

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İLE ELDE EDİLEN DOZ
DAĞILIMLARININ MONTE CARLO (BEAMNRC VE
EGSNRC) ALGORİTMASI VE İN-VİVO DOZİMETRİK
YÖNTEMLER İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Nük. En. Müh. Nur KODALOĞLU

**Radyoterapi Fiziği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ANKARA

2011

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İLE ELDE EDİLEN DOZ
DAĞILIMLARININ MONTE CARLO (BEAMNRC VE
EGSNRC) ALGORİTMASI VE İN-VİVO DOZİMETRİK
YÖNTEMLER İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Nük. En. Müh. Nur KODALOĞLU

**Radyoterapi Fiziği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Gökhan ÖZYİĞİT**

**ANKARA
2011**

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Radyoterapi Fiziği Programına Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Fadıl Akyol
Hacettepe Üniversitesi

Danışman: Doç. Dr. Gökhan Özyiğit
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Faruk Zorlu
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Murat Gürkaynak
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Şeyda Çolak
Hacettepe Üniversitesi

ONAY:

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Hakan S. Orer

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Kendisine her şeyi danışabildiğim ve kendisiyle çalışmaktan mutluluk duyduğum danışmanım sayın Doç. Dr. Gökhan Özyiğit'e

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı başkanımız sayın Prof. Dr. Fadıl Akyol'a ve Anabilim Dalımızda görevli diğer tüm hocalarıma

Cihazla ilgili bilgileri elde etmemi sağlayan Elekta Limitet Şirketi yetkilisi sayın Alec Woodger'a ve Mesi Medikal Sistemler Teknik Servis Mühendisi sayın Hakan Özvanlıgil'e

Bugüne gelmemde büyük emekleri olan ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen hocalarım sayın Prof. Dr. Mehmet Tombakoğlu'na, sayın Doç. Dr. Şule Ergün'e ve onların nezdinde H.Ü. Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümündeki diğer tüm hocalarıma

Kendi işinden feragat ederek MC programı konusunda yardımcı olan, her zaman bilgisine ve ileri görüşlülüğüne danışabildiğim sayın hocam H.Ü. Fizik Mühendisliği A.D. öğretim görevlisi M. Mithat Bayramgil'e

MC programı ile ilgili bilgisine başvurduğum Kyoto Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi öğretim üyesi sayın Uzm. Nobutaka Mukumoto'ya ve tezimle ilgili deneyimlerine başvurduğum sayın Dr. Birsen Maierhafer'e, sayın Bilgisayar Müh. Murat Ulaş'a

Tez ölçümlerinde yardımcı olan sevgili kardeşim sayın Elektrik Elektronik Müh. Gülsevin Kodaloğlu'na, sayın Mehmet Karabuğa'ya, sayın Gülay Karagöz'e

BT çekimleri sırasında yardımcı olan sayın P. Tuba Uyan'a ve onun şahsında diğer tüm teknisyen ve tekniker personele

Tez yazımında yardımcı olan sayın Yük.Nük.Müh. Mehmet Türkmen'e, sayın Yük.Nük.Müh. Haluk Atak'a ve onların nezdinde H.Ü. Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümündeki diğer tüm asistan arkadaşlarıma

Yüksek lisansım boyunca manevi desteğini esirgemeyen sayın Uzm. Ali Doğan'a ve kendilerini tanımaktan mutluluk duyduğum sevgili arkadaşlarım sayın Uzm. Demet Yıldız'a, sayın Uzm. M. Ertuğrul Ertürk'e, Uzm. Burçin İspir'e, Uzm. Fatma Çolak'a ve onların nezdinde tüm medikal fizik personeline

Yüksek lisansım boyunca yanımda olan sayın Uzm. Dr. Güler Yavaş'a, sayın Uzm. Dr. Şükran Ülger'e, sayın Dr. Aysen Aydın'a, sayın Dr. Duygu Sezen'e, sayın Dr. Y. Tolga Şanlı'ya ve onların nezdinde Anabilim Dalında görevli tüm doktor arkadaşlarıma teşekkür ediyorum.

Bu tezi anneme ithaf ediyorum.

ÖZET

Kodaloğlu, N. Tedavi Planlama Sistemi İle Elde Edilen Doz Dağılımlarının Monte Carlo (BEAMnrc Ve EGSnrc) Algoritması Ve İn-Vivo Dozimetrik Yöntemler İle Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2011. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), stereotaktik vücut radyoterapisi (SVRT) gibi modern tekniklerin gelişimiyle birlikte radyasyonun hastaya uygulanması daha karmaşık bir hal almıştır. Bu durum radyoterapi planlamasında doğru doz hesaplamalarını zorunlu kılmıştır. Akciğer ve kemik gibi hasta anatomisinde homojen olmayan yapılardan kaynaklı olarak doz dağılımlarının hesaplanmasında geleneksel doz hesaplamalarının doğruluğunu denetlemek için planlama algoritmalarının başka algoritmalar ve ölçümlerle karşılaştırılmaları gerekmektedir. Bu çalışmamızda, Elekta Precise Linak tedavi planlama sistemi (TPS), Monte Carlo (BEAMnrc ve DOSXYZnrc) ve in-vivo dozimetrik ölçüm metodları karşılaştırılmıştır. Bu amaçla 18 MV foton enerjili Elekta Synergy Platform cihazı BEAMnrc/EGSnrc yazılımı ile modellenmiştir. Hızlandırıcı kafasının standart elementleri modellenmiş ve daha sonra DOSXYZnrc programında kullanılmak üzere en son modülün altına parçacıklarla ilgili bilginin depolandığı faz uzay dosyası oluşturulmuştur. Simülasyonun doğruluğunu teyit etmek amacıyla DOSXYZnrc programındaki su fantomundan elde edilen sonuçlar PTW su fantomundan elde edilen deneysel verilerle karşılaştırılmıştır. MC sonuçları, merkezi eksen derin doz profili ve yatay doz profil eğrileri bakımından ölçümlerle % 1-2 farkla eşleşmiştir. Modellemenin doğrulanmasından sonra SAD 100 cm, 10x10 cm² alan için hem DOSXYZnrc hem de TPS ile üç tane plan –tek alan (ön), iki alan (sağ, sol), üç alan (ön, sağ, sol)- yapılmıştır. Su fantomunun yerine 1 cm kalınlığında ve 30x30 cm² büyüklüğünde 30 tane katı su fantomu kullanılmıştır. TPS için BT görüntüleri planlamaya aktarılmıştır. Planlamaların 13, 14, 15, 16, 17 cm derinliklerinde ve her bir derinliğin 5 farklı yatay noktasında nokta dozlar okunmuştur. Deneysel doğrulama için gafkromik filmler kalibrasyondan sonra belirlenen düzlemlere yerleştirilip planlamalara göre ışınlanmıştır. Burada da aynı noktadaki dozlar okunmuş ve MC ile karşılaştırılmıştır. Tek alan (ön) planlamada TPS hesaplamalarında + % 0.6 ile - % 1.9 fark gözlenirken film ölçümlerinde + % 0.7 ile - % 1.8 fark gözlenmiştir. İki alan (sağ ve sol) planlamada TPS hesaplamalarında + % 0.7 ile - % 1.9 fark gözlenirken film ölçümlerinde + % 0.8 ile - % 1.8 fark gözlenmiştir. Üç alan (ön, sağ ve sol) planlamada TPS hesaplamalarında + % 0.0 ile - % 2.4 fark gözlenirken film ölçümlerinde + % 0.6 ile - % 2.0 fark gözlenmiştir. Bu sonuçlar ışığında MC kodunun klinikte güvenle kullanılabileceği gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Monte Carlo simülasyonu, Tedavi Kalite Temini, In- Vivo Dozimetri, BEAMnrc ve DOSXYZnrc.

ABSTRACT

Kodaloğlu, N. Comparison of Dose Distributions of Linear Accelerator Treatment Planning System, Monte Carlo (BEAMnrc and EGSnrc) and In-Vivo Dosimetric Measurement Methods. Hacettepe University, Institute of Health Sciences, Radiation Therapy Physics, MSc. Thesis, Ankara, 2011. Beam delivery in radiotherapy has become increasingly complex after the advent of three-dimensional conformal radiotherapy (3DCRT), intensity-modulated radiotherapy (IMRT), and stereotactic body radiotherapy (SBRT) which yields accurate dose calculations are essential for radiotherapy planning. To verify the accuracy of conventional dose calculations, which often fail to accurately predict dose distributions, mainly due to inhomogeneities in the patient's anatomy, for example, in lung and bone, planning algorithms are needed to be compared with other algorithms and measurements. This study discusses the comparison of dose distributions of Elekta Linac treatment planning system (TPS), Monte Carlo (BEAMnrc and DOSXYZnrc) and In-Vivo dosimetric measurement methods. In order to achieve this aim, Elekta Synergy Platform, in 18 MV photon mode, was modelled with BEAMnrc/EGSnrc. Standard elements of the accelerator head were modelled and at the end of the last module the relevant information of particles was stored in phase space data files to be used by DOSXYZnrc. For validation of the simulation results obtained by DOSXYZnrc water phantom were compared with the experimental data obtained by PTW water phantom. The MC results agreed with the measurements within % 1-2 with respect to central axis depth dose curves and lateral dose profile curves. After validation three different plans-one field (front), two fields (left, right), three fields(front, left, right)- were done both with DOSXYZnrc and TPS for SAD 100 cm, 10x10 cm² field. Instead of water phantom, 30 solid phantoms each with 1cm thickness and 30x30 cm² sized were used. For TPS CT images were imported. According to the plans point doses at 13, 14, 15, 16, 17 cm depths and at each depths 5 lateral points were recorded. For empiric verification, gafchromic films were inserted at selected planes after calibration and irradiated according to the plans. The doses of the same points were recorded and compared with MC evaluations. For one field, differences of TPS calculations and film measurements were observed as + % 0.6, - % 1.9 and + % 0.7, - % 1.8 ,respectively. For two fields, differences of TPS calculations and film measurements were observed as + % 0.7, - % 1.9 and + % 0.8, - % 1.8, respectively. For three fields, differences of TPS calculations and film measurements were observed as + % 0.0, - % 2.4 and + % 0.6, - % 2.0, respectively. According to these results it is proved that MC can be used in clinic confidently.

Key Words: Monte Carlo simulation, Treatment Quality Assurance, In- Vivo Dosimetry, BEAMnrc and DOSXYZnrc.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER.....	x
TABLolar	xv
1 GİRİŞ.....	1
2 GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Monte Carlo Metodu	4
2.1.1 Monte Carlonun Temel Konsepti.....	4
2.1.2 Örnekleme İşlemi	7
2.1.3 ÖrnekseL MC Simülasyonu	8
2.1.4 MC'nin Doğruluğu.....	9
2.1.5 ÖrnekseL Olmayan MC- Varyans Azaltma Teknikleri.....	11
2.2 BEAMnrc	14
2.2.1 Faz Uzay Dosyaları	15
2.3 DOSXYZnrc	16
2.4 Lineer Hızlandırıcılar	18
2.4.1 Enjeksiyon Sistemi.....	18
2.4.2 RF Güç Üretim Sistemi.....	18
2.4.3 Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu	19
2.4.4 Çevresel Sistemler.....	19
2.4.5 Demet Taşıma Sistemi	19
2.4.6 Demet Şekillendirme.....	20
2.5 Yüzde Derin Doz.....	20
2.6 Doz Profili.....	21
2.7 Açık Alanlarda Işınlama Süresi Hesabı	21
2.7.1 SSD Tekniği.....	21
2.8 Gafkromik EBT Filmin Yapısı	22

3	GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1	Araç- Gereç	23
3.1.1	BEAMnrc	23
3.1.2	MEPHISTO mcc 1.3	40
3.1.3	MP3 Su Fantomu	41
3.1.4	İyon Odaları	44
3.1.5	PTW Unidos Marka Elektrometre	45
3.1.6	PRECISE 2.15 Tedavi Planlama Sistemi.....	45
3.1.7	ELEKTA Marka Synergy Platform Linear Hızlandırıcı Cihazı	46
3.1.8	General Electric BrightSpeed Serisi Bilgisayarlı Tomografi Simülatör	46
3.1.9	Gafkromik Film.....	47
3.1.10	EPSON Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı.....	48
3.1.11	PTW RW3 Katı Su Fantomu	49
3.2	Yöntem.....	50
3.2.1	BEAMnrc ile Demetin Oluşturulması.....	51
3.2.2	DOSXYZnrc ile Su Fantomunun Oluşturulup Verilerin Elde Edilmesi.....	65
3.2.3	MP3 Su Fantomu Verilerinin Elde Edilmesi	69
3.2.4	BEAMnrc Outputu Kullanılarak Tek Alan (Ön), İki Alan (Sağ ve Sol), Üç Alan (Ön, Sağ ve Sol) Planlamalarının Yapılması ve Dozların Elde Edilmesi	70
3.2.5	Katı Su Fantomlarının BT'lerinin Çekilmesi.....	71
4	BULGULAR	81
4.1	DOSXYZnrc ve MP3 Su Fantomu İle Alınan Verilerin Karşılaştırılarak Modellemenin Doğrulanması.....	81
4.2	DOSXYZnrc, TPS Planlamaları ve Gafkromik Filmlerle Okunan Nokta Dozların Karşılaştırılması	82
5	TARTIŞMA.....	86
6	SONUÇ VE ÖNERİLER	91
7	KAYNAKLAR.....	93

SİMGELER VE KISALTMALAR

3BKRT	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CDF	Kümülatif Dağılım Fonksiyonu
cGy	santigray
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
MC	Monte Carlo
MU	Monitor Unit
MV	Milyon Volt
PDF	Olasılık Dağılım Fonksiyonu (Probability Distribution Function)
CDF	Kümülatif Dağılım Fonksiyonu (CDF)
FOM	Verim Ölçüsü (Figure of Merit)
VOV	Varyansın Varyansı (Variance of Variance)
SAD	Kaynak Eksen Mesafesi
SRC	Stereotaktik Radyocerrahi
SVRT	Stereotaktik Vücut Radyoterapisi
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ŞEKİLLER

Sayfa

Şekil 2.1 Simülasyonu yapılacak ortamın vokseller halinde tanımlanması (6).....	17
Şekil 2.2 Lineer Hızlandırıcı Kafası	20
Şekil 2.3 Gafkromik EBT Filmin yapısı	22
Şekil 3.1 Farklı kalınlık ve maddeden oluşan 3 farklı tabakalı SLABS parça modülü	23
Şekil 3.2 Beş noktalı CONS3R parça modülü	24
Şekil 3.3 Beş tabakalı CONESTAK parça modülü	25
Şekil 3.4 Dört tabakalı FLATFILT parça modülü	25
Şekil 3.5 İyon odası ya da başka silindirik düzlemler için CHAMBER parça modülü	26
Şekil 3.6 X ve Y jaw çiftlerinden oluşmuş JAWS parça modülü	27
Şekil 3.7 İki raspalı APPLICAT parça modülü	28
Şekil 3.8 İki raspalı CIRCAPP parça modülü.....	29
Şekil 3.9 İki tabakalı PYRAMIDS parça modülü.....	30
Şekil 3.10 Bir açıklığı olan BLOCK parça modülü.....	31
Şekil 3.11 X yönünde açılan 6 yapraklı MLC parça modülü	32
Şekil 3.12 X yönünde açılan 6 yapraklı parça modülü	33
Şekil 3.13 Y yönünde açılan 4 yapraklı bir VARMLC parça modülü.....	34
Şekil 3.14 Y yönünde açılan 8 yapraklı MLCE örneği.....	35

Şekil 3.15 Y yönünde açılan 8 yapraklı DYNVMLC örneği.....	36
Şekil 3.16 MESH Parça Modülü.....	37
Şekil 3.17 İki tabakalı MIRROR parça modülü	38
Şekil 3.18 İki tabakadan oluşan hedefli XTUBE parça modülü.....	38
Şekil 3.19 Üç ortak merkezli silindirden oluşan SIDETUBE parça modülü.....	39
Şekil 3.20 Dört odalı ARCCHM parça modülü.....	40
Şekil 3.21 Mephisto 1.3 yazılımı ana menüsü	41
Şekil 3.22 Su fantomunun kontrol sistemi şablonu	42
Şekil 3.23 Su fantomu ve su tankı teknik çizimi	43
Şekil 3.24 0.6 cc Farmer tipi iyon odası	44
Şekil 3.25 PTW Unidos marka elektrometre	45
Şekil 3.26 GE Marka BrightSpeed Serisi BT Simülatör.....	47
Şekil 3.27 EPSON Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı	49
Şekil 3.28 PTW Marka RW3 Katı Su Fantomu.....	49
Şekil 3.29 Modelleme için input dosyası oluşturma.....	52
Şekil 3.30 Programda kullanılacak malzemeler ile ilgili parametrelerin bulunduğu dosya seçimi	52
Şekil 3.31 Hızlandırıcının parçalarının tanımlanması	53
Şekil 3.32 Hedef Parça Modülü.....	53
Şekil 3.33 Hedef parça modülünün resmi.....	54
Şekil 3.34 Birincil Kolimatör Parça Modülü	55

Şekil 3.35 Birincil Kolimatör Parça Modülünün Resmi.....	55
Şekil 3.36 Düzleştirici Filtre Parça Modülü	56
Şekil 3.37 Düzleştirici Filtreyi Oluşturan Tabakalar	56
Şekil 3.38 Düzleştirici Filtreyi Oluşturan Tabakalardan Birincisi.....	57
Şekil 3.39 Düzleştirici Filtre Parça Modülünün Resmi	57
Şekil 3.40 İyon Odası Parça Modülü	58
Şekil 3.41 İyon Odasının Üst Kısmını Oluşturan Tabakalar	58
Şekil 3.42 İyon Odasının Diğer Kısımları	59
Şekil 3.43 İyon Odası Parça Modülünün Resmi.....	59
Şekil 3.44 Kama Filtre Parça Modülü.....	60
Şekil 3.45 Kama Filtre Parça Modülü İle İlgili Detaylar.....	60
Şekil 3.46 Kama Filtre Parça Modülünün Resmi	61
Şekil 3.47 Jaws Parça Modülü	61
Şekil 3.48 Jaws Parça Modülü İle İlgili Detaylar	62
Şekil 3.49 Jaws Parça Modülünün Resmi.....	62
Şekil 3.50 ÇYK Parça Modülü	63
Şekil 3.51 ÇYK ve Jaws Parça Modüllerinin Resimleri.....	63
Şekil 3.52 Modellenen Lineer Hızlandırıcının Resmi(x-z görüntüsü).....	65
Şekil 3.53 Modelleme İçin İntput Dosyası Hazırlama.....	66
Şekil 3.54 DOSXYZnrc Programına Parametrelerin Girilmesi.....	67
Şekil 3.55 Voksel Büyüklüklerinin Programa Girilmesi.....	67

Şekil 3.56 Fantomu Oluşturan Malzemelerin Programa Girilmesi	68
Şekil 3.57 Fantomda Hangi Voksellerdeki Hesapların Sonuç Dosyasına Yazılacağıın Belirlenmesi	68
Şekil 3.58 Programa Kaynak Dosyasının Tanımlanması	69
Şekil 3.59 Su fantomu ile derin doz ve yatay doz profillerinin alınması.....	70
Şekil 3.60 Katı su fantomlarının BT görüntülerinin çekilmesi.....	71
Şekil 3.61 Tek Alan (Ön) Planlaması	72
Şekil 3.62 Tek Alan (Ön) Planlamada Nokta Dozların Okunması.....	72
Şekil 3.63 İki Alan (Sağ ve Sol) Planlaması.....	73
Şekil 3.64 İki Alan (Sağ ve Sol) Planlamada Nokta Dozların Okunması	73
Şekil 3.65 Üç Alan (Ön, Sağ ve Sol) Planlaması.....	74
Şekil 3.66 Üç Alan (Ön, Sağ ve Sol) Planlamada Nokta Dozların Okunması	74
Şekil 3.67 Gafkromik Filmlerinin Epson Marka 10000 XL Model Tarayıcıda Taratılması.....	76
Şekil 3.68 18 MV foton enerjisi için gafkromik filmin kalibrasyon eğrisi.....	76
Şekil 3.69 Gafkromik Filmlerin Katı Su Fantomlarının Arasına Yerleştirilip Işınlanması	77
Şekil 3.70 Tek Alan (Ön) Planlamasında Gafkromik Filmlerin Işınlanması	77
Şekil 3.71 İki Alan (Sağ ve Sol) Planlamasında Gafkromik Filmlerin Işınlanması ..	78
Şekil 3.72 Planlamalara Göre Işınlanan Filmlerin Taratılması.....	78
Şekil 3.73 Katı Su Fantomunda Tek Alan (Ön) Planlaması ile Işınlanan Film.....	79

Şekil 3.74 Katı Su Fantomunda İki Alan (Sağ ve Sol) Planlaması ile Işınlanan Film	79
Şekil 3.75 Katı Su Fantomunda Üç Alan (Ön, Sağ ve Sol) Planlaması ile Işınlanan Film	80
Şekil 4.1 Su Fantomu ile Ölçülen Ve DOSXYZnrc İle Hesaplanan YDD Eğrilerinin Karşılaştırılması	81
Şekil 4.2 Su Fantomu İle Ölçülen Ve DOSXYZnrc İle Hesaplanan Yatay Doz Profil Eğrilerinin Karşılaştırılması	82

TABLolar**Sayfa**

Tablo 3.1 Su fantomu teknik özellikleri(13)	43
Tablo 3.2 0.6 cc iyon odası teknik özellikleri(13).....	44
Tablo 3.3 18 MV foton enerjisi için gafkromik filmlere verilen MU değerleri ve bu değerlere karşılık gelen dozlar	75
Tablo 4.1 Tek alan (ön) planlamasına ait MC, TPS ve film ile elde edilen doz değerleri ve MC hesaplamaları ile aralarındaki yüzde farklar	83
Tablo 4.2 İki alan (sağ ve sol) planlamasına ait MC, TPS ve film ile elde edilen doz değerleri ve MC hesaplamaları ile aralarındaki yüzde farklar	84
Tablo 4.3 Üç alan (ön, sağ ve sol) planlamasına ait MC, TPS ve film ile elde edilen doz değerleri ve MC hesaplamaları ile aralarındaki yüzde farklar	85

1 GİRİŞ

Radyoterapi tekniklerinde son 20 yılda önemli gelişmeler olmuştur. Özellikle 3 boyutlu konformal radyoterapi (3B KRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve stereotaktik radyocerrahinin (SRC) yaygın olarak kullanıma girmesi ile birlikte doz hesaplama algoritmaları daha komplike hale gelmiş ve planlamalarda hesaplanan dozların doğruluğu daha da önemli hale gelmiştir. Bu ihtiyacı karşılamak için konvolüsyon-süperpozisyon metodu gibi kısmen hassas algoritmalar, ticari tedavi planlama sistemlerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir (1). Ancak bu algoritmalar çoğunlukla akciğer ve kemik gibi hasta anatomisindeki farklı yoğunluktaki yapılar, sızıntı radyasyonu ve ‘tongue & groove’ etkisi gibi çok yapraklı kolimatörlere (ÇYK) özgün etkiler yüzünden doğru doz dağılımı elde etmekte başarısız olmaktadır (1). Doz hesaplamalarında elde edilen hataların, özellikle son teknolojilerde %1 ile %2 arasında olması gerekirken konvansiyonel doz algoritmalarında bu değerleri aştığını görmekteyiz (1). Yaygın olarak kullanılan konvansiyonel tedavi planlama sistemleri özellikle toraks bölgesinde %10’u aşan hatalara neden olabilmektedir (1). Tüm bu belirsizlikler hedef hacim içerisinde düşük doz bölgelerin oluşmasına veya normal dokuda istenilenden daha yüksek dozların oluşmasına neden olabilir.

Radyoterapide kullanılan tedavi planlama sistemleri (TPS) 1950’li yıllardan beri gelişim göstermektedir (2,3). Bu planlamalarda temel olarak üç grupta sınıflandırabileceğimiz algoritmalar kullanılmaktadır. Bunlardan ilki ‘Birinci Dereceden Compton Saçılmasının Analitik Hesaplaması’ metodudur (3,8). Bu yöntem doz hesaplama algoritmalarının en basiti olup tek enerjili fotonlardan oluşan paralel demeti esas alır. Bu algoritmada ana problemler doku dansite farklılıklarını ve birinci dereceden sonraki saçılmaları gözardı etmesidir (8). İkinci doz hesaplama algoritması olan ‘Konvolüsyon-Süperpozisyon’ yönteminde foton etkileşimlerinden kaynaklanan soğurulmuş doz miktarları hesaplanır (8). Bu metodun dezavantajları ise birincil etkileşimden sonra saçılan fotonları ve fotoelektrik olaylarının yanı sıra Compton saçılması ve çift oluşumu yoluyla oluşan yüklü parçacıkları ayırıp takip edememesidir (8). Üçüncü yöntem olan Monte Carlo (MC) Metodu ise doz hesaplama yöntemleri arasında en güvenilir olanıdır. Bu metod, foton ve

elektronların hava ve doku içerisinde yaptığı her bir etkileşimi kontrol eden güvenilir dağılım fonksiyonlarını kullanmaktadır. Birçok tedavi planlama sisteminin temelinde kullanılabilirdiği gibi direkt olarak da kullanılabilir. Bu metoddaki sınırlama ise belirsizlikleri kabul edilebilir seviyelere indirebilmek için kullanılan yüksek sayıdaki örnekleme sayısının neden olacağı fazla hesaplama süresidir. Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle beraber MC hesaplama süresinin azalacağı ve böylelikle radyoterapi planlamalarında standart hesaplama algoritması olarak günlük pratiğe gireceği tahmin edilmektedir. Sonuç olarak MC, radyasyon iletiminde her bir parçacığı ömrü boyunca takip edip yaptığı bütün etkileşimleri hesaba kattığı ve hasta anatomisi hassaslıkla hesapladığı için güvenilir bir algoritmadır.

Bu veriler doğrultusunda yapmış olduğumuz çalışmada klinikte kullandığımız Elekta marka lineer hızlandırıcının MC ile modellenmesinin yapılması ve sonuçların doğruluğunun su fantomu verileri ile karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu aşamadan sonra Elekta Precise TPS ile yapılan planlamaların aynısı MC ile yapıp elde edilen verilerin in vivo dozimetrik ölçümler ile karşılaştırılmıştır.

2 GENEL BİLGİLER

Atom altı parçacıklara uygulandığı şekliyle MC'nin matematiksel tekniği, 1940'larda resmi olarak geliştirildiği tarihten itibaren birçok makale ve kitapta detaylı olarak açıklanmıştır (2). MC metodu yaygın olarak fiziksel ve matematiksel problemlerin çözümünde kullanılabilir. Hızlı hesaplama yapabilen bilgisayarların geliştirilmesi ile birlikte bu tekniğin yararları da artmakta ve yeni uygulama alanları ortaya çıkmaktadır. MC metodu, birçok farklı disiplinde yaygın uygulama alanı bulmuştur (4). Örnek vermek gerekirse;

- Nükleer Mühendislik (Reaktör zırhlaması ve kritikliği ve doz hesaplamaları)
- Uzay ve Havacılık Mühendisliği (Seyreltik gaz dinamiği)
- Kimya (Faz dönüşümü ve gaz kinetiğinin analizi)
- Biyoloji (Sinir ve kas simülasyonu, petri kabı ve genetik araştırma)
- Medikal Fizik (Radyasyon dozimetrisi ve karakterizasyonu)
- Sağlık Fiziği (Radyasyondan korunma)
- Elektrik Mühendisliği (Sinyal darbe gürültüsü hesaplamaları)
- Matematik (Çok boyutlu integraller, diferansiyel denklemler, matrisin tersini alma, ektrim fonksiyonların hesaplamaları)
- Çevre Mühendisliği (Orman büyümesi ve kirlilik çalışmaları)
- Ekonomi (Mevcut piyasa performansı analizi ve Gayrisafi Milli Hasıla büyümesi)
- İşletme (Müşteri geliş sıralı davranışı)
- diğerleri (Işınım ısı aktarımı ve astrofizik, trafik akışı, hava tahmini, nano-parçacık ve polimerlerin davranışları).

MC metodu özellikle karmaşık geometrilere sahip problemlerin çözümünde çok güçlüdür. Çünkü bu tür problemlerin çözümünde analitik yaklaşım imkansız ve nümerik şemalar ise çözümde hata vereceği ya da çok zaman gerektirdiği için kullanışsızdır. MC metodu, problem değişkenleri için örnek değerler elde etmekte kullanılan rastgele sayı serilerini temel alan bir sayısal analiz tekniğidir. MC'de kullanılan hesaplama yöntemi aslında bir simülasyon/modelleme yapılmasıdır ve bu

genellikle analiz edilen problemin matematiksel eşiti olan bir bilgisayar programıdır. Problem değişkenleri için gerekli olan örnek değerler, uygun aralıklardan belirli sayıların seçilmesi ile elde edilir.

MC tekniği maddeden geçen milyonlarca foton ve parçacığı simüle eden bir bilgisayar programı olan MC kodunu içeren bir tekniktir. Bu teknik, fotonların veya parçacıkların her bir etkileşiminin olasılık dağılımlarını hesaplamak için temel fizik kurallarını kullanır. Simüle edilen parçacık sayısı ne kadar fazla olursa hesaplanan dağılımlar da o kadar doğru olur. Bununla beraber simüle edilen parçacıkların artması hesaplama süresinin de aşırı derecede artması anlamına gelmektedir. Dolayısıyla bir MC kodu yazarken yaşanan en büyük çekince, demet içindeki parçacıkların ortalama davranışlarını göstermekte kullanılan rastgele seçilmiş parçacıklar sayısını nispeten daha az seçmesidir. Doz dağılımı, vokseller içindeki iyonlaşma olaylarının toplanması ile hesaplanmaktadır ve bu ortamdaki enerjinin artması anlamına gelmektedir. Genelde radyasyon tedavi planlamalarında, uygun kesinlik seviyesine ulaşabilmek için birkaç yüz milyondan milyara kadar çıkan aralıkta sayılar kullanılmalıdır.

Radyasyon iletim simülasyonlarında birkaç MC kodu kullanılmaktadır ve bunların en güncelleri ise Electron Gamma Shower (EGS), ETRAN/ITS, Monte Carlo N- Particle (MCNP), Penelope ve PEREGRINE kodlarıdır. Çok uzun hesaplama süresine rağmen MC hastadaki doz dağılımlarını hesaplamadaki en doğru metoddur. MC simülasyonları ile yapılan örnek planlamalar doz hesaplamalarındaki doğrulukta büyük kazanımlar sağlamıştır.

2.1 Monte Carlo Metodu

2.1.1 Monte Carlonun Temel Konsepti

Monte Carlo hesaplamalarının matematiksel temelini anlamak, bu hesaplamaların verimlerini arttırmak ve elde edilen sonuçlardaki istatistiksel belirsizlikleri belirleyebilmek için istatistik ve olasılık teorisi bilinmelidir.

MC metodu, temel fiziksel süreçleri tasvir ederken bir rastgele değişkenin ortalama değerini ve standart sapmasını rastgele seçme yoluyla elde etmek için

olasılık kurallarını ve fiziksel sürecin rastgeleliğini ortaya koyarken rastgele sayıları kullanır.

Etkileşimler Işığında Monte Carlo Yöntemi

Monte Carlo foton transport probleminde, bir fotonun etkileşme yaptığı mesafeyi bulurken kat ettiği yolu hesaplamak için

$$d = -\frac{1}{\mu_{tot}} \ln \xi \quad 2.1$$

formülü kullanılmaktadır. μ_{tot} fotonun toplam etkileşme tesir kesiti olup $\mu_{tot} = \mu_{fe} + \mu_c + \mu_{\zeta o}$ terimlerinden oluşmaktadır. Foton etkileşim yaptığı noktada ne tür bir fiziksel süreç gerçekleştiğine bakmak için

$$\xi < \mu_{\zeta o} \Rightarrow \text{ÇiftOluş} \quad 2.2$$

$$\mu_{\zeta o} < \xi < \mu_{\zeta o} + \mu_c \Rightarrow \text{Compton} \quad 2.3$$

$$\mu_{fe} + \mu_c < \xi \Rightarrow \text{Fotoelektrik} \quad 2.4$$

olduğuna karar verilir. Bu süreçler fotonun enerjisine bağlıdır. Bu etkileşimler sonucu foton yok olabilir, enerjisinin bir kısmını ya da tümünü etkileştiği noktada bırakabilir ya da ikincil parçacıklar oluşabilir. Bunun için fotonun enerjisine göre etkileşme tipi belirlendikten sonra gerekli örneklemeler yapılarak yeni enerjisi ve yönüyle ilgili bilgi ya da oluşan yeni parçacıkların örneğin elektron pozitron çifti gibi yönü enerjileri örneklenerek elektron, pozitron ya da foton tekrar etkileşime sokularak sistemdeki parçacık sayısı sıfırlanana kadar simülasyon devam ettirilir. Bu simülasyon farklı fotonlar için de tekrarlanarak ortalama davranışı veren istatistiksel veriler oluşturulur.

Rastgele Değişkenler

Rastgele değişkenler, rastgele deneyle ilgili ölçülebilen niceliklerdir. Örneğin; biz günlük yağış miktarını hesaplıyor olsaydık buradaki rastgele değişken seçilen tüplerde biriktirilen su miktarı olurdu. Bu deterministik bir nicelik değildir. Öyle ki

yarın ne kadar yağmur yağacağına dair kesinlik ancak bir olasılık ile ifade edilebilecekken kesin miktar ölçüm hataları ile birlikte sadece olay olduktan sonra bilinebilir. Rastgele değişkenlerin iki özelliği vardır: rastgele değişken gerçek bir sayıdır ve zar atımı gibi sonucun bir kesinlik dahilinde öngörülemediği stokastik olaylarla alakalıdır.

Olasılık Dağılım Fonksiyonu (PDF) ve Kümülatif Dağılım Fonksiyonu (CDF)

Her bir rastgele değişkenin ilgili olduğu iki fonksiyon vardır: olasılık dağılım fonksiyonu ve kümülatif dağılım fonksiyonu. Bu iki fonksiyon bilinerek rastgele bir sürecin sonucu belirlenebilir. Bu fonksiyonlar belirli (sürekli) ve sürekli rastgele değişkenler için aşağıdaki gibi tanımlanabilir (4).

Belirli Rastgele Değişken (x) İçin

Olasılıklı Dağılım Fonksiyonu (PDF, $p(x)$): Rastgele bir süreçte x_n 'nin olma olasılığıdır. Küp bir zarı ele alırsak x_n ($n=1, \dots, 6$) olayının olma olasılığı;

$$p(x_n) = \frac{1}{6} \quad 2.5$$

Kümülatif Dağılım Fonksiyonu (CDF, $P(x)$): Rastgele bir sürecin sonucunun (x_n değerini aşmamak kaydıyla) olma olasılığıdır. Küp zar için ($n=1, \dots, 6$) ;

$$P(x_n) = \sum_{i=1}^n p(x_i) \quad 2.6$$

Sürekli Rastgele Değişken (x) İçin

Olasılık Dağılım Fonksiyonu(PDF, $p(x)$): $p(x)dx$, rastgele değişken x 'in x ve $x+dx$ aralığında bir değer alma olasılığıdır.

Kümülatif Dağılım Fonksiyonu (CDF, $P(x)$): $P(x)$, rastgele değişkenin x 'i aşmayacak şekilde bir değer alma olasılığıdır.

$$P(x) = \int_a^x p(x') \quad 2.7$$

Rastgele Sayılar

Rastgele sayılar, MC simülasyonu için önemli kısımlardan biridir. MC simülasyonunun kalitesi, simülasyonda kullanılan rastgele sayıların rastgeleliğine bağlıdır.

Rastgele sayıların, her bir sayının belirlenme aşamasındaki öngörülemezlik oranında kaliteli olan bir dizi sayıdır. Bu öngörülemezliği (rastgeleliği) garanti edebilmek için rastgele sayılar rastgelelik testlerinden geçirilmelidir. Bu sayıları oluşturmak için (genellikle 0 ile 1 aralığında olmak üzere) genellikle türetme fonksiyonu kullanılır.

2.1.2 Örneklem İşlemi

Rastgele süreçleri içeren bir problemin çözümünde veya analizinde öncelikle rastgele sayılar belirlenmelidir. Bu sayılar analizi yapılan problemi tasvir eden olasılık dağılım ($p(x)$) veya kümülatif dağılım fonksiyonuna ($P(x)$) eşittir. Bu noktada bu fonksiyonların tersini almak, istediğimiz olayı (sonucu) temsil eden x 'i bulmamızı sağlar. Buradaki x değeri birebir istediğimiz sonuç da olabilir istediğimiz sonucu oluşturan parametrelerden birisi de olabilir. Tüm bu işlemlerin temelini oluşturan rastgele sayı belirleme işlemi iki yolla yapılabilir (4).

Direkt Yaklaşım

Ne a ne de b 'nin kesin bir değerinin olmadığı $[a,b]$ aralığında verilen olasılık dağılım fonksiyonunun olduğu bir durumda kümülatif dağılım fonksiyonu aşağıdaki gibidir (4);

$$P(x) = \int_a^x p(x') dx' \quad 2.8$$

Tanım gereği bu CDF, 0 ile 1 aralığında değişmek üzere sabit bir sayıya eşit olabilir ki bu aşağıdaki formülle gösterilmektedir;

$$\xi = P(x) \quad 2.9$$

Seçerek Atma Metodu

Teorikte her zaman pozitif değeri olan CDF'nin tersinin alınması gerekirken pratikte matematiksel içeriği çok karmaşık ya da matematiksel öğelerinin takip edilmesi çok zor olduğu için CDF'nin tersi her zaman için hesaplanamamaktadır. Bu durumda seçerek atma metodu kullanılmaktadır. Bu metod birkaç adımda uygulanmaktadır (4).

PDF'nin ($p(x)$), $[a,b]$ aralığındaki en büyük değeri hesaplanır ve buna K denir.

$[0,1]$ aralığında bir rastgele sayı ξ_1 belirlenir ve $[a,b]$ aralığında PDF'yi tanımlı olan x 'i hesaplamakta ($x=a+(b-a)\xi_1$) kullanılır (4).

x 'in kabul edilip edilmeyeceğine karar verebilmek için ikinci bir rastgele sayı ξ_2 seçilir (4). Eğer,

$$K\xi_2 \leq p(x) \quad 2.10$$

ise x kabul edilir. Aksi halde x atılır. İşlemler bu şekilde yeni x değerleri elde etmek için tekrarlanır (4).

2.1.3 Örnekselel MC Simülasyonu

Parçacık iletimi ile ilgili çözüm yapan bir analog MC simülasyonunda birçok tarihsel süreç simüle edilir. Bir parçacık geçmiş, parçacığın kaynağından doğuşunu, içerisinden geçerken çeşitli çarpışmalar yaptığı ortamda aldığı yolu ve sürecin bitmesini sağlayan parçacığın ölümünü içermektedir. Bu ölüm, parçacığın soğurulduğu, ilgilenilen geometrik alanı terk ettiği veya başka nedenlerden varlığını yitirdiği durumlarda meydana gelmektedir.

Geometri, matematiksel olarak modellendikten sonra sıra bir parçacık geçmiş oluşturmaya gelir. Burada sırasıyla dört adım izlenir:

- Kaynak parametrelerin seçimi
- Parçacığın ilerleyeceği yolun uzunluğunun belirlenmesi
- Parçacığın yapabileceği çarpışmaların parametrelerinin belirlenmesi

- Çarpışma sonrasında parçacıkla ilgili parametrelerin hesaplanması

Geometrik sınırlar, minimum enerji, minimum istatistiksel ağırlık gibi önceden belirlenen limit değerlerinin aşılması durumunda yukarıdaki dört adımlık döngü sürekli tekrarlanır.

2.1.4 MC'nin Doğruluğu

Bu yöntemde temel fiziksel süreçler rastgelelik yoluyla tanımlanıp hesaplandığından bir parçacığın kesin davranışı yerine ortalama davranışından bahsedilebilir. Dolayısıyla ortalama nicelikler ve onlarla alakalı standart sapmaları hesaplamak için birçok simülasyon yapılmalıdır. Bu durumda da bazı istatistiksel kavramlar ortaya çıkmaktadır.

MC Ortalaması, Varyansı ve Standart Sapması

MC sonuçları, olası rastgele olayların örnekleme ve her bir örnekleme için bir x_i sonucu (skor) ile elde edilmektedir.

X ile sonuçlanan rastgele bir örneklemenin seçiminde herhangi bir PDF $p(x)$ kuşullanıldığında gerçek ortalama $E(x)$, x 'in beklenen değeridir ve aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır (4);

$$E(x) = \int xp(x)dx = \text{gerçek ortalama} \quad 2.11$$

Gerçek ortalama aşağıdaki formülle gösterilebilir. (N, geçmiş sayısı; x_i , i numaralı geçmiş için $p(x)$ 'den gelen x değeridir.)

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad 2.12$$

MC ortalaması \bar{x} , problemde hesaplanan bütün geçmişteki x_i kayıtlarının ortalamasıdır.

x değerlerinin varyansı ise bu değerlerin ne kadar yayılım gösterdiğinin ölçütüdür ve aşağıdaki formülle hesaplanır (4).

$$\sigma^2 = \int (x - E(x))^2 p(x)dx = E(x^2) - (E(x))^2 \quad 2.13$$

Varyansın karekökü standart sapma olarak nitelendirilir ve σ ile gösterilir. σ , kesin olarak bilinemeyeceğinden MC ile hesaplanabilir (4).

$$S^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1} \approx \overline{x^2} - \bar{x}^2 \quad 2.14$$

$$\overline{x^2} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad 2.15$$

Burada S ile belirtilen nicelik standart sapmadır. \bar{x} 'in belirlenen varyansı aşağıdaki formülle hesaplanabilir (4).

$$S_x^2 = \frac{S^2}{N} \quad 2.16$$

Belirlenen rölatif hata ise;

$$R \equiv S_x / \bar{x} \quad 2.17$$

Rölatif hata, belirlenen ortalama ile ilgili oransal bir sonuç olarak istatistiksel doğruluğu ifade etmesi bakımından yararlı bir sayıdır.

Verim Ölçüsü (FOM) ve Varyansın Varyansı (VOV)

Verim Ölçüsü (FOM)

FOM, MC hesaplamalarının verimini ifade etmekte kullanılan bir parametredir ve aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır.(R, belirlenen rölatif hata ve T= dakika cinsinden hesaplama süresidir.)

$$FOM \equiv \frac{1}{R^2 T} \quad 2.18$$

İyi örneklenmiş sayılarda FOM sabit bir değere eşit olmalıdır. Çünkü R^2 (ortalama olarak) N^{-1} (N, geçmiş sayısı) ile; T ise (ortalama olarak) N ile doğru orantılıdır. Dolayısıyla çarpımları yaklaşık olarak sabit bir sayıdır.

Bir problem için büyük FOM değerine sahip olmak avantajdır. Çünkü gerekli seviyede doğruluğa ulaşmak için gereken bilgisayar zamanının azaldığı anlamına gelmektedir.

Varyansın Varyansı (VOV)

Varyansın varyansı olarak bilinen nicelik, daha güvenilir sayı aralıkları oluşturmada kullanılır. VOV, belirlenen R'nin belirlenen rölatif varyansıdır. $S_{\bar{x}}^2$, \bar{x} 'in belirlenen standart sapmasıdır; $S^2(S_{\bar{x}}^2)$ ise $S_{\bar{x}}^2$ 'nin belirlenen varyansıdır.

$$VOV = S^2(S_{\bar{x}}^2)/S_{\bar{x}}^4 \quad 2.19$$

VOV, R'nin rölatif istatistiksel belirsizliğin ölçütüdür.

2.1.5 Örnek Olmayan MC- Varyans Azaltma Teknikleri

Analog MC, olma olasılığı çok düşük olan durumlar haricinde gayet iyi çalışmaktadır. Analog olmayan MC'de ise bu durumlarda incelenen nicelikler daha kısa zamanda ve daha küçük varyans değerleri ile hesaplanabilmektedir. Bu analog olmayan tekniklerde amaç daha küçük bir varyansa daha kısa sürede ulaşmak olduğu için varyans azaltma teknikleri olarak da adlandırılabilir.

Varyans azaltma teknikleri dört sınıfa ayrılabilir.

Kısaltma Metodu

Bu metod varyans analiz tekniklerinin en basitidir. İlgilenilen bölümde problemin çözümüne büyük bir katkı sağlamayacak olan kısmı atarak hesabı hızlandırmakta kullanılır.

Önemsiz olan bir kısım geometrinin atılarak modellenmemesi örnek gösterilebilir. Enerji ve zaman 'cut-off' değerleri de diğer örneklerdir.

Popülasyon Kontrol Metodu

Parçacık ayırma ve Rus ruleti, ilgilenilen alanda parçacık sayısının kontrolünde kullanılan metodlardır. Önemsiz bölgelerde yüksek ağırlıklı parçacıklar takip edilirken önemli bölgelerde düşük ağırlıklı birçok parçacık takip edilir.

-Bu yöntemler açıklanmadan önce bir diğer varyans azaltma yöntemi olan foton zorlama yönteminden bahsedilecektir. Foton zorlama yöntemi kullanıcıya bir simülasyonda fotonların belirlenen parça modülleriyle etkileşime girmeye zorlama seçeneği sunmaktadır. Bu seçenek ince tabakalı ya da küçük özkütleli malzemelerdeki gibi foton etkileşimlerinin seyrek olduğu durumlarda saçılan fotonlarla ilgili istatistikleri arttırmada kullanışlıdır (5).

Sonuç olarak bir parça modülü ile etkileşime zorlanan bir foton, ağırlığı etkileşme olasılığına eşit olan saçılan bir fotona ve kalan ağırlığa sahip olan saçılmamış bir fotona ayrılır. Saçılmamış foton bir etkileşim olmamış gibi yoluna devam eder ve bir ya da birkaç parça modülünden oluşan belirlenmiş zorlama bölgesinde başka herhangi bir etkileşime zorlanamaz. Ancak saçılmamış foton zorlama bölgesinden dışarı çıkarsa örneklenen yolun uzunluğuna bağlı olarak tekrar etkileşime girebilir. Saçılan foton belirlenen zorlama etkileşim sayısına bağlı olarak zorlama bölgesinde başka etkileşimlere zorlanabilir.

-Bremsstrahlung foton ayırma, elektron etkileşimleri sonucunda oluşan fotonların istatistiklerini geliştirmede kullanılan bir başka varyans azaltma tekniğidir (5). Bu tekniğin birkaç alt kolu vardır ve bunlardan bazılarını Rus ruleti tekniği takip eder.

Her bremsstrahlung olayı foton ayırma sayısı oluşturur ve her foton bremsstrahlung etkileşimine giren elektronun ağırlımın 1/ayırma sayısı katına eşit bir ağırlığa sahiptir. Her bir fotonun enerjisi ve yönü ilgili olasılıklı dağılımlara bağlı olarak ayrı ayrı örneklenir. Birincil elektronların enerjisi fotonlardan sadece birinin enerjisi kadar azalır.

Ayrılan fotonların oluşturduğu ikincil yüklü parçacıklar simülasyonlar için gereken CPU zamanını arttırmaktadır. Eğer ilgilenilen esas kısım ikincil elektronlar ve depolanan doz gibi onların etkileri ise fazladan hesaplama zamanı makul karşılanabilir. Fakat çoğunlukla olduğu gibi ilgilenilen esas kısım bremsstrahlung fotonlarının kendisi ise bremsstrahlung ayırma yönteminin varyans azaltmadaki avantajları hala korunabilirken ayrılan fotonların oluşturduğu yüklü parçacıklar için Rus ruleti tekniği kullanılarak CPU zamanı azaltılabilir.

-Rus ruleti ayrılan fotonlardan oluşan yüklü parçacıkların sağ kalımlarına dair bir eşik değerinin belirlenmesine dayanır. Sağ kalım eşik değeri her zaman foton ayırma sayısının tersidir. Bu değer belirlenmesinin ardından her bir yüklü parçacık için rastgele bir sayı seçilir. Eğer rastgele sayı sağ kalım eşik değerinden küçük ise yüklü parçacık yaşamını sürdürür ve ağırlığı ayırma sayısı kadar artar. Tersinde ise yüklü parçacık ölür.

Rus ruletinde takip edilen ikincil yüklü parçacıklar compton ve fotoelektrik olaylarında oluşan elektronlarla çift oluşumunda ortaya çıkan elektronlar ve pozitronlardır.

Eğer Rus ruleti tekniği kullanımdaysa yüksek dereceli bremsstrahlung ve yok olma etkileşimleri ile oluşan fotonlar da ayırma tekniğinden geçer. Bunun nedeni Rus ruletinden sağ çıkan herhangi bir yüklü parçacığın kendini oluşturan fotondan daha büyük bir ağırlığa sahip olmasıdır. Eğer bu sağ kalan yüklü parçacıklardan oluşan radyoaktif ürünler ayırma tekniğinden geçmezlerse orjinal bremsstrahlungdan oluşan ayrılmış fotonların istatistikleriyle karışırlar. Ayrıca Rus ruleti kullanımdayken ikincil parçacıkların birçoğu öldüğünden yüksek dereceli bremsstrahlung ve yok olma etkileşimlerinin ayırma işlemi hesaplama süresini çok arttırmayacaktır.

Problemler için geometri ayırma ve Rus ruleti, enerji ayırma/ruleti, ağırlık 'cutoff' ve ağırlık pencereleri gibi bazı özel popülasyon kontrol metodları da vardır.

Modifiye Örnekleme Metodları

Bir parçacığın sonuçlarını arttırmak için istatistiksel örnekleme yöntemi değiştirilmiştir. Herhangi bir MC problemi için fiziksel olasılık fonksiyonunu kullanmak yerine bilinen başka bir dağılımı kullanmaktır. Böylece modifiye örnekleme metodlarında zaman, enerji, bölgenin değişimi ya da çarpışma türü gibi niceliklerde istenilen yöne veya bölgeye parçacık gönderen örnekleme dağılımlardan yapılmaktadır. Ekspansiyonel dönüşüm, zorunlu çarpışma, kesin yakalama gibi olaylar örnek verilebilir.

Kısmi Deterministik Metodlar

Bu metodlar en karmaşık varyans azaltma sınıfındandır. Sonraki olayı belirleme veya rastgele sayı serisini kontrol etmek gibi deterministik benzeri tekniklerle normal bir hesaplama etki etme yöntemidir.

2.2 BEAMnrc

BEAMnrc radyoterapi demetlerinin MC simülasyonlarını yapmak için kullanılan bir koddur. Tasarım özelliklerinden biri, hızlandırıcının her bir parçasını ya da kaynak elemanını ayrı bir parça modülü olarak hesaba katmasıdır. Bu parça modülleri, simülasyon sırasında tekrar kullanılabilir ve birbirlerinden tamamen bağımsızlardır. BEAMnrc, 3-B KRT tedavi planlama sistemi oluşturmak için yapılan OMEGA projesinin bir parçası olarak ortaya çıkan ve radyoterapi kaynaklarını modellemek amacıyla kullanılan bir MC simülasyon sistemidir. EGSnrc kodu üzerinden geliştirilmiştir. 2004 yılına kadar BEAMnrc sadece Unix ve Linux tabanlı işletim sistemlerinde çalışabilmekteydi. Ancak BEAMnrc kodunun EGSnrcMP sistemine entegrasyonu ile birlikte Windows işletim sistemi tabanlı bilgisayarlarda da çalışabilmektedir (5).

Bir lineer hızlandırıcıyı modellerken aşağıdaki adımlar uygulanır,

- Hızlandırıcının içerdiği parçalar belirlenip seçilir. Bu seçim her hızlandırıcıda düzleştirici filtrenin birincil kolimatörün üstünde olup olmaması, hızlandırıcının ÇYK'sinin olup olmaması gibi konulara göre değişiklik gösterebilir.
- Modellemede kullanılacak parçaların maddelerinin özkütleleri gibi bilgileri içeren dosya ilgilendiğiniz enerji aralığı göz önünde bulundurularak seçilir.
- Her bir parça modülüne özel değerler girilir.
- Varyans azaltma teknikleri, parça modülleri dışındaki ortam, enerji cut-off değerleri gibi parça modülüne has olayı tüm hızlandırıcıyı ilgilendiren parametrelerin değerleri girilir.

Bu süreç tamamlanıp simülasyon yapıldıktan sonra sonuçların analizi yapılır.

2.2.1 Faz Uzay Dosyaları

BEAMnrc programının çıktıları faz uzay dosyalarıdır. Bir faz uzay dosyası, kayıt düzlemini geçen her bir parçacık için parçacık pozisyonu, yönü, yükü, enerjisi ve konumu gibi verileri içermektedir. Faz uzay dosyaları istenilen her bir kayıt düzlemi için oluşturulabilir. İlk kaydedilen faz uzay dosyası aşağıdaki parametreleri içermektedir (5),

MODE RW : Bir dosya modudur. Bu mod, 'MODE0' ya da 'MODE2' olabilir. Bu modu, parçacıkların en son etkileşim yaptıkları pozisyonu belirleyen ZLAST değerinin girip girilmemesi belirler.

NPPHSP : Dosyadaki toplam parçacık sayısıdır.

NPHOTPHSP : Dosyadaki toplam foton sayısıdır.

EKMAXPHSP : Dosyada depolanan parçacıkların maksimum kinetik enerjisidir.

EKMINPHSPE : Minimum elektron kinetik enerjisidir (MeV).

NINCPHSP : Faz uzay dosyası oluşturmak için gerçek kaynaktan gelen parçacık sayısıdır.

Bir parçacıkla ilgili faz uzay dosyasındaki her bir kayıt, sırasıyla aşağıdaki parametreleri içermektedir:

LATCH, E, X, Y, U, V, WT, (ZLAST)

LATCH parçacık yükünü(IQ), parçacığın kayıt düzlemini kaç kez geçtiğini (NPASS), ve parçağı izlemek amacıyla parçacığın geçmişi ile ilgili bilgiyi içerir.

E : parçacığın toplam enerjisidir.

X : parçacığın X yönündeki pozisyonudur (cm).

Y : parçacığın Y yönündeki pozisyonudur (cm).

U : X yönünün kosinüsüdür.

V : Y yönünün kosinüsüdür.

WT : Parçacık ağırlığıdır. WT parametresiparçacık ağırlığının yanı sıra W, yani Z yönünün kosinüsü parametresini de içermektedir.

ZLAST : bir fotonun en son etkileşim yaptığı Z-pozisyonu ve bir elektronun bir foton tarafından harekete geçirildiği Z pozisyonudur.

BEAMnrc ile oluşturulan dosyalar DOSXYZnrc programında input olarak kullanılır ve böylece doz dağılımları elde edilmiş olur.

2.3 DOSXYZnrc

DOSXYZnrc, 3 boyutlu olarak soğurulan doz hesaplamalarını yapabilen bir MC EGSnrc kodudur. Bu program, ortamda yol alan foton ve elektronları simüle eder ve belirlenen vokseller içerisinde depolanan enerjiyi hesaplar. Bu program 1986 yılının Mart ayında Dave Rogers tarafından genel makrolar yerine voksellerin kullanımının daha hızlı olacağını Ralph Nelson'a ispat etmek amacıyla bir demo olarak çıkartılmış ve o tarihten bu yana gelişimini sürdürmüştür (6).

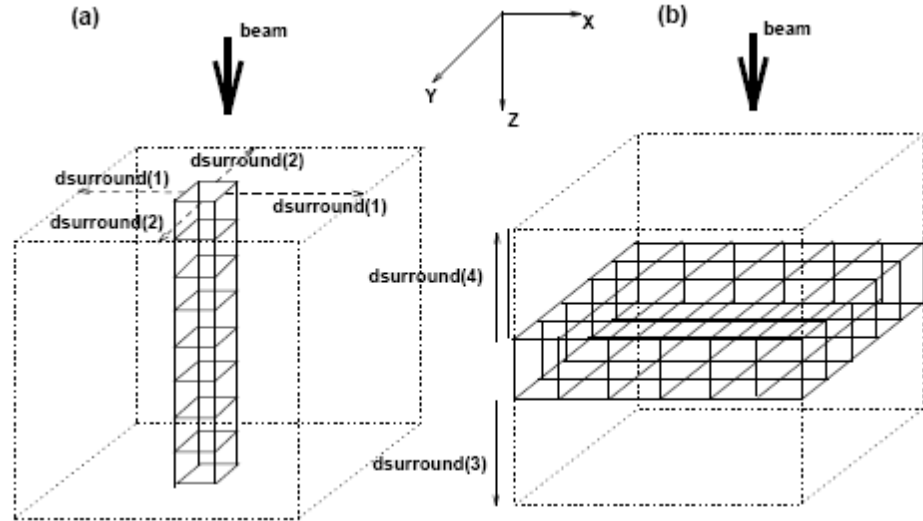
Bu programda simülasyon yapabilmek için izlenmesi gereken adımlar aşağıdaki gibidir.

- Tıpkı BEAMnrc programında olduğu gibi bir input dosyası seçmek veya hazırlamak.
- Ardından simülasyonda kullanılacak malzemelerle ilgili bilgileri içeren dosyayı seçmek.
- Simülasyonu yapılacak ortamın boyutlarını vokseller halinde tanımlamak.
- Simülasyona radyasyon kaynağı sağlayacak olan bir faz uzay dosyasını tanıtmak ya da hazır bir kaynak dosyası tanımlamak.
- İlgilenilen bölgedeki vokselleri belirleyip oradaki dozların çıktığı yazılmasını sağlamaktır.

Yukarıda belirtilen hazır radyasyon kaynakları 10 adettir (6).

- Önden gelen paralel dikdörtgenel demet (isource = 0)
- Herhangi bir yönden gelen paralel dikdörtgenel demet (isource = 1)
- Parçacıkları herhangi bir yönden gelen faz uzay kaynağı (isource = 2)
- Önden gelen noktasal kaynak (isource = 3)
- Parçacıkları herhangi bir yönden gelen demet karakterizasyon modeli (isource = 4)
- İotropik olarak ışınım yapan paralel plaka kaynağı (isource = 6)
- Birçok açıdan gelen paralel dikdörtgenel kaynak (isource = 7)
- Birçok açıdan gelen faz uzay kaynağı (isource = 8)
- Tüm BEAM tedavi kafası simülasyonu kaynağı (isource = 9)
- Birçok açıdan gelen tüm BEAM tedavi kafası simülasyonu kodu (isource= 10)

Aşağıdaki Şekil 2.2’de simülasyonu yapılacak ortamın vokseller halinde tanımlanmasını tasvir eden bir resim görülmektedir.



Şekil 2.1 Simülasyonu yapılacak ortamın vokseller halinde tanımlanması (6)

2.4 Lineer Hızlandırıcılar

Parçacık hızlandırıcı sistemleri nükleer fizik ve yüksek enerjili parçacık fiziğinde araştırılan ve geliştirilen sistemlerdir. Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcılar elektron hızlandırıcı sistemlerdir (7,8). Son yıllarda proton hızlandırıcı sistemler de kullanılmakla beraber genel olarak radyoterapide elektron hızlandırıcı ve hızlandırılmış elektronların hedefe çarptırılarak X ışını üreten lineer hızlandırıcılar kullanılmaktadır. Medikal lineer hızlandırıcılar elektronların kinetik enerjilerini, frekansı 10^3 MHz (L bandı) ile 10^4 MHz (X bandı) arasında olan RF mikrodalgalar kullanarak, 4 MeV den 25 MeV'e kadar hızlandırabilen cihazlardır. Modern lineer hızlandırıcıların demet oluşturma kısımları genel olarak altı grupta sınıflandırılabilir (7).

1. Enjeksiyon sistemi
2. RF güç üretim sistemi
3. Hızlandırıcı dalga kılavuzu
4. Çevresel sistemler
5. Demet taşıma sistemi
6. Demet şekillendirme sistemi

2.4.1 Enjeksiyon Sistemi

Enjeksiyon sistemi temel olarak elektronların kaynağı olan kısımdır. Elektrostatik hızlandırıcı olan bu kısım elektron tabancası olarak adlandırılmaktadır. Medikal lineer hızlandırıcıların elektron tabancaları iki tiptir. Diyod tipi ve triod tipi. Her iki elektron tabancası da ısıtılmış filamen katod ve topraklanmış anod vasıtasıyla elektronları üretir. Isıtılan katottan termoiyonik biçimde çıkan elektronlar kalem demet olarak odaklandırılır (7,8).

2.4.2 RF Güç Üretim Sistemi

Mikrodalgalar, hızlandırıcı dalga kılavuzunda elektronları istenilen kinetik enerjiye çıkarmak için hızlandırıcı olarak kullanılırlar. RF sistemi bu mikrodalgaları üretmekle sorumludur. RF güç üretim sistemi iki ana kısımdan oluşmaktadır (7). RF güç kaynağı ve puls modülatör. RF güç kaynağı ya magnetron ya da klystron olabilir. İki

cihazda termioyonik olarak üretilen elektronları hızlandırmak ve yavaşlatmak için kullanılır. Fakat tasarımları farklıdır. Yüksek enerjili X-ışını üretiminde klystron kullanılırken düşük enerjilerde magnetron kullanılmaktadır. Fakat magnetronun yüksek enerjili X-ışını üretmek için kullanılabileceği gibi klystron da düşük enerjili X-ışını üretiminde kullanılabilir (7,8).

2.4.3 Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu

Dalga kılavuzları, vakumlu veya içi hava dolu, dikdörtgen veya dairesel kesit alanına sahip mikrodalgaların geçişine izin veren metalik yapılardır (7). En basit hızlandırıcı dalga klavuzu içinde bitişik disklerden oluşmuş ortasında iris biçiminde boşluklar barındıran tüp sistemidir (7). Bu yapı içinde elektrik alanları homojen biçimde elektronların yavaşlatılması ve hızlandırılması görevini yapar (7).

2.4.4 Çevresel Sistemler

Lineer hızlandırıcı çevresel sistemleri elektron hızlandırmada doğrudan etkisi olmayan, fakat lineer hızlandırıcının çalışabilmesi için hayati öneme sahip döngülerdir. Lineer hızlandırıcı çevresel sistemleri dört ana döngü olarak düşünülebilir (7).

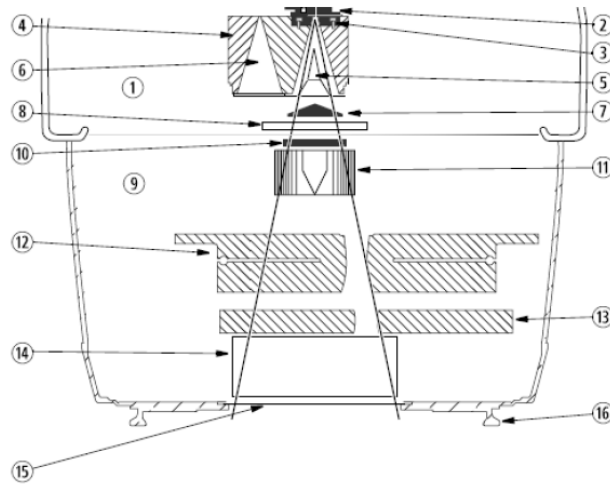
- Vakum pompa sistemi, RF güç sisteminde ve hızlandırıcı klavuzunda basıncı 10^{-6} Tor değerine kadar düşürür.
- Su soğutma sistemi, hızlandırıcı kılavuzunu, hedefi, devreleri soğutmaktadır.
- Opsiyonel hava basınç sistemi, hedefin ve diğer demet şekillendirme kısımlarının pnömatik hareketini sağlamaktadır
- Zırhlama, sızıntı radyasyonu engellemek için kullanılmaktadır.

2.4.5 Demet Taşıma Sistemi

Düşük X-ışını üreten ortovoltaj lineer hızlandırıcılarda elektron demetini yönlendirecek, bükecek sisteme gerek duyulmazken, yüksek enerjili hızlandırıcılarda, elektron demetinin hedefe çarptırılması için bükülmesi gerekmektedir. 90° veya 270° bükülmeyi sağlamak için bu sistemler kullanılmaktadır (7,8).

2.4.6 Demet Şekillendirme

Elektronların hedefe çarpıtılması ile üretilen X-ışınları düzleştirici filtre yapısıyla homojen bir yapıya dönüştürülür. Sabit olan birincil kolimatörlerden geçerek ilerleyen X-ışınları, referans iyon odalarından geçerek doz değerlerinin istenilen seviyede olup olmadığı tespit edilir. Kama filtre, taşıyıcı blok sistemi ve hareketli kolimatör yapılarıyla demet şekillendirilerek hedef bölgeye yönlendirilir (7,9,10). Modern lineer hızlandırıcılarda, ikincil hareketli kolimatör yapısının yerine artık çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) kullanılmaktadır. ÇYK olan yapılarda ÇYK'nin yanı sıra ÇYK'lerin altında sızıntıyı önlemek için ek diyaframlar da kullanılmaktadır (Şekil 2.3) (9,10). Şekilde 2 hedefi, 4 birincil kolimatörü, 5 düzleştirici filtre gibi parçaları gimgelemektedir.



Şekil 2.2 Lineer Hızlandırıcı Kafası

2.5 Yüzde Derin Doz

Yüksek enerjili fotonlarla tedavi sırasında foton enerjisi ne kadar yüksekse ilk dokuya giriş sırasında etkileşim olasılığı az olacaktır. Bu sebeple Co-60 enerjisinden ($E_{ort} = 1.25 \text{ MeV}$) yüksek X-ışını enerjilerine doğru gidildikçe yüzey dozu azalmaktadır. Yüzey dozu, cilt yüzeyinde fotonlar etkileşime girdikten sonra oluşan elektronların enerjilerine bağlı penetrasyon mesafeleri boyunca yüzey ve yüzeyin hemen altında bıraktığı dozdur (7,8,11).

2.6 Doz Profili

Lineer hızlandırıcılarda hızlandırılmış elektronlar tungsten gibi yüksek atom numaralı elementlerden yapılmış hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x-ışınları oluştururlar. Doku içinde damla şeklini alan ışın demetinin düzgünlüğünü sağlamak için koni biçiminde düzleştirici filtre kullanılır. Bu işlem sonucunda oluşan radyasyon alanı düzgünlüğü demet simetrisi ve demet düzgünlüğü parametreleri ile kontrol edilir. Bu testler yıllık olarak tekrarlanmalıdır. Demet düzgünlüğü testleri, istenilen enerjiler için su veya suya eşdeğer ortamda 30x30 cm'ye kadar alanlarda ölçülmektedir.

2.7 Açık Alanlarda Işınlama Süresi Hesabı

İstenilen derinlik ve alandaki tümör dozunu vermek için lineer hızlandırıcının ışınlama süresinin hesabı yapılmalıdır. O noktadaki tümör dozunun ulaşabilmek için gerekli olan ışınlama süresi (MU) iki farklı teknik kullanılarak hesaplanabilir. Birinci teknik kaynak cilt mesafesi olan SSD'yi sabit tutarak hesaplama yapılan SSD tekniği, diğeri ise kaynak eksen mesafesi olan SAD'ı sabit tutarak hesaplama yapılan SAD tekniğidir.

2.7.1 SSD Tekniği

Kaynak cilt mesafesi sabit tutularak hesaplamaların yapıldığı bu teknikte, SSD'ye bağlı parametreler ölçülür ve bu parametreler kullanılarak istenilen derinlikteki cilt yüzeyindeki alana göre belirlenen doz değeri için gerekli MU hesaplanmaktadır. SSD tekniğine göre MU formül 2.16'ya göre bulunmaktadır (7).

$$MU = \frac{TD}{S_c * S_p * PDD * WF * K} \quad 2.20$$

SAD Tekniği

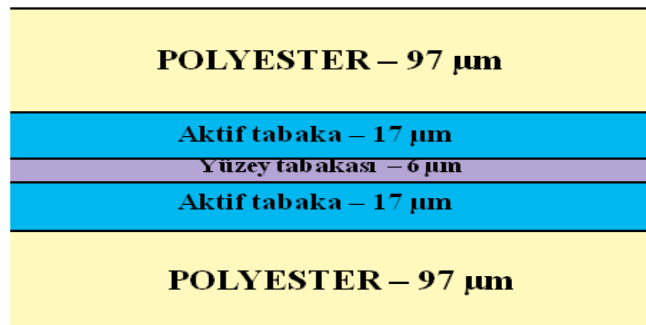
Kaynak eksen mesafesi sabit tutularak hesaplamaların yapıldığı SAD tekniğinde SAD tekniği için gerekli parametreler ölçülür ve bu parametreler kullanılarak istenilen derinlikte ve o derinlikte belirlenen alana verilecek doz değeri için gerekli MU hesaplanmaktadır. SAD tekniğine göre MU formül 2.17'ye göre hesaplanmaktadır (7).

$$MU = \frac{TD}{S_c * S_p * TMR * WF * K * SAD_f} \quad 2.21$$

2.8 Gafkromik EBT Filmin Yapısı

Radyokromik film radyoterapi dozimetresi olarak kullanılan yeni bir film türüdür. En genel kullanımda olanı Gafkromik filmidir. Renksiz bir filmidir ve yaklaşık doku eşdeğeri efektif atom numarasına sahip elementlerden üretilmiştir (%9 hidrojen, %60.6 karbon, %11.2 azot ve %19.2 oksijen). Radyasyona maruz kaldığında mavi renge dönüşür. Duyarlı olduğu doz aralığı 1 cGy - 800 cGy arasındadır. Radyokromik film radyasyona maruz kaldığında polimerleşen özel bir boya içerir. Polimer ışığı soğurur ve filminden geçen ışık uygun bir dansitometre ile ölçülebilir.

Gafkromik EBT iki koruyucu kılıf ile kaplanmıştır. Bu kılıflar tek özellikte üretilir. EBT kaplamalar deste sayısı (batch number) ile tanımlanır. Ve üretimin tüm aşamalarında bu deste sayısı ile anılır. Gafkromik EBT'nin yapısı şekil 2.4'te gösterilmiştir (12).



Şekil 2.3 Gafkromik EBT Filmin yapısı

Gafkromik EBT film 17µm kalınlığında iki aktif katman, 6µm kalınlığında yüzey katman ve dışta da 97µm kalınlığında polyester katmanla patentli bir teknik ile kaplanmıştır. Herhangi bir yapışkan malzeme kullanılmamıştır (12). Aktif tabaka Gafkromik EBT filminden önceki dönemlerde olduğundan farklı bir içeriğe sahip olmakla beraber kimyasal olarak aynı sınıftadır (Şekil 2.4).

3 GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Araç- Gereç

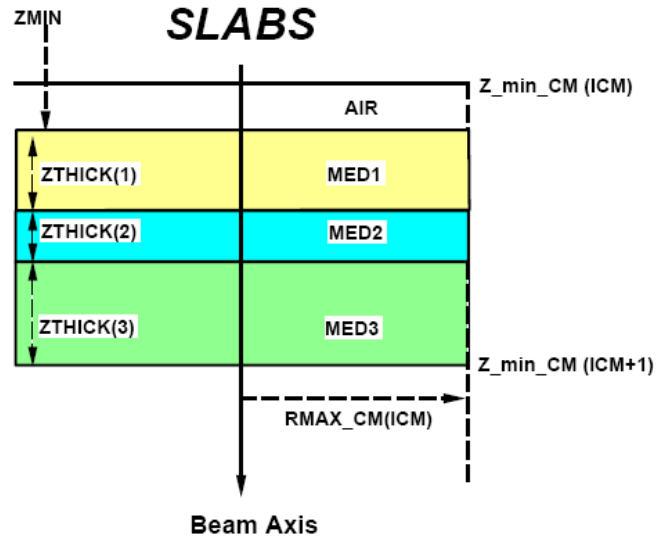
3.1.1 BEAMnrc

BEAMnrc kodu, lineer hızlandırıcıyı tüm parçaları ile oluşturan ve hızlandırıcıda üretilen parçacıkların istenilen noktada veya düzlemdeki bütün enerjileri, açıları ve akılarının depolandığı dosyaları oluşturabilen bir programdır.

Hızlandırıcının her bir parçasını ya da kaynak elemanını ayrı bir parça modülü olarak hesaba katar. Bu parça modülleri, simülasyon sırasında tekrar kullanılabilir ve birbirlerinden tamamen bağımsızlardır. Aşağıda her bir parça modülünün görevine dair bilgiler verilmektedir.

‘SLABS’

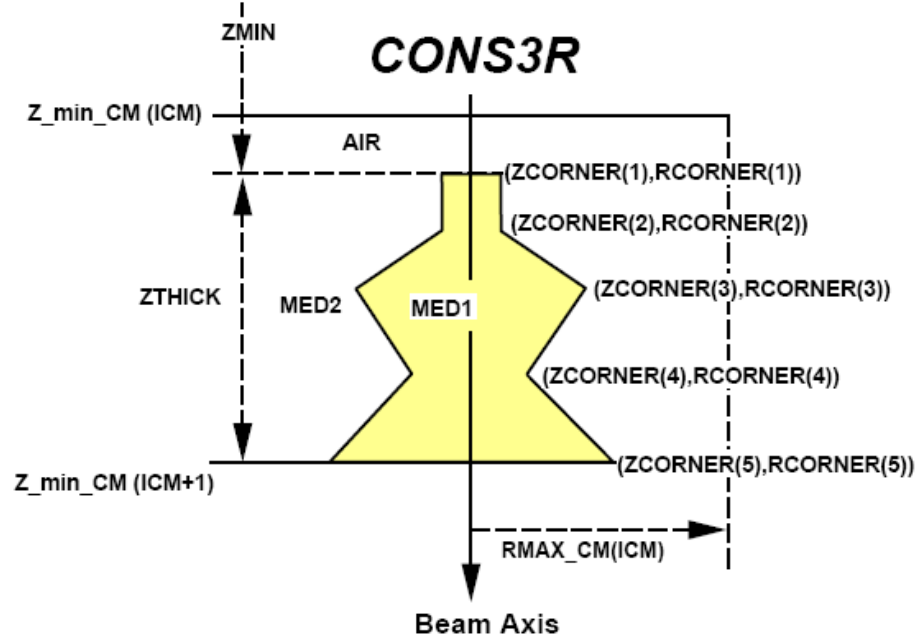
Farklı kalınlıklarda ve farklı maddelerden oluşan tabakaları modellemek için kullanılan bir parça modülüdür. SLABS, demet eksenine göre simetrik (Şekil 3.1) (5).



Şekil 3.1 Farklı kalınlık ve maddeden oluşan 3 farklı tabakalı SLABS parça modülü

‘CONS3R’

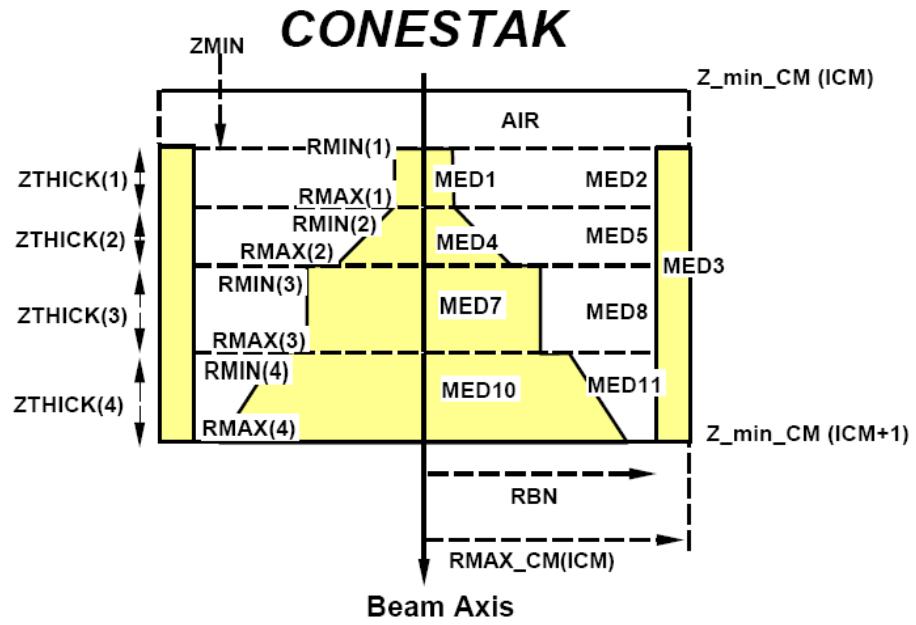
CONS3R, Z ve R değerleri kullanılarak silindirik bir malzeme tanımlamakta kullanılır. Bu yapıya örnek olarak yüzükler, silindirik tabakalar ve birincil kolimatörler verilebilir. Mevcut versiyonları sadece konveks olarak tanımlamaya izin vermektedir (Şekil 3.2) (5).



Şekil 3.2 Beş noktalı CONS3R parça modülü

‘CONESTAK’

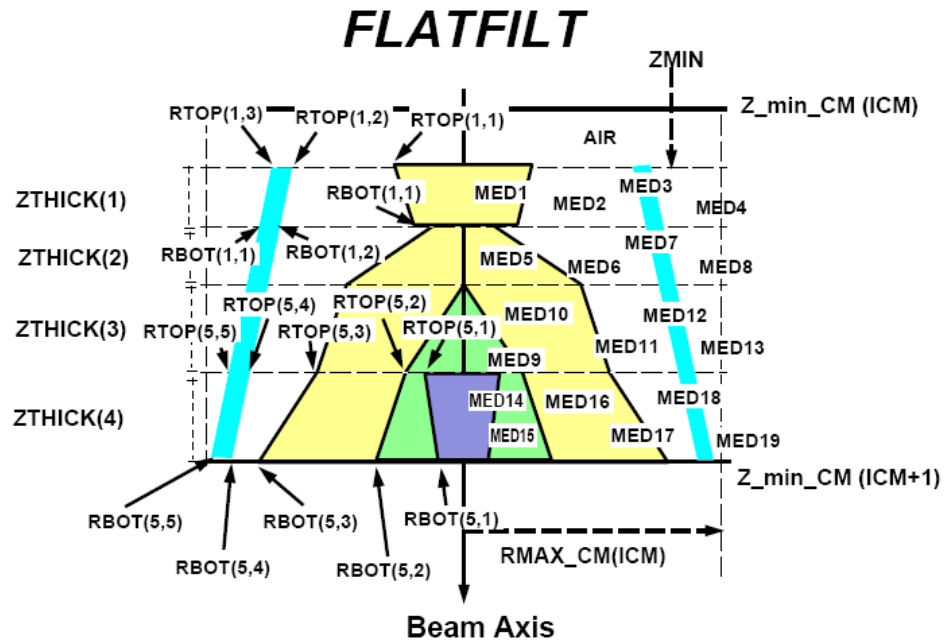
CONESTAK bir çeşit koni yığını modellemek için kullanılır. Birincil kolimatör bunun tek bir koni kullanılarak tanımlandığından dolayı özel bir durumdur. Her bir tabaka için kalınlık, her tabakadaki koninin alt ve üst yarıçapları ve koninin içindeki ve dışındaki malzeme tanımlanır. Ayrıca bu çok tabakalı koni yapı, ek olarak tek bir tabakadan oluşan silindir ile çevrelenebilir. Bu modül, dairesel olarak demet ekseninin etrafında simetriktir. Bu modül saçılma foilleri ve birincil kolimatörün modellenmesinde kullanılabilir (Şekil 3.3) (5).



Şekil 3.3 Beş tabakalı CONESTAK parça modülü

‘FLATFILT’

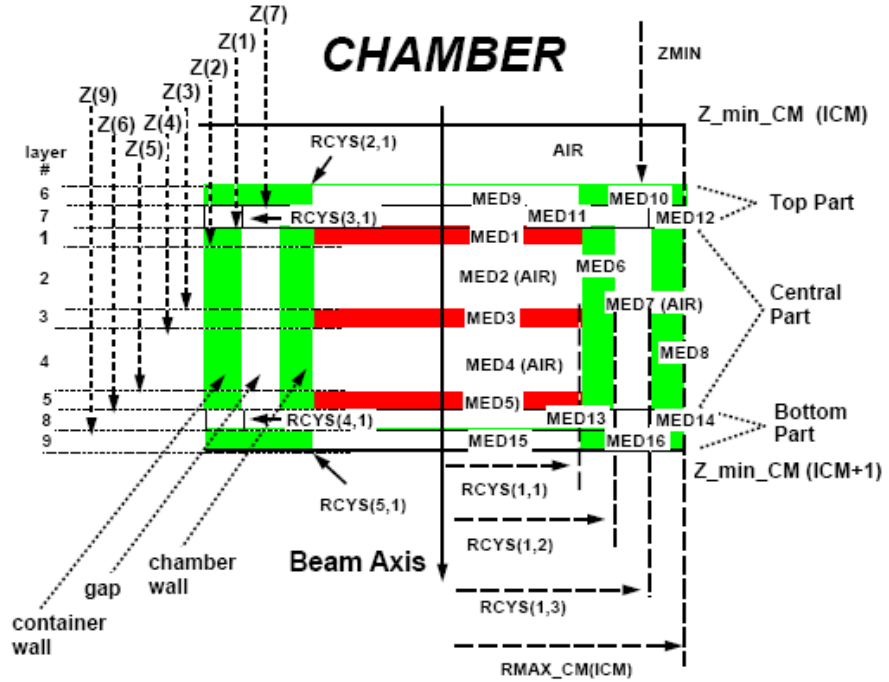
Düzleştirici filtre tasarımları gibi karmaşık yapılar için kullanılır. Tıpkı CON3R ve CONESTACK gibi demet eksenini etrafında dairesel olarak simetriktir (Şekil 3.4) (5).



Şekil 3.4 Dört tabakalı FLATFILT parça modülü

‘CHAMBER’

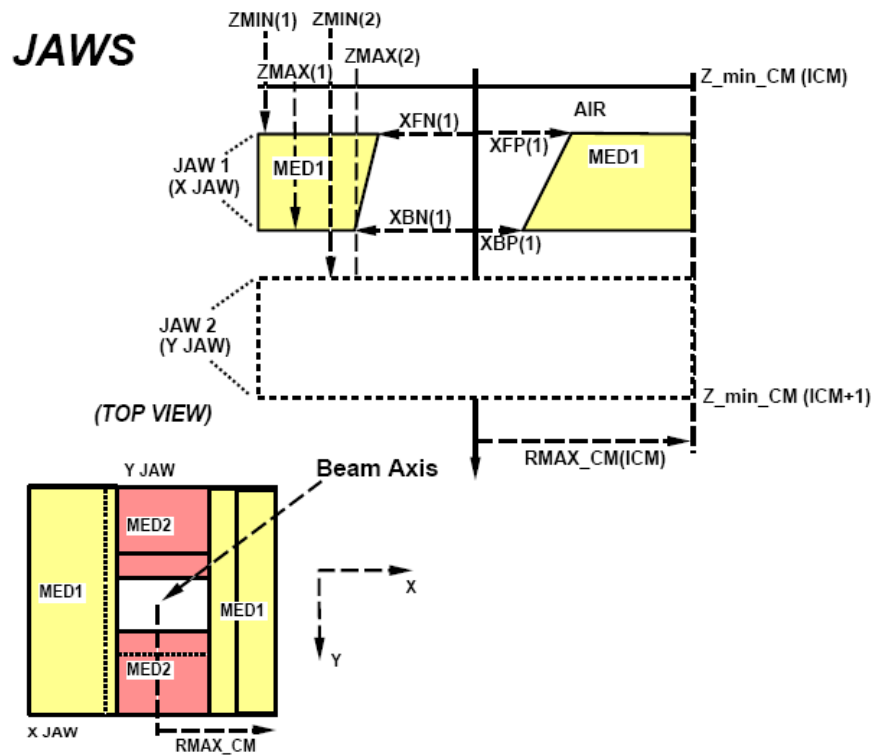
En üst ve en alt tabakaları farklı kalınlık ve madde olabilecek şekilde paralel plaka iyon odalarının modellenmesinde kullanılır. Bu modül ayrıca su fantomundaki merkezi eksen doz değerlerini elde etmek için de kullanılabilir. Silindirik bir modüldür (Şekil 3.5) (5).



Şekil 3.5 İyon odası ya da başka silindirik düzlemlı geometriler için CHAMBER parça modülü

‘JAWS’

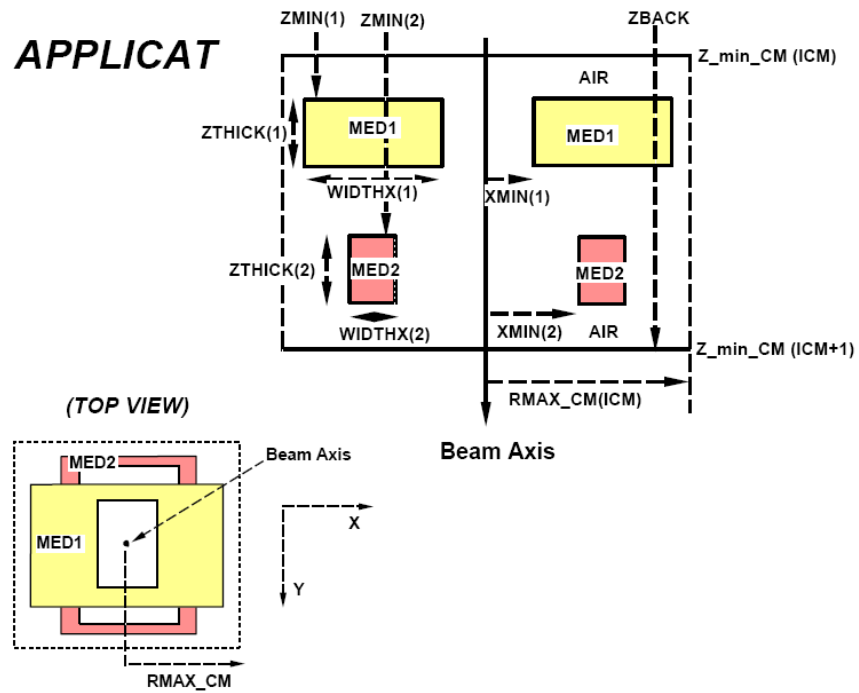
Kolimatörlerde ya da aplikatörlerde bulunabilen çubuk ya da jaw çiftlerinin modellenmesinde kullanılır. Z eksenine göre jawların iç yüzeyinin açısı tanımlanır. Jawlar isteğe göre X veya Y yönünde açılabilir. Jawlar demet eksenine göre karesel simetriktir ve farklı kalınlık ya da malzemeden oluşabilirler (Şekil 3.6) (5).



Şekil 3.6 X ve Y jaw çiftlerinden oluşmuş JAWS parça modülü

‘APPLICAT’

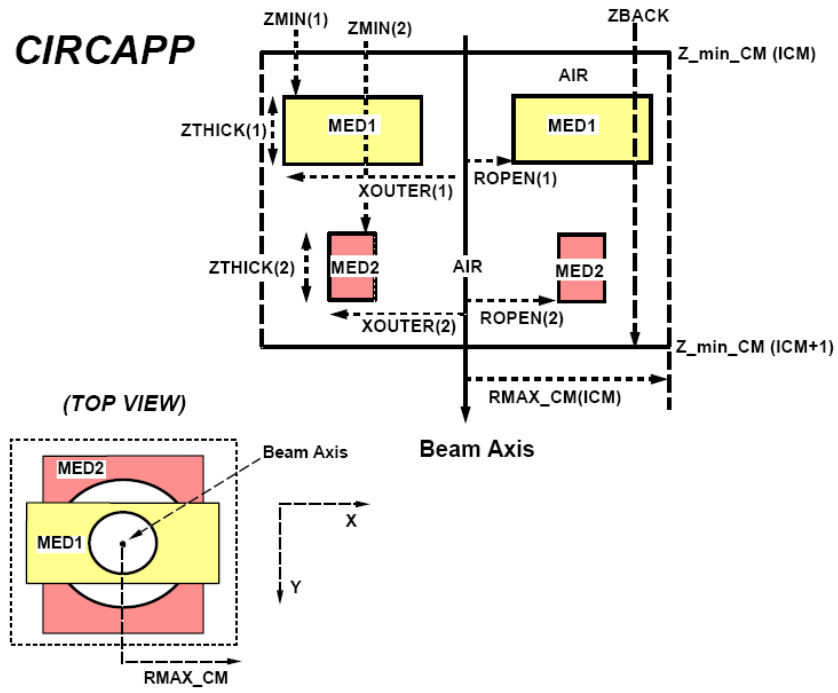
Dikdörtgen şeklindeki parçaları modellerken kullanılır. İç malzeme hava olmak koşulu dış malzemenin tanımlanması ile oluştururlur. Parçalar farklı kalınlıktan, genişlikten ve Z’ye göre olan pozisyondan oluşabilmektedir. Elektron demetleri kullanılan kare veya dikdörtgen aplikatörlerin modellenmesinde kullanılır (Şekil 3.7) (5).



Şekil 3.7 İki raspalı APPLICAT parça modülü

‘CIRCAPP’

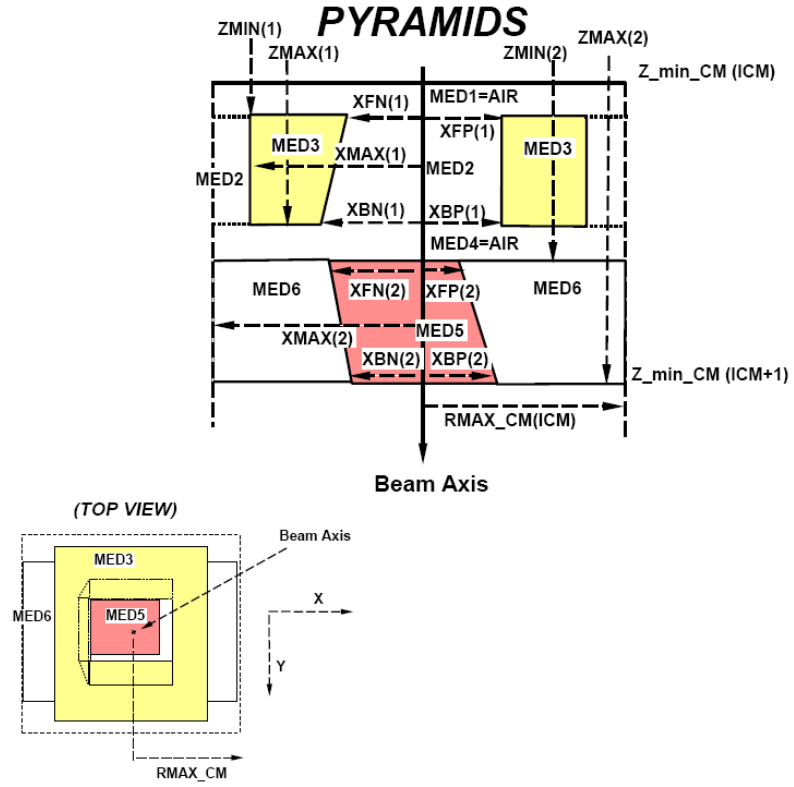
APPLICATOR modülüne benzeyen bu modülün farkı, parçalarındaki açıklıkların dairesel olmasıdır. Her bir parça dikdörtgensen dış parça ve dairesel iç parça ile tanımlanır. CIRCAPP modülünün dış kenarı, demet eksenine göre karesel simetriktir (Şekil 3.8) (5).



Şekil 3.8 İki raspalı CIRCAPP parça modülü

'PYRAMIDS'

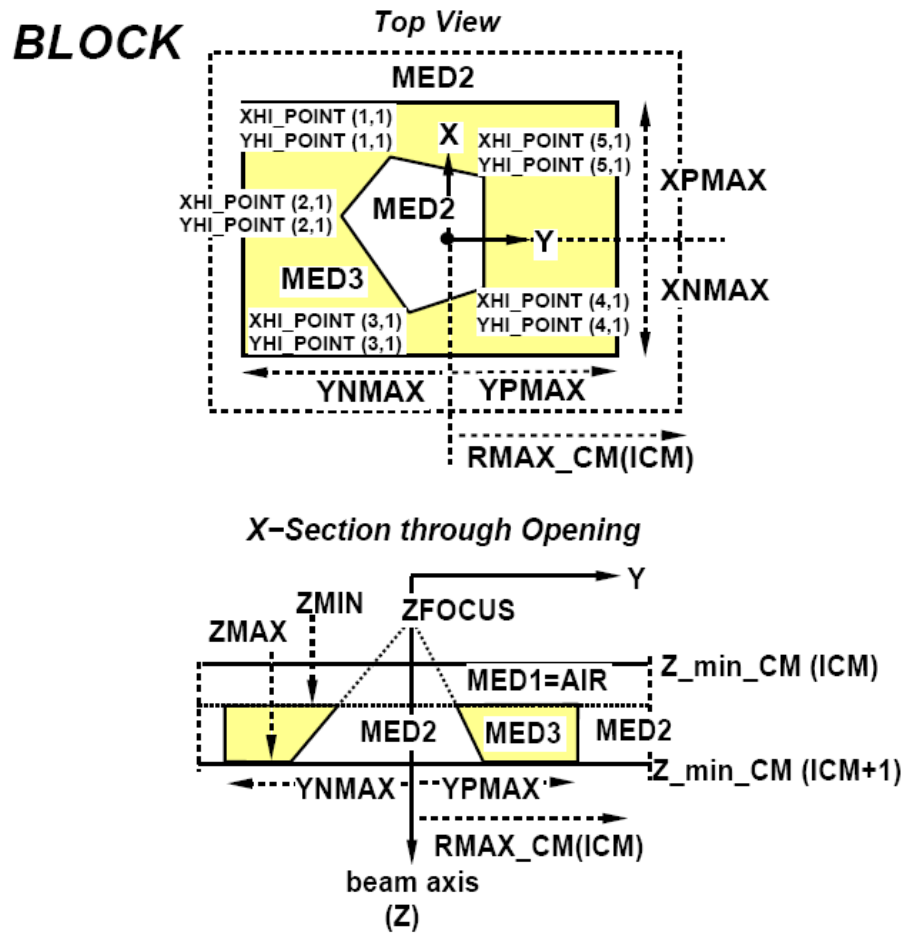
Dikdörtgenel kolimatör ya da aplikatör modellemesinde kullanılan üst üste binmiş piramitlerdir. Her bir tabaka için kullanıcı malzemeyi tanımlar. Her tabaka üç ayrı bölümden oluşmaktadır: merkezdeki bölüm (piramit), çevreleyen bölüm ve dış bölüm (tabakanın dış kenarlarının dışında kalan kısım). PYRAMIDS, dikdörtgenel kolimatörlerin ve demet bloklarının modellenmesinde kullanılır (Şekil 3.9) (5).



Şekil 3.9 İki tabakalı PYRAMIDS parça modülü

'BLOCK'

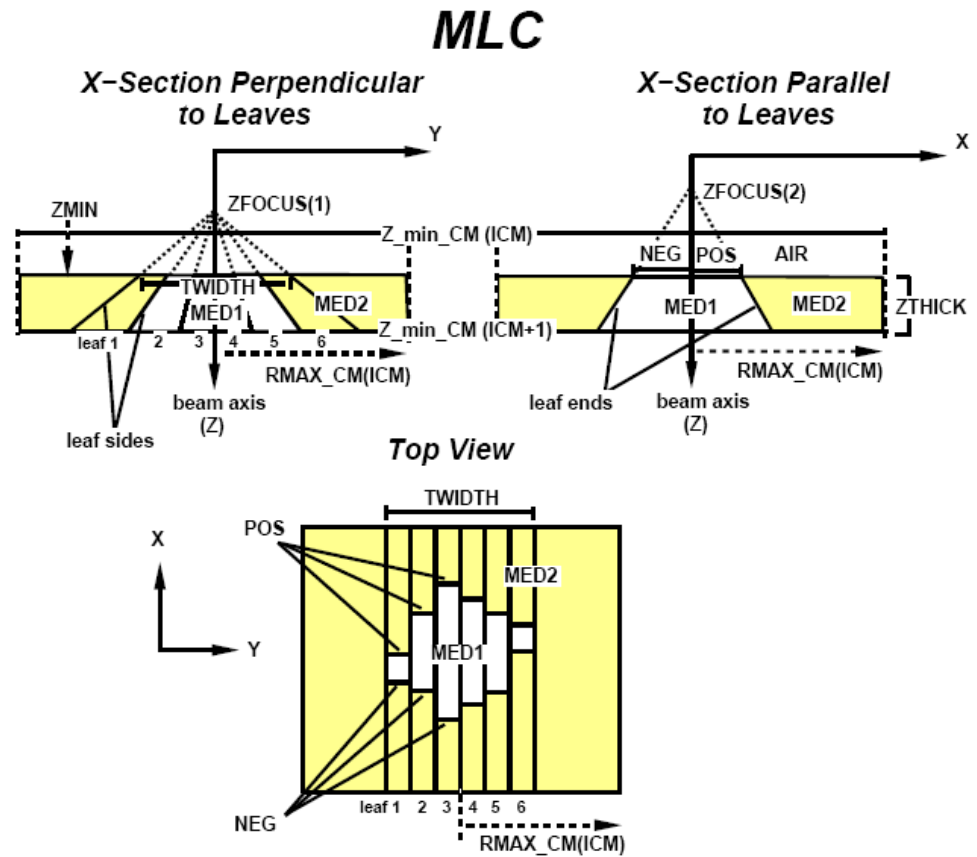
Dikdörtgensel olmayan ya da birçok açıklığı olan blokların modellenmesinde kullanılır. Blok malzemesinden oluşan tek tabakalı bir modüldür. Bu modül PYRAMIDS'e göre iki kat fazla bilgisayar zamanı harcayacaktır. Dolayısıyla PYRAMIDS tercih edilmelidir (Şekil 3.10) (5).



Şekil 3.10 Bir açıklığı olan BLOCK parça modülü

‘MLC’

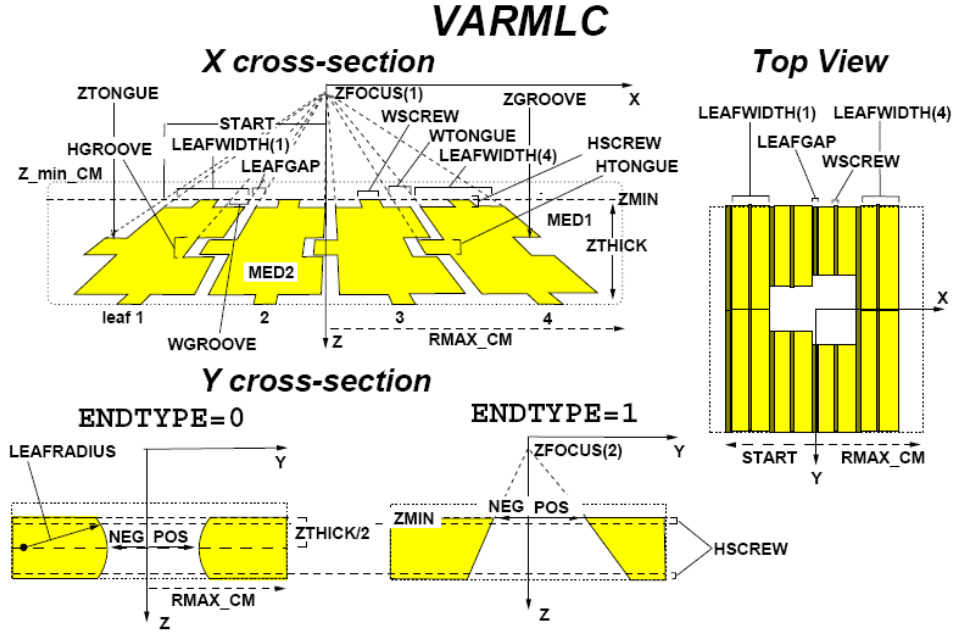
MLC düz kenarlı çok ÇYK modellemesinde kullanılır. X veya Y yönlerinde açılabilen kullanıcının belirlediği sayıdaki yapraklar tek bir tabakadan oluşur. Her bir yaprak, kullanıcının belirlediği pozisyonda bulunabilir. MLC iki madde içerir. Bunlardan birincisi MLC açıklığında bulunan madde (genellikle hava), ikincisi yaprakların oluştuğu maddedir. Bu modülün dış sınırı, karesel olarak simetriktir (Şekil 3.11) (5).



Şekil 3.11 X yönünde açılan 6 yapraklı MLC parça modülü

‘MLCQ’

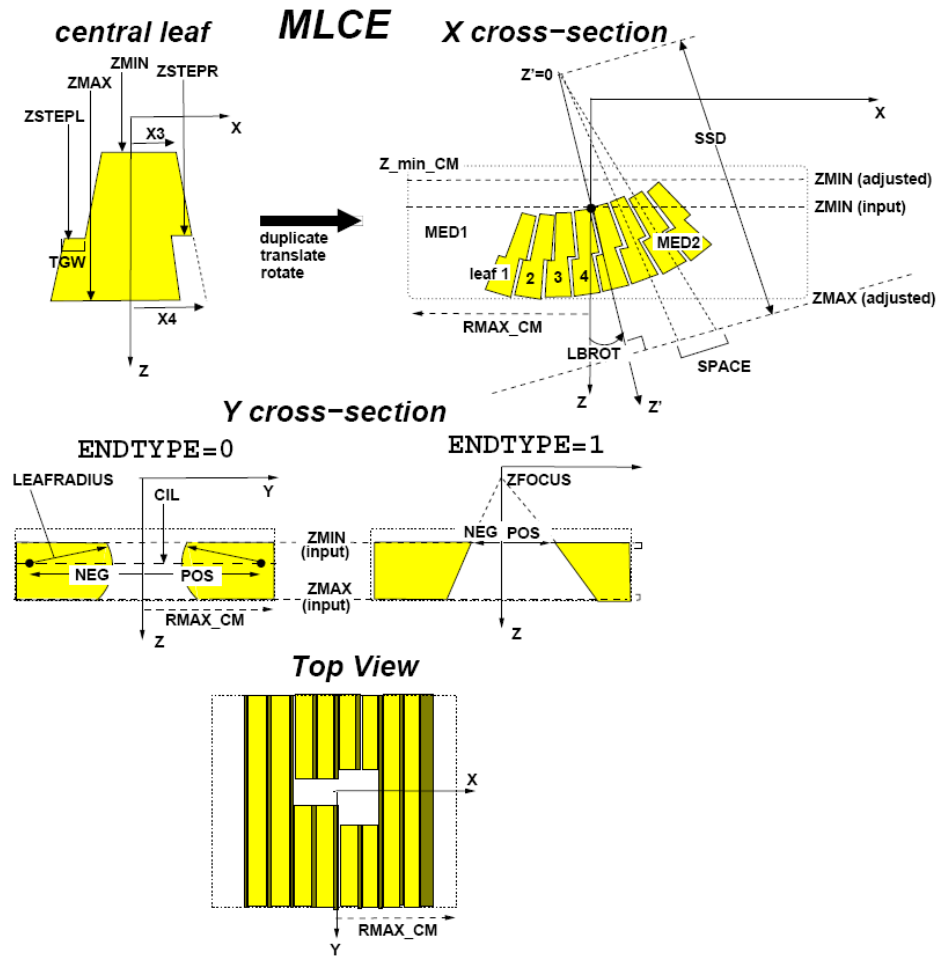
MLCQ MLC’ye benzer olup yuvarlak kenarlardan oluşmaktadır. Kullanıcı, yaprakların uçlarının yarı çapını belirlemektedir. Kolimatör açıklığı X veya Y (yönelimleri ile değişmekle birlikte) değerlerinin belirlenmesiyle oluşturulmaktadır (Şekil 3.12) (5).



Şekil 3.13 Y yönünde açılan 4 yapraklı bir VARMLC parça modülü

‘MLCE’

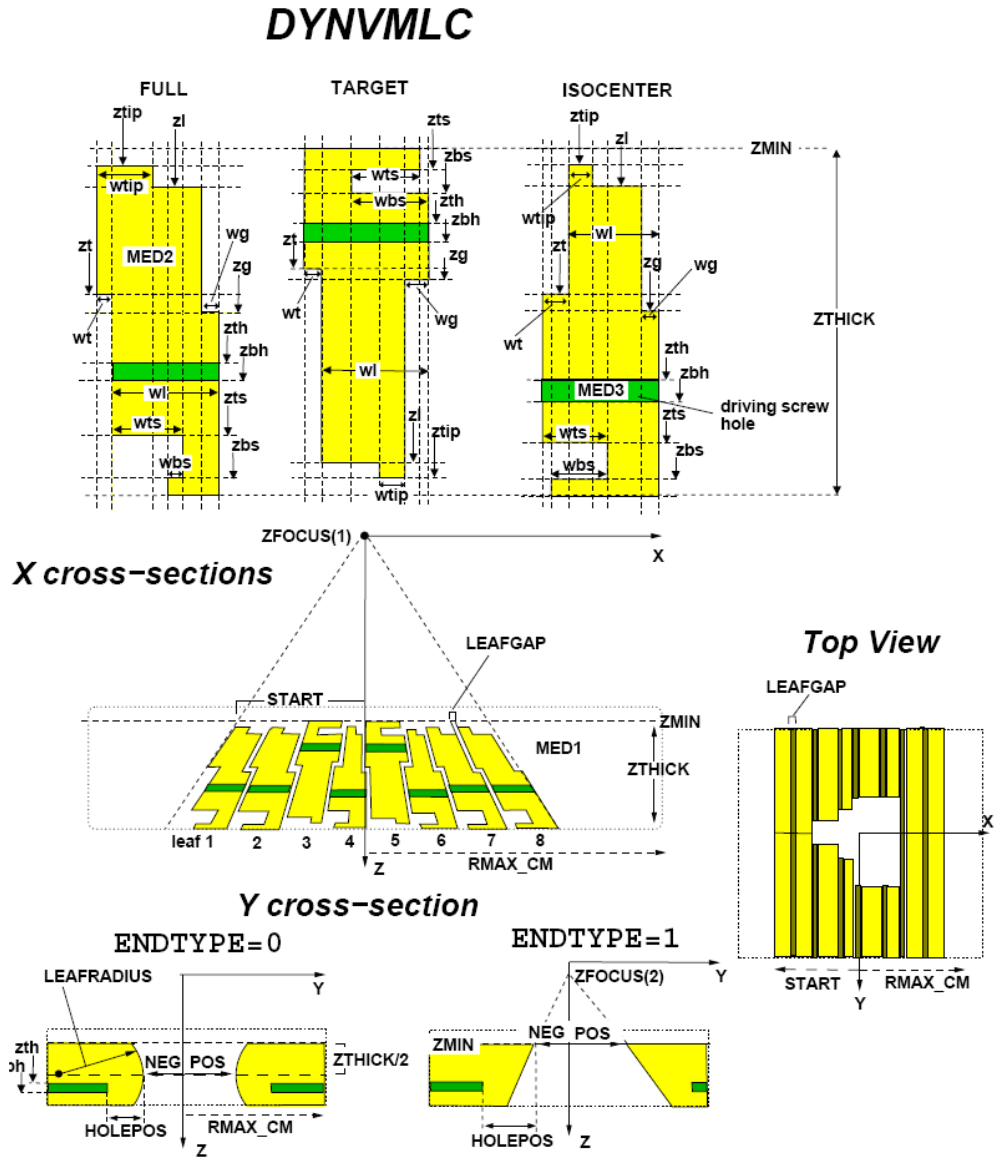
MLCE modülü, VARMLC modülünün Elekta ÇYK’larını modellemek için tasarlanmış halidir. VARMLC modülün aksine burada her bir yaprak ayrı ayrı tanımlanır. Her bir yaprak aynı etkileşim olasılıklarına sahiptir ve yaprak kenarları aynı noktaya odaklanır. Bu modülde NUM LEAF yani yaprak sayısı çifttir (Şekil 3.14) (5) .



Şekil 3.14 Y yönünde açılan 8 yapraklı MLCE örneği

‘DYNVMLC’

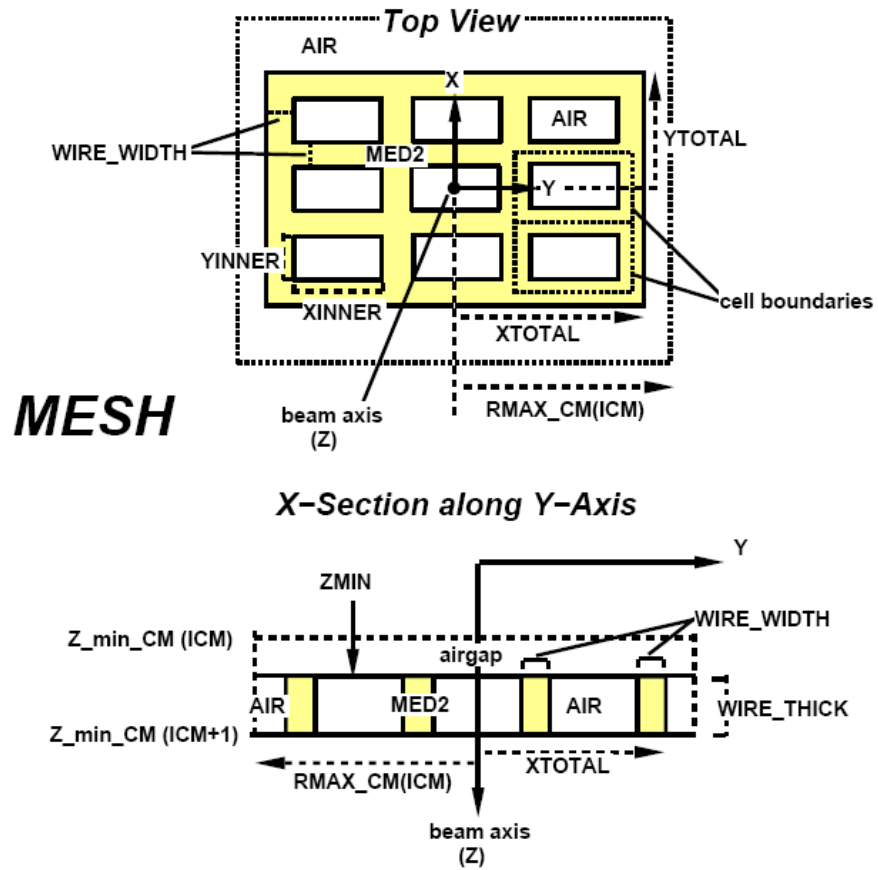
VARMLC tabanlı DYNVMLC modülü, özel olarak Varian Millennium çok yapraklı kolimatörler için tasarlanmıştır. Yaprak açılma yönüne dik olarak yaprakların ve açıklıklarının özellikleri olarak üç grupta (FULL, TARGET ve ISOCENTER yaprakları olarak) belirlenir. Yaprak açıklıkları, ‘beam on’ (dinamik) ve ‘beam off’ (step-and-shot) olmak üzere iki grupta simüle edilebilir. ÇYK’ları simüle eden diğer modüllere göre DYNVMLC tek bir hesaplama sırasında birden fazla alanın simülasyonunu yapabilmektedir (YART tekniğinde olduğu gibi). Bu hesaplamalar için her bir alan için yaprak açıklık bilgilerini ve her bir alanın ağırlığı bilgilerini içermelidir (Şekil 3.15) (5).



Şekil 3.15 Y yönünde açılan 8 yapraklı DYNVMLC örneği

'MESH'

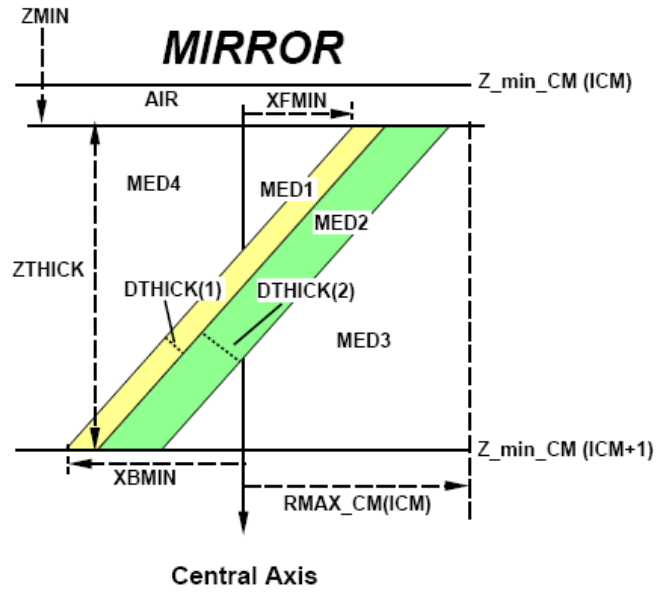
MESH parça modülü, ışınlama yönüne dik tek bir tabakadan oluşan tel kafesi modellemeye kullanılır. Kullanıcı kafes içindeki eş dikdörtgenlerin X ve Y boyutlarını ve boşluklar arasındaki kafesin kalınlığı bilgilerini belirlemektedir. Mesh modülünün dış sınırı karesel olarak simetriktir (Şekil 3.16) (5).



Şekil 3.16 MESH Parça Modülü

‘MIRROR’

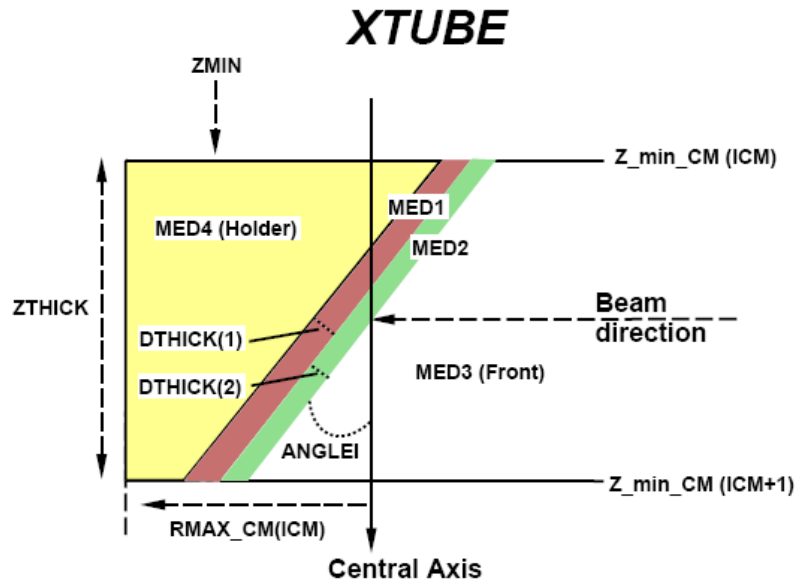
MIRROR , hızlandırıcıdaki aynanın modellenmesi için kullanılır. Z eksenine göre bir açısı olabilir. Tabaka sayıları ve bu tabakaların kalınlıkları, aynanın malzemesi gibi bilgiler değişebilir. Ayna hava ile çevrelenmektedir. MIRROR modülünün dış sınırı, demet eksenine göre karesel olarak simetriktir. Belirlenen açı 85’den küçük değerler alabilir (85 ile 90 arasındaki değerleri için SLABS modülünün kullanımı tavsiye edilir) (Şekil 3.17) (5).



Şekil 3.17 İki tabakalı MIRROR parça modülü

‘XTUBE’

XTUBE, bir x-ışını kaynağını simüle etmek için kullanılır. Modellemede yer alacaksa ilk sıraya konulmalıdır. Hedefin açısı, hedefin yüzeyi ve z eksenine göre tanımlanmaktadır. Bu modül temelde MIRROR modülüne benzemektedir. XTUBE modülünün hedefi, farklı tabaka sayılarından ve her bir tabaka, farklı kalınlık ve maddelerden oluşabilir. XTUBE karesel simetriye sahiptir (Şekil 3.18) (5).

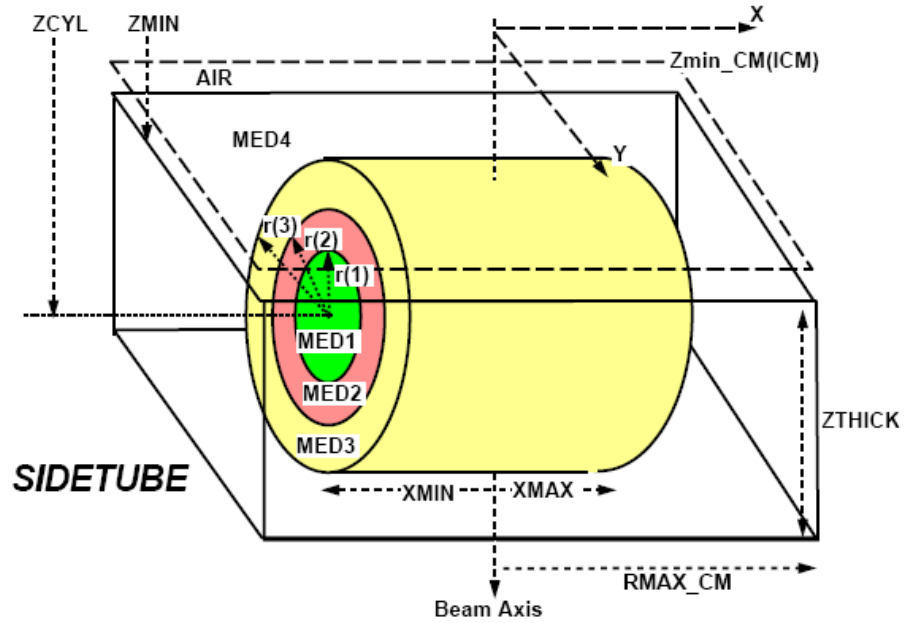


Şekil 3.18 İki tabakadan oluşan hedefli XTUBE parça modülü

‘SIDETUBE’

SIDETUBE, X eksenine göre eşmerkezli paralel silindirleri modellemek için kullanılmaktadır (Şekil 3.19). Kullanıcı, silindirin başlangış ve bitiş noktalarının X pozisyonlarını, eşmerkezli silindir sayısını, silindirlerin yarıçapları ve mazlemelerini ve silindirleri çevreleyen maddeyi belirlemektedir (5).

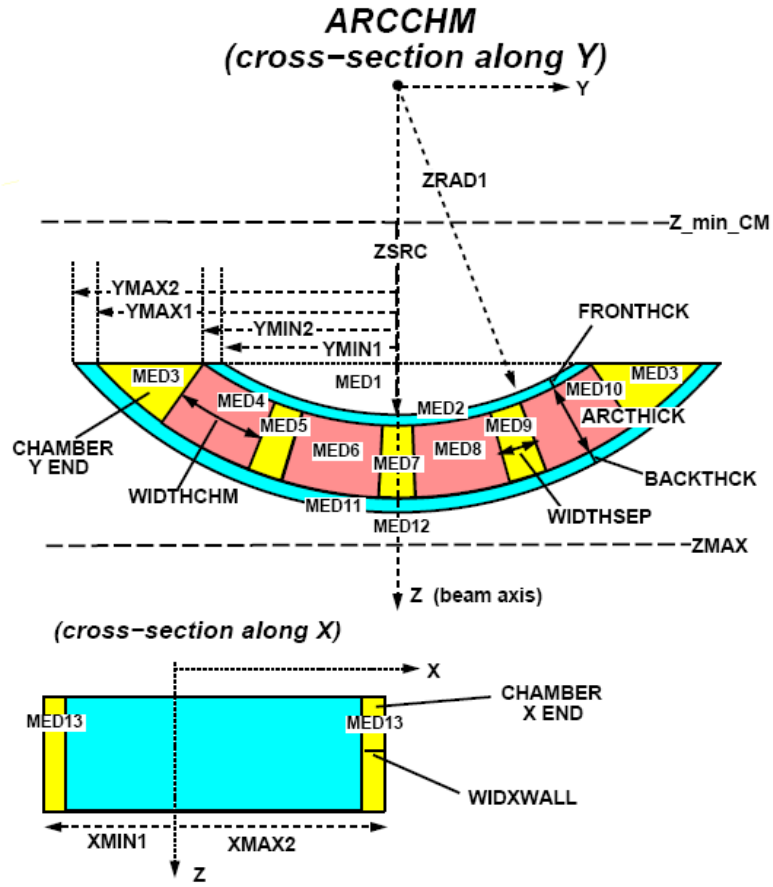
Bu modül eşmerkezli kaynağın (ISOURCE=3) kullanılabilirdiği üç parça modülünden (CONESTACK ve FLATFILT gibi) biridir ve isotropik silindir ışınlamalarını modellemek için idealdir. Her bir silindirin aynı uzunlukta olması gerektiği unutulmamalıdır.



Şekil 3.19 Üç ortak merkezli silindirden oluşan SIDETUBE parça modülü

‘ARCCHM’

ARCCHM, Wisconsin Üniversitesi’ndeki prototip tomoterapi cihazında kullanılanlar gibi ark yapılı iyon odalarını modellemek için kullanılır. Kullanıcı Z pozisyonunu ve kavisin yarıçapını belirlemelidir. Kullanılan ark konkav olmalı ve kavisleri en düşük değeri $Y=0$ olmak üzere Y yönünde olmalıdır (Şekil 3.20) (5).



Şekil 3.20 Dört odalı ARCCHM parça modülü

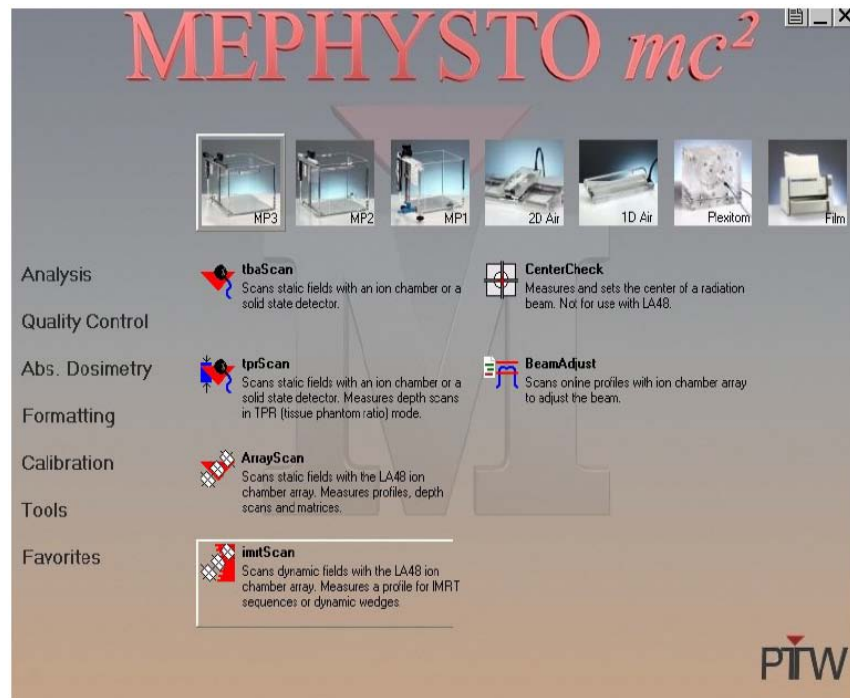
Tesir Kesiti Bilgileri- PEGS4

Kullanılan birçok malzemenin tesir kesitleri, EGSnc programındaki 521icru.pegs4dat ve 700icru.pegs4dat dosyalarında bulunmaktadır. 521icru.pegs4dat dosyası, 0.521 MeV'ten 55 MeV'e kadar düşük enerjili elektronlarla ilgili bilgileri içermektedirken 700icru.pegs4dat dosyası ise 0.700 MeV'den 55 MeV'e kadar olan bilgileri içermektedir. Her iki dosyada da düşük foton enerjisi 0.01 MeV iken üst değer 55 MeV'dir. Bu veriler, ICRU 37 raporundaki yoğunluk düzeltmelerini temel almaktadır. Ayrıca bazı maddelerin içeriği ve özellikleri hesaplanıp bu dosyalara eklenebilir (5).

3.1.2 MEPHISTO mcc 1.3

MEPHYSTO mc², medikal fizik alanında kullanılan dozimetrik hesaplamalar için geliştirilen bir yazılım aracıdır (13,14). PTW-Freiburg firmasının lisanslı yazılımı

olarak, bilgisayar kontrollü su fantomu, hava tarayıcısı ve film tarayıcı sistemlerini kontrol ederek, otomatik rölatif ve mutlak doz değerlerini ve doz dağılımlarının hesaplanmasında kullanılmaktadır. Farklı alanlar ve derinliklerde PDD ve TPR ölçümlerine izin vermektedir. Bu yazılım ile uluslararası doz protokolleri olan AAPM 51, IAEA TRS 398, DIN 60 ve benzeri protokollere göre hesaplamalar yapılmasına izin vermektedir (14). Data transfer modülleri sayesinde TPS'lere formatlanmış dosyalar aktarılabilir. Ana ekran menüsünden yapılmak istenen işlemler ve bilgisayarlı kontrol cihazları seçilebilir. Şekil 3.1.1'de MEPHYSTO mc² 1.3 ana ekran menüsü görülmektedir.



Şekil 3.21 Mephisto 1.3 yazılımı ana menüsü

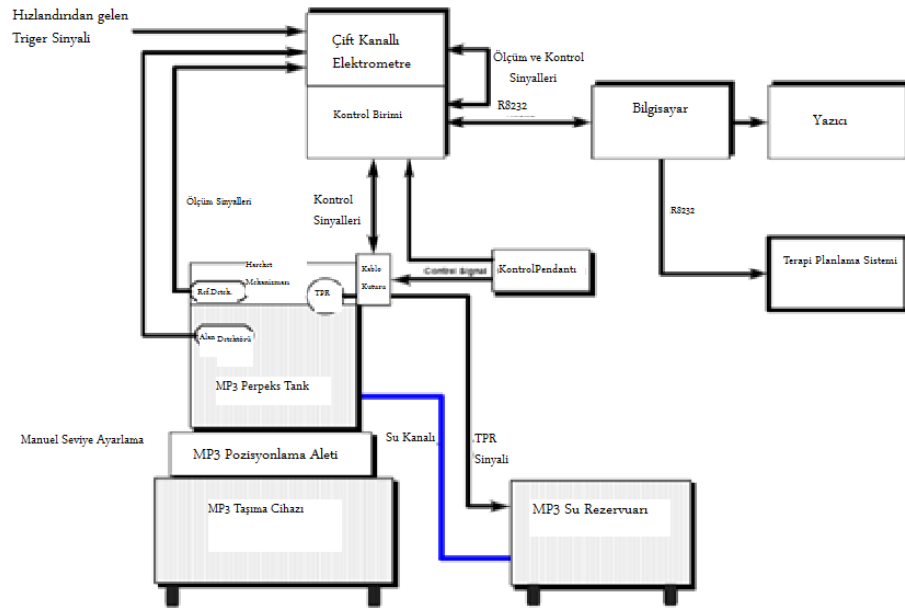
3.1.3 MP3 Su Fantomu

MP3 Su Fantomu radyoterapide dozimetrik analiz ve doz dağılımlarını ölçmek için kullanılan bilgisayar kontrollü ölçüm aracıdır (14). Sistem temel olarak;

- 1) Perspektif su tankı
- 2) Su rezervuarı
- 3) Hareketli sistem
- 4) TBA kontrol birimi

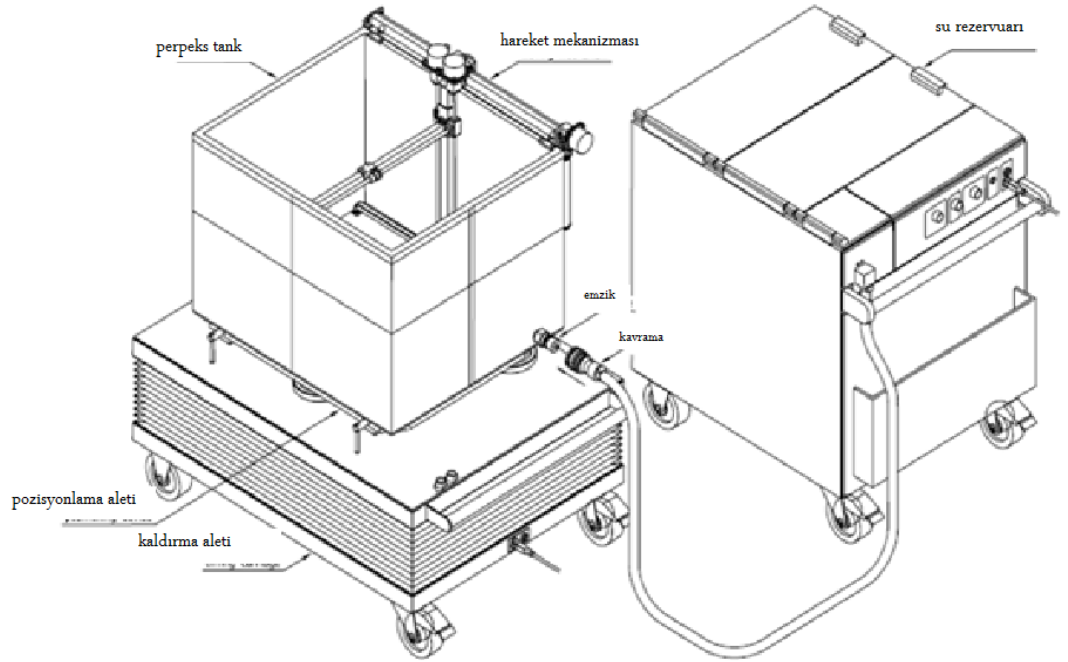
- 5) Kontrol pendanti
- 6) TANDEM dual-kanal elektrometre
- 7) MEPHYSTO mc² yazılımı
- 8) 0.125 cc semiflex referans iyon odasını içermektedir.

Sistem şematığı aşağıda Şekil 3.22’de gösterilmiştir.



Şekil 3.22 Su fantomunun kontrol sistemi şablonu

MP3 rezervuarında bulunan su, MP3 su tankına doldurulduktan sonra, pozisyon ayarlama ve uzanım sistemi vasıtasıyla perspeksin ortasında bulunan orta hat çizgisi çapraz kıl ile örtüştürülür. Kartezyen koordinat sistemini kullanan cihazda üç ayrı koordinat sistemi için üç tane step motor içermektedir. Sistemin havada ölçüm alan 1 adet 0.125 cc semiflex referans iyon odası vardır. Hareketli mekanizmaya konulan diğer iyon odası veya diyot ile de ışınlanan alandaki doz veya doz dağılımları ölçülmektedir (Şekil 3.23) (14). MP3 su fantomunun iyon odası motorları step motor olduğundan dolayı ölçümleri adım adım almaktadır. MP3 su fantomunun iyon odaları M tipi bağlantı kablosu kullanmaktadır. İyon odasından gelen sinyal TANDEM elektrometreye aktarılır. TANDEM’den su fantomu bilgisayarına ve MEPHYSTO mc² yazılımına RS232 bağlantı kablosuyla veriler gönderilir. MP3 Su Fantomu teknik özellikleri ve çalışma koşulları Tablo 3.1’ de belirtilmiştir.



Şekil 3.23 Su fantomu ve su tankı teknik çizimi

Tablo 3.1 Su fantomu teknik özellikleri(13)

Ortam Sıcaklığı	+10 ⁰ C ile 40 ⁰ C arası
Rölatif nem:	%10 ile %80 arası

Ortam basıncı	600 hPa ile 1200 hPa arası
MP3 Tank materyali	PMMA
Dış boyutları:	734 mm x 636 mm x 522.5 mm
İç boyutları:	694 mm x 596 mm x 502.5 mm
Maksimum su hacmi:	200 lt

3.1.4 İyon Odaları

PTW 30010 FARMER Tipi 0.6 cc İyon Odası:

Yüksek enerjili foton , elektron ve proton demetlerinde mutlak doz ölçümü için kullanılan klasik terapi iyon odasıdır (Şekil 3.24) (13). Odası tam olarak kılıflıdır. Doz ölçümlerinde kullanılan efektif hacmi 0.6 cc dir. Orta elektrodu alüminyum, dış duvarı grafit, akrilik duvardır. İyon odası sudan etkilendiğinden dolayı katı fantom ölçümlerinde kullanılmaktadır (13). İyon odasının teknik özellikleri aşağıda Tablo 3.2' de belirtilmiştir.



Şekil 3.24 0.6 cc Farmer tipi iyon odası

Tablo 3.2 0.6 cc iyon odası teknik özellikleri(13)

Duvar Malzemesi	0,335 mm PMMA 1,19 g/cm ³ 0.09 mm grafit 1,85 g/cm ³
Total duvar alanı yoğunluğu	56,5 mg/cm ²
Duyarlı hacim boyutları	Yarıçap 3,05 mm Uzunluk 23,0 mm
Orta elektrot	Alüminyum Çap 1,1 mm
İyon toplama süresi	140 µs
Oda voltajı	±100-400 V

Radyasyon ölçüm aralığı	30 keV- 50 MV foton 10-45 MeV elektron
Polarite etkisi	< %0.5
Kayıp akım	< 4 fA

3.1.5 PTW Unidos Marka Elektrometre

Radyoterapide, diagnostik radyolojide ve sağlık fiziğinde hasta dozimetrisi ve kalibrasyon başlıca olmak üzere geniş bir kullanım alanı vardır. İyon odaları ve katı hal dedektörleri bağlanabilir. Doz ve doz hızı değerlerini Gy, Sv, R, Gy/dk, Sv/saat, R/dk cinsinden okuyabilir. Ölçülen elektriksel değerler yük ve akım cinsinden Coulomb (C) veya Amper (A) olarak gösterilir. Polarite voltajı 0-400 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir. Geniş kütüphanesi sayesinde 30 tane iyon odasının kalibrasyon faktörleri elektrometre hafızasına girilebilir (Şekil 3.25).



Şekil 3.25 PTW Unidos marka elektrometre

3.1.6 PRECISE 2.15 Tedavi Planlama Sistemi

PRESICE 2.15, Elekta Synergy 80 ÇYK lineer hızlandırıcının standart tedavi planlama sistemidir. Linux Red Hat işletim sistemi üzerinde çalışmaktadır. Network

sistemi olarak IMPAC sistemini kullanmakta ve DICOM RT uyumu sayesinde data ve görüntüleri alıp aktarabilmektedir (10).

Bu yazılım sayesinde hastanın taranma görüntüleri tedavi planlama sistemine atarıldıktan sonra en uygun planlama oluşturulur ve bünyesindeki opsiyonlara göre plan değerlendirilerek planlama sonlandırılır.

3.1.7 ELEKTA Marka Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Elekta marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı, 6 MV ve 18 MV'lik foton demetleri ile 6, 10, 12, 15 MeV'luk elektron demetleri üretme özelliğine sahip çok yapraklı bir lineer hızlandırıcıdır (9). SSD = 100 cm'de maksimum alan boyutu 40x40 cm ve minimum alan boyutu 0.5x0.5 cm'dir. Lineer hızlandırıcı, çok yapraklı kolimatör sistemine sahip olup yaprak sayısı, 40 çift, toplamda 80 yapaktır. İzomerkezdeki izdüşüme bakıldığında her bir yaprağın genişliğinin 1 cm olduğu görülmektedir. Yaprak genişliği, eşmerkez düzleminde bir yaprağın merkezinden diğer yaprağın merkezine kadar uzaklık 1.1 cm'dir. Eşdüzlemde bir yaprağın kalınlığı 1 cm'dir. Yaprak kolimatörlerin kalınlığı, 75 mm; X kolimatörlerin kalınlığı, 30 mm; Y kolimatörlerin kalınlığı, 78 mm'dir. Yaprakların çarpışmalarını için karşılıklı yapraklararası minimum mesafe 9 mm olarak tanımlanmıştır. Yaprakların merkezi eksenden karşı tarafa geçiş mesafesi, 125 mm'dir. Yaprakların sistemde hareket etme mesafeleri 325 mm'dir. Yaprakların hareket kontrolü, yaprak hareketi birbirinden bağımsız ayrı motorlar tarafından yapılır. Kafada iyon odası ve yapraklar arasında yerleşik motorize bir kama filtreye sahiptir. Tedavi öncesinde hasta pozisyonunu kontrol etmek için elektronik portal görüntüleme yapılmaktadır.

3.1.8 General Electric BrightSpeed Serisi Bilgisayarlı Tomografi

Simülatör

BrightSpeed aynı anda 16 sıra tarama verisi toplayabilen, geniş çaplı çok kesitli bir BT sistemidir. 16 sıra veri toplama 24 sıralı dedektör ve 16 sıralı DAS (Veri Elde Etme Sistemi) ile gerçekleştirilir (Şekil 3.26) (15).

Çok kesitli spiral BT olan bu cihaz, tüm vücut için 0.625, 1.25, 2.5, 3.75, 5, 7.5, 10 mm kalınlıklarında görüntü alabilmektedir. Yüksek hızlı gantri dönüş

özelliğine sahiptir(360^0 rotasyon 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1, 2, 3, 4 sn) (15). BT, görüntüleri ultra hızlı seramik dedektörleri ile yüksek görüntü kalitesinde görüntülemektedir ve 53.2 kW'lık jeneratörü bulunmaktadır. Sistem en iyi görüntü kalitesine en az iyon çifti oluşturarak ulaşmak üzere tasarlanmıştır. Cihaz jeneratörünün voltaj opsiyonları 80, 100, 120, 140 kV ve akım opsiyonları 10'dan 440 mA'ya kadar 5 mA'şar artacak şekildedir (15). Elde edilen BT görüntüleri DICOM formatında PACS sistemi üzerinden istenilen TPS'e aktarılmaktadır (15).

Hızlı kapsama ve daha kısa tüp ısıtma süresinden dolayı yeni uygulamalar için hızlı potansiyel sağlar.



Şekil 3.26 GE Marka BrightSpeed Serisi BT Simülatör

3.1.9 Gafkromik Film

Radyokromik film kendinden gelişen ve her hangi bir cihaz ya da kimyasala ihtiyaç duymayan bir film türüdür. Radyokromik film taneciksiz olduğu için yüksek çözünürlüğe sahiptir ve steriotaktik alanlar ve brakiterapi gibi dozun keskin değişim gösterdiği bölgelerde dozimetrik amaçlı kullanılabilir. Radyokromik filmle doz ölçümünün radyografik filme göre bazı avantajları vardır. Bunların başında kolay kullanımı gelir; karanlık odaya, film kasetine, film işlemeye ihtiyaç duymaz; doz hızı bağımsızlığı, daha iyi enerji karakteristiği ve çevre şartlarına daha az duyarlıdır. Radyokromik filmler radyografik filmlere göre radyasyona daha az duyarlıdır.

Yüksek dozlarda kullanılırlar. Her ne kadar doz cevapları doğrusal olmasa da yüksek doz bölgelerinde bu düzeltilebilmektedirler. Radyokromik film göreceli bir dozimetredir. Eğer kalibrasyonda ve çevresel şartların sağlanmasında yeterince duyarlı davranılırsa %3'ün altında bir duyarlılığa sahiptir.

Gafkromik EBT (External Beam Therapy) film dozimetresi radyoterapi camiasında çalışan dozimetrist ve medikal fizikçilerin ihtiyaçlarına hitap etmek için özellikle geliştirilmiştir. EBT filmlerin bazı özellikleri aşağıdadır:

1cGy ile 800 cGy arasında doz aralığına sahiptir. keV dan MeV aralığına kadar enerjiden bağımsızdır. 8"x10" and 14"x17" formatında iki farklı boyutta piyasada satılmaktadır. 70 °C 'lık sıcaklığa kadar dayabilmektedir. film oda ışığında kullanılmak üzere dizayn edilmiş olup saklanırken karanlıkta saklanması tavsiye ediliyor. Filmi kararttığı için güneş ışığına direk maruz bırakılmamalıdır. Oda sıcaklığında (20-25 °C) saklanmalıdır. Filmi ışınlama ve ölçme sıcaklığı yine ortam sıcaklığında olması tavsiye ediliyor.

3.1.10 EPSON Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı

2400 dpi çözünürlüğe ve 3,8 D_{Maks} optik yoğunluğa sahip A3 grafik tarayıcısıdır (Şekil 3.27). A3 tarama alanı 48 x 35 mm çerçeve alabilmektedir. Zenon gazlı flüoresan lamba ışık kaynağına sahiptir. Ön izleme hızı 15 sn' dir.

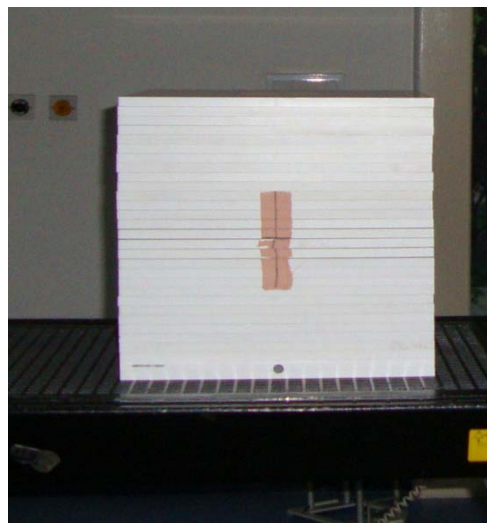


Şekil 3.27 EPSON Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı

3.1.11 PTW RW3 Katı Su Fantomu

Radyoterapide kullanılan ekipmanların çoğunluğu suyu referans madde olarak almaktadır. Fakat pratikte uygulama zorlukları oluşturmasından dolayı su yerine su eşdeğeri maddeler tercih edilir. Su fantomu yerine su eşdeğeri katı fantom kullanımı da bunlardan biridir.

Ölçümler sırasında kullanılan bu katı su fantomu, beyaz polyesterden yapılmış olup 30x30 cm boyutunda 1, 2, 5, 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir (Şekil 3.28). Yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ tür (16).



Şekil 3.28 PTW Marka RW3 Katı Su Fantomu

3.2 Yöntem

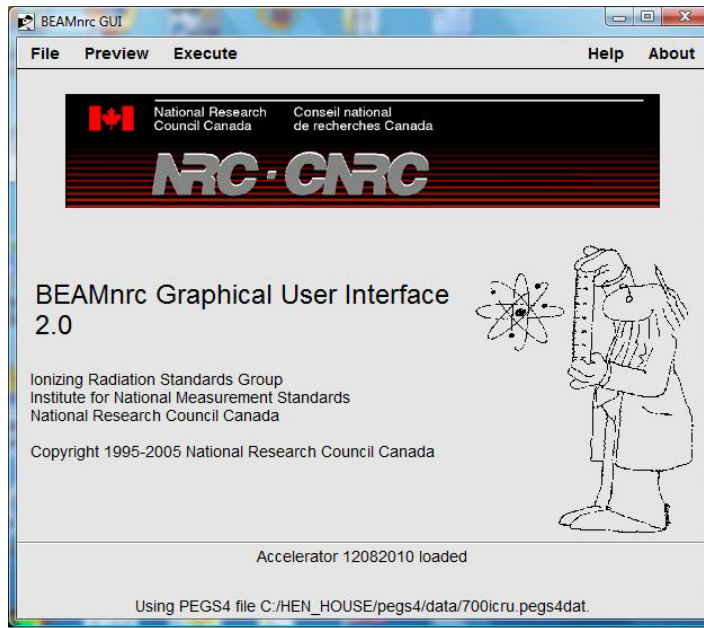
Elekta Synergy lineer hızlandırıcı BEAMnrc programı ile modellenmiştir. Modelleme için lineer hızlandırıcının kafa kısmındaki bütün parçalar teker teker programa tanımlanmıştır. Hedef, birincil kolimatör, düzleştirici filtre, iyon odası, kama filtre, jawlar ve ÇYK bütün ebatlarıyla ve yapıldıkları malzeme özellikleriyle programa girilmiştir. Bu konu ile ilgili olarak teknik bilgilerin ticari sır kapsamında olması ve firma ile yapılan gizlilik sözleşmesi gereği cihazın gantri yapısı detaylı olarak verilemeyecektir. Modellemeler 18 MV enerjili foton demeti için yapılmıştır. Dolayısıyla elektronlarla ilgili olan ikincil kolimatör ve başka parametreler programa girilmemiştir. Modellemenin doğruluğundan emin olmak, modellemede elde edilen ışın demetinin Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazının tedavi için ürettiği ışın demetiyle birebir örtüştüğünü görmek için su fantomu ile alınan ölçümler kriter olarak alınmıştır. Dolayısıyla gerçekte kullanılan MP3 su fantomu ile aynı özellik ve ölçülerde olan bir su fantomu DOSXYZnrc programı ile modellenmiştir. Bu modellemede su fantomuna gelen ışın demeti, daha önce BEAMnrc programı ile elde edilen lineer hızlandırıcıdan gelen ışın demetidir. DOSXYZnrc programında derin doz profil grafiği ve yatay doz profil grafikleri elde edilmiştir. Daha sonra aynı doz profil grafikleri MP3 su fantomu ile elde edilmiştir. Hem DOSXYZnrc programından hem de MP3 su fantomundan elde edilen grafikler karşılaştırılmış ve yapılan modellemenin doğruluğundan emin olunmuştur.

Modellemenin ardından Precise TPS ile yapılan planlamalar, MC ve in-vivo ölçümlerle karşılaştırılmıştır. Planlamada hedef olarak kullanılmak üzere DOSXYZnrc programına 30x30 cm'lik 30 tane 1 cm kalınlığında katı su fantomundan oluşan küp tanımlanmıştır. Planlamalar SAD 100 cm'e göre yapılmış yani 15 cm derinlik merkez kabul edilmiştir. Birden fazla planlama yaparak karşılaştırmalardaki doğruluğu arttırmak ve varsa farklılık yaratabilecek etmenleri gözlemlemek amaçlanmıştır. Dolayısıyla küp şekline getirilmiş katı su fantomlarına gantri 0⁰'deyken tek alan (ön), gantri 90 ve 270⁰'deyken iki alan (sağ ve sol) ve gantri 0, 90, 270⁰'deyken üç alan (ön, sağ, sol) olmak üzere 3 farklı planla demetler yönlendirilmiştir. DOSXYZnrc programında tanımlanan katı su fantomları BT görüntüleri General Electric BrightSpeed Serisi Bilgisayarlı Tomografi Simülasyon ile

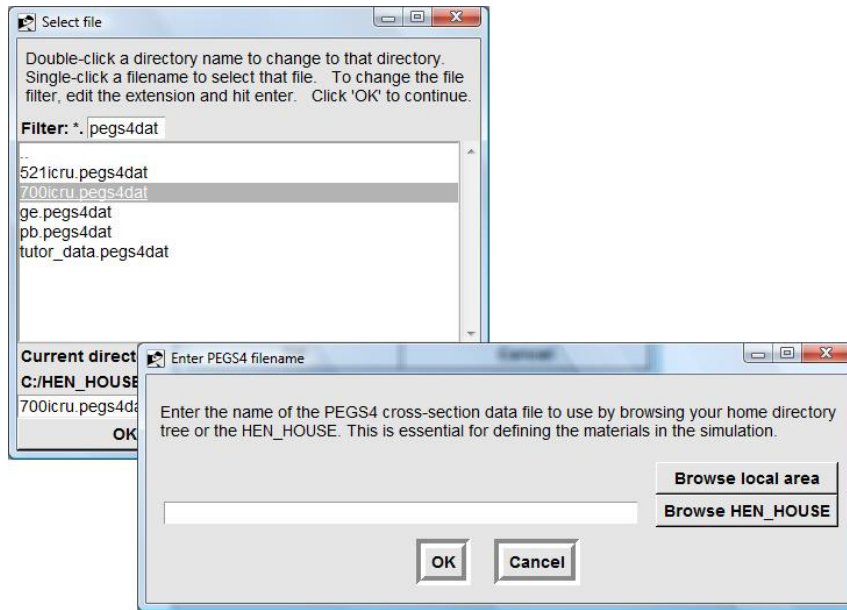
alınmıştır. Daha sonra bu görüntüler Precise TPS'ye aktarılarak tek alan (ön), iki alan (sağ ve sol), üç alan (ön, sağ, sol) planlamalar tekrarlanmış ve nokta dozlar elde edilmiştir. DOSXYZnrc ve Precise planlamalarından alınan nokta dozları karşılaştırmak için gafkromik filmler ile ölçümler alınmıştır. Lineer hızlandırıcı ile yapılan ölçümlerden önce hızlandırıcının dozimetrik kontrolleri yapılmıştır. Cihazın ürettiği radyasyonun verimi RW3 katı su fantomu ve 0.6 cc Farmer tipi iyon odası ile kontrol edilmiş, SSD 100 cm ve 10x10 cm²'lik alan boyutlarında maksimum doz derinliğinde (6 MV foton enerjisi için 1.5 cm ve 18 MV foton enerjisi için 3.2 cm) 1cGy= 1MU olacak şekilde kalibre edilmiştir. Ölçümler için daha sonra filmler kalibre edilmiştir. Daha sonra kesilip zarflanan yeni filmler 13, 14, 15, 16 ve 17 cm derinliklere konularak her bir planın uygun olarak teker teker ışınlanmıştır. Filmler okutulduktan sonra istenilen noktadaki dozlar kaydedilmiştir. Yapılan her bir plan için DOSXYZnrc sonuçlarını, Precise planlamalarını ve gafkromik film ölçümlerini karşılaştırmak amacıyla 13, 14, 15, 16, 17 cm derinliklerinde merkezde, merkezin birer cm yanlarında, ikişer cm yanlarında olmak üzere her bir planda 25 nokta doz olmak üzere toplamda 225 nokta doz karşılaştırılmıştır.

3.2.1 BEAMnrc ile Demetin Oluşturulması

Elekta Synergy lineer hızlandırıcısını BEAMnrc programında modellemek için öncelikle yeni bir input oluşturma opsiyonu seçilmiştir(Şekil 3.29). Daha sonra planlamalarda kullanılacak foton demetinin enerjisi 18 MV olduğu için bu enerji ile ilgili parametrelerin ve modellemede kullanılması muhtemel bütün malzemelerin özelliklerinin bulunduğu dosya seçilmiştir (Şekil 3.30).

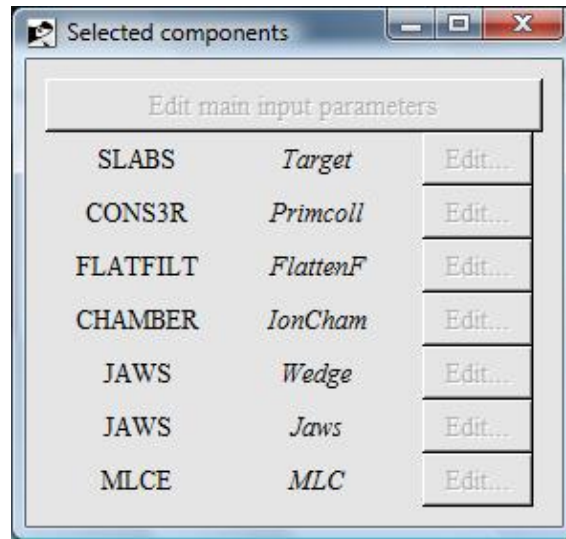


Şekil 3.29 Modelleme için input dosyası oluşturma



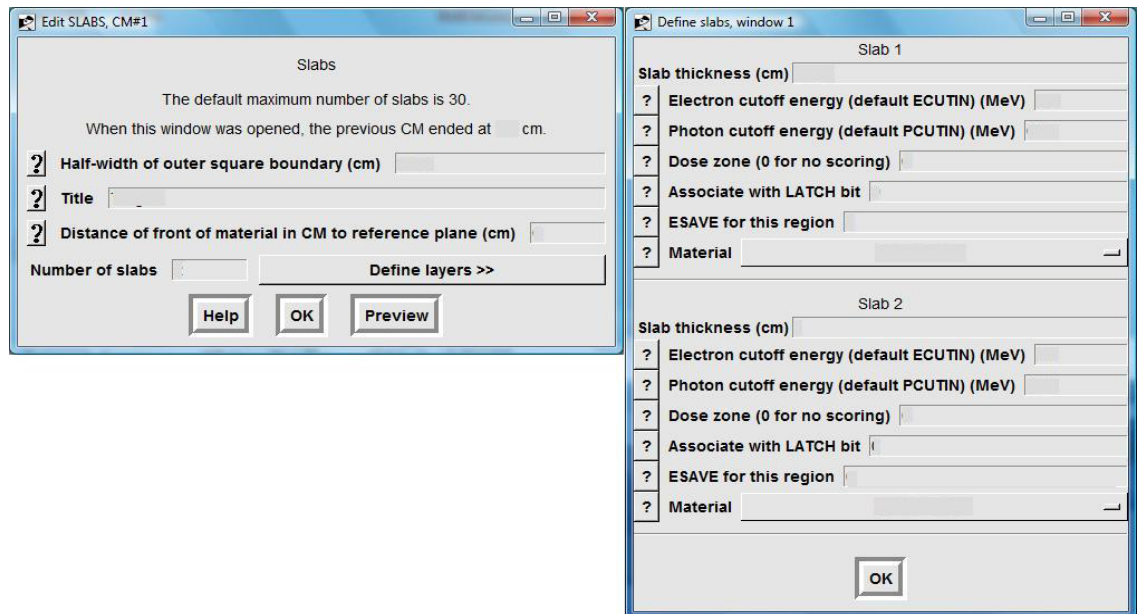
Şekil 3.30 Programda kullanılacak malzemeler ile ilgili parametrelerin bulunduğu dosya seçimi

Malzemelerle ilgili parametreler seçildikten sonra modellenecek hızlandırıcının kafa kısmını oluşturan bütün parçalar seçilip ve parçaların isimleri programa tanımlanmıştır (Şekil 3.31).



Şekil 3.31 Hızlandırıcının parçalarının tanımlanması

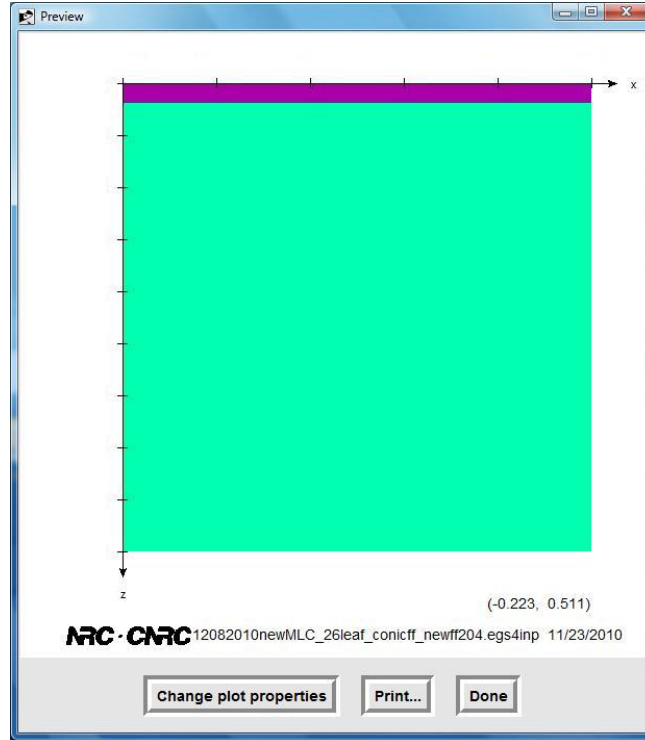
Lineer hızlandırıcının modellenecek bütün parçaları programda tanımlandıktan sonra parçaların boyutları, konumları, malzeme özellikleri gibi daha detaylı bilgiler sırasıyla programa girilmiştir. Bu işlem, SLABS parça modülü ile hedefe ait detaylar programa girilerek başlamıştır (Şekil 3.32).



Şekil 3.32 Hedef Parça Modülü

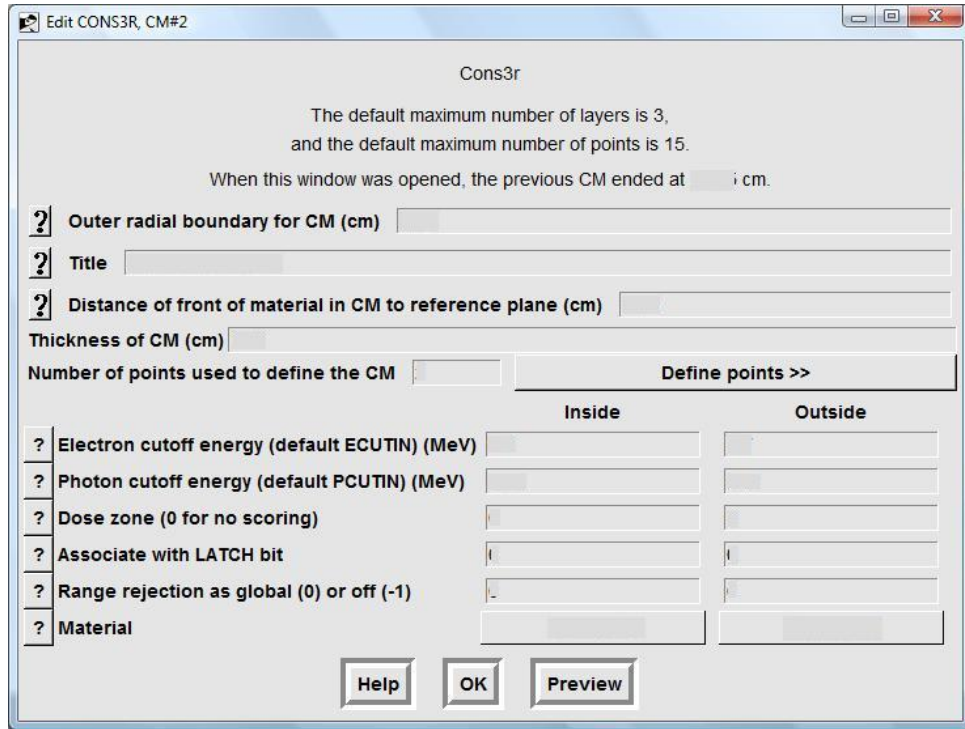
Hedef parça modülüne hedefin yarıçapı, nasıl adlandırılacağı, referans düzlemden uzaklığı, kaç tabakadan oluştuğu, her bir tabakanın kalınlığı, malzemesi,

elektron ve foton cut-off enerjileri gibi bilgiler girilmiştir (Şekil 3.32). Tüm bu işlemler sonucunda aşağıdaki hedef parça modülü oluşmuştur (Şekil 3.33).

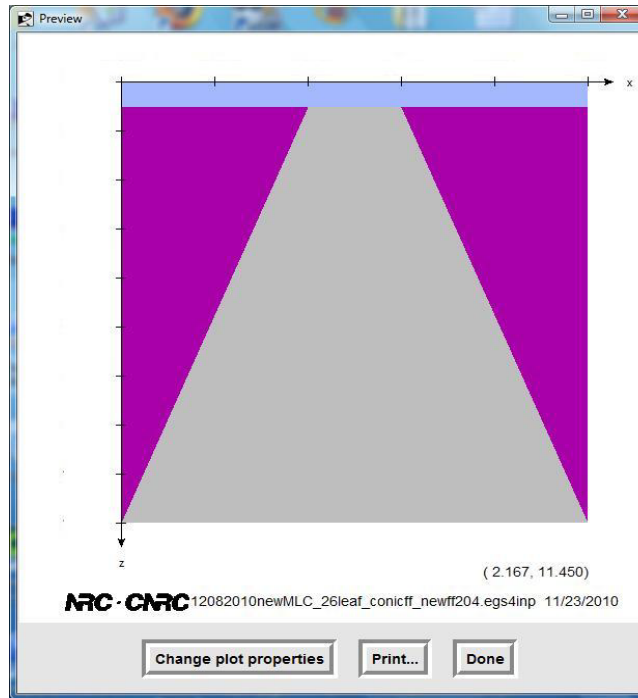


Şekil 3.33 Hedef parça modülünün resmi

Hedef oluşturulduktan sonra CONS3R parça modülü ile birincil kolimatöre ait detaylar programa girilmiştir. Birincil kolimatör parça modülüne kolimatörün yarıçapı, nasıl adlandırılacağı, referans düzlemden uzaklığı, kalınlığı, malzemesi, elektron ve foton cutoff enerjileri, kolimatör açıklığını ve köşelerini tanımlamak için kaç nokta gerektiği ve bunların yeri gibi bilgiler girilmiştir (Şekil 3.34). Tüm bu işlemler sonucunda aşağıdaki birincil kolimatör parça modülü oluşmuştur (Şekil 3.35).



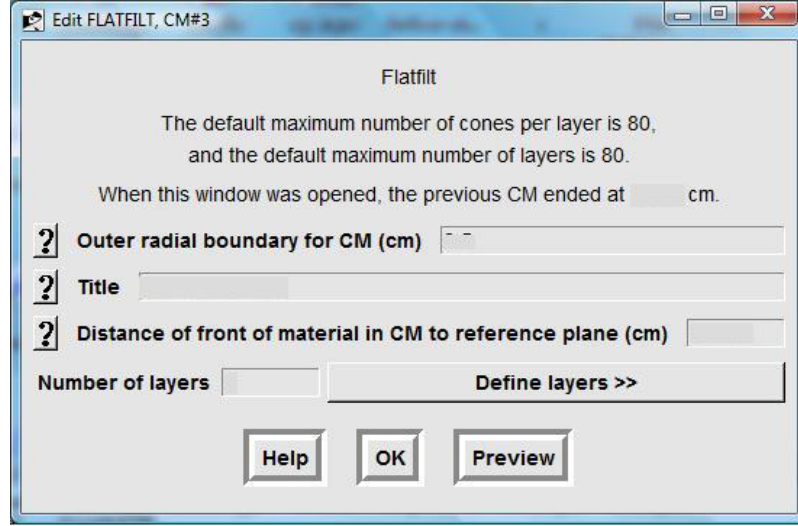
Şekil 3.34 Birincil Kolimatör Parça Modülü



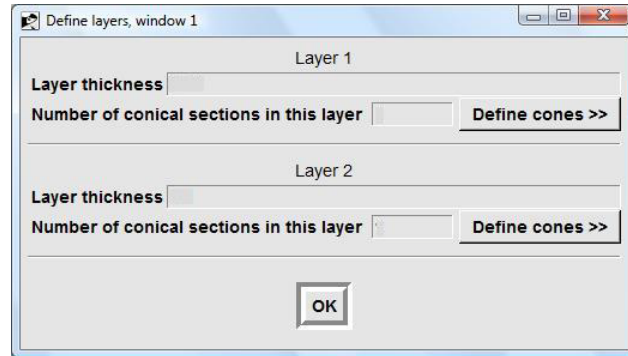
Şekil 3.35 Birincil Kolimatör Parça Modülünün Resmi

Birincil kolimatör oluşturulduktan sonra FLATFILT parça modülü ile düzleştirici filtreye ait detaylar programa girilmiştir. Düzleştirici filtre parça modülüne filtrenin yarıçapı, nasıl adlandırılacağı, referans düzlemden uzaklığı ve kaç

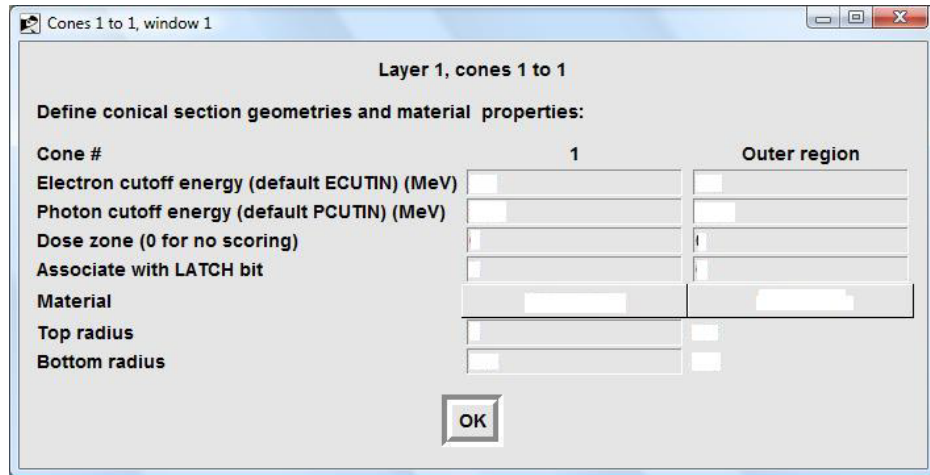
tabakadan oluştuğu bilgileri girilmiştir (şekil 3.36). Daha sonra her bir tabakanın kalınlığı ve tabakaların oluştuğu koni şeklindeki parçalarının sayısı girilmiştir (şekil 3.37). En son olarak ise tabakaları oluşturan koni parçalarının ve parçaların dışında kalan ortamın malzemesi, elektron ve foton cut-off enerjileri gibi bilgiler girilmiştir (şekil 3.38). Tđm bu işlemler sonucunda aşağıdaki dđzleřtirici filtre parça modđlđ oluşmuştur(şekil 3.39).



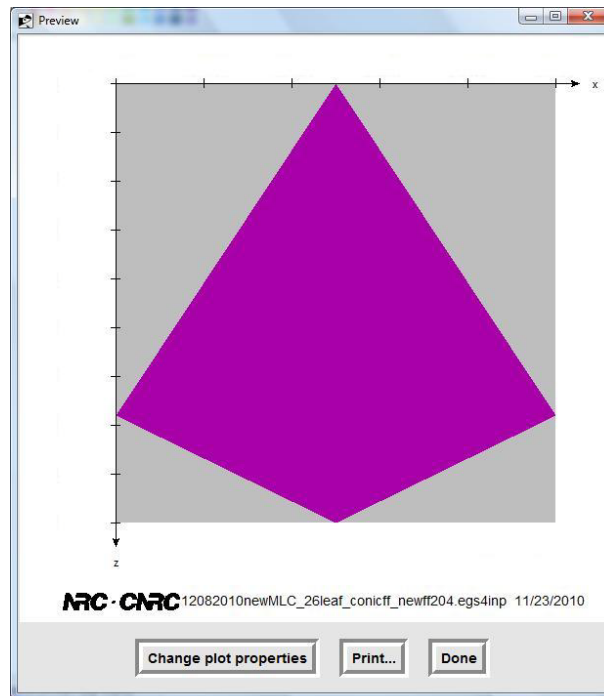
şekil 3.36 Dđzleřtirici Filtre Parça Modđlđ



şekil 3.37 Dđzleřtirici Filtreyi Oluşturan Tabakalar



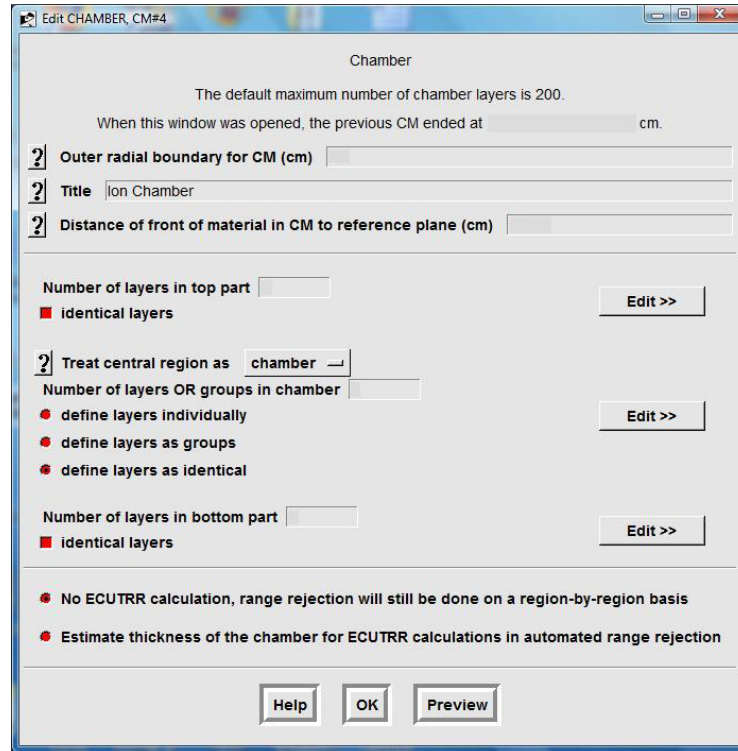
Şekil 3.38 Düzleştirici Filtreyi Oluşturan Tabakalardan Birincisi



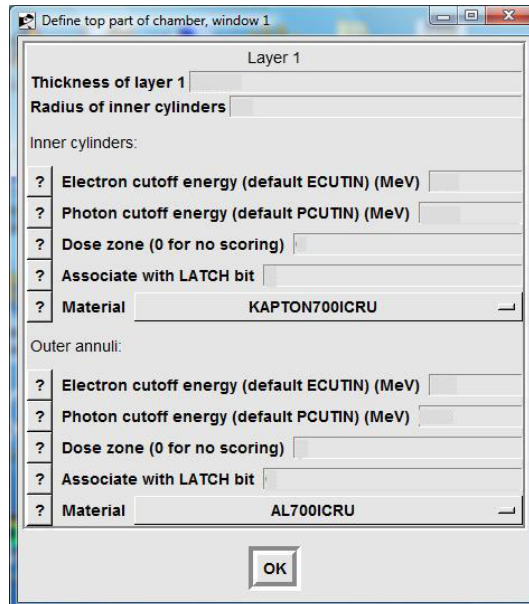
Şekil 3.39 Düzleştirici Filtre Parça Modülünün Resmi

Düzleştirici filtre oluşturulduktan sonra CHAMBER parça modülü ile iyon odasına ait detaylar programa girilmiştir. İyon odası parça modülüne iyon odasının yarıçapı, nasıl adlandırılacağı, referans düzlemden uzaklığı ve üst, orta, alt kısımlarının kaç tabakadan oluştuğu bilgileri girilmiştir (Şekil 3.40). Daha sonra her bir tabakanın kalınlığı ve tabakaların oluştuğu silindirlerin yarıçapları, malzemeleri, elektron ve foton cutoff enerjileri gibi bilgiler girilmiştir (Şekil 3.41). En son olarak da iyon odasının ortasını oluşturan kısmın yarıçapı, malzemesi, elektron ve foton

cutoff enerjileri gibi bilgiler girilmiştir (Şekil 3.42). Tüm bu işlemler sonucunda aşağıdaki iyon odası parça modülü oluşmuştur (Şekil 3.43).



Şekil 3.40 İyon Odası Parça Modülü



Şekil 3.41 İyon Odasının Üst Kısmını Oluşturan Tabakalar

Define chamber

Chamber wall

Inner radius of chamber wall

? Electron cutoff energy (default ECUTIN) (MeV)

? Photon cutoff energy (default PCUTIN) (MeV)

? Dose zone (0 for no scoring)

? Associate with LATCH bit

? Material

For all layers:

Thickness of each layer (cm)

? Electron cutoff energy (default ECUTIN) (MeV)

? Photon cutoff energy (default PCUTIN) (MeV)

? Dose zone (0 for no scoring)

? Associate with LATCH bit

? Material

Gap between chamber and container

Outer radius of chamber wall

? Electron cutoff energy (default ECUTIN) (MeV)

? Photon cutoff energy (default PCUTIN) (MeV)

? Dose zone (0 for no scoring)

? Associate with LATCH bit

? Material

Container wall

Inner radius of container wall

? Electron cutoff energy (default ECUTIN) (MeV)

? Photon cutoff energy (default PCUTIN) (MeV)

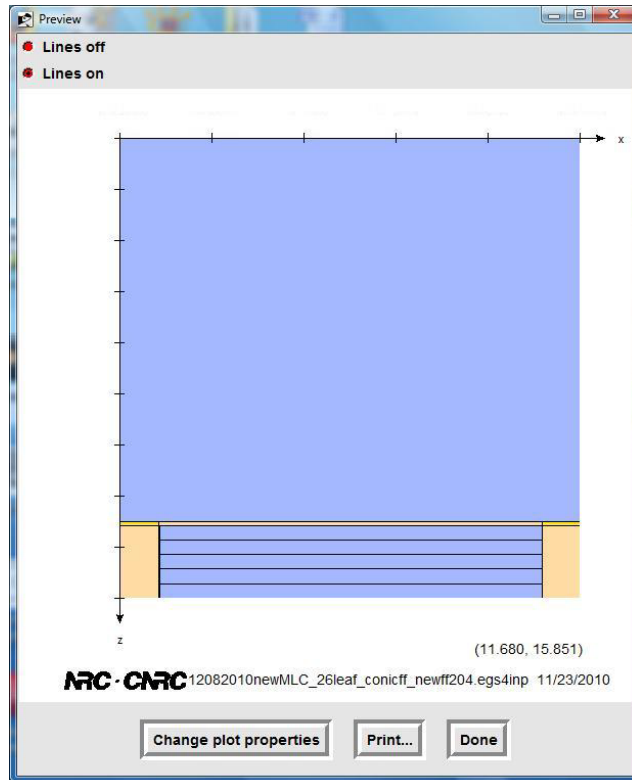
? Dose zone (0 for no scoring)

? Associate with LATCH bit

? Material

OK

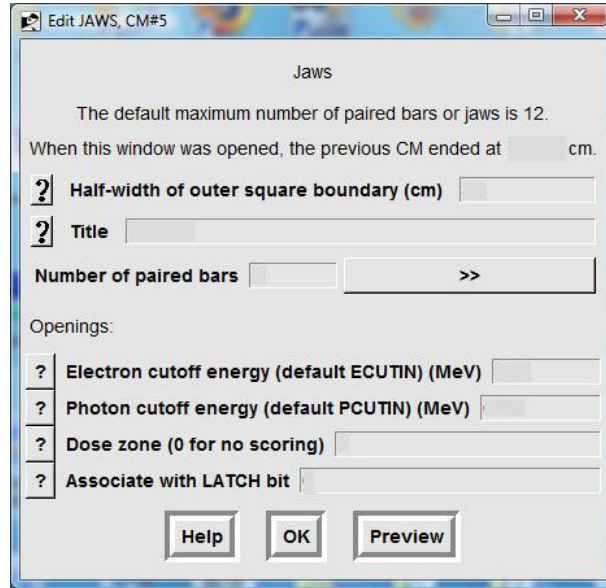
Şekil 3.42 İyon Odasının Diğer Kısımları



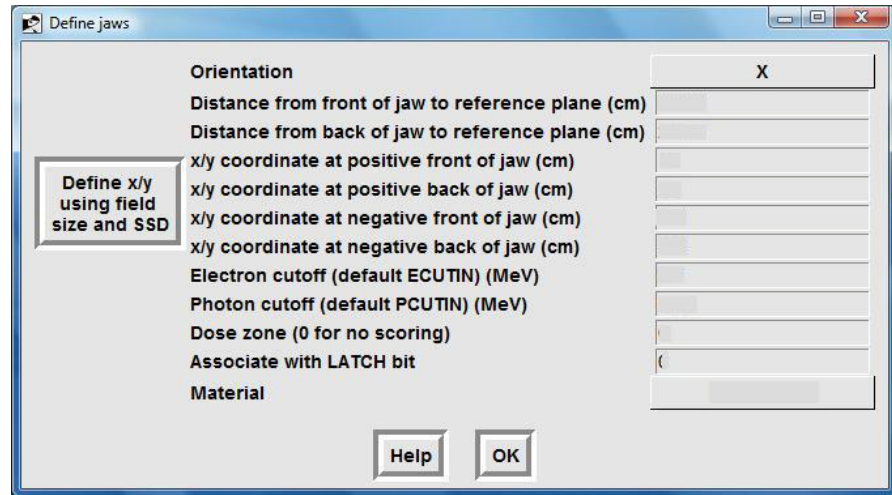
Şekil 3.43 İyon Odası Parça Modülünün Resmi

İyon odası oluşturulduktan sonra JAWS parça modülü ile kama filtreye ait detaylar programa girilmiştir. Kama filtre parça modülüne filtrenin yarıçapı, nasıl

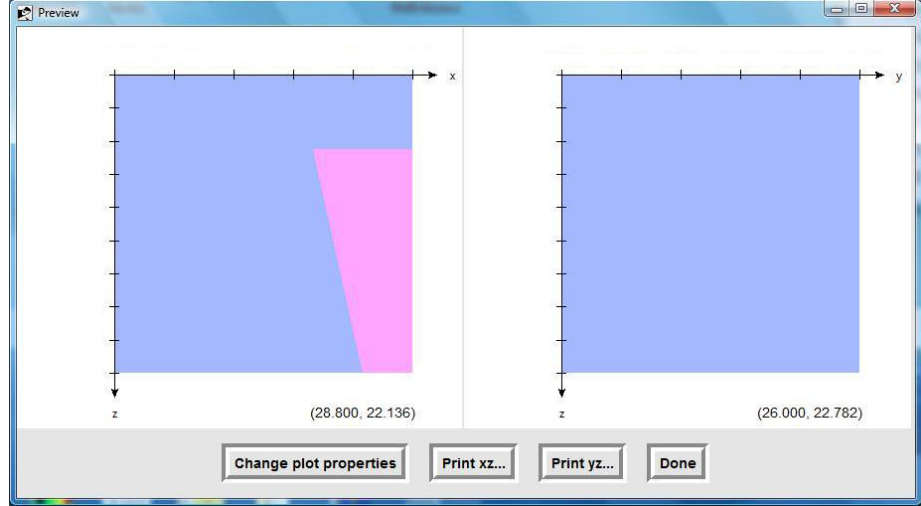
adlandırılacağı, referans düzlemden uzaklığı ve karşılıklı kaç çift çubuktan oluştuğu bilgileri girilmiştir (Şekil 3.44). Daha sonra her bir çubuğun en üst ve en alt noktalarının referans düzlemine olan uzaklıkları, malzemeleri, elektron ve foton cutoff enerjileri, filtre açıklığını ve köşelerini tanımlamak için gereken x ve y koordinatları gibi bilgiler girilmiştir (Şekil3.45). Tüm bu işlemler sonucunda aşağıdaki kama filtre parça modülü oluşmuştur (Şekil 3.46).



Şekil 3.44 Kama Filtre Parça Modülü



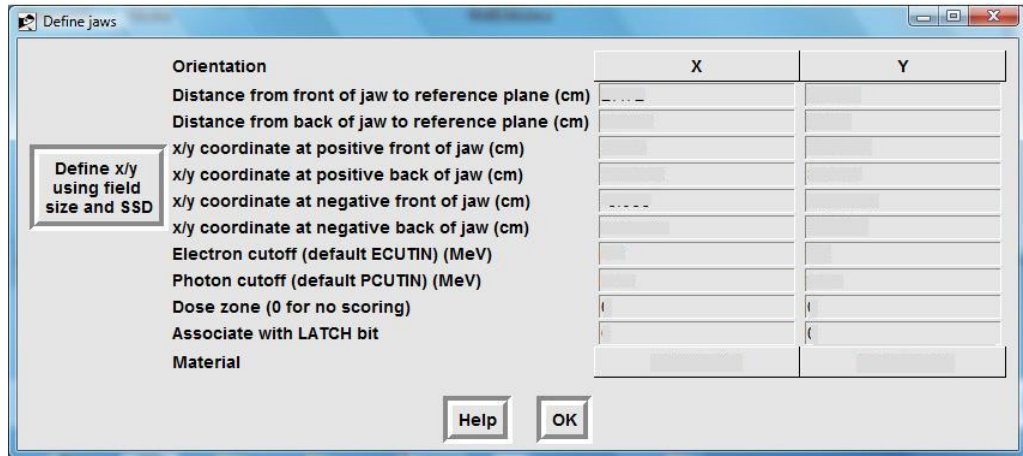
Şekil 3.45 Kama Filtre Parça Modülü İle İlgili Detaylar



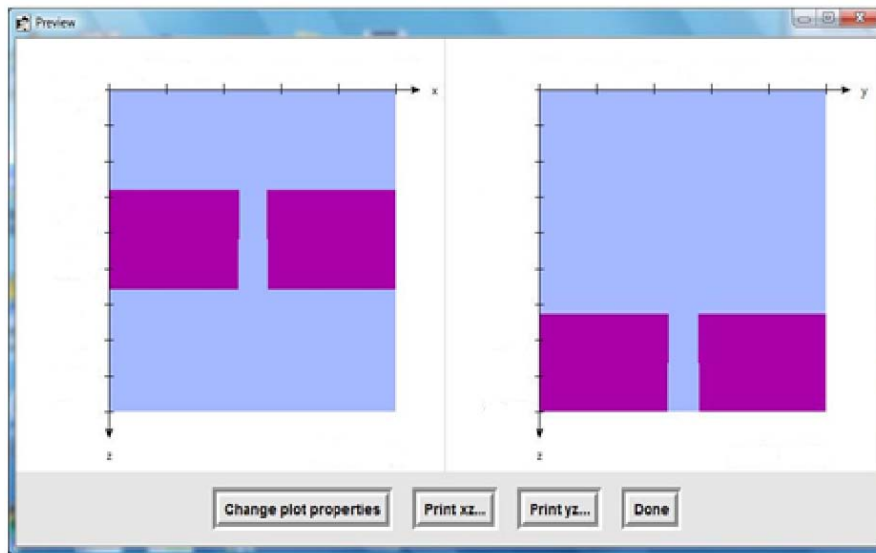
Şekil 3.46 Kama Filtre Parça Modülünün Resmi

Kama filtre oluşturulduktan sonra JAWS parça modülü ile jawlara ait detaylar programa girilmiştir. Jaws parça modülüne jawların yarıçapı, nasıl adlandırılacağı, referans düzlemden uzaklığı ve karşılıklı kaç çift çubuktan oluştuğu bilgileri girilmiştir (Şekil 3.47). Daha sonra her bir çubuğun en üst ve en alt noktalarının referans düzlemine olan uzaklıkları, malzemeleri, elektron ve foton cut-off enerjileri, filtre açıklığını ve köşelerini tanımlamak için gereken x ve y koordinatları gibi bilgiler girilmiştir (Şekil 3.48). Tüm bu işlemler sonucunda aşağıdaki jaws parça modülü oluşmuştur (Şekil 3.49).

Şekil 3.47 Jaws Parça Modülü



Şekil 3.48 Jaws Parça Modülü İle İlgili Detaylar



Şekil 3.49 Jaws Parça Modülünün Resmi

Jawlar oluşturulduktan sonra MLCE parça modülü ile ÇYK'ye ait detaylar programa girilmiştir. ÇYK parça modülüne ÇYK'nin yarıçapı, nasıl adlandırılacağı, karşılıklı kaç çift yapraktan oluştuğu, yaprakların hangi yönde hareket ettiği, yaprakların en üst ve en alt noktalarının referans noktasına uzaklıkları, yapraklardaki çentiklerin genişlikleri, yaprakların arasındaki mesafe, mesafenin tanımlandığı SSD, yapraklarının uçlarının düz ya da yuvarlak olması gerektiği gibi bilgiler girilmiştir (Şekil 3.50). Daha sonra yaprakların malzemeleri, elektron ve foton cutoff enerjileri, alan açıklığını tanımlamak için gereken x ve y koordinatları ve hangi yaprakların alan içinde olacağı gibi bilgiler girilmiştir. Tüm bu işlemler sonucunda aşağıdaki kama filtre parça modülü oluşmuştur (Şekil 3.51).

Multi-leaf collimator MLC
The default maximum number of leaves is 170.
When this window was opened, the previous CM ended at 36.63 cm.

Half-width of outer square boundary (cm) :

Title

Leaves parallel to y
 Leaves parallel to x

Number of leaves

min. Z of leaves (cm)

max. Z of leaves (cm)

Z posn. of left step (cm)

Z posn. of right step (cm)

width of step (cm)

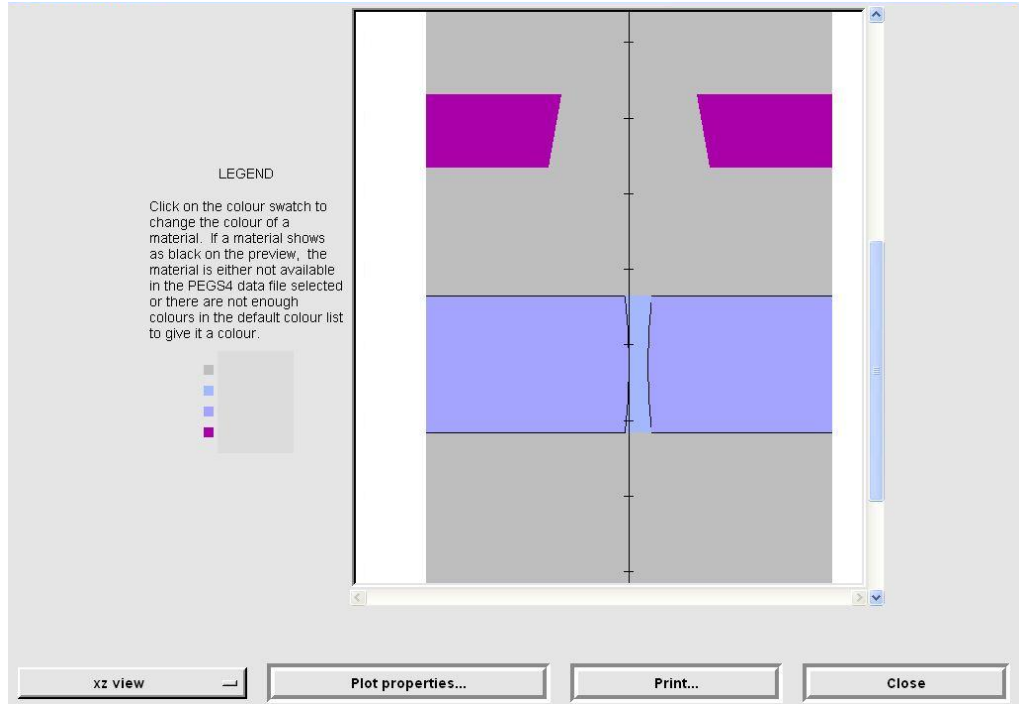
top right coordinate of central leaf (cm)

bottom right coordinate of central leaf (cm)

spacing between leaf centres at SSD (cm)

SSD at which spacing defined (cm)

Şekil 3.50 ÇYK Parça Modülü



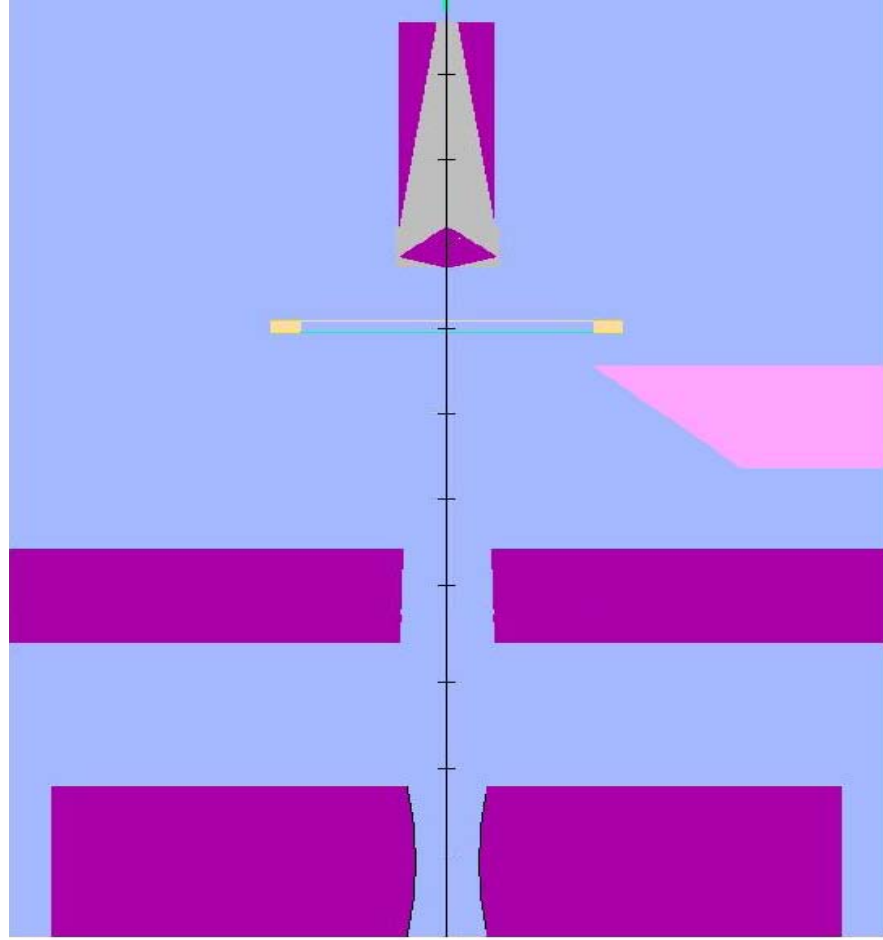
Şekil 3.51 ÇYK ve Jaws Parça Modüllerinin Resimleri

Parça modüllerinin tanımlandığı bu işlemlerden sonra tüm sistemle ilgili parametreler girilmiştir. Parça modüllerinde belirlenen parçaların malzemelerin dışında lineer hızlandırıcı kafasını oluşturan ortam belirlenmiş, paralel koşu yapılıp yapılmayacağı seçilmiş, geçmiş sayısı girilmiş, varyans azaltma tekniklerinden olan

splitting gibi yöntemlerin kullanıp kullanılmayacağı, hedefe gelecek parçacığın ne olduğu ve enerjisinin ne olacağı, birinci parça modülünün referans düzleme olan uzaklığı, parçacıkların enerjileri, yönlerinin kaydedildiği kayıt düzlemlerinin olup olmayacağı, olacaksa hangi parça modüllerinin arasına yerleştirileceği bilgileri girilmiştir.

Bu çalışmada hızlandırıcı kafasının bitim noktasına ışın demetinde oluşan parçacıkların yönleri, enerjileri gibi bilgilerin kaydedildiği bir kayıt düzlemi tanımlanmıştır. Çünkü yapılacak bütün su fantomu ya da katı su fantom hesaplamalarında bu noktaya kadar tanımlanan parçalar aynı kalmıştır. Dolayısıyla BEAMnrc programında yapılan hesaplamalar sonucunda oluşan kayıt düzlemindeki faz uzay dosyası, DOSXYZnrc programında yapılan hesaplamalar için input olarak kullanılmıştır.

Tanımlanan tüm parça modüllerinin sonucunda oluşan lineer hızlandırıcı aşağıdaki gibidir (Şekil 3.52).

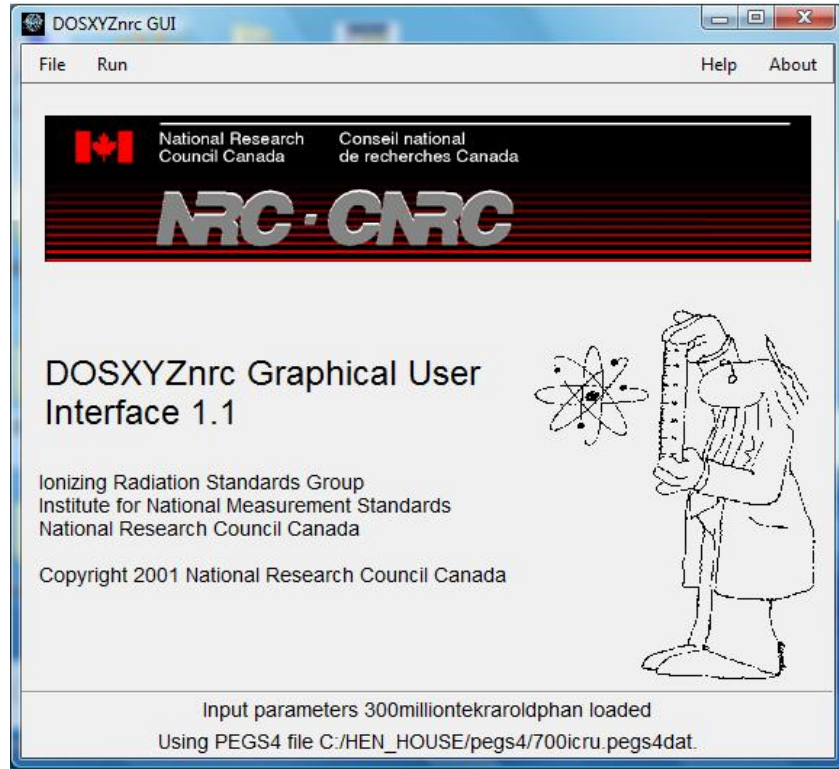


Şekil 3.52 Modellenen Lineer Hızlandırıcının Resmi(x-z görüntüsü)

3.2.2 DOSXYZnrc ile Su Fantomunun Oluşturulup Verilerin Elde Edilmesi

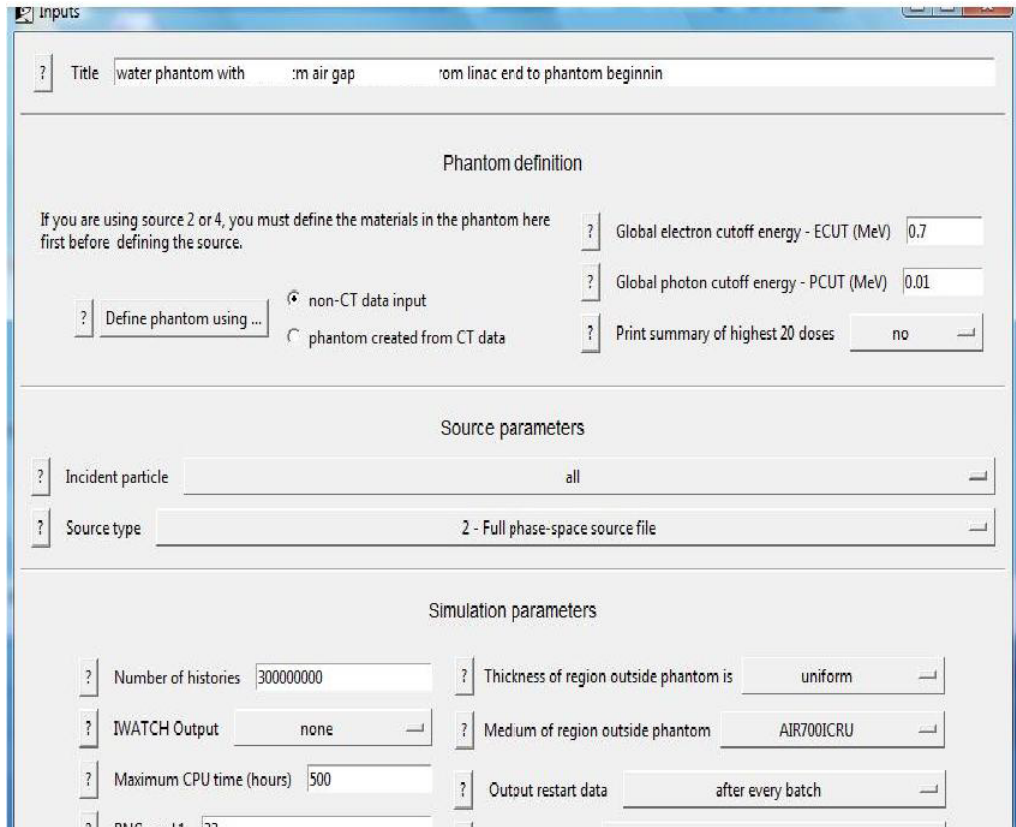
Lineer hızlandırıcı modellendikten sonra oluşan demetle ilgili sonuçları elde edebilmek için hızlandırıcıyı su fantomu, katı su fantomu veya hasta BT'leri gibi bir hedefe yöneltmek gerekmektedir. Tam bu noktada modellemenin doğruluğundan emin olmak için MP3 su fantomunun boyutları ve özellikleri DOSXYZnrc programına girilmiştir. Daha sonra gerçek ölçümlerle karşılaştırmak üzere derin doz profil grafiği ve yatay doz profil grafiği elde edilmiştir.

Su fantomunu DOSXYZnrc programında modellemek için öncelikle yeni bir input oluşturma opsiyonu seçilmiştir. Daha sonra planlamalarda kullanılacak malzemelerin özelliklerinin bulunduğu dosya seçilir (Şekil 3.53).



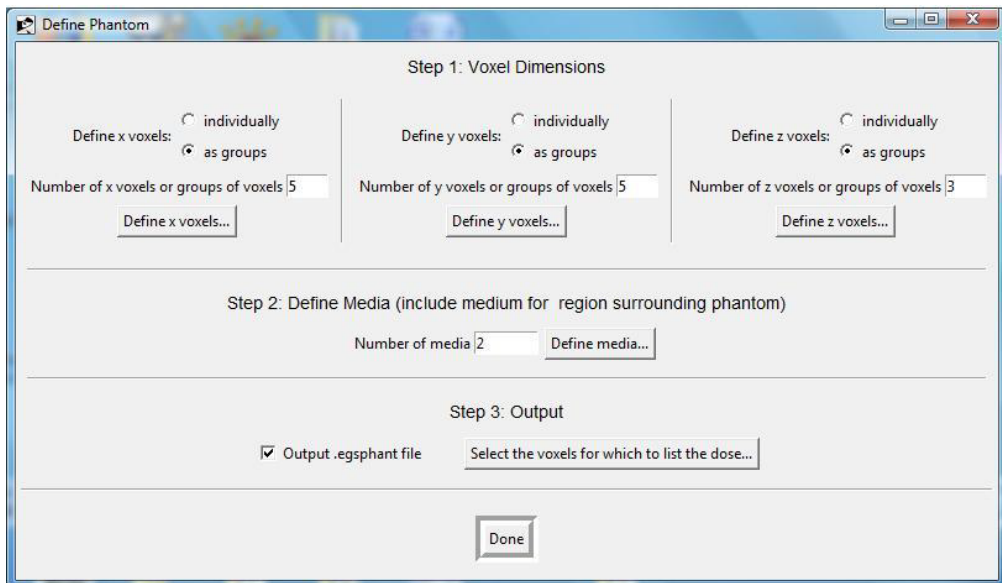
Şekil 3.53 Modelleme İçin İntut Dosyası Hazırlama

Sonraki aşamada programa bu inputun adı, oluşturulan fantomun BT'lerden mi BT'ler olmadan mı oluşturulduğu, fantoma gelen parçacıkların türü (elektron mu, foton mu, pozitron mu olduğu ya da hepsinden mi oluştuğu bilgisi), fantoma gelecek ışın kaynağının hangi dosyadan okutulacağı, fantomun dışındaki ortamın adı ve homojen olup olmadığı bilgileri girilmiştir (Şekil 3.54).



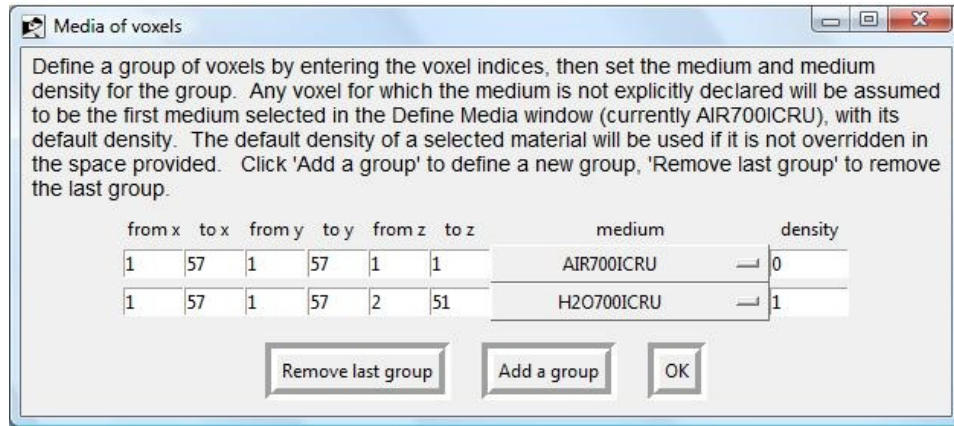
Şekil 3.54 DOSXYZnrc Programına Parametrelerin Girilmesi

50x50x50 cm'lik su fantomu x, y, z eksenlerinde sırasıyla 0.5 cm , 0.5 cm, 0.1 cm aralıklara bölünmüştür. Voksel büyüklükleri programa gruplar halinde girilmiştir (Şekil 3.55).



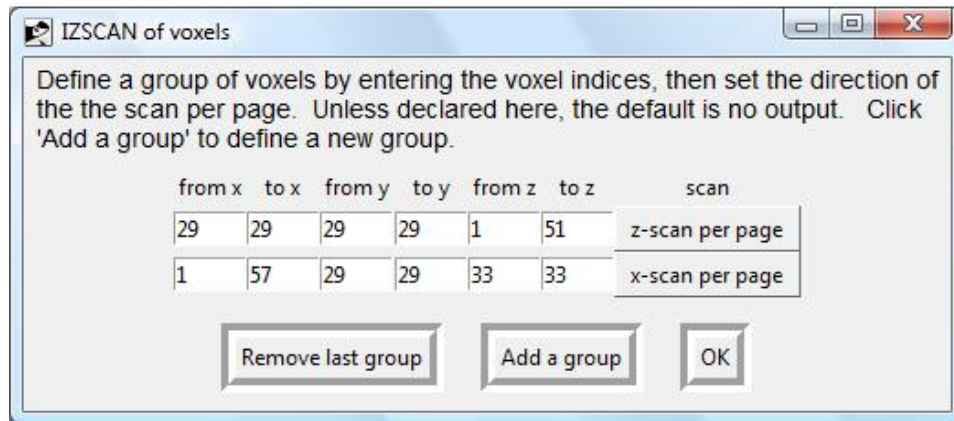
Şekil 3.55 Voksel Büyüklüklerinin Programa Girilmesi

Fantomdaki vokseller belirlendikten hangi vokselin hangi malzemeden oluştuğu bilgisi programa girilmiştir (Şekil 3.56).



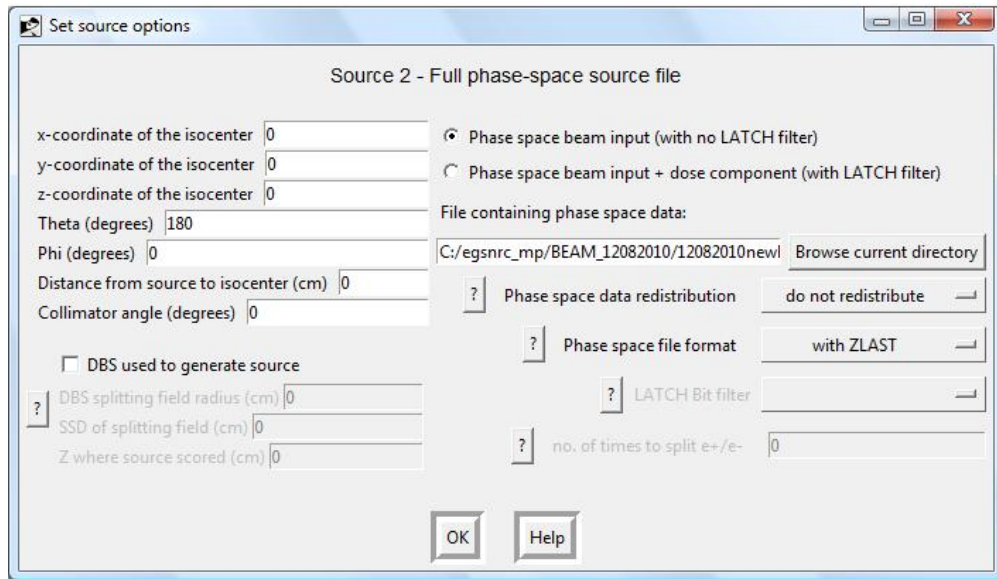
Şekil 3.56 Fantomu Oluşturan Malzemelerin Programa Girilmesi

Bu aşamada ise yatay veya dikey olarak hangi voksellerdeki dozların çıktı dosyasına yazılmasının istenildiği bilgileri programa girilmektedir (Şekil 3.57)



Şekil 3.57 Fantomda Hangi Voksellerdeki Hesapların Sonuç Dosyasına Yazılacağıın Belirlenmesi

DOSXYZnrc programına daha önce hesaplaması yapılmış olan BEAMnrc programının sonuç dosyası kaynak dosya olarak tanımlanmış böylece daha önce modellenmesi yapılmış olan lineer hızlandırıcı bu programam adapte edilmiştir. Bunun dışında izomerkezin yeri, kolimatör açısı, SSD ve hızlandırıcıdan gelen ışın demetinin hangi yönden geldiği bilgileri programa girilmiştir. Bu aşamada derin doz ve yatay doz profilleri elde edildiği için ışın demeti gantri 0^0 deyken tanımlanmıştır (Şekil 3.58).

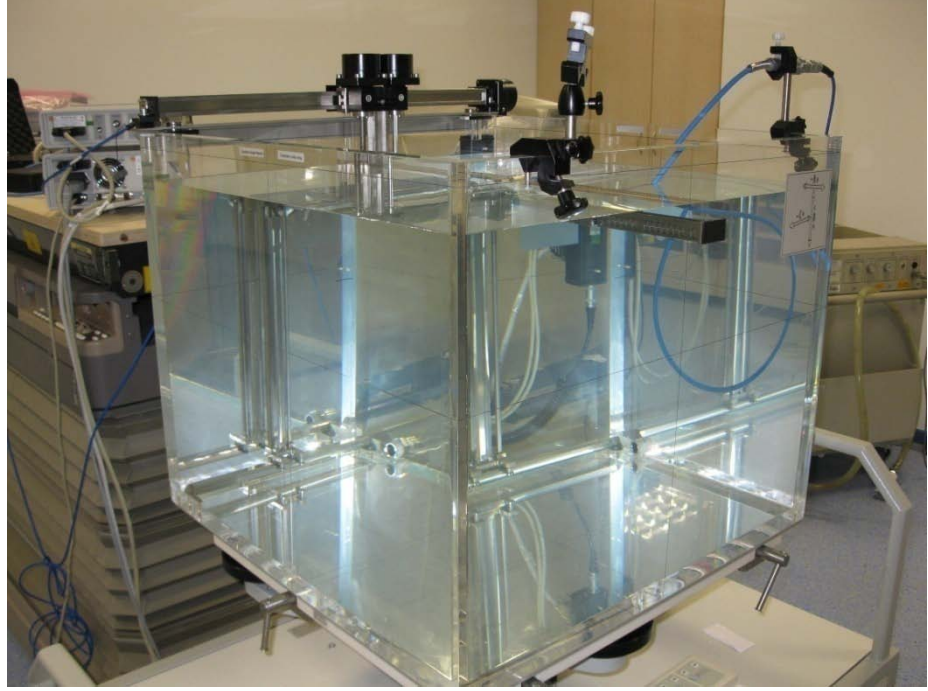


Şekil 3.58 Programa Kaynak Dosyasının Tanımlanması

Tüm bu işlemler sonucunda 18 MV enerjili foton demeti için $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutu için derin doz profil grafiği ve yatay doz profil grafikleri elde edilmiştir.

3.2.3 MP3 Su Fantomu Verilerinin Elde Edilmesi

18 MV enerjili foton için $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutunda, merkezde derin doz ve aynı koşullarda 10 cm derinlikte yatay doz profilleri taranmıştır. Elde edilen taramalar sonunda Mephisto 1.3 yardımıyla alanların izodozları çizdirilmiştir. Bu izodozlar ile DOSXYZnrc programının hesap sonuçları karşılaştırılmış ve yapılan modellemenin doğruluğundan emin olunmuştur (Şekil 3.59).



Şekil 3.59 Su fantomu ile derin doz ve yatay doz profillerinin alınması

3.2.4 BEAMnrc Outputu Kullanılarak Tek Alan (Ön), İki Alan (Sağ ve Sol), Üç Alan (Ön, Sağ ve Sol) Planlamalarının Yapılması ve Dozların Elde Edilmesi

Planlamada hedef olarak kullanılmak üzere DOSXYZnrc programına 30x30 cm²'lik 30 tane 1 cm kalınlığında katı su fantomundan oluşan küp tanımlanmıştır. Bu tanımlama sırasında su fantomunun DOSXYZnrc programına girilirken atılan bütün adımlar tekrarlanmış fakat katı su fantomuna göre değiştirilmiştir. Bu hesaplamalarda da BEAMnrc programının çıktı dosyası input dosyası olarak kullanılmıştır. Planlamalar, alan açıklığı merkezde 10x10 cm ,SAD 100 cm'e göre yapılmış yani 15 cm derinlik merkez kabul edilmiştir. Birden fazla planlama yaparak karşılaştırmalardaki doğruluğu arttırmak ve varsa farklılık yaratabilecek etmenleri gözlemlenmek amaçlanmıştır. Dolayısıyla ilk olarak küp şekline getirilmiş katı su fantomlarına gantri 0⁰'deyken tek alan (ön) planlaması yapılmış ve dozlar hesaplatılmıştır. Dozlar 13, 14, 15, 16, 17 cm derinliklerinde merkezde, merkezin yatayda birer cm sağ ve solunda, ikişer cm sağ ve solunda olmak üzere her bir planda 25 noktada okunmuştur.

Tek alan (ön) planlama hesaplamalarının tamamlanmasının ardından aynı şartlarda katı su fantomuna gantri 90^0 ve 270^0 ’deyken iki alanlı (sağ ve sol) planlama yapılmıştır. Tıpkı tek alan planlamasında olduğu gibi aynı noktalarda dozlar okunmuştur.

İki alan (sağ ve sol) planlamasının tamamlanmasından sonra gantri 0^0 , 90^0 , 270^0 ’deyken üç alan (ön, sağ, sol) olmak üzere planlama yapılmış, diğer planlamalardaki gibi nokta dozlar okunmuştur.

3.2.5 Katı Su Fantomlarının BT’lerinin Çekilmesi

Katı su fantomlarının BT görüntüleri, lazerler işaretlendikten sonra General Electric BrightSpeed Serisi Bilgisayarlı Tomografi Simülatör ile 0.125 cm aralıklarla alınmıştır (Şekil 3.60). Daha sonra DICOM formatındaki bu görüntüler PACS aracılığı ile Precise TPS’ye aktarılmıştır.

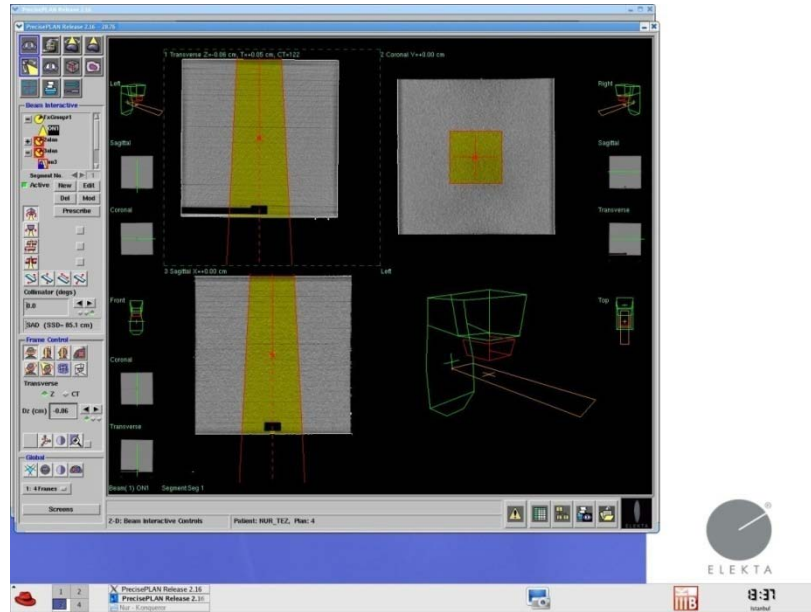


Şekil 3.60 Katı su fantomlarının BT görüntülerinin çekilmesi

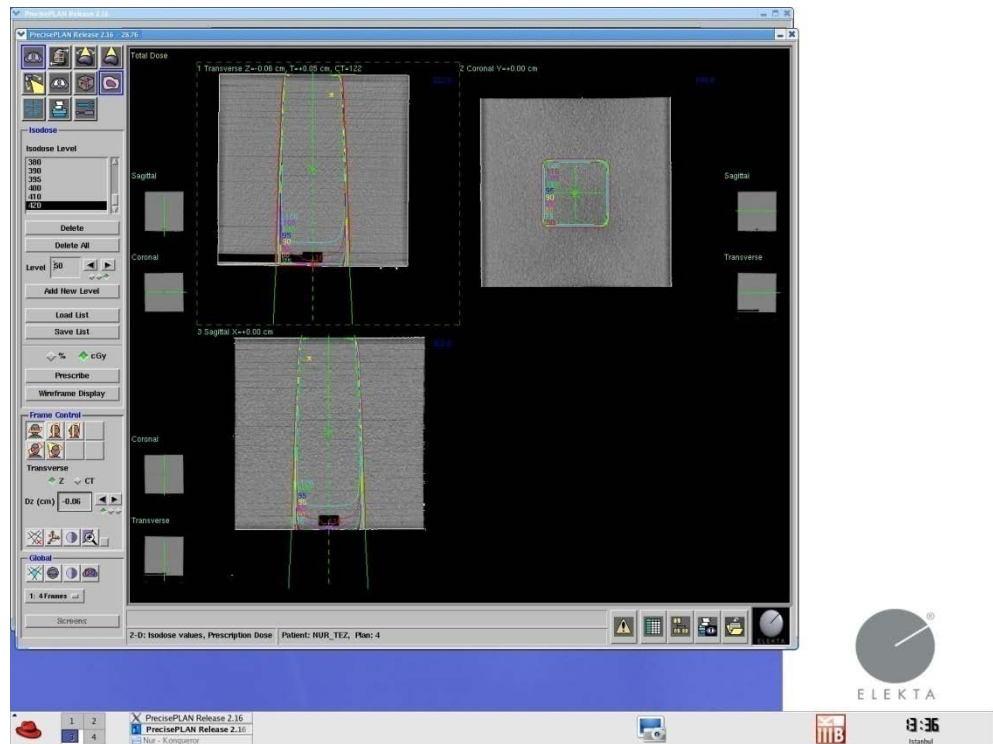
Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler

TPS’ye aktarılan katı su fantomlarının BT görüntüleri ile DOSXYZnrc programında yapılanlarla aynı özellikte olan tek alan (ön), iki alan (sağ ve sol), üç

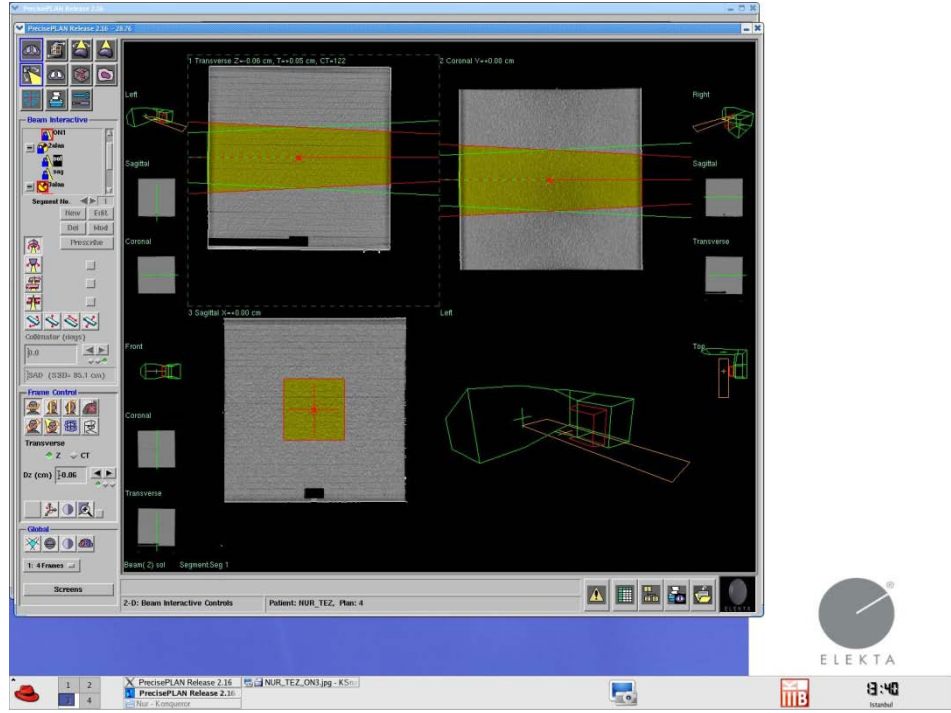
alan (ön, sağ, sol) planlamar tekrarlanmış ve nokta dozlar elde edilmiştir. Planlamar SAD 100 cm, merkezde alan açıklığı 10x10 cm² ve merkeze 18 MV enerjili foton demeti ile 200 cGy verilecek şekilde yapılmıştır (Şekil 3.61, 3.62, 3.63, 3.64, 3.65, 3.66).



Şekil 3.61 Tek Alan (Ön) Planlaması



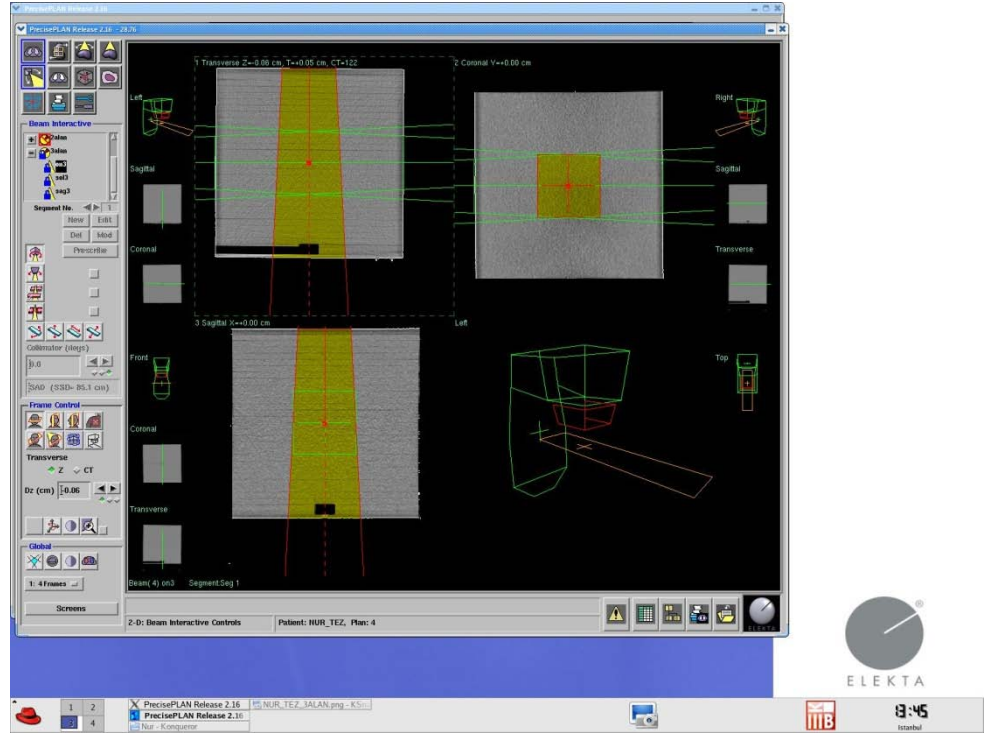
Şekil 3.62 Tek Alan (Ön) Planlamada Nokta Dozların Okunması



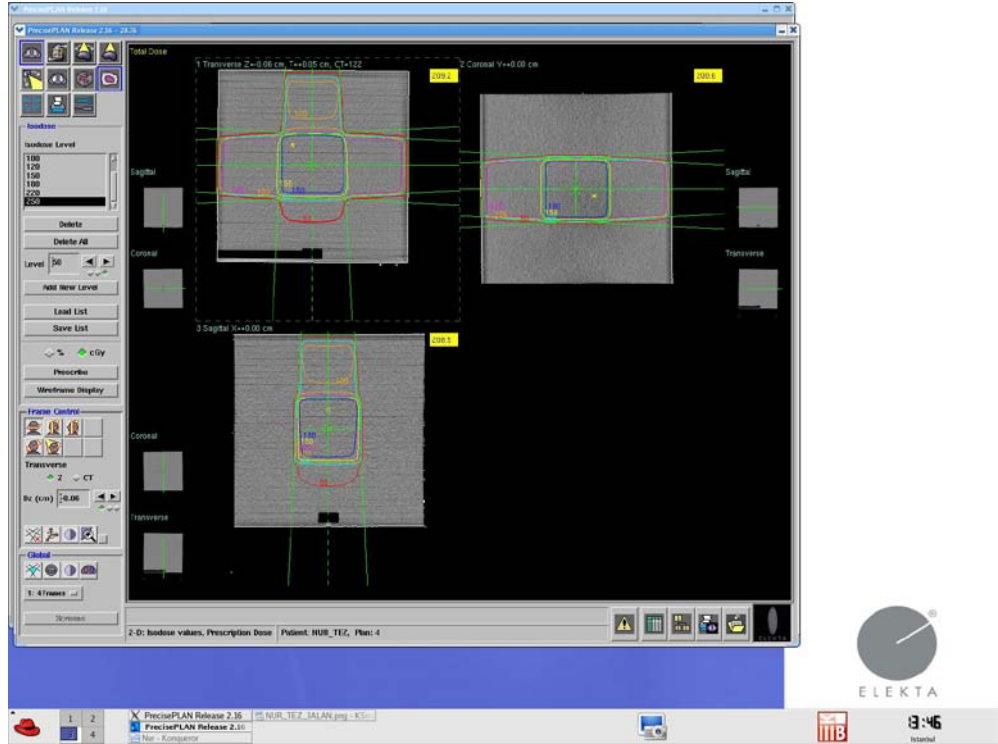
Şekil 3.63 İki Alan (Sağ ve Sol) Planlaması



Şekil 3.64 İki Alan (Sağ ve Sol) Planlamada Nokta Dozların Okunması



Şekil 3.65 Üç Alan (Ön, Sağ ve Sol) Planlaması



Şekil 3.66 Üç Alan (Ön, Sağ ve Sol) Planlamada Nokta Dozların Okunması

Planlamalar yapıldıktan ve doz dağılımları hesaplandıktan sonra DOSXYZnrc planlamalarının ve gafkromik filmlerinin sonuçları ile karşılaştırılmak üzere her planda daha önce yerleri belirtilen 25 noktada doz okunmuştur.

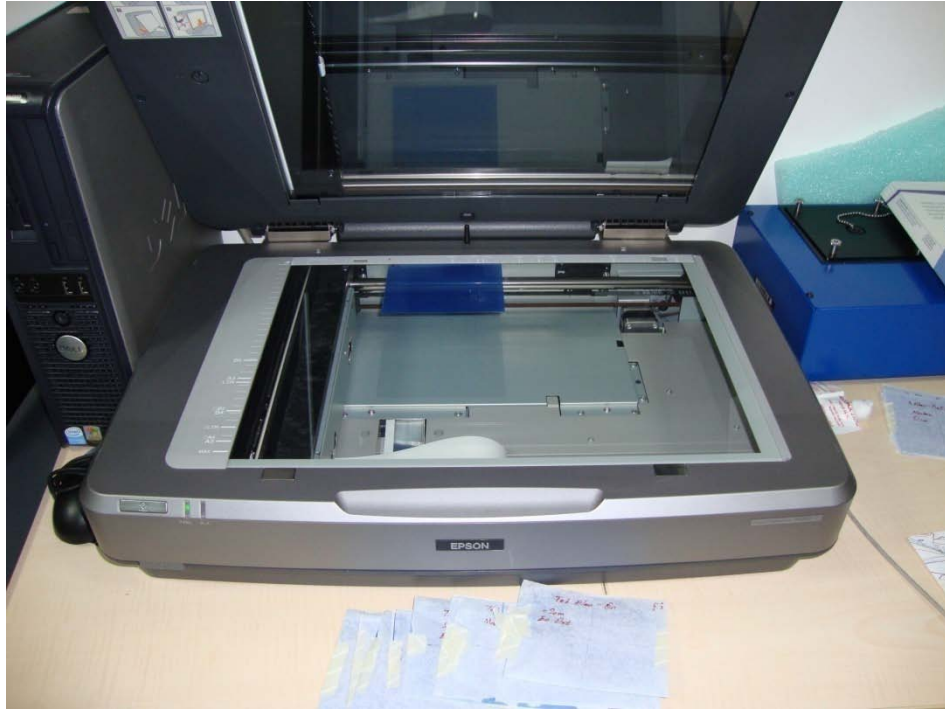
Gafkromik Filmlerle Yapılan Işınlamalar

Gafkromik filmlerle ölçüm yapabilmek için öncelikle kalibre edilmeleri gerekmektedir. Bu amaçla gafkromik filmler 18 MV için RW3 katı su fantomlarının 10 cm derinliğine yerleştirilmiş, SAD=100 cm mesafede 10x10 cm²'lik alanlar için Tablo 3.3'te belirtilen MU değerleri ile ışınlanmıştır. Filmler ışınlanmadan önce kağıt bıçağı kullanılarak ve yönelimleri göz önüne alınarak parçalara ayrılmıştır.

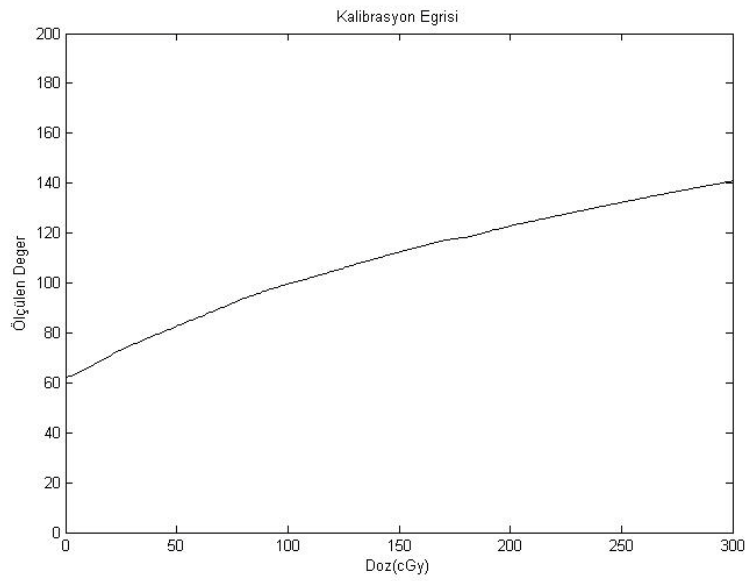
Tablo 3.3 18 MV foton enerjisi için gafkromik filmlere verilen MU değerleri ve bu değerlere karşılık gelen dozlar

MU	Doz (cGy)
0	0
25	23.86
50	47.71
75	71.57
100	95.42
125	119.28
150	143.14
175	166.99
200	190.85
225	214.70
250	238.56
300	286.27

Filmler ışınlandıktan 24 saat sonra Epson marka 10000 XL model tarayıcıda landscape modunda, 48 bit-color opsiyonunda, 150 dpi'da taratılıp, görüntüler *.tiff (tagged imaged file format) uzantısıyla kaydedilmiştir (Filmler taratılmadan önce tarayıcı, tarayıcının boş yüzeyi 600 dpi ve daha üst değerler ile taratılarak ısıtılmıştır) (Şekil 3.67). Daha sonra bu görüntüler “ Mephysto mc² FilmCal. (2.3)” programı ile değerlendirilerek filmlerin kalibrasyon eğrileri oluşturulmuştur (Şekil 3.68).



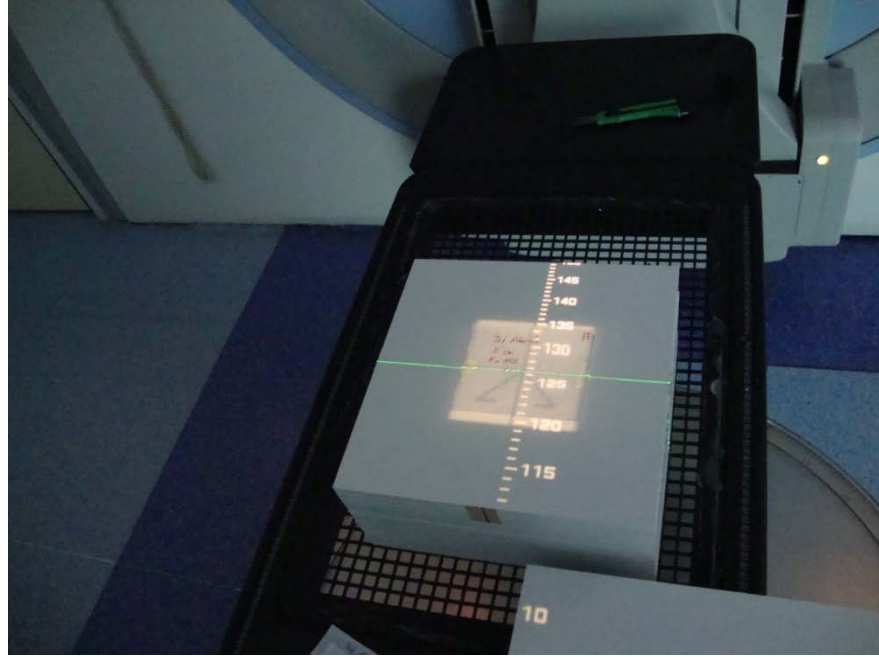
Şekil 3.67 Gafkromik Filmlerinin Epson Marka 10000 XL Model Tarayıcıda Taratılması



Şekil 3.68 18 MV foton enerjisi için gafkromik filmin kalibrasyon eğrisi

Filmlerin kalibrasyon işlemleri tamamlandıktan sonra Precise TPS ile yapılan 3 adet planlamanın ölçümlerinin yapılması işlemine geçilmiştir. Bunun için gafkromik filmler yönelimleri de göz önünde bulundurularak film bıçağı ile kesilip

uygun zarflara konulmuştur. Katı su fantomlarının 13, 14, 15, 16, 17 cm derinliklerine hazırlanan filmler yerleştirilmiştir (Şekil 3.69).



Şekil 3.69 Gafkromik Filmlerin Katı Su Fantomlarının Arasına Yerleştirilip Işınlanması



Şekil 3.70 Tek Alan (Ön) Planlamasında Gafkromik Filmlerin Işınlanması

Tek alan planlamasından sonra filmler değiştirilip sırasıyla iki alan ve üç alan planlamalarının ışınlamaları yapılmıştır (Şekil 3.70, 3.71)



Şekil 3.71 İki Alan (Sağ ve Sol) Planlamasında Gafkromik Filmlerin Işınlanması

Işınlamalar tamamlandıktan sonra tüm filmler tıpkı kalibrasyon süresindeki gibi Epson marka 10000 XL model tarayıcıda taratılmıştır (Şekil 3.72).



Şekil 3.72 Planlamalara Göre Işınlanan Filmlerin Taratılması

Işınlanan tüm filmlerin taratılmasının ardından “ Mephysto mc² FilmCal. (2.3)” programı ile okutulmuştur. Daha önce DOSXYZnrc ve planlamalarda kaydedilen nokta dozların belirlendiği noktalardaki dozlar okunmuştur (Şekil 3.73, 3.74, 3.75).



Şekil 3.73 Katı Su Fantomunda Tek Alan (Ön) Planlaması ile Işınlanan Film



Şekil 3.74 Katı Su Fantomunda İki Alan (Sağ ve Sol) Planlaması ile Işınlanan Film

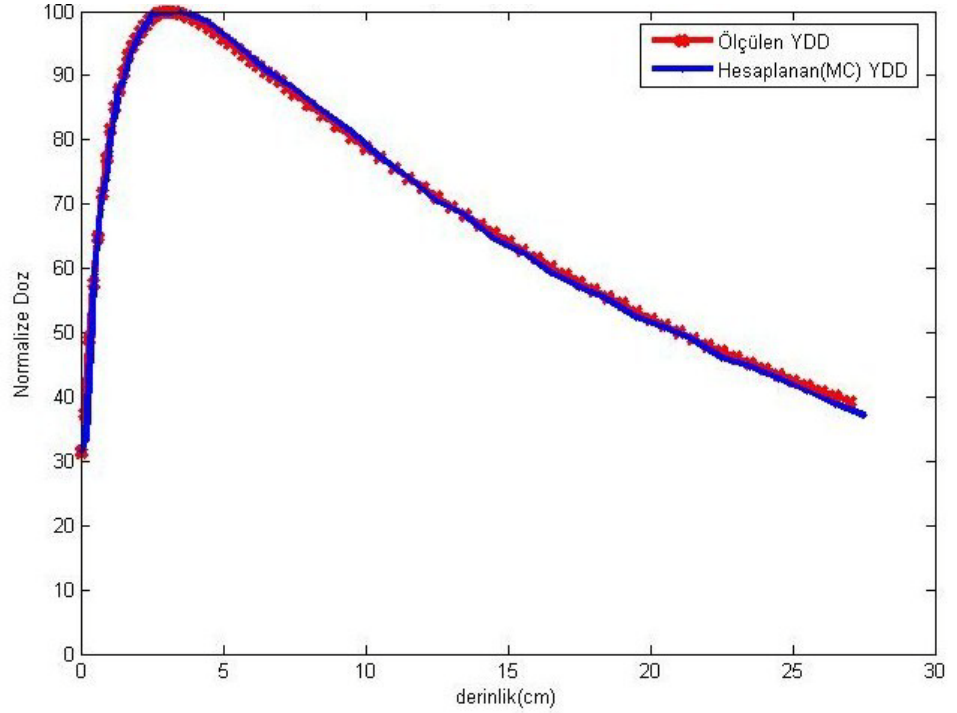


Şekil 3.75 Katı Su Fantomunda Üç Alan (Ön, Sağ ve Sol) Planlaması ile Işınlanan Film

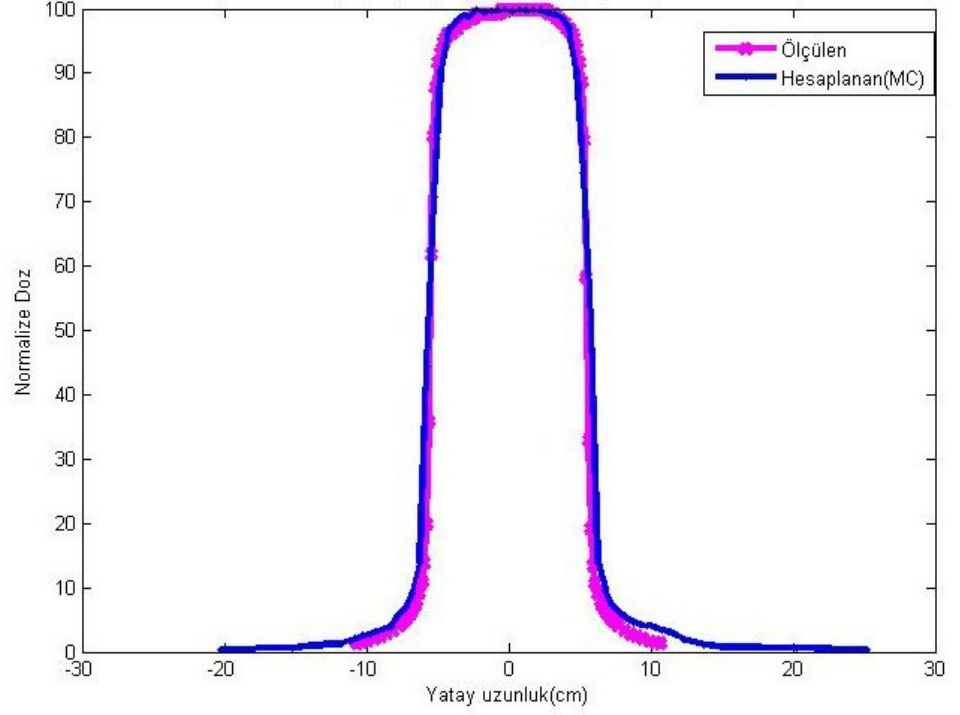
4 BULGULAR

4.1 DOSXYZnrc ve MP3 Su Fantomu İle Alınan Verilerin Karşılaştırılarak Modellemenin Doğrulanması

Lineer hızlandırıcı ile planlama yapmadan önce hızlandırıcı modellemesinin doğruluğundan emin olmak gerekmektedir. Bu amaçla MP3 su fantomu ile yapılan ölçümler ile DOSXYZnrc programı ile yapılan ölçümler karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmada 18 MV enerjili foton demeti için 10x10 cm'lik alan boyutu için derin doz profil grafiği ve yatay doz profil grafikleri elde edilmiştir. Karşılaştırılan profillerin örtüşmelerinin yanı sıra YDD eğrilerinde d_{maks} değerlerinin de 3.2 cm'de uyuşması modellemenin güvenilirliğini kanıtlamıştır (Şekil 4.1, 4.2).



Şekil 4.1 Su Fantomu ile Ölçülen Ve DOSXYZnrc İle Hesaplanan YDD Eğrilerinin Karşılaştırılması



Şekil 4.2 Su Fantomu İle Ölçülen Ve DOSXYZnrc İle Hesaplanan Yatay Doz Profil Eğrilerinin Karşılaştırılması

4.2 DOSXYZnrc, TPS Planlamaları ve Gafkromik Filmlerle Okunan Nokta Dozların Karşılaştırılması

Katı su fantomunda tek alan (ön) planlamasına ait MC (DOSXYZnrc), TPS ve film ile elde edilen doz değerleri ve MC hesaplamaları ile aralarındaki yüzde farklar Tablo 4.1’de özetlenmiştir. Tek alan (ön) planlamada TPS hesaplamalarında + % 0.6 ile - % 1.9 fark gözlenirken film ölçümlerinde + % 0.7 ile - % 1.8 fark gözlenmiştir (Tablo 4.1).

Tablo 4.1 Tek alan (ön) planlamasına ait MC, TPS ve film ile elde edilen doz değerleri ve MC hesaplamaları ile aralarındaki yüzde farklar

Yatay Ekseninde Ölçüm Alınan Noktalar (cm), Dozlar (cGy) ve Yüzde Farklar												
Z Ekseninde Ölçüm Alınan Derinlikler (cm)		-2 cm	%	-1 cm	%	0 cm	%	1 cm	%	2 cm	%	
		13	TPS	215.7	-%1.3	218.1	%0.1	218.4	-%0.2	219.2	%0.6	215.7
	FILM	216.2	-%1.1	217.1	-%0.4	217.7	-%0.6	219.3	%0.6	215.1	-%1.4	
	MC	218.5		218.0		218.9		217.9		218.0		
	14	TPS	206.9	-%1.2	206.5	-%1.5	209.1	-%0.4	207.6	-%0.9	205.9	-%1.5
	FILM	206.0	-%1.4	207.8	-%0.9	209.2	-%0.4	208.0	-%0.5	206.0	-%1.4	
	MC	209.1		209.6		210.0		209.0		208.9		
	15	TPS	195.9	-%1.9	199.7	-%0.1	200	%0	200.9	%0.6	196.9	-%1.9
	FILM	196.3	-%1.7	199.6	-%0.1	199.6	-%0.2	200.0	%0.2	197.3	-%1.7	
	MC	199.7		199.8		200		199.7		200.7		
	16	TPS	188.2	-%1.1	190.6	-%0.2	190.6	-%0.0	190.6	%0.0	186.2	-%1.9
	FILM	187.5	-%1.5	191.2	%0.1	189.5	-%0.6	191.9	%0.7	186.5	-%1.8	
MC	190.3		190.9		190.7		190.6		189.9			
17	TPS	179.9	-%1.9	181.6	-%0.8	182.7	-%0.3	180.6	-%0.9	180.9	-%1.5	
FILM	180.8	-%1.4	181.2	-%0.9	183.2	-%0.0	181.2	-%0.7	180.8	-%1.5		
MC	183.4		183.0		183.3		182.4		183.6			

Katı su fantomunda iki alan (sağ ve sol) planlamasına ait MC (DOSXYZnrc), TPS ve film ile elde edilen doz değerleri ve MC hesaplamaları ile aralarındaki yüzde farklar Tablo 4.2’de özetlenmiştir. İki alan (sağ ve sol) planlamada TPS hesaplamalarında + % 0.7 ile - % 1.9 fark gözlenirken film ölçümlerinde + % 0.8 ile - % 1.8 fark gözlenmiştir (Tablo 4.2).

Tablo 4.2 İki alan (sağ ve sol) planlamasına ait MC, TPS ve film ile elde edilen doz değerleri ve MC hesaplamaları ile aralarındaki yüzde farklar

Yatay Ekseninde Ölçüm Alınan Noktalar (cm), Dozlar (cGy) ve Yüzde Farklar											
Z Ekseninde Ölçüm Alınan Derinlikler (cm)		-2 cm	%	-1 cm	%	0 cm	%	1 cm	%	2 cm	%
		13	TPS	196.1	-%1.6	200.6	%0.6	199.4	%0.1	200.1	%0.7
	FILM	197.2	-%1.1	198.2	-%0.6	198.7	-%0.3	198.7	%0.0	196.7	-%1.4
	MC	199.4		199.3		199.3		198.7		199.3	
14	TPS	198.2	-%1.4	199.6	-%0.2	199.3	-%0.2	197.5	-%1.1	197.3	-%1.3
	FILM	199.2	-%0.9	200.7	%0.4	200.7	%0.5	197.7	-%0.9	197.7	-%1.1
	MC	200.9		199.9		199.8		199.6		199.9	
15	TPS	198.7	-%1.5	198.2	-%1.3	200	%0	198.2	-%1.3	199.6	-%0.8
	FILM	199.7	-%1.1	198.1	-%1.3	201.7	%0.8	198.7	-%1.1	198.1	-%1.6
	MC	201.8		200.8		200		200.9		201.3	
16	TPS	196.9	-%1.9	199.4	-%0.2	199.9	%0.0	197.4	-%1.1	197.1	-%1.7
	FILM	197.7	-%1.6	199.7	-%0.0	199.2	-%0.4	197.2	-%1.2	198.2	-%1.2
	MC	200.8		199.8		199.9		199.6		200.5	
17	TPS	198.0	-%1.3	198.8	%0.4	198.8	-%0.5	198.7	-%0.5	198.4	-%1.2
	FILM	197.2	-%1.7	199.2	-%0.2	198.2	-%0.8	198.2	-%0.8	197.2	-%1.8
	MC	200.6		199.6		199.8		199.7		200.8	

Katı su fantomunda üç alan (ön, sağ ve sol) planlamasına ait MC (DOSXYZnrc), TPS ve film ile elde edilen doz değerleri ve MC hesaplamaları ile aralarındaki yüzde farklar Tablo 4.3'te özetlenmiştir. Üç alan (ön, sağ ve sol) planlamada TPS hesaplamalarında + % 0.0 ile - % 2.4 fark gözlenirken film ölçümlerinde + % 0.6 ile - % 2.0 fark gözlenmiştir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3 Üç alan (ön, sağ ve sol) planlamasına ait MC, TPS ve film ile elde edilen doz değerleri ve MC hesaplamaları ile aralarındaki yüzde farklar

		Yatay Ekseninde Ölçüm Alınan Noktalar (cm), Dozlar (cGy) ve Yüzde Farklar										
			-2 cm	%	-1 cm	%	0 cm	%	1 cm	%	2 cm	%
Z Ekseninde Ölçüm Alınan Derinlikler (cm)	13	TPS	205.0	-%1.0	206.5	%0.0	205.6	-%0.3	206.1	-%0.4	205.5	-%0.8
		FILM	204.9	-%1.0	206.5	%0.0	205.5	-%0.3	206.5	-%0.3	205.6	-%0.8
		MC	207.1		206.6		206.1		206.9		207.2	
	14	TPS	200.8	-%1.5	202.5	-%0.5	202.5	-%0.3	202.6	-%0.6	201.0	-%1.0
		FILM	201.1	-%1.3	202.6	-%0.5	203.1	-%0.3	203.1	-%0.4	200.5	-%1.2
		MC	203.7		203.6		203.2		203.8		203.1	
	15	TPS	197.3	-%1.5	199.9	-%0.1	200	%0.0	199.9	-%0.5	196.2	-%2.1
		FILM	196.9	-%1.7	200.5	%0.1	199.5	-%0.3	200.5	-%0.2	197.9	-%1.3
		MC	200.3		200.2		200		200.9		200.5	
	16	TPS	195.1	-%1.4	196.8	-%0.3	196.7	-%0.2	196.7	-%0.4	194.9	-%1.4
		FILM	196.7	-%0.6	197.7	%0.2	198.2	%0.6	197.2	-%0.1	195.2	-%1.3
		MC	197.9		197.3		197.0		197.5		197.7	
	17	TPS	190.8	-%2.4	193.8	-%0.5	193.4	-%0.7	193.4	-%0.5	191.6	-%1.8
		FILM	191.6	-%2.0	194.1	-%0.4	194.1	-%0.3	193.1	-%0.6	192.1	-%1.5
		MC	195.4		194.8		194.7		194.7		195.0	

5 TARTIŞMA

Bu çalışmada, MC kodunun radyoterapi TPS'lerinin doz hesaplamalarını doğrulama amaçlı kullanılabilecek bir araç olduğu gösterilmektedir. TPS'yi modelleme ve doğrulama işlemi birkaç adımda yapılmıştır. İlk adım olarak Elekta Synergy lineer hızlandırıcı BEAMnrc programı ile modellenmiştir. Modelleme için lineer hızlandırıcının kafa kısmındaki bütün parçalar teker teker programa tanımlanmıştır. Hedef, birincil kolimatör, düzleştirici filtre, iyon odası, kama filtre, jawlar ve ÇYK bütün ebatlarıyla ve yapıldıkları malzeme özellikleriyle programa girilmiştir. Bu modelleme sonucunda radyasyon kaynağı diğer programlara input olacak faz uzay dosyası olarak elde edilmiştir. Foton etkileşim yaptığı noktada ne tür bir fiziksel süreç gerçekleştiğine bakmak için fotonun enerjisine göre etkileşme tipi (fotoelektrik olay, compton ya da çift oluşumu vb.) belirlendikten sonra gerekli örneklemeler yapılarak yeni enerjisi ve yönüyle ilgili bilgi ya da oluşan yeni parçacıkların örneğin elektron pozitron çifti gibi yönü enerjileri örneklenerek elektron, pozitron ya da foton tekrar etkileşime sokularak sistemdeki parçacık sayısı sıfırlanana kadar simülasyon devam ettirilir. Bu simülasyon farklı fotonlar için de tekrarlanarak ortalama davranışı veren istatistiksel veriler oluşturulur.

İkinci adımda ise modellemenin doğruluğundan emin olmak, modellemede elde edilen ışın demetinin Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazının tedavi için ürettiği ışın demetiyle birebir örtüştüğünü görmek için su fantomu ile alınan ölçümler kriter olarak alınmıştır. Dolayısıyla gerçekte kullanılan MP3 su fantomu ile aynı özellik ve ölçülerde olan bir su fantomu DOSXYZnrc programı ile modellenmiştir. Bu modellemede su fantomuna gelen ışın demeti, daha önce BEAMnrc programı ile elde edilen lineer hızlandırıcıdan gelen ışın demetidir. DOSXYZnrc programında derin doz profil grafiği ve yatay doz profil grafikleri elde edilmiştir. Daha sonra aynı doz profil grafikleri MP3 su fantomu ile elde edilmiştir. Hem DOSXYZnrc programından hem de MP3 su fantomundan elde edilen grafikler karşılaştırılmış ve yapılan modellemenin doğruluğundan emin olunmuştur. Elde edilen veriler literatürle de uyumluluk göstermektedir (1,17,18,19). Mukumoto ve ark. yaptıkları çalışmada yüzde derin doz ölçümleri ile MC verileri % 1 farkla uyum göstermişken yatay doz profil grafiklerinde özellikle penumbra bölgelerinde bu fark % 2.5 olarak

gözlenmiştir (1). Rodriguez ve ark. yaptıkları çalışmada ise yine su fantomu ölçümleri ile MC verileri arasındaki fark % 1-2 olarak elde edilmiştir (19).

Üçüncü adım ise asıl amaç olan MC programını kliniğe uyarlamak yani rutinde yapılan tedavi planlamalarının MC koduyla da yapılabileceğini göstermektir. Bu amaçla yapılan modellemenin ardından planlamada hedef olarak kullanılmak üzere DOSXYZnrc programına 30x30 cm'lik 30 tane 1 cm kalınlığında katı su fantomundan oluşan küp tanımlanmıştır. Dördüncü adım, katı su fantomlarının BT görüntülerinin General Electric BrightSpeed Serisi Bilgisayarlı Tomografi Simülatör ile alınmasının ardından bu görüntülerle TPS'de aynı planlamaları yapmaktır. Bu amaçla bu görüntüler Precise TPS'ye aktarılarak tek alan (ön), iki alan (sağ ve sol), üç alan (ön, sağ, sol) planlamalar tekrarlanmış ve nokta dozlar elde edilmiştir. Beşinci ve son adımda ise DOSXYZnrc ve Precise planlamalarından alınan nokta dozları karşılaştırmak için gafkromik filmler ile ölçümler alınmıştır. Lineer hızlandırıcı ile yapılan ölçümlerden önce hızlandırıcının dozimetrik kontrolleri yapılmıştır.

Yapılan her bir plan için DOSXYZnrc sonuçlarından, TPS planlamalarından ve gafkromik film ölçümlerinden elde edilen nokta dozlar karşılaştırılmıştır. Buna göre tek alan (ön) planlamada TPS hesaplamalarında + % 0.6 ile - % 1.9 fark gözlenirken film ölçümlerinde + % 0.7 ile - % 1.8 fark gözlenmiştir. İki alan (sağ ve sol) planlamada TPS hesaplamalarında + % 0.7 ile - % 1.9 fark gözlenirken film ölçümlerinde + % 0.8 ile - % 1.8 fark gözlenmiştir. Üç alan (ön, sağ ve sol) planlamada TPS hesaplamalarında + % 0.0 ile - % 2.4 fark gözlenirken film ölçümlerinde + % 0.6 ile - % 2.0 fark gözlenmiştir. Elde edilen bu veriler literatürle karşılaştırıldığında uyumlu bulunmuştur (17,18,19). Leal ve ark. yaptıkları çalışmada plastik fantoma ait kısımlarda MC ile ölçüm verileri farklarını % 2 olarak elde etmişlerdir (18).

Karşılaştırmalarda beklenildiği gibi ölçümlerin yapıldığı homojen ortamlarda MC, TPS ve film ölçümleri uyumluluk göstermiş ve MC programının TPS'lerin simülasyonunda güvenle kullanılabileceğini ispatlamıştır.

Mukumoto ve ark. (1) konvolüsyon ya da süperpozisyon yöntemlerini kullanan algoritmaların oluşturduğu TPS'lerin hesaplamalarında hata payının % 1-2'yi geçmemesi gerekirken özellikle toraks bölgesi gibi homojen olmayan bölgelerde %10'u aşması yüzünden yaptıkları çalışmada Varian Clinac 23EX cihazı MC ile simüle edilmiş ve Eclipse TPS ile bir akciğer planlaması MC ile karşılaştırılmıştır. BEAMnrc ve DOSXYZnrc programları kullanılarak yapılan hızlandırıcının simülasyonu işleminin doğruluğu test edebilmek için bu çalışmada da su fantomu ölçümleri ile karşılaştırılma yapılmış ve yatay doz profillerinin penumbra bölgelerinde % 2.5 ve yatay doz profillerinin diğer kısımları ile derin doz profillerinde % 1 farklılık gözlemlenmiştir. Simülasyonun doğrulanmasından sonra MC ve Eclipse ile akciğer için yapılan stereotaktik vücut radyoterapi planlamasında izomerkeze 6 MV ile 7 alandan 4 fraksiyonla, fraksiyon başına 12 Gy verilmiştir. Planlamaların doz dağılımları karşılaştırıldığında akciğerin içinde ve kenarında % 5 doz farkı gözlemlenmiştir. Bu çalışma ayrıca paralel koşullarda işlemci sayısının 1'den 6'ya arttırıldığında, hesaplama veriminin azalmadan hesaplama zamanınının 44.1 saatten 7.4 saate düşerek MC kodunun günlük kullanımında da yer bulabileceğini göstermektedir. Bizim yaptığımız çalışmada da modellenen lineer hızlandırıcı cihazının doğruluğu su fantomu kullanılarak test edilmiş ve bulunan farklar her iki çalışmada da uyumluluk göstermiştir.

Reynaert ve ark. (17) yaptıkları çalışmada Elekta SLiplus lineer hızlandırıcı modellenmiş ve bir hasta için hem MC hem de HELAX TPS (collapsed cone konvolüsyon algortmasını kullanır) ile dur ve ışınla sistemi ile YART planı yapıp karşılaştırılmıştır. Hasta, post operatif (kranyofasyal rezeksiyon) olup etmoid sinüste adenokarsinom tanılı 70 yaşında bir hastadır. Planlama 42 adet 6 MV enerjili demetle toplamda 70 Gy verilen YART planlamasıdır. Planlama için PTV ve optik kiazma kontürlenmiştir. Planlamalar karşılaştırıldığında hava içeren ortamlarda HELAX'ın olması gerekenden daha az hesaplayacağı öngörüsü doğru çıkmış, PTV'de büyük sapmalar gözlenmezken optik kiazmada doz farklılıkları ortaya çıkmıştır. Böylece hava kavitelerinin yanında yer alan optik kiazma gibi kritik organlar söz konusu olduğunda MC'nin daha güvenilir bir program olduğu ortaya çıkmıştır.

Leal ve ark. (18) klinikte uyguladıkları YART planlamasını MC programıyla da yapmak amacıyla Siemens marka Primus model linak simüle edilmiş ve simülasyonun doğruluğu MC, TPS ve film ölçümlerinin karşılaştırılmasıyla yapılmıştır. Plastik fantomda planlamaya göre yapılan iyon odası ölçümleriyle MC planlama verileri karşılaştırılmıştır. Farklar %2'nin altında bulununca plastik fantoma filmler yerleştirilmiş ve film, TPS ve MC ile elde edilen doz eğrileri karşılaştırılmıştır. Karşılaştırılmaların kabul edilebilir düzeyde olduğu görülünce üç farklı hasta planlaması yapılmıştır. İlk hasta planlaması prostat kansinomalı bir hastaya yapılan 65 segmentli, 7 gantri açılı ters planlamadır. Planlamada seminal vezikül ve prostat hedef; rectum, mesane ve femur başları kritik organ olarak kontürlenmiştir. Hasta planlaması bazı kısıtlamalardan dolayı yüzüstü pozisyonda yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre MC homojen olmayan ortamlarda elektron dengesini daha fazla hesaba kattığı için rektum çevresinde %60'lık izodozu daha doğru hesaplamıştır. İkinci hasta planlaması ise prostat kansinom tanılı bir hasta için sırtüstü pozisyonda, 16 segmentli, 7 gantri açılı IMRT planlamasıdır. Bu planlamanın sonucunda ise TPS'de hesaba katılmayan hasta masasının plastik kısmını hesaba kattığı için hastanın cildine yakın yerlerde %50 ve %70'lik izodoz eğrilerinde farklılık gözlenmiştir. Hesaplamalara göre MC mesanenin %20'sinin 60 Gy alacağını gösterirken TPS mesanenin %40'ının 60 Gy alacağını göstermektedir. Üçüncü hasta planlaması ise olası infiltrasyonlar da göz önünde bulundurularak hedefin sadece parotidlerle sınırlandırılmadığı 13 segmentli, 5 gantri açılı kavum tedavisidir. Bu tedavide ise prostate göre homojen olmayan daha fazla yapı bulunduğu için kemik yapılarının bulunduğu yerlerde MC ve TPS arasında farklılıklar gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda yapılan tedavi planlamalarının MC ve film ölçümleriyle karşılaştırma kısmı bu çalışma ile benzerlik göstermektedir. Elde edilen farklar ise her iki çalışmada da birbirleriyle uyumluluk göstermiştir.

Rodrigues ve ark., (19) PLATO TPS'nin güvenilirliğini araştırmak için 6 MV foton enerjili Siemens Mevatron KD2 linak cihazını GEANT4 MC koduyla modellemişlerdir. Modellemenin doğruluğundan emin olmak için GEANT4 hesaplamaları, su fantomu verileri ile karşılaştırılmış, farklar % 1-2 bulununca modelleme kabul edilmiştir. Daha sonra Alderson-Rando fantomun toraks ve kafa kısımları için GEANT4 ve PLATO ile hesaplama ve TLD ile ölçüm yapılmıştır.

Toraks bölgesinde özellikle akciğerden yumuşak dokuya geçiş bölgelerinde PLATO, TLD ölçümlerine ve GEANT4 hesaplarına göre %6 ile %10.7 oranında daha fazla doz hesaplamıştır ki bu gerçekte daha az doz verilerek tümör kontrol olasılığının azalması anlamına gelmektedir. Kafa kısmı için yapılan ölçüm ve hesaplamalarda ise PLATO, hava boşluklarının olduğu bölgelerde %10-40 oranında daha fazla doz hesaplamıştır. Bizim yaptığımız çalışmada da modellenen lineer hızlandırıcı cihazının doğruluğu su fantomu kullanılarak test edilmiş ve bulunan farklar her iki çalışmada da uyumluluk göstermiştir.

6 SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada modellenen linak cihazının su fantomu verileri ile gerçek su fantomu ölçümleri büyük uyumluluk göstermiştir. Bunun yanında katı su fantomu ile ilgili TPS ve MC hesaplamaları ile film ölçümleri % 1-2 farkla elde edilmiştir. Bu fark homojen ortamlarda beklenen limitler içindedir ve literatür tarafından da desteklenmektedir.

MC ile yapılan modellemelerin hepsinde modellemenin doğruluğundan emin olmak için in-vivo dozimetrik ölçümlerle karşılaştırma yapılması gerekmektedir.

Ticari TPS'ler, elektron dengesini hesaba katamadıkları için hava kavitelerinin bulunduğu toraks bölgesinde tümör ve akciğer dokusu geçişlerinde ve baş-boyun kanserlerinde; kemik, yumuşak doku, hava gibi ortam yoğunluğunun sürekli değiştiği bölgelerde gerçekte oluşan dozlardan daha fazla doz hesaplamaktadırlar. Böylece tümöre hesaplanandan ciddi boyutta daha az doz gönderilmektedir ki bu tümör kontrol olasılığını büyük oranda azaltmaktadır. Dolayısıyla bu alanların tedavisinde daha hassas hesaplama yapan programlar tercih edilmelidir.

MC programı klinikte kullanılmadan önce çok yapraklı kolimatörlerin sızıntısı, tongue ve groove etkisi gibi doz hesaplarını etkileyen birkaç etmen simüle edildikten sonra ölçümlerle de kontrol edilmelidir.

MC tabanlı programların tümü, hassaslık gerektiren YART, SVRT, karmaşık 3B KRT planlamalarında güvenle kullanılabilir.

Hasta tedavi planlamalarının özellikle YART, SRC, SVRT gibi karmaşık tekniklerin uygulandığı tedavilerin doğruluğundan emin olmak için hastaya özel kalite temini için kullanılacak güvenilir bir yoldur.

Literatürde yapılan çalışmaların da kanıtladığı gibi MC programı ile hesaplama yaparken bazı yöntemlerin kullanılması ya da paralel koşu ile sonuçların elde edilmesi hata payını arttırmadan hesaplama süresini ciddi oranda azaltmaktadır. Bu azalma ise MC kodunun klinikte rahatlıkla yer alabileceğini göstermektedir.

Bilimsel çalışmaların ilerlemesi için öncelikle fantom BT'lerinde in-vivo, TPS ve MC sonuçlarının karşılaştırılması, ardından hasta BT'lerinde bu karşılaştırmalar yapılmalıdır. Son aşamada ise büyük farklılıkların oluşmasını öngördüğümüz baş-boyun, toraks gibi bölgelerde incelemelerin yapıp belirlenen farklar standartize edildikten sonra klinik uygulamalara entegre edilmelidir.

7 KAYNAKLAR

1. Mukumoto N, Tsujii K, Saito S, Yasunaga M, Takegawa H, Yamamoto T, Numasaki H, Teshima T, “A Preliminary Study of In-House Monte Carlo Simulations: An Integrated Monte Carlo Verification System”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 75, No. 2, pp. 571–579, 2009.
2. Stephen A.D, Stanley K.F. *A Monte Carlo Primer: A Practical Approach to Radiation Transport*, Kluwer Academic/ Plenum Publishers, 2002.
3. Khan F.M, *The Physics of Radiation Therapy*, Baltimore: Lippincott, Third Edition, Williams and Wilkins, 2003.
4. Şentürk S, *Design of A Gamma Irradiation Facility and Radiation Dose Calculations With Monte Carlo Simulations*, 2002.
5. Rogers D.W.O, Walters B, Kawrakow I. *BEAMnrc Users Manual*, Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada, 2009.
6. Rogers D.W.O, Walters B, Kawrakow I. *DOSXYZnrc Users Manual*, Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada, 2009.
7. Podgorsak B. E. “Review of Radiation Oncology Physics: A hand book for Teachers and Students” IAEA Educational Reports Series, 2003.
8. Hendee R. W., Ibbott S. G., Hendee G. E. “Radiation Therapy Physics” Third Edition John Wiley& Sons Pub, 2005.
9. Reference Material of Elekta Synergy Lineer Accelerator Manual, 2001 Elekta Inc.
10. User Manual of Presice 2.15 Treatment Planning System, 2001 Elekta Inc.
11. Mijnheer B., Bridier A., Garibaldi C., Torzsok K., Venselaar J. “Monitor Unit Calculation for high energy photon beams- practical examples” ESTRO BOOKLET No.6 First Edition, 2001
12. Gafchromic EBT self-developing film for radiotherapy dosimetry, International Speciality Products, 2007.
13. PTW Ionizing Radiation Detectors 2006/2007 PTW-Freiburg 2006
14. PTW Water phantom Installation Manual 2004 PTW-Freiburg 2004
15. GE Bright Speed Series Technical Reference Manual, 2007.
16. Instruction Manual of RW3 Solid Water Phantom, PTW Freiburg.

17. Reynaert N., De Smedt B., Coghe M., Paelick L., Van Duyse B., De Gersem W., De Wagter C., De Neve W., Thierens H., 'MCDE: a new Monte Carlo dose engine for IMRT', *Physics In Medicine Biology* 49, 235-241, 2004)
18. Leal A., Doblado F., Arrans R., Rosello J., Pavon E., Lagares J., 'Routine IMRT Verification By Means Of An Automated Monte Carlo Simulation System', *Int. J. Radiation Oncology Bio. Phys* 56, 58-68, 2003.
19. Rodrigues P., Trindade A., Peralta L., Alves C., Chaves A., Lopes M.C., 'Application of GEANT4 radiation transport toolkit to dose calculations in anthropomorphic phantoms', *Applied Radiation and Isotopes* 61, 1451-1461, 2004.