabilir.

ESAVE_GLOBAL: Menzil reddedilmesi, bulunduğu bölgeden ayrılmamış bir tanecik vasıtasıyla meydana gelmiş her brems fotonuyla bulunduğu bölgede enerjisinin tümünün depolanması ve yüklü tanecik history sini sonlandırmadan dolayı bi yaklaşım girişi yapar. Kullanıcı menzil reddedilmesi hesaba katılmasında maksimum yüklü parçacık enerjisi (MeV) tanımlamayarak ESAVE_GLOBAL girdi değişkeni kullanarak bu yaklaşımdan sonuçlanan hataları minimize edebilir. ESAVE_GLOBAL in seçimi içinden geçtiği materyale ve gelen beam enerjisine bağlıdır.

Elektronların discard edildiği enerji eğer $E < \text{ESAVE_GLOBAL}$ ise elektron $E > \text{ECUTRR}$ yle bölge akımından kaçamaz. Bu bremlösse kaybedilir.

IFLUOR: K kabuğunda X ışını floresansına dönüştürme anahtarıdır. dummy değişkeni (X ray değişkenini açıp kapamak için kullanılır)

9.Satır: Foton forcing kontrolleri

IFORCE, NFMIN, NFCMIN, NFCMAX

BEAMnrc kullanıcıya simülasyonda spesifik bileşen kısmında etkileşmesi için fotonları zorlayabilen bir seçenek sunar. Bu seçenek foton etkileşimleri seyrek olduğu zaman saçılan fotonların istatistiğini geliştirmesi için kullanışlıdır. Bu seçeneğin geliştirilmesindeki temel amaçlardan biri de foton demetinde kontaminant elektronların üretimini de incelemektir.

Kısaca bileşen kısmında etkileşmesi için zorlanan foton aynı ağırlığın saçılmayan foton taşıması ve etkileşme olasılığına eşit ağırlıklı saçılan foton içinde yarıdır. Saçılmayan foton etkileşimi dikkate alınmamış gibi ilerler ve bazı bileşen kısımlarında veya birinde oluşabilen spesifik etkileşme bölgesi içinde etkileşmeye zorlanmaz. Bununla beraber saçılmayan foton zorlanan bölgeden çıkar çıkmaz basit adım uzunluğuna bağlı bir şekilde tekrar etkileşebilir.

Örnek: 0, 0, 0, 0, 0, PHOTON FORCING

Açıklama:

IFORCE:

0: Normal foton transportu için (varsayılan) no forcing

1: Geometrideki foton etkileşme zorluğudur.

NFMIN: Varsayılan 1 e eşittir. Herhangi bir etkileşimde foton etkileşme zorluğunu başlatmak için history başına etkileşme lerin sayısıdır.

NFMAX: Varsayılan 1 e eşittir. Etkileşmek için fotonları zorlamayı durdurduktan sonra history başına etkileşen fotonların sayısıdır.

NFCMIN: Varsayılan 1 e eşittir. Foton etkileşme zorluğunu başlatmak için CM nin sayısıdır.

NFCMAX: Varsayılan max_cms etkileşme için foton zorluğunun olduğu yerde geçen CM nin sayısıdır.

10-11-12.Satır: Scoring plane (hesaplama düzlemi) girdisidir. Hesaplama düzlemi tipi ve bölmeleri,

```
NSC_PLANES, (IPLANE_TO_CM(1), I=1 , NSC_PLANES)
NSC_ZONE(ISCORE) , MZONE TYPE (ISCORE)
(R_SCORE_ZONE(ISCORE,I), I=1, NSC_ZONES)
```

Örnek:

```
1, 8, SCORING INPUT
5, 1
0.707, 1.0, 1.225, 5.0, 7.071
```

Açıklama:

NSC_PLANE: Hesaplama düzlemlerinin sayısıdır.

IPLANE_TO_CM: Hesaplama düzlemi akışına ilişkin bileşen kısım sayıları aynı düzlemde yazılan phase space bileşen kısmının gerisinde skorlanır.

NSC_ZONE: Herbir hesaplama düzlemi içinde skorlanan bölgelerin sayısı

MZONE_TYPE: 0 ise halka şeklinde, 1 ise kare şeklinde bölgeyi belirtir.

RSCORE_ZONE: **MZONE_TYPE** 0 ise herbir skorlanan bölgenin cm cinsinden dış yarıçapıdır

MZONE_TYPE 1 ise herbir skorlanan bölgenin orjiniinden yarı kalınlığıdır.

Yukarıdaki örnekte 1,8 hızlandırıcı bileşenlerinin 1. ve 8. bileşen kısımlarını skorla anlamında. **5,1** ise 1; kare şeklinde zone tipi olup 5 ise 5 tane bu bölgeden alınmış bir alt satır hesaplanan bölgelerin yarı uzunluğunu vermektedir.

Varyans İndirgeme Teknikleriyle BEAM girdisi

Bremsstrahlung foton yarılması kullanıcıya elektron etkileşmelerinden sonuçlanan bremsstrahlung fotonlarının istatistiğini geliştiren başka bir varyans reduction tekniği sunar. Teknik referanslarda (27-28) EGS de genel kullanım için tanımlanmıştır. BEAMnrc, kullanıcıya üç bremsstrahlung yarılma tekniği UBS (Düzgün Bremsstrahlung Yarılması), SBS (Seçilebilen Bremsstrahlung Yarılması) ve DBS (Yönelimli Bremsstrahlung Yarılması) sunmaktadır.

UBS (Düzgün Bremsstrahlung Yarılması)

UBS ile ilgili girdi değişkenleri aşağıda verilmiştir.

IBRSPL: Düzgün Bremsstrahlung Yarılması için 1 e ayarlanır.

NBRSPL: Kullanıcı tarafından ayarlanan yarılma sayısıdır. Genellikle 20-100 arasında değer verilir.

Bremsstrahlung olayında, elektronların ağırlık faktörleri $1/NBRSPL$ ye eşit bir ağırlığa sahip $NBRSPL$ fotonları üretir. Her fotonun doğrultusu ve enerjisi bireysel olarak ilişkin muhtemel dağılıma uygun bir şekilde örnek alınır. Birincil elektronların enerjisi fotonların sadece birisinin enerjisi tarafından azalır. Bu olay enerji dağılımı üzerindeki etkisini korumak için yapılmaktadır. Fakat verilen bir history de korunmayan enerji demektir.

Yarılma sayısı, rus ruleti aktif haldeyse bremsstrahlung ve annahilasyon fotonları uygulanmaz. Bu olay birçok yok olan ağırlık fotonları izleyerek simülasyon zamanını çarçur edilmesini önler.

BEAMnrc hızlandırıcı örneklerinden EX10MeVe hızlandırıcısı için UBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak hazırlanan girdi aşağıdaki gibidir.

```
EX10MeVe: example electron beam, 10 MeV, SSD=100cm, 10x10cm
field      #!GUI1.0
AIR521ICRU
0, 0, 0, 0, 0, 3, 0, IWATCH ETC.
120000000.0, 97, 33, 500.0, 1, 50, 2, 0, NCASE ETC.
-1, 0, 0.1, 0.0, 0.0, 1.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, IQIN, ISOURCE +
OPTIONS
0, MONOENERGETIC
12.00000
0, 0, 0.7, 0.01, 0, 1, 2.0, 0, ECUT, PCUT, IREJCT, ESAVE
0, 0, 0, 0, 0, PHOTON FORCING
1, 8, SCORING INPUT
5, 1
0.707, 1.0, 1.225, 5.0, 7.071,
```

Yukarıda verilen UBS örnek girdi için koyu harfle belirtilen parametreler sırasıyla 1; **IBRSPL** değişkenini , 50; **NBRSPL** değişkenini , 2; **IRRLTT** değişkenini göstermektedir.

SBS (Seçilebilen Bremsstrahlung Yarılması)

SBS, UBS e göre daha verimlidir. Fakat son zamanlarda verimlilikte en büyük verimliliği sunan Yönelimli Bremsstrahlung Yarılması (DBS) tarafından yerini almıştır. SBS ile ilgili girdi değişkenleri aşağıda verilmiştir.

IBRSPL: Seçilebilen Bremsstrahlung Yarılması için 29 a ayarlanır.

NBRSPL: Kullanıcı tarafından ayarlanan maximum yarılma sayısıdır. Genellikle 200-1000 arasında değer verilir.

NMIN: Minumum yarılma sayısıdır. Eğer rus ruleti aktif haldeyse yarılma sayısı, bremsstrahlung ve annahilasyon içinde de kullanılır. Bu verimlilikte optimum kazanç elde etmek için $0.1 \times \text{NBRSPL}$ ye ayarlanır.

FS: Tedavi alanının en büyük kenarıdır. Örneğin $4 \times 4 \text{ cm}^2$ lik alan için 4 e $10 \times 4 \text{ cm}^2$ lik alan için 10 a ayarlanabilir.

SSD: FS nin tanımlandığı yerden Bremsstrahlung hedefinin n yüzüne kadar olan mesafedir. Yaklaşım n yüzeyde meydana gelen tüm bremsstrahlung da yapılır.

SBS değişken bir splitting sayısı NBR kullanır. NBR, FS ve SSD tarafından tanımlanan alan içine girecek olan bir brem fotonunun olasılığını yansıtır. Olasılık bremsstrahlung oluşması için (oluştuğu yerde) gelen elektronun enerji/doğrutusunu kullanarak hesaplanır. NBR de $\text{NMIN} < \text{NBR} < \text{NBRSPL}$ sınırlaması söz konusudur. Yarılan fotonları Bremsstrahlung olayında, elektronların ağırlık faktörleri $1/\text{NBR}$ ye eşit bir ağırlıkta verilir.

BEAMnrc hızlandırıcı örneklerinden EX10MeVe hızlandırıcısı için SBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak hazırlanan girdi aşağıdaki gibidir.

```
EX10MeVe: example electron beam, 10 MeV, SSD=100cm, 10x10cm
field      #!GUI1.0
AIR521ICRU
0, 0, 0, 0, 0, 3, 0, IWATCH ETC.
80000000.0, 97, 33, 500.0, 29, 500, 2, 0, NCASE ETC.
20, 100, 50, , SELECTIVE BREM OPTIONS
-1, 0, 0.1, 0.0, 0.0, 1.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, IQIN, ISOURCE +
OPTIONS
0, MONOENERGETIC
12.00000
0, 0, 0.7, 0.01, 0, 1, 2.0, 0, ECUT, PCUT, IREJCT, ESAVE
0, 0, 0, 0, 0, PHOTON FORCING
1, 8, SCORING INPUT
5, 1
0.707, 1.0, 1.225, 5.0, 7.071,
```

Yukarıda verilen SBS örnek girdisi için koyu harfle belirtilen parametreler sırasıyla **29**; **IBRSPL** değişkenini, **500**; **NBRSPL** değişkenini, **2**; **IRRLTT** değişkenini **20**; **FS** değişkenini, **100**; **SSD** değişkenini **50**; **NMIN** değişkenini göstermektedir.

DBS (Yönelimli Bremsstrahlung Yarılması)

Yönelimli Bremsstrahlung Yarılması 2004 de BEAMnrc ye giriş yaptı ve sonuçlar SBS den daha verimli olduğunu gösterdi. Gerçek ilerleme simüle edilen foton demetinin diğer detaylarına ve enerjisine bağlı olacaktır.

DBS, SBS gibi aynı mantalitede başladı. Burada tedavi alanı içine hedeflenen bremstrahlung fotonları alandan dışarı hedeflenmezken oluşum zamanında yarılr.

DBS ile ilgili girdi değişkenleri aşağıda verilmiştir.

IBRSPL: Yönelimli Bremsstrahlung Yarılması için 2 ye ayarlanır.

NBRSPL: Yarılma sayısıdır. Eğer yüklü parçacık yarılması kullanılırsa yaklaşık olarak 1000 e kullanılmazsa 5000 e ayarlanır.

FS: DBS splliting alanının cm cinsinden yarıçapıdır. Tedavi alanının tamamını kapsar ve yeterli derecede **SSD** nin altında doz ihmal edilen yarılma alanından dışarıya şışman fotonların katkısı olan tedavi alanının kenarlarından öteye gidilmelidir.

SSD: **FS** üzerindeki yerde cm cinsinden tanımlanan Z değeridir.

ICM_DBS: Yüklü parçacık (elektronlar) yarılmanın olduğu yerde component module numarası dikkate alınmaktadır. Bu hızlandırıcıda düzleştirici filtrenin olduğu componen module sayısına eşittir. Çünkü elektron yarılması sadece düzleştirici filtrede mevcuttur. Bu yüzden FLATFILT (düzleştirici filtre) i modellemek için kullanılır. Eğer **ICM_DBS** 0 e eşitse elektron splliting kapalıdır.

ZPLANE_DBS: Hızlandırıcı bileşen kısmındaki düzlem sayısıdır. eletkron splliting meydana geldiği bileşen kısmı çerisinde sınır tabakalara ilişkin düzlemlerdir. Bu düzleştirici filtrenin arka yüzeyine eşittir. örneğin; FLATTERING FİLTRE 3. bileşen kısmı ise +1 yani 4 olacak demektir.

IRAD_DBS: Z eksenı civarında radyal simetrik tarzda **NBRSPL** split yüklü tanecikleri yeniden dağıtmak için 1 olarak ayarlanır. Bu değer eğer demet radyal olarak simetrikse yüklü parçacık istatistiğini geliştirilebilir.

ZRR_DBS: Yüklü parçacık yarılması konjeksiyonunda kullanılan Rus ruleti düzleminin Z pozisyonudur. Düzleştirici filtre içine yarılma düzlemi Birkaç mm üzerine yerleştirilir. Yarılma düzlemi 1 mm den az olduğundan dolayı tam değeri kritik değildir ve yarılma düzlemleri ve Rus

Ruleti arasında mesafeyle verimlilikteki tüm varyasyon küçüktür. Simüle edilen 6MeV de SL25 hızlandırıcısından (10X10 cm2 alanlı) rus ruleti **zrr_dbs**=15.5cm ve Z=15.66 (FLATTERING FILTER ın arkası) de yarıma düzlemiyle optimize edilir.

Eğer ICM_SPLIT 0 dan büyükse girdiye aşağıdaki gibi ek bir satır eklenir.

NSPLIT_PHOT, NSPLIT_ELEC

NSPLIT_PHOT: Foton yarıma sayısıdır.

NSPLIT_ELEC: Elektron yarıma sayısıdır.

Bu girdi fantomda derinliğe bağlı doz hesaplamalarında verimliliği geliştirmek için dizayn edildi ve Bremsstrahlung yarımasıyla ilişkilendirilmez.

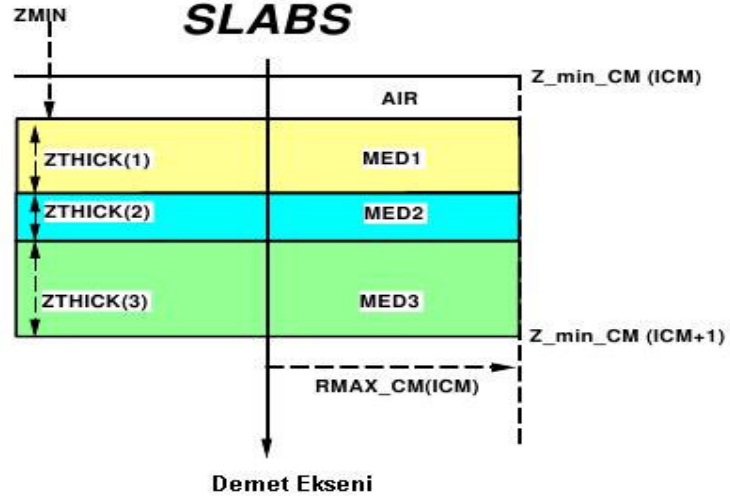
BEAMnrc hızlandırıcı örneklerinden EX10MeVe hızlandırıcısı için DBS varyans indirgeme tekniği kullanılarak hazırlanan girdi aşağıdaki gibidir.

```
EX10MeVe: example electron beam, 10 MeV, SSD=100cm, 10x10cm
field      #!GUI1.0
AIR521ICRU
0, 0, 0, 0, 0, 3, 0,  IWATCH ETC.
10000.0, 97, 33, 500.0, 2, 500, 2, 2,  NCASE ETC.
5, 100, 3, 4, 0, 15.0,  DIRECTIONAL BREM OPTIONS
500, 500, NSPLIT
-1, 0, 0.1, 0.0, 0.0, 1.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0,  IQIN, ISOURCE +
OPTIONS
0, MONOENERGETIC
12.00000
0, 0, 0.7, 0.01, 0, 1, 2.0, 0 , ECUT,PCUT,IREJCT,ESAVE
0, 0, 0, 0, 0,  PHOTON FORCING
1, 8,  SCORING INPUT
5, 1
0.707, 1.0, 1.225, 5.0, 7.0717
```

Yukarıda verilen DBS örnek girdisi için koyu harfle belirtilen parametreler sırasıyla 2; **IBRSPL** değişkenini, 500; **NBRSP** değişkenini, 2; **IRRLTT** değişkenini,2; **ICM_SPLIT** değişkenini, 5; **FS** değişkenini , 100; **SSD** değişkenini, 3;**ICM_DBS** değişkenini, 4;**ZPLANE_DBS** değişkenini, 0;**IRAD_DBS** değişkenini ve 15.0; **ZRR_DBS** değişkenini göstermektedir.

Hızlandırıcı Bileşenler Girdisi

1- SLABS (Hedef)



1.Satır: Slabs ile ilgili açıklama satırıdır. Dikkate alınmaz.

2.Satır: Bileşen kısmının dış sınırının yarı genişliğidir (RMAX).

3.Satır: Bileşen kısmının başlığıdır. (SLABS).

4.Satır: Bileşen kısmındaki tabaka sayısıdır. (NSLABS).

5.Satır: Birinci tabakanın ön yüzünün referans düzlemine uzaklığıdır(ZMIN).

6.Satır: ZTHICK_SLABS, ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT,

ESAVEIN

ZTHICK_SLABS: Tabaka kalınlığıdır.

ECUT, PCUT: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: Skor dozu için doz bölgesidir. Skor yoksa sıfırdır.

IREGION_TO_BIT: Bu bölge LATCH daki bit sayısı için planlanır.

ESAVEIN: Menzil reddedilmesi aktif ise bu bölge için ESAVE'in değeridir. İhmal, ESAVE_GLOBAL'dir .

ECUT, PCUT: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: Sıfır değilse bu bölgedeki doz, bu doz bölgesine skor edilir.

IREGION_TO_BIT: Bu bölgede etkileşen parçacıklara uyan LATCH biti için bölgedir.

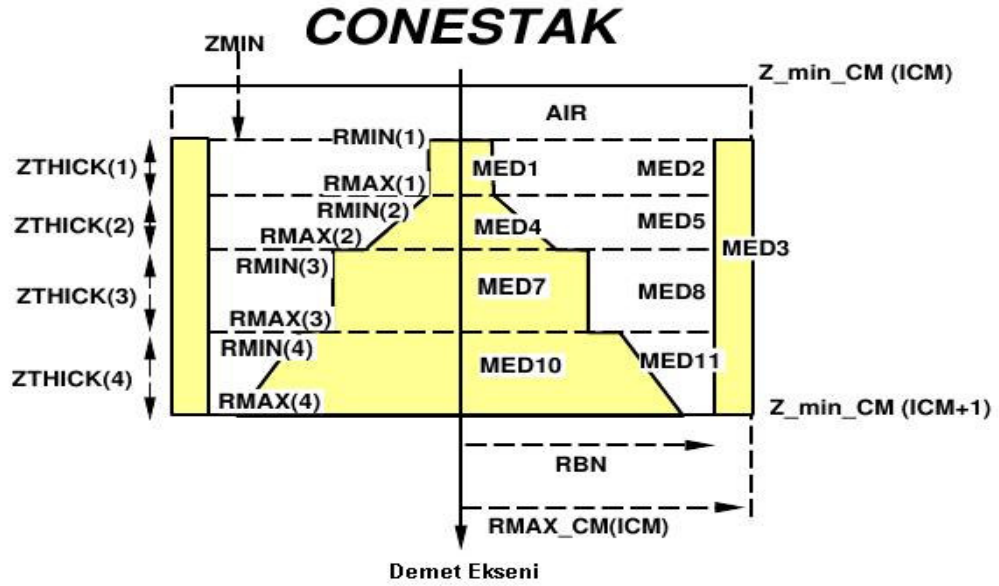
IREJCTIN: IREJCT_GLOBAL on ise, IREJCT= -1 alınır, bu bölgede menzil reddedilmesi kapanırsa global değer kullanılır.

9.Satır: Bölgenin ortamıdır.

Örnek:

```
5.0
example cons3r
0.0
2.3
6
0.0, 0.8
1.0, 1.2
1.0, 1.5
1.3, 1.5
1.3, 0.5
2.3, 0.8
0.521, 0.01, 2, 0, 0
H2O
0.521, 0.01, 1, 0, 0
AIR
```

3- CONESTAK



1.Satır: CONESTAK ile ilgili açıklama satırıdır. Dikkate alınmaz.

2.Satır: Bileşen kısmının dış sınırının yarı genişliğidir (R_{MAX}).

3.Satır: Bileşen kısmının başlığıdır.

4.Satır: $ZMIN_CONESTAK$, $RBN_CONESTAK$

$ZMIN_CONESTAK$: Birinci koninin ön yüzünün referans düzlemine uzaklığıdır.($ZMIN$).

$RBN_CONESTAK$: Dış duvarın iç yarıçapıdır.(Dış duvar istenmezse sıfır alınır).

5.Satır: $ISCM_MAX_CONESTAK$; Konik tabakaların sayısıdır.

6.Satır: Her bir tabaka için bu satır tekrarlanır.

$ZTHICK$: Konik tabakanın kalınlığı.

$RMIN$: Konik tabakanın üst yarıçapı.

$RMAX$: Konik tabakanın alt yarıçapı.

$RMAX1 \geq RMIN1$ ve $RMIN2 \geq RMAX1$ olmalıdır.

7. ve 8. satırlar bir dış duvar varsa gereklidir.

7.Satır: $ECUT$, $PCUT$, $DOSE_ZONE$, $IREGION_TO_BIT$ (3.local bölgedeki(dış duvar için))

$ECUT$, $PCUT$: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

$DOSE_ZONE$: Sıfır değilse bu bölgedeki doz, bu doz bölgesine skor edilir.

$IREGION_TO_BIT$: Bölgede için bit setting sayısıdır.

8.Satır: Lokal bölge 3'ün ortamıdır.

Her bir konik tabaka için 9-12. satırlar tekrarlanır.

9.Satır: $ECUT$, $PCUT$, $DOSE_ZONE$, $IREGION_TO_BIT$ lokal bölge 1deki (iç koni için)

$ECUT$, $PCUT$: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

$DOSE_ZONE$: Orada depolanan skor dozu için sıfırdır.

$IREGION_TO_BIT$: Bölgede için bit setting sayısıdır.

10.Satır: Lokal bölge 1'in ortamıdır (iç koni).

11.Satır: $ECUT$, $PCUT$, $DOSE_ZONE$, $IREGION_TO_BIT$ local bölge 2'deki(dış koni)

ECUT, PCUT: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: Orada depolanan scor dozu için sıfırdır.

IREGION_TO_BIT: Bölgede için bit setting sayıdır.

12.Satır: Lokal bölge 2'nin ortamıdır(dış koni).

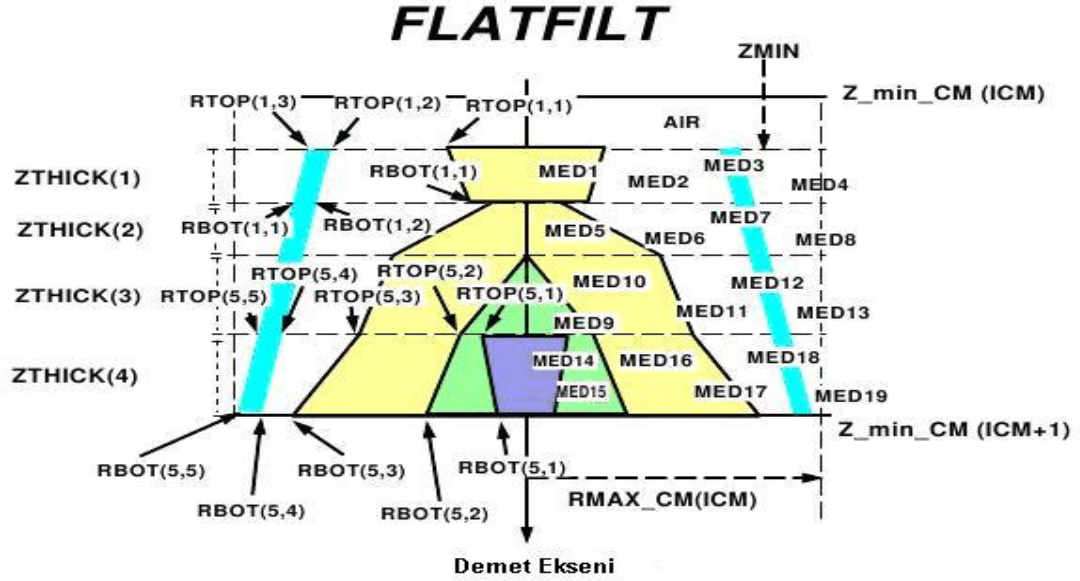
Örnek:

```

5.0                                RMAX_CM
cone and cylinder surrounded by PB wall
0.0, 4.0
2
1.0, 0.8, 1.2
1.0, 1.2, 1.2
0.521, 0.01, 3, 0
PB
0.521, 0.01, 1, 0
CU
0.521, 0.01, 4, 0
H2O
0.521, 0.01, 2, 0
PB
0.521, 0.01, 4, 0 H2O

```

4- Düzleştirici Filtre (Flatfilt)



1.Satır: Bileşen kısmının ile ilgili açıklama satırıdır. Dikkate alınmaz.

2.Satır: Bileşen kısmının dış sınırının yarı genişliğidir (R_{MAX}).

3.Satır: Bileşen kısmının başlığıdır.

4.Satır: ZMIN: Bileşen kısmının (Birinci tabakanın önünden) önünden referans düzlemine uzaklığıdır. Hava boşluğu dahil edilmez.

5.Satır: ISCM_NO: Tabakaların sayısıdır.

6-8. satırlar tabaka sayısı kadar tekrarlanır.

6.Satır: ISSCM_NO, ZTHICK

ISSCM_NO: Dış bölge haricinde birinci tabakadaki koni sayısıdır.

ZTHICK: Birinci tabakanın kalınlığıdır.

7.satırda bir tabakadaki koninin üst yarıçapları artan bir şekilde yazılır.

7.Satır: RTOP: Birinci tabakadaki birinci koninin üst yarıçapıdır. Birinci tabakadaki ikinci koninin üst yarıçapı, birinci koninin üst yarıçapından büyük olmalıdır($RTOP2 > RTOP1$).

8.satırda bir tabakadaki koninin alt yarıçapları artan bir şekilde yazılır.

8.Satır: RBOT: Birinci tabakadaki birinci koninin alt yarıçapıdır. Birinci tabakadaki ikinci koninin alt yarıçapı, birinci koninin alt yarıçapından büyük olmalıdır($RBOT2 > RBOT1$).

Her tabakadaki her bir koni ve dış koni ile RMAX_CM arasındaki bölge için 9. ve 10. satırlar tekrarlanır.

9.Satır: ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT

ECUT, PCUT: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: Tanımlanan koni için doz scoring flagdir

IREGION_TO_BIT: Koni tarafından tanımlanan bölge için bit setting sayısıdır.

10.Satır: Koninin ortamıdır.

Örnek:

```

2.00000,          RMAX_CM
flatfilt
0.0,              1.tabakanın ZMIN değeri
2,                tabaka sayısıdır
2, 0.30,          1. tabakadaki koni sayısı ve kalınlığıdır
0.0,1.5,          konilerin üst yarıçapıdır
1.0,1.1,          konilerin alt yarıçapıdır
1, 0.3            2. tabakadaki koni sayısı ve kalınlığıdır
1.0              koninin üst yarıçapıdır
1.0              koninin alt yarıçapıdır
0.521, 0.01, 2, 0, ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT
H2O               MEDIUM - 1. tabaka için, 1. koni
0.521, 0.01, 3, 0
PB               -- 1.tabaka için, 2. koni

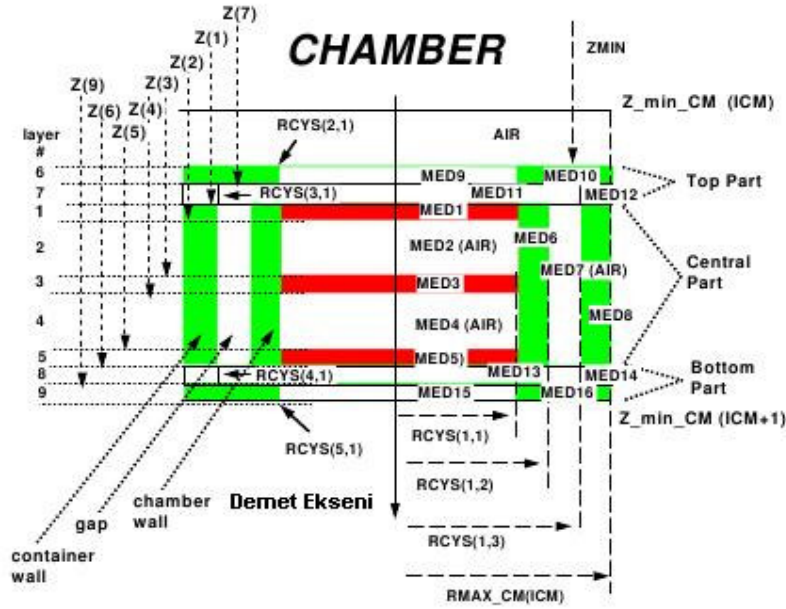
```

```

0.521, 0.01, 1, 0
AIR -- 2. koni ve RMAX arasındaki bölge için
0.521, 0.01, 2, 0
H2O -- 2. tabaka için, 1.koni
0.521, 0.01, 1, 0
AIR -- 1. koni ve RMAX arasındaki bölge için

```

5- CHAMBER (İyon odası)



1.Satır: Bileşen kısmı ile ilgili açıklama satırıdır. Dikkate alınmaz.

2.Satır: Bileşen kısmının dış sınırının yarı genişliğidir (R_{MAX}).

3.Satır: Bileşen kısmının başlığıdır.

4.Satır: Z_{MIN} : Birinci silindirin ön yüzeyinden referans düzlemine uzaklıktır. Hava boşluğu dahil edilmez.

5.satır: N_{TOP} , N_{CHM} , N_{BOT}

N_{TOP} : Üst kısımdaki tabakaların sayısı(≥ 0).

N_{CHM} : Chamber'daki tabakaların sayısıdır.

N_{BOT} : Alt kısımdaki tabakaların sayısıdır(≥ 0).

6. Satır: Üst kısımdaki tabaka için girilir ($N_TOP > 0$ ise)

Bu kısımdaki bütün tabakalar özdeş ise a) şıkkında $NFLAG = N_TOP$ yazılır, başka bütün tabakalar için a) dan e) ye kadar tekrarlanır.

a) ZTHICK, RCYS, NFLAG

ZTHICK: Üst kısımdaki her bir tabakanın kalınlığıdır.

RCYS: Her bir tabakadaki iç silindirin yarıçapıdır.

N_TOP : Üst kısımdaki tabakaların sayısıdır.

b) ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT (iç silindir için)

ECUT, PCUT: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: Bu bölge için doz scoring bölgesidir. 0 => scor edilen doz yoktur.

IREGION_TO_BIT: Bu bölgeye tayin edilen LATCH'daki bit'tir

c) MED_IN: İç silindirin ortamıdır.

d) ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT (dış annuli için)

e) MED_IN: Dış annuli için ortam.

7. Satır: Bu satır chamber/fantom kısmı için girilir.

Chamber/fantom kısmı, farklı ortam ve boyutlara sahip olan çok tabakalı bir merkez kısma sahiptir. Bunun dışında, chamber duvar, boşluk ve container duvar olarak bilinen 3 silindirik kabuk vardır.

7.1) RCYS(1,1), RCYS(1,2), RCYS(1,3)

RCYS(1,1): Chamber duvarın iç r'si= merkezi bölgenin dış r'si

CYS(1,2): Chamber duvarın dış r'si= boşluğun iç r'si

CYS(1,3): Container duvarın iç r'si = boşluğun dış r'si

7.2) $N_CHM > 0$ ise, bu kısımdaki bütün tabakalar özdeş ise a) şıkkında $NFLAG = N_CHM$ yazılır ve bütün tabakalar için b) girilir, ayrıca tabakaların her biri için a) dan c) ye kadar tekrarlanır.

$N_CHM < 0$ ise, Eşit kalınlıklı tabakaların N_CHM grubunun her biri için a) şıkkı tekrarlanır. Bu durumda NFLAG, gruptaki tabaka sayısıdır. Ozaman bütün tabakalar için b) şıkkı girilir.

a) ZTHICK, NFLAG ($N_CHM > 0$)

ZTHICK: Chamber kısmındaki ($N_{CHM}>0$) her bir tabakanın veya bu özellikteki tabaka gruplarının ($N_{CHM}<0$) her bir tabakasının kalınlığıdır.

NFLAG: Hepsi aynı ise ($N_{CHM}>0$) chamberdaki tabaka sayısı veya gruptaki($N_{CHM}<0$) tabaka sayısıdır.

b) ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT (chamber tabakalar için)

ECUT, PCUT: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: Bütün tabakalar eşit kalınlıklı ise veya eşit kalınlıklı tabaka grubu varsa ($NFLAG=N_{CHM}$ veya $N_{CHM}<0$) o zaman $DOSE_ZONE>0$ ise doz $DOSE_ZONE$, $DOSE_ZONE+1, \dots, DOSE_ZONE+N_{CHM}=1$ bölgelerinde skor edilir. Dose hesaplama bölgelerinin bir dizisi otomatik olarak bütün tabakalar için kurulur.

IREGION_TO_BIT: Bu bölgeye tayin edilen LATCH'daki bit'tir

c) MED_IN: Chamber tabakaların ortamıdır.

7.3) Chamber duvar için girilir.

a) ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT (chamber tabakalar için)

ECUT, PCUT: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: Bu bölge için dose skor bölgesidir, 0=> skor edilen doz yoktur.

IREGION_TO_BIT: Bu bölgeye tayin edilen LATCH'daki bit'tir

b) MED_IN: Chamber duvar için ortamıdır.

7.4) Chamber duvar ile kontainer duvar arasındaki boşluk için girilir.

a) ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT

b) MED_IN: Boşluğun ortamıdır.

7.5) Kontainer duvar için girilir.

a) ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT

b) MED_IN: Kontainer duvarın ortamıdır.

8) Alt kısım için girilir ($N_{BOT}>0$ ise).

7.6) bu kısımdaki bütün tabakalar özdeş ise a) şıkında $NFLAG=N_{BOT}$ yazılır ve bütün tabakalar için a) dan e) ye kadar tekrarlanır.

a) ZTHICK, RCYS, NFLAG

ZTHICK: Alt kısımdaki her bir tabakanın kalınlığıdır.

RCYS: Alt kısımdaki iç silindirin yarıçapıdır.

N_TOP: Üst kısımdaki tabakaların sayısıdır.

b) ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT (iç silindir için)

ECUT, PCUT: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: Bu bölge için doz skor bölgesidir.0=> scor edilen doz yoktur.

IREGION_TO_BIT: Bu bölgeye tayin edilen LATCH'daki bit'ti

c) MED_IN: İç silindirin ortamıdır.

d) ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT (dış annuli için)

e) MED_IN: Dış annuli için ortam.

9) Range rejection opsiyonları için girilir.

MRNGE 0 veya 1

1; otomatik olarak menzil reddedilmesindeki (IREJCT_GLOBAL=1) (yaklaşık 5 tabaka için) ECUTRR hesaplamaları için CHAMBER'ın kalınlıklarını tahmin etmek için 1 alınır.

0; ECUTRR hesaplaması yoktur, range rejection region-by-region temelinde yapılacaktır.

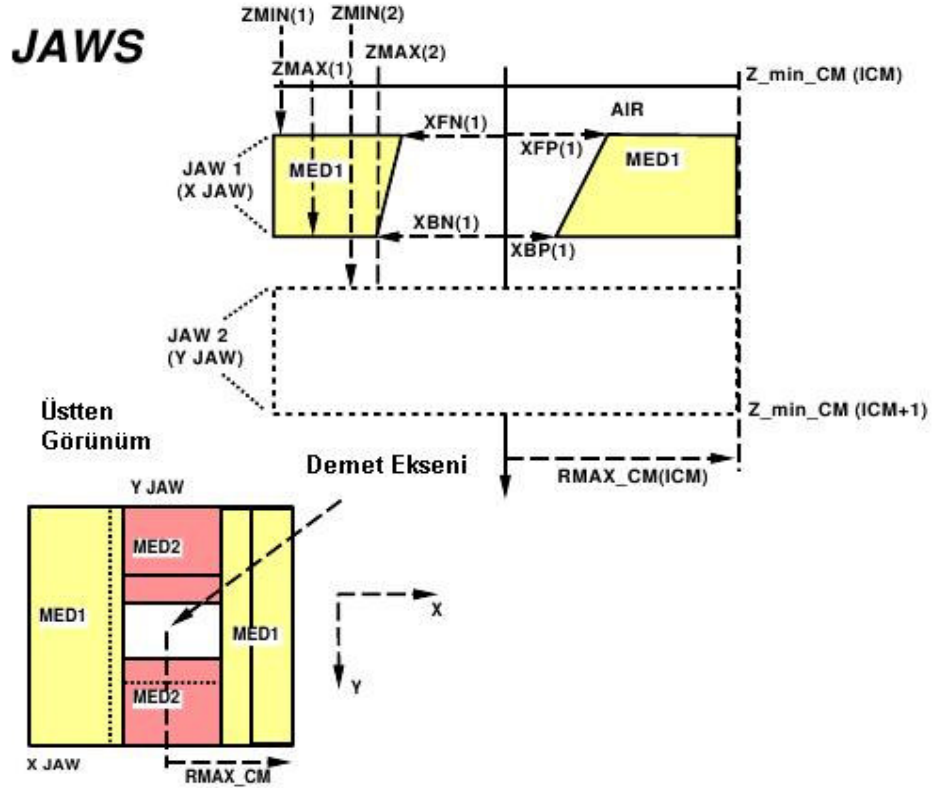
NOT: MRNGE, sadece otomatik menzil reddedilmesi aktif ise (IREJCT_GLOBAL=1) bir etkiye sahiptir.

Örnek:

```
10.5; CM'nin yarıçapı
2 üst tabakalı, 3 chamber tabakalı ve 2 alt tabakalı Chamber
10.0; CM'nin ön yüzünden referans düzlemine (z=0) uzaklık
2,3,2; 2 üst tabaka, 3 chamber tabaka, 2 bottom layers
0.1,5.0,0; kısımdaki 1. tabaka, 0.1cm kalınlıklı, IR=5cm
0.521,0.010,2,2; dose bölgesi # = 2
CU; ortam
0.521,0.010,2,2;
CU
0.2,5.0,0; İkinci tabaka 0.2 cm kalınlıklı, yarıçap = 5.0 cm
0.521,0.010,2,2; iç silindir için (dose bölgesi # = 2)
AL
0.521,0.010,2,2; dış annulus için
AL
5.0,5.2,10.0; Chamber duvarın IR & OR , container'ın IR si
0.2; Chamber kısımdaki 1. tabaka (hava)'nın kalınlığı
0.521,0.010,1,2; dose bölgesi # = 1
```

AIR
 0.1;Chamber kısımindaki 2. tabaka'nın(AL) kalınlığı
 0.521,0.010,2,2; dose region # = 2
 AL
 0.2; Chamber kısımindaki 3. tabakanın (hava) kalınlığı
 0.521,0.010,1,2; dose bölgesi # = 1
 AIR
 0.521,0.010,2,2; chamber duvar (dose bölgesi # = 2)
 AL
 0.521,0.010,2,2; chamber duvar ve container duvar arasındaki
 hava boşluğu
 AIR
 0.521,0.010,2,2; chamber container
 CU
 0.1,5.0,2; alt kısımdaki 2 tabakanın kalınlığı, IR
 0.521,0.010,2,2; iç silindir için
 AL
 0.521,0.010,2,2; dış annuli için
 AL
 0;ECUTRR hesaplanmaz

6- JAWS (Ağızlar)



1.Satır: Bileşen kısmı ile ilgili açıklama satırıdır. Dikkate alınmaz.

2.Satır: `RMAX_CM`, Z ekseninden bileşen kısmını çevreleyen sınıra dik uzaklıktır. Bu bileşen kısmının kare bir sınıra sahiptir.

3.Satır: Bileşen kısmının başlığıdır.

4.Satır: Bileşen kısmındaki jaws çiftlerinin sayısıdır.

Her bir jaws çifti için 5. ve 6. satırlar tekrarlanır.

5.Satır: `XY_CHOICE`, Jaws çiftlerinin yönelimini içerir (X jaws, Y jaws).

6.Satır: `ZMIN`, `ZMAX`, `XFP`, `XBP`, `XFN`, `XBN`

`ZMIN`: Jawsların ön yüzünden referans düzlemine olan uzaklıktır.

`ZMAX`: Jawsların arka yüzünden referans düzlemine olan uzaklıktır.

`XFP`: X veya Y jaws için, ön yüzünün Z ekseninden jaws'a olan boşluğun pozitif uzaklığıdır.

`XBP`: X veya Y jaws için, arka yüzünün Z ekseninden jaws'a olan boşluğun pozitif uzaklığıdır.

`XFN`: X veya Y jaws için, ön yüzünün Z ekseninden jaws'a olan boşluğun negatif uzaklığıdır.

`XBN`: X veya Y jaws için, arka yüzünün Z ekseninden jaws'a olan boşluğun negatif uzaklığıdır.

7.Satır: `ECUT`, `PCUT`, `DOSE_ZONE`, `IREGION_TO_BIT`: iç için(hava olduğu varsayılır).

`ECUT`, `PCUT`: Elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

`DOSE_ZONE`: Barları çevreleyen havanın doz skor bölgesidir.

`IREGION_TO_BIT`: Bu bölgeye tayin edilen `LATCH` 'daki bit'tir

Her bir jaws çifti için 8. ve 9. satırlar tekrarlanır.

8.Satır: `ECUT`, `PCUT`, `DOSE_ZONE`, `IREGION_TO_BIT`: iç için(hava olduğu varsayılır).

`ECUT`, `PCUT`: 1. jaws için elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

`DOSE_ZONE`: 1. jaws için doz scoring bölgesidir.

`IREGION_TO_BIT`: 1. jawsın her iki çifti bu bite tayin edilir.

9.Satır: MED_IN, 1. jawsın ortamıdır.

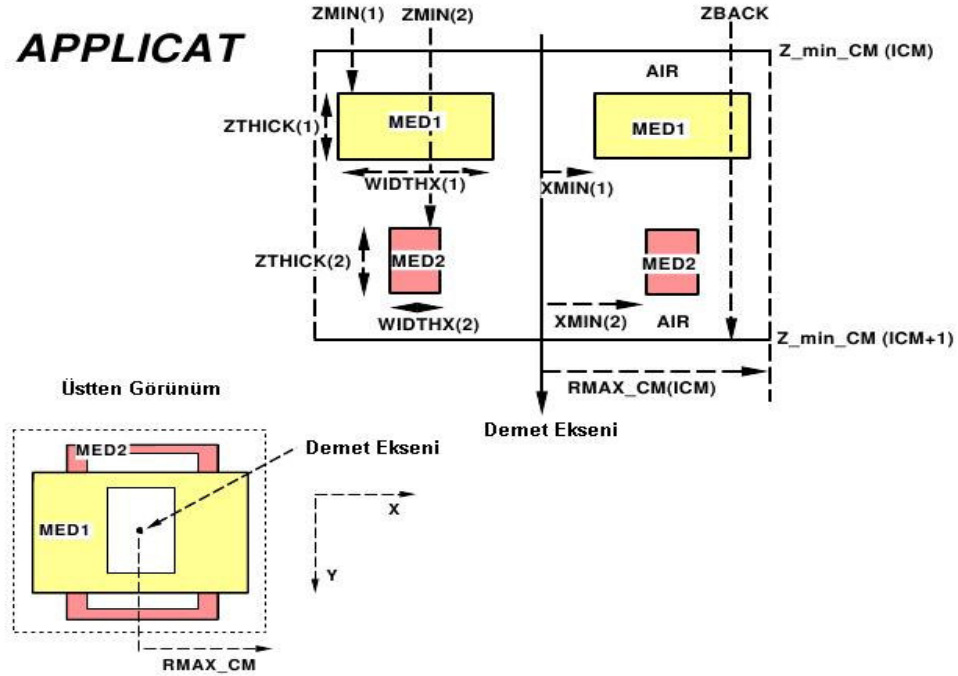
Örnek:

```

15.0      RMAX_CM
JAWS: 2 Al jaws, 5cm thick
2
X
30.0, 35.0, 3.0, 3.0, -3.0, -3.0
Y
35.01, 40.01, 3.0, 3.05, -3.0, -3.05
0.0, 0.0, 1, 0
0.0, 0.0, 1, 0
AL
0.0, 0.0, 1, 0
AL

```

7- APPLICAT (Aplikatör)



1.Satır: Bileşen kısmı ile ilgili açıklama satırıdır. Dikkate alınmaz.

2.Satır: RMAX, Bileşen kısmının dış sınırının yarı genişliğidir.

3.Satır: Bileşen kısmının başlığıdır.

4.Satır: ZBACK, bileşen kısmının arka yüzünün Z'sidir(gerekirse son aplikatörün altına hava eklenir).

NOT: Bu bileşen kısmının önünde ve arkasında her zaman bir hava boşluğu vardır (kalınlık= AIRGAPMIN). Bu yüzden ZBACK>= son scraper + AIRGAPMIN 'nin arka yüzünün Z'si.

5.Satır: N_APPLICAT, ISHAPE

N_APPLICAT: Bileşen kısmındaki scraper sayısıdır.

ISHAPE: Aplikatörün kenarının (bar) indexidir, kare olarak alınır, köşegenli yapılar için 1 dir.

6.satır scraper sayısı kadar tekrarlanır.

6.Satır: ZMIN1, ZTHICK1, XMIN1, YMIN1, WIDTHX1, WIDTHY1, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT

ZMIN1: 1. scraperin ön yüzünün Z'si , $ZMIN1 - Z_{min_CM} \geq AIRGAPMIN$

ZTHICK1: 1. scraperin kalınlığı, $ZMIN(I+1) - (ZMIN1 + ZTHICK1) \geq AIRGAPMIN$

XMIN1: (ISHAPE=1), 1. scraperde X'deki iç açıklığın yarı genişliğidir.

(ISHAPE yaklaşık=1),1. scraperde X ve Y'deki iç açıklığın yarı genişliğidir.

YMIN1: (ISHAPE=1), 1. scraperde Y'deki iç açıklığın yarı genişliğidir.

(ISHAPE yaklaşık=1),Gerekli değildir.

WIDTHX1: (ISHAPE=1), 1. scraperin X kenarının (bar) genişliğidir(iç açıklığı saran materyal).

(ISHAPE yaklaşık=1),1. scraperin X ve Y kenarının genişliğidir.

WIDTHY1: (ISHAPE=1), 1. scraperin Y kenarının (bar) genişliğidir(iç açıklığı saran materyal).

(ISHAPE yaklaşık=1),Gerekli değildir.

DOSE_ZONE: Scraper çifti için dose scoring bölgesidir.

IREGION_TO_BIT: Scraper çifti için bit setting sayısıdır.

7.Satır: ECUT, PCUT, DOSE_ZONE_AIR, IREGION_TO_BIT_AIR

ECUT, PCUT: Hem scraper çifti hem de çevreleyen bölge (hava) için elektron ve fotonun kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE_AIR: Çevreleyen bölge için dose scoring bölgesidir.

IREGION_TO_BIT_AIR: Çevreleyen bölge için bit set sayısıdır.

8.satır scraper sayısı kadar tekrarlanır.

8.Satır: MED_IN, Scraper çiftinin ortamıdır.

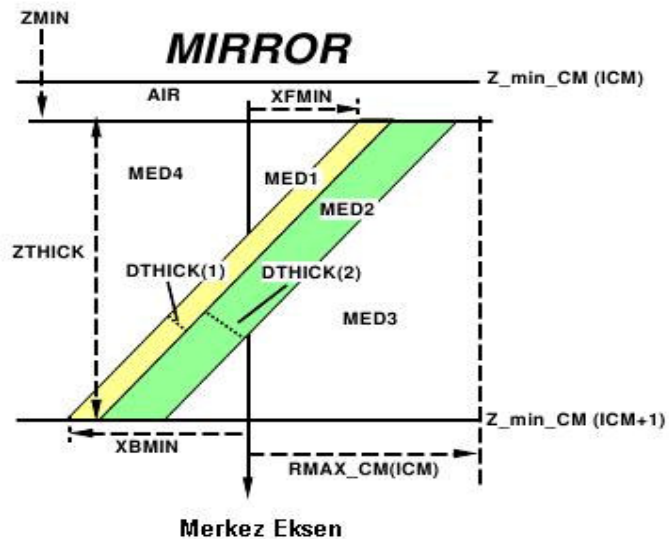
Örnek:

```

10.0,      RMAX_CM
Applicators:  0.2cm  Al   at   60.5cm   and   68.7cm,   ECUT=0.521,
PCUT=0.01
100.0,      extended air to Z=100 cm
2, 1,      two rectangular applicators
60.5, 0.2, 2.0, 4.0, 1.0, 1.5, 2,3
68.7, 0.2, 2.0, 4.0, 1.0, 1.5, 2,2
0.521, 0.01, 1, 0
AL521ICRU
AL521ICRU

```

8- MIRROR (Ayna)



Ayna örneği 2 tabakadan yapılmıştır. Ayna'nın Z eksenine yaptığı açı, mirrorun ön yüzünün (1.tabaka) konumları olan XFMIN ve XBMIN ve aynanın Z yönündeki ZTHICK kalınlığı ile belirlenir. Bu açı 5 dereceden büyük olmalıdır. Aynanın i tabakasının kalınlığı DTHICK(i) ile verilir. Aynanın (i+1). tabakası i. tabakasının sağ yüzeyi ile birleştirilir.

1.Satır: Bileşen kısmı ile ilgili açıklama satırıdır. Dikkate alınmaz.

2.Satır: RMAX, bileşen kısmı sınırının yarı genişliğidir.

3.Satır: Bileşen kısmının başlığıdır.

4.Satır: ZMIN, ZTHICK

ZMIN: Bileşen kısmının önünden (hava boşluğu hariç) referans düzlemine (Z=0) olan uzaklıktır.

ZTHICK: Z yönünün genişliğidir.

5.Satır: XFMIN, XBMIN

XFMIN: ZMIN'i kesen mirrorun ön yüzündeki X değeridir.

XBMIN: ZMIN + ZTHICK'i kesen mirrorun ön yüzündeki X değeridir.

Not : 5 derece < ATAN (ZTHICK / (XFMIN-XBMIN)) < 90 derece

6.Satır: N_MIRROR: Tabakaların sayısıdır.

7.satır tabaka sayısı kadar tekrarlanır.

7.Satır: DTHICK_MIRROR: cm olarak mirrordaki 1. tabakanın kalınlığıdır. 1. tabaka mirrorun ön yüzündedir.

8. ve 9. satırlar tabaka sayısı kadar tekrarlanır.

8.Satır: ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT: her bir tabaka için

ECUT, PCUT: 1. tabakadaki elektron ve fotonlar için kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: 1. tabakadaki Dose scoring flag'dir.

IREGION_TO_BIT: 1. tabakanın local bölgesiyle ilişkilendiren bit değeridir.

9.Satır: MED_IN: 1. tabakanın ortamıdır.

10.Satır: ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT : Aynanın arkasındaki bölge için

ECUT, PCUT: Elektronların ve fotonların kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: Dose scoring flag, orada depolanan scor dozu için 0'dır.

IREGION_TO_BIT: Local bölge ile ilişkilendirilen bit'tir.

11.Satır: MED_IN : Aynanın arkasındaki local bölgenin ortamıdır.

12.Satır: ECUT, PCUT, DOSE_ZONE, IREGION_TO_BIT: mirror'un önündeki bölgede

ECUT, PCUT: Elektron ve fotonların kesme enerjileridir.

DOSE_ZONE: Dose scoring flag, orada depolanan scor dozu için sıfırdır.

IREGION_TO_BIT: Local bölge ile ilişkilendirilen bit'tir.

13.Satır: MED_IN : Aynanın önündeki bölgenin ortamıdır.

Örnek:

```
10.00    RMAX_CM
MIRROR  : z=19.5074 downstream, original, dif overlap
19.70, 2.0
3.0, -3.0
1
0.00508
0.0, 0.0, 0, 0
AL
0.0, 0.0, 0, 0
AIR
0.0, 0.0, 0, 0
AIR
```

EX16MVp Hızlandırıcı Bileşenler Girdisi

```

0.0, Z TO FRONT FACE
*****start of CM SLABS with identifier TARGET *****
2.5, RMAX
Tungsten Target
1, NSLABS
0.0, ZMIN
0.5, 0.7, 0.01, 1, 1, 1.0
W700ICRU
***** start of CM CONS3R with identifier PRIMCOLL *****
6.0, RMAX
Primary Collimator
0.9, ZMIN
5.0, ZTHICK
2, NUM_NODE
0.9, 0.5,
5.9, 3.0,
0.7, 0.01, 23, 0, 0,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 2, 2, 0,
FE700ICRU
***** start of CM FLATFILT with identifier FLATTENF *****
6.0, RMAX
Flattening Filter
8.0, ZMIN
4, NUMBER OF LAYERS
1, 0.3, # CONES, ZTHICK OF LAYER 1
0,
0.5,
1, 0.7, # CONES, ZTHICK OF LAYER 2
0.5,
0.8,
2, 1.0, # CONES, ZTHICK OF LAYER 3
0.0, 0.8,
0.4, 1.7,
2, 1.2, # CONES, ZTHICK OF LAYER 4
0.4, 1.7,
1.2, 3.0,
0.7, 0.01, 3, 3,
FE700ICRU
0.7, 0.01, 23, 0,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 3, 3,
FE700ICRU
0.7, 0.01, 23, 0,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 4, 4,
W700ICRU
0.7, 0.01, 3, 3,
FE700ICRU
0.7, 0.01, 23, 0,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 4, 4,
W700ICRU
0.7, 0.01, 3, 3,

```

```

FE700ICRU
0.7, 0.01, 23, 0,
AIR700ICRU
***** start of CM CHAMBER with identifier CHAMBER *****
10.0, RMAX
Monitor chamber, 6 layers of AIR-interspaced aluminized MYLAR
13.0, ZMIN
0, 19, 0, N_TOP, N_CHM, N_BOT
9.9, 9.95, 10.0, RADII FOR CENTRAL PART
0.004, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 1 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 5, 5,
MYLAR700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 2 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 6, 5,
AL700ICRU
0.25, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 3 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 7, 5,
AIR700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 4 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 6, 5,
AL700ICRU
0.004, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 5 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 5, 5,
MYLAR700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 6 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 6, 5,
AL700ICRU
0.25, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 7 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 7, 5,
AIR700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 8 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 6, 5,
AL700ICRU
0.004, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 9 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 5, 5,
MYLAR700ICRU
0.1, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 10 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 7, 5,
AIR700ICRU
0.004, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 11 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 5, 5,
MYLAR700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 12 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 6, 5,
AL700ICRU
0.25, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 13 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 7, 5,
AIR700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 14 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 6, 5,
AL700ICRU
0.004, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 15 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 5, 5,
MYLAR700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 16 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 6, 5,

```

```

AL700ICRU
0.25, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 17 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 7, 5,
AIR700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 18 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 6, 5,
AL700ICRU
0.004, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 19 IN CENTRAL PART
0.0, 0.0, 5, 5,
MYLAR700ICRU
0.7, 0.01, 0, 6,   chamber wall
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 0, 6,   gap
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 0, 6,   container
AIR700ICRU
1, MRNGE
***** start of CM MIRROR with identifier MIRROR *****
10.0, RMAX
Aluminized lucite mirror
21.0, 2.0, ZMIN, ZTHICK
3.0, -3.0, XFMIN, XBMIN
2, # LAYERS
0.0001, thickness of layer 1
0.0065, thickness of layer 2
0.0, 0.0, 8, 8,
AL700ICRU
0.0, 0.0, 9, 8,
PMMA700ICRU
0.0, 0.0, 23, 0,
AIR700ICRU
0.0, 0.0, 23, 0,
AIR700ICRU
***** start of CM JAWS with identifier SECJAWS *****
10.0, RMAX
Secondary collimators set to produce a 10x10 field at 100 cm SSD
2, # PAIRED BARS OR JAWS
X
29.0, 38.0, 1.45, 1.9, -1.45, -1.9,
Y
38.5, 47.3, 1.925, 2.365, -1.925, -2.365,
0.0, 0.0, 23, 0,
0.0, 0.0, 10, 10,
W700ICRU
0.0, 0.0, 11, 11,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier AIRSLAB *****
30.0, RMA
PMMA light field reticle + AIR to the patient
2, NSLABS
51.0, ZMIN
0.03, 0.0, 0.0, 12, 12, 0.0
PMMA700ICRU
48.97, 0.7, 0.01, 23, 0, 0.0
AIR700ICRU
*****end of all CMs*****

```

NRC10MV Hızlandırıcı Bileşenler Girdisi

```

-2.0627, Z TO FRONT FACE
***** start of CM SLABS with identifier TARGET *****
25.0, RMAX
SLABS:Ti exit window,air and Al target.
3, NSLABS
-2.0627, ZMIN
0.127, 0.7, 0.01, 0, 0, 0
TI700ICRU
2.05, 0.7, 0.01, 0, 0, 0
AIR700ICRU
2.5, 0.7, 0.01, 0, 0, 0
AL700ICRU
***** start of CM FLATFILT with identifier FLATTENF *****
25.0, RMAX
AL Flattening Filter
10.5, ZMIN
2, NUMBER OF LAYERS
1, 0.5, # CONES, ZTHICK OF LAYER 1
0.05,
0.5,
1, 0.1, # CONES, ZTHICK OF LAYER 2
1.5,
1.5,
0.7, 0.01, 0, 0,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 0, 0,
AIR700ICRU
0, 0, 0, 0,
AL700ICRU
25.0, 0, 0, 0,
AIR700ICRU
***** start of CM JAWS with identifier MAINJAWS *****
25.0, RMAX
JAWS set for 10x10 cm field at 100 cm SSD
7, # PAIRED BARS OR JAWS
X
27.3, 27.48, 1.37, 1.38, -1.37, -1.38,
X
27.49, 27.66, 1.38, 1.37, -1.38, -1.37,
X
27.67, 28.64, 1.31, 1.36, -1.31, -1.36,
Y
29.9, 30.25, 1.41, 1.41, -1.41, -1.41,
Y
30.25, 39.01, 1.41, 1.76, -1.41, -1.76,
X
39.75, 48.32, 1.84, 2.2, -1.84, -2.2,
Y
49.4, 49.92, 2.22, 2.23, -2.22, -2.23,
0.0, 0.0, 0, 0,
0.0, 0.0, 0, 0,
W700ICRU
0.0, 0.0, 0, 0,

```

```

W700ICRU
0.0, 0.0, 0, 0,
W700ICRU
0.0, 0.0, 0, 0,
W700ICRU
0.0, 0.0, 0, 0,
W700ICRU
0.0, 0.0, 0, 0,
W700ICRU
0.0, 0.0, 0, 0,
W700ICRU
**** start of CM APPLICAT with identifier SHLDNGPLATE****
25.0, RMAX
Applicator with 1 Pb scraper
70.35, ZBACK
1, 0, #SCRAPERS, SQUARE
70.0, 0.34, 3.0, 22.0, 0, 0
0.0, 0.0, 0, 0,
PB700ICRU
*****end of all CMs*****

```

Ek 2: DOSXYZnrc Girdi Formatı

BEAMnrc hızlandırıcı örneklerinden EX10MeVe hızlandırıcısı için örnek girdi aşağıdaki gibidir.

```
dosxyznrc_test: a test input file for dosxyz
1
H20700ICRU
ECUTIN, PCUTIN, ESTEPM, SMAX
0.7,0.01,0,0
IMAX, JMAX, KMAX, IPHANT
-5,-3,-1,0
-13.5
1.0,7
0.5,11
2.0,1
0.5,11
1.0,7
-13.5
12.0,1
3.0,1
12.0,1
0.0
0.5,40
0,0,0,0,0,0,0,0
0,0,0,0,0,0,0,0
0,0,0,0,0,0,0,0
2, 2 ,0 ,180 ,0 ,0 ,180 ,0 ,0 ,0 ,0 ,0
home/aydogdu/egs_1/BEAM_EX10MeVe/test.egsphp1
```

1.Satır: Maksimum 80 karaktere kadar açıklama satırıdır.

Örnek: dosxyznrc_test: a test input file for dosxyz

2.Satır: Ortamın kaç tane materyalden oluşuyorsa sayısal değeri girilir.

Örnek: 1

3.Satır: Ortamın materyal ismi girilir

Örnek: H20512ICRU

4.Satır: ECUTIN, PCUTIN, ESTEPM, SMAX

Örnek: 0.7,0.01,0,0

Açıklama:

- **ECUTIN:** EGSnrc girdi parametrelerinde MeV mertebesinde genel olarak tanımlanan elektronların genel kesilim enerjisi **ECUT** ile birlikte kullanılır. **ECUTIN** > **ECUT** ise elektronların kesilim enerjisi EGSnrc girdisinde **ECUT** olarak kullanılır.

- **PCUTIN**: EGSnrc girdi parametrelerinde MeV mertebesinde genel olarak tanımlanan fotonların genel kesilim enerjisi **PCUT** ile birlikte kullanılır. **PCUTIN** > **PCUT** ise fotonların kesilim enerjisi EGSnrc girdisinde **PCUT** olarak kullanılır.
- **ESTEPM**: Adım başına maksimum kaybedilen enerjiyi tanımlamak için kullanılan parametredir.
- **SMAX**: Maksimum adım uzunluğudur.

5.Satır: IMAX, JMAX, KMAX, IPHANT

Örnek: -5, -3, -1, 0

Açıklama:

- **IMAX, JMAX, KMAX**: Fantomdaki voksellerin sırasıyla X,Y ve Z yönlerindeki sayısıdır. Eğer bu değerler 0 dan küçük olursa sınır boşluğuna eşit olarak ayarlanır.
- **IPHANT**: DOSXYZ programında fantom veri çıkışı için gerekli parametredir. Eğer 1 olarak ayarlanırsa fantom verisi olarak çıkış dosyası olarak .egsphant dosyası üretmektedir.

6.Satır: Fantomu oluşturan voksellerin kalınlıkları hangi doğrultuda kaç tane bölgeye ne kadar kalınlıkta olduğu belirtilen satırdır.

Örnek: -13.5
1.0, 7
0.5, 11
2.0, 1
0.5, 11
1.0, 7
-13.5
12.0, 1
3.0, 1
12.0, 1
0.0
0.5, 40

Yukarıdaki örnekte görüldüğü gibi -13.5, -13.5 ve 0.0 sırasıyla X,Y ve Z doğrultusunda voksellerin başlangıç noktasıdır. Bu değerlerin altındaki veriler örneğin 1.0, 7 7 tane 1.0 kalınlık voksel olduğunu belirtmektedir.

7.Satır: IL, IU, JL, JU, KL, KU, MEDIUM, DENSITY

Örnek: 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0

Ortam ve yoğunluk,

IL<=i<=IU

JL<=j<=JU
KL<=k<=KU

Eğer DENSITY 0 ise varsayılan değer için MEDIUM 0 kullanılır.

8.Satır: IL, IU, JL, JU, KL, KU, ECUTL, PCUTL

Örnek: 0,0,0,0,0,0,0,0

9.Satır: IL, IU, JL, JU, KL, KU, IZSCAN, MAX20

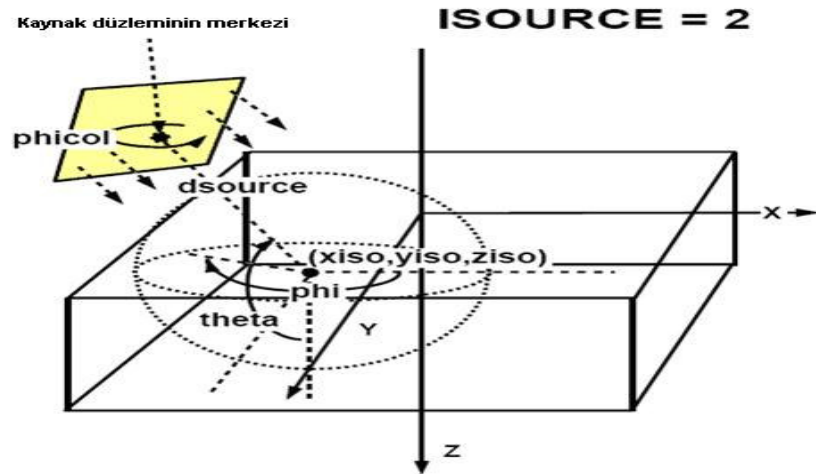
Açıklama:

- **IZSCAN:** Sayfa başına bir z-scan almak için 0 a eşit değildir. Aksi takdirde çıkış bir x-scan dır.
- **MAX20:** 1 olarak ayarlanırsa çıkış dosyasında en yüksek 20 dozun özetini veren parametredir.

11.Satır: Gelen demete göre program kaynak tipini belirleyen satırdır. Bunun için ISOURCE= 1,2,3,4,6,7,8,9 a göre gelen kaynak türü değişmektedir.

Örnek: Kaynak türü için phase space dosyasını kullanmak için ISOURCE= 2 alınır.

2, 2 ,0 ,180 ,0 ,0 ,180 ,0 ,0 ,0 ,0 ,0



Şekil: Herhangi bir doğrultudan gelen phase space kaynağı. Polar koordinat sistemi xiso,yiso,ziso izomerkezinde kurulur ve phase space düzleminin orjinin başlangıcı theta

ve `phi` açıları tarafından tanımlanır. (Walters et al, DOSXYZnrc Users Manual, NRCC, Technical Report, pirs-794, 2006)

`ISOURCE= 2` için satırdaki parametreler,
`igin, isource, xiso, yiso, ziso, theta, phi, dsource, phicol, i_dbs, r_dbs, ssd_dbs, z_dbs, e_split`

Açıklama:

- **igin:** 0 ise phase space dosyasında fantoma sadece fotonlar, 1 ise pozitronlar, -1 ise elektronlar 0, 2 ise tüm tanecikler gönderilir.
- **xiso, yiso, ziso:** Fantomun normalize edildiği x,y ve z izomerkezinin koordinatlarıdır.
- **theta:** İzomerkezin phase space skor düzleminde orjine giren bir çizgisi ile z yönü arasındaki açı değeridir.
- **phi:** xy düzleminde izomerkezi phase space dosyası içinde orjine giren çizgisinin iz düşümü ile x yönü arasındaki açı değeridir.
- **dsource:** Kaynak merkezinin (phase space düzleminin başlangıcından) izomerkez ile arasındaki mesafe değeridir.
- **phicol:** Kaynağın açısı demet eksenine paralel skor düzleminde döndürülür. `Phicol`, `theta` ve `phi` 0 için belirlenir.
- **i_dbs:** Phase space kaynağı üretmek için kullanılan BEAM simülasyonunda eğer direkt olarak DBS tekniği kullanılırsa 1 e ayarlanır. Aksi takdirde 0 a ayarlanır.
- **r_dbs:** BEAMnrc simülasyonunda cm cinsinden DBS yarılma yarıçapı değeridir. Bu seçenek açık değilse 0 a ayarlanır. `i_dbs` 1 ise ihtiyaç duyulmaktadır.
- **ssd_dbs:** DBS yarılma alanı yarıçapı tanımlandığı yerdeki cm cinsinden yüzey kaynak mesafesi, bu kaynaktan üretmek için kullanılan BEAMnrc simülasyonunda tanımlanmıştır. `i_dbs` 1 ise ihtiyaç duyulmaktadır.
- **z_dbs:** BEAM simülasyonunda phase space kaynağının skorlandığı cm cinsinden z değeridir.
- **e_split:** Parçacıklar Dosxyz geometrisine girer girmez yüklü tanecikleri yarmak için yarılmalara sayıdır.

12.Satır: Phase space dosyasının bulunduğu yerin yolunun tanımlandığı kısımdır.

Örnek: `home/aydogdu/egs_1/BEAM_EX10MeVe/test.egsphsp1`

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Görkem AYDOĞDU
Doğum Yeri : Erzurum
Doğum Tarihi : 04.10.1985

EĞİTİMİ

Lise : Mustafa Kemal Lisesi, Bornova/ İzmir 1999-2002
Lisans : Fizik, 2003-2007 (Bölüm birincisi)
Celal Bayar Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Manisa

BİLİMSEL FAALİYETLER

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan sözlü bildiriler:

Aydogdu, G., Yegin, G., Kumru, M.N., Brakiterapi Tohum Kaynaklarının Çoklu Kullanımında Kaynakların Yöneliminin Tedavi Bölgesindeki Doza Etkisinin Monte Carlo Yöntemiyle İncelenmesi, Bodrum, Turkey, Book of Abstracts, page206, 25-29 August 2008.

Yer Aldığı Bilimsel Projeler

107T208 no lu “Radyoterapide Kullanılan Lineer Hızlandırıcıların Monte Carlo Tekniği ve Çoklu Geometri Yöntemleri Kullanılarak Modelleyeceği Genel Amaçlı Bilgisayar Programının Geliştirilmesi” adlı Tübitak projesi.