

**T.C.  
HARRAN ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**PROSTAT RADYOTERAPİSİNDE ORGAN DOZLARININ GÖRÜNTÜSEL  
BİR VÜCUT MODELİ KULLANILARAK MONTE CARLO YÖNTEMİYLE  
HESAPLANMASI**

**Elif Berna TİMURTÜRKAN**

**FİZİK ANABİLİM DALI**

**ŞANLIURFA**

**2010**



**T.C.**  
**HARRAN ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**PROSTAT RADYOTERAPİSİNDE ORGAN DOZLARININ GÖRÜNTÜSEL  
BİR VÜCUT MODELİ KULLANILARAK MONTE CARLO YÖNTEMİYLE  
HESAPLANMASI**

**Elif Berna TİMURTÜRKAN**

**FİZİK ANABİLİM DALI**

**ŞANLIURFA**

**2010**

Doç. Dr. Ahmet BOZKURT danışmanlığında, Elif Berna TİMURTÜRKAN'ın hazırladığı “Prostat Radyoterapisinde Organ Dozlarının Görüntüsel Bir Vücut Modeli Kullanılarak Monte Carlo Yöntemi İle Hesaplanması” konulu çalışma 11/06/2010 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Ahmet BOZKURT

Üye : Yrd. Doç. Dr. Ömer ÇELİK

Üye : Yrd. Doç. Dr. Nurettin BEŞLİ

**Bu Tezin Fizik Anabilim Dalında Yapıldığını ve Enstitümüz Kurallarına Göre Düzenlendiğini Onaylarım.**

**Prof. Dr. Mehmet CİCİ**  
**Enstitü Müdürü**

**Bu Çalışma HÜBAK Tarafından Desteklenmiştir.**

**Proje No: 2009/61**

**Not:** Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirimlerin, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak gösterilmeden kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ÖZ .....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	iv
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	v
SİMGELER DİZİNİ .....	vi
1. GİRİŞ .....	1
1.1. Radyoterapinin Tanımı ve Tarihçesi .....	1
1.2. Radyoterapinin Planlanması ve Uygulanması .....	3
1.3. Radyoterapide Kullanılan Radyasyon Türleri ve Madde İle Etkileşimleri .....	4
1.4. Radyoterapide Kullanılan Nicelikler ve Birimler .....	6
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR .....	9
3. MATERYAL VE YÖNTEM .....	15
3.1. Monte Carlo Simülasyon Yöntemi .....	15
3.2. MCNP (Monte Carlo N-Particle) Radyasyon Taşıma Yazılımı .....	16
3.2.1. MCNP Uygulamasına Bir Örnek .....	17
3.4. VIP-Man Tüm Vücut Modeli .....	23
3.5. Prostat Işınlama Ortamı .....	26
3.6. Doz Hesaplama Yöntemi .....	31
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA .....	32
4.1. İncelenen Durumlar İçin Prostatın Soğurduğu Radyasyon Dozları .....	32
4.2. Foton Spektrumunun Organ Dozlarına Etkisi .....	33
4.3. Demet Projeksiyonunun Organ Dozlarına Etkisi .....	36
4.4. Demet Alan Büyüklüğünün Organ Dozlarına Etkisi .....	42
5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER .....	46
KAYNAKLAR .....	48
ÖZGEÇMİŞ .....	51
ÖZET .....	52
SUMMARY .....	54

## ÖZ

Yüksek Lisans Tezi

### PROSTAT RADYOTERAPİSİNDE ORGAN DOZLARININ GÖRÜNTÜSEL BİR VÜCUT MODELİ KULLANILARAK MONTE CARLO YÖNTEMİYLE HESAPLANMASI

Elif Berna TİMURTÜRKAN

Harran Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Fizik Anabilim Dalı

Danışman : Doç. Dr. Ahmet BOZKURT

Yıl : 2010, Sayfa : 54

Radyoterapi uygulamalarında, önceden tanımlanmış bir tümör hacmine tedavi için gerekli dozu verirken ışınlama alanı içindeki riskli organların tolerans dozlarının aşılması gerekir. Bu nedenle riskli organların ne kadar doz aldıklarının bilinmesi, radyasyon riskinin analizi açısından büyük önem taşır. Bu çalışmada 186 cm boyunda, 103 kg ağırlığında gerçek bir insan kadavrasından elde edilen görüntülerin bilgisayara aktarılmasıyla oluşturulan VIP-Man tüm vücut modeli kullanılarak bir Monte Carlo simülasyon yöntemi olan MCNP programı yardımıyla prostat dokusunda olduğu kabul edilen tümör hacmi on üç farklı özellikteki demetle ışınlanmıştır. Her bir demet özelliği için prostat ile çevresindeki riskli organların ışınlama alanına giren kısımları ile tamamı için bırakılan doz miktarları hesaplanmıştır. Her bir ışınlama durumu için ilgilenilen organlarda biriken dozlar o ışınlama durumu için prostatın soğurduğu doza normalize edilerek kıyaslanmıştır. Ayrıca ışın demetinin spektrumunun, projeksiyon açısının ve alan boyutunun değişiminin prostat ve ışınlama alanı içerisine giren riskli organlarda bırakılan doz ile derin doz yüzdesi ve yanal doz değerlerine etkisi incelenmiştir. Bu çalışmada ilk defa riskli organların ışınlama hacmi içerisine giren kısımlarının ışınlama sırasında aldıkları doz değerleri voksel düzeyinde hesaplanmıştır.

**ANAHTAR KELİMELER:** Monte Carlo Metodu, VIP-Man, doz, prostat, radyoterapi

## **ABSTRACT**

**MSc Thesis**

### **CALCULATION OF ORGAN DOSES IN PROSTATE RADIOTHERAPY USING AN IMAGE-BASED MODEL AND THE MONTE CARLO TECHNIQUE**

**Elif Berna TİMURTÜRKAN**

**Harran University  
Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Department of Physics**

**Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Ahmet BOZKURT**

**Year : 2010 , Page : 54**

In radiotherapy applications, the aim is to give the necessary dose to a pre-determined tumor volume while staying below the tolerance levels of the organs that are in the irradiation area. For this reason, knowing how much dose is received by each organ at risk is significant for radiation risk analysis. In this study, the VIP-Man whole body model, which is a tomographic model created based on the anatomy of a 186 cm tall and 103 kg male body, was used together with the Monte Carlo code MCNP to calculate the organ dose during thirteen different prostate radiation therapy procedure. For each beam characteristic, absorbed doses for prostate and neighboring organs were calculated for parts of the organs that is in and out of the beam area. The calculated doses were normalized to the dose received by the prostate under the same irradiation conditions. In addition, the effect of the spectrum, projection angle and the area of the photon beam were analyzed as well as deep dose percentages and off-axis doses. This study is the first to calculate doses received by each organ by summing the doses received by its voxels.

**KEY WORDS:** Monte Carlo Method, VIP-Man, dose, prostate, radiation therapy

## **TEŞEKKÜR**

Yüksek lisans tezimin oluşumunda ve yönetiminde yardımlarını esirgemeyen danışman hocam sayın Doç. Dr. Ahmet BOZKURT'a ve aileme teşekkür ederim.



## ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
3.1. Örnek problemin geometrisinin MCNP'den alınan plot görüntüsü .....	18
3.2. Yüzey kartları bloğu .....	19
3.3. Hücre kartları bloğu .....	20
3.4. Veri kartları bloğu .....	21
3.5. VIP-Man tüm vücut modelinin (a) VHP veri tabanından elde edilen orijinal görüntüsü, (b) voksel vücut görüntüsü, (c) MCNP-plot görüntüsü .....	26
3.6. İncelenen foton spektrumları .....	29
3.7. Farklı projeksiyonlar altında ışınlanmasının temsili gösterimi .....	30
3.8. Farklı alan boyutlarında ışınlanmanın temsili gösterimi .....	31
4.1. Farklı demet spektrumları için voksel dozlarından elde edilen doz haritası (a) 6 MeV, (b) 10 MeV, (c) 18 MeV, (d) 25 MeV'lik foton spektrumu .....	34
4.2. Derin doz yüzdesinin demet spektrumuna göre değişimi .....	34
4.3. Yanal dozun demet spektrumuna göre değişimi .....	35
4.4. Farklı projeksiyonlar altında vokselde bırakılan dozlardan elde edilen doz haritası (a) AP, (b) PA, (c) LL, (d) RL, (e) AR, (f) PL, (g) PR, (h) AL projeksiyon .....	37
4.5. Farklı projeksiyonlar altında yan al dozun değişimi .....	38
4.6. Farklı projeksiyonlar altında derin doz yüzdesinin değişimi .....	39
4.7. Farklı demet alanları için vokselde bırakılan dozlardan elde edilen doz haritası (a) 5x5 cm <sup>2</sup> , (b) 8x8 cm <sup>2</sup> , (c) 10x10 cm <sup>2</sup> 'lik demet alanı .....	43
4.8. Farklı demet alanları için derin doz yüzdesinin değişimi .....	43
4.9. Farklı demet alanları için yan al dozun değişimi .....	44

## ÇİZELGELER DİZİNİ

	<b>Sayfa No</b>
3.1. MCNP’de tanımlanabilen bazı düzlemler ve yüzeyler .....	<b>18</b>
3.2. MCNP’de etkileşimi izlenebilen parçacık türleri .....	<b>21</b>
3.3. MCNP’de kullanılan bazı dedektör türleri .....	<b>22</b>
3.4. Örnek problemde öykü sayısı ile bağıl hata arasındaki ilişki .....	<b>23</b>
3.5. VIP-Man tüm vücut modelinde bulunan bazı organ ve dokuların özellikleri .....	<b>25</b>
3.6. Prostat bölgesi ışınlamalarında radyasyon riski yüksek organlar .....	<b>28</b>
4.1. İncelenen durumlar için prostatın soğurduğu parçacık başına dozlar (Gy/p) .....	<b>33</b>
4.2. Farklı demet spektrumları için $D_i/D_p$ oranları (ışınlama alanındaki vokseller toplamı) .....	<b>36</b>
4.3. Farklı demet spektrumları için $D_i/D_p$ oranları (tüm vücuttaki vokseller toplamı) .....	<b>36</b>
4.4. Farklı projeksiyonlar için $D_i/D_p$ oranları (ışınlama alanındaki vokseller toplamı) .....	<b>41</b>
4.5. Farklı projeksiyonlar için $D_i/D_p$ oranları (tüm vücuttaki vokseller toplamı) .....	<b>41</b>
4.6. Farklı demet alanları için $D_i/D_p$ oranları (ışınlama alanındaki vokseller toplamı) .....	<b>44</b>
4.7. Farklı demet alanları için $D_i/D_p$ oranları (tüm vücuttaki vokseller toplamı) .....	<b>45</b>

## SİMGELER DİZİNİ

$\mu$	Zayıflama katsayısı
$I_0$	Foton demetinin başlangıç şiddeti
$I$	Foton demetinin malzemedan geçtikten sonraki şiddeti
$x$	Malzeme kalınlığı
$D$	Soğurulan doz miktarı
$\varepsilon$	Soğurulan radyasyon enerjisi
MeV	Milyon elektron volt
keV	Kilo elektron volt
MV	Mega volt
kV	Kilo volt
$D_i$	Riskli organların soğurduğu doz
$D_p$	Prostatın soğurduğu doz
S	Demet alanı
SSD	Hasta ile kaynak arasındaki mesafe
PDD	Derin doz yüzdesi
PTV	Planlanan tedavi hacmi
OARs	Riskli organlar
BH	Bağlı hata
$d_{ref}$	Referans derinlik
$d_{max}$	Maksimum dozun bırakıldığı derinlik

## 1. GİRİŞ

### 1.1. Radyoterapinin Tanımı ve Tarihçesi

Günümüzde önemi giderek artan bir sağlık sorunu olan kanser, ölüm nedeni olarak, kalp ve damar hastalıklarının hemen ardından gelmektedir. Dünya Sağlık Örgütü istatistiklerine göre gelişmiş ülkelerde her yıl 250–300 kişiden birinin bu hastalığa yakalanmakta ve 60 yaş üzeri kişilerde görülme sıklığı artarak 250–300 kişide 4–5 civarına yükselmektedir (Dünya Sağlık Örgütü; [www.who.org](http://www.who.org)). Ülkemizde, bu alanda sağlıklı istatistikler bulunmamakla birlikte, görülme sıklığının bu rakamın yarısı kadar olduğu tahmin edilmekte ve farklı kanser türleri arasında prostat kanserinin kanser sebebiyle erkek ölümlerinde akciğer kanserinden sonra ikinci sırada olduğu belirtilmektedir (Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği; [www.radonk.org.tr](http://www.radonk.org.tr)).

İyonlaştırıcı radyasyon türleri kanserli veya kanser dışı bazı hastalıkların tedavisinde 1900'li yıllardan beri, tek başına yada kemoterapi ve cerrahi yöntemlerle birlikte kullanılmaktadır. *Radyoterapi* olarak ta adlandırılan bu uygulamada iyonlaştırıcı radyasyonun doku ortamında yaratacağı biyolojik ve fiziksel etkilerden yararlanılarak kanserli dokular yok edilmeye çalışılır. Temel amaç, önceden hastalıklı olarak tanımlanmış bir doku hacmini radyasyon dozuna maruz bırakarak tümörlü hücrelerin çoğalmasını veya bölünmesini engellemek ve bu işlemi normal dokulara minimum hasar verecek şekilde gerçekleştirmektir. Bu yönüyle radyoterapi, tümörlü dokuya komşu organ ve dokuların korunmasını sağlayarak fonksiyon kaybını önlediğinden tercih edilmektedir (Khan, 2003).

Radyoterapinin kökeni Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen'in 1895'de x-ışınlarını keşfetmesine kadar dayanır. X-ışınlarının fizik ve biyoloji alanındaki araştırmalarda kullanılmaya başlanmasının ardından bu ışınların tedavi edici

özellikleri de ortaya çıkmış ve kısa bir süre içinde kanser ve diğer bazı hastalıkların tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır (McGinley, 1995).

1900'li yılların başlarından itibaren radyoterapi alanında büyük gelişmeler kaydedilmiş ve radyumun tedavi amacıyla tümör içerisine yerleştirilmesi sonrasında *brakiterapi* kavramı geliştirilmiştir (Anderson, 2009). Düşük voltajlı x-ışını cihazlarının 1920'lerde geliştirilmesiyle, tümörlerin harici yöntemler ile tedavisi uygulanmaya başlanmıştır. Ağır parçacıkların hızlandırılabilirdiği ilk siklotronun 1932'de Kaliforniya'da yapılması sonrasında, tıpta kullanılmak üzere lineer hızlandırıcılar geliştirilmiştir. İlk klinik amaçlı Kobalt-60 ünitesi 1951'de İngiltere ve Kanada'da kullanılmaya başlanılmış, ardından radyoterapide kullanılan harici demetler daha rafine hale gelmiştir. Dönebilen başlıklı hızlandırıcıların geliştirilmesi ve radyoterapiye uygun hasta masalarının kullanılmaya başlanması ile radyasyonun çeşitli açı ve doğrultularda kanserli dokulara gönderilebilmesi mümkün hale gelmiştir.

Çok yapraklı kollimatörlerin ve diğer demet şekillendirici aygıtların lineer hızlandırıcılara uyarlanması, radyasyon demetlerinin tam kontrolünü ve şekillendirilmesini mümkün hale getirmiş ve Godfrey Hounsfield'in bilgisayarlı tomografiyi (CT) keşfetmesinin ardından, üç boyutlu tedavi planlaması dönemi başlamıştır (Siebers,1995). Böylece bilgisayarlı tomografinin eksensel görüntüleme özelliği sayesinde fizikçiler hasta vücuduna ulaşan dozu doğrudan ölçebilmişlerdir. Sonraki yıllarda ise ortovoltaj ve kobalt ünitelerinin yerini radyasyon kaynakları içermeyen ve nüfuz etme enerjileri daha kullanışlı olan megavoltaj düzeyinde lineer hızlandırıcılar almıştır.

1970'li yıllarda manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve 1980'li yıllarda pozitron yayınlama tomografisinin (PET) geliştirilmesi ve farklı modalitelerden alınan görüntülerin birleştirilebildiği teknolojik yenilikler ile yeni radyasyon kaynaklarının ortaya çıkmasıyla, sadece tümör ve yayıldığı alanı içeren üç boyutlu radyoterapi tekniğinden intensite ayarlı radyoterapi tekniğine (IMRT) geçilmiş ve kısa zaman önce dört boyutlu görüntü güdümlü radyoterapi tekniği (IGRT)

geliştirilmiştir (Anderson, 2009). Bu yeniliklerin amacı daha iyi bir tedavi sonucu almak ve radyoterapi uygulanan bölgenin çevresindeki sağlıklı dokulara minimum zarar vermektir (National Cancer Institute; [www.cancer.gov](http://www.cancer.gov)).

### 1.1. Radyoterapinin Planlanması ve Uygulanması

Radyoterapi, birçok kanser türünün tedavisinde kullanılan önemli bir yöntemdir. Genel olarak kanserli hastaların %50-60'ının tedavi sürecinde radyoterapiye ihtiyaç duyduğu kabul edilir (The American Society for Therapeutic Radiology and Oncology; [www.astro.org](http://www.astro.org)).

Radyoterapide, karşılaşılan hastalığın durumu ve hastalık hakkındaki mevcut bilgiler ışığında iki farklı amaç güdülür. Hastalığın tamamen yok edilmesinin mümkün olduğu durumlarda *küratif (iyileştirici) radyoterapi*, ya tek başına ya da ameliyat ve/veya kemoterapi ile birlikte uygulanabilir. Ancak amaç, sadece hastalığın belirtilerini hafifletmek ve yaşam kalitesini artırmak ise *palyatif (şikâyetlere yönelik) radyoterapi* tercih edilebilir. Bu tip radyoterapi ile hastaya verilen radyasyon dozu iyileştirici radyoterapiye oranla daha az, tedavi süresi de daha kısadır.

Radyoterapide kullanılan yüksek enerjili x-ışınları iyonlaştırıcı özellikte olduğundan, kanserli bir dokunun ya da organın soğuracağı radyasyon enerjisi, hücrelerin kontrolsüz çoğalmasını veya bölünmesini engelleyebileceği gibi, bu hücrelerin ölümüne de yol açabilir. Radyoterapi lokal bir tedavi tekniğidir ve ışın çoğunlukla demet alanında yer alan bölgedeki sağlıklı hücreleri de etkiler. Bu yönüyle tedaviden elde edilecek sonuç her zaman çevredeki normal dokuların radyasyon toleransı ile sınırlıdır (Khan, 2003).

Uygulanma şekline göre radyoterapi üç gruba ayrılabilir:

1. Hasta vücudunun kanserli bölgesine dışarıdan ve belli bir mesafeden foton veya parçacık demetlerinin gönderildiği yöntem *harici (eksternal) radyoterapi* adı verilir. Foton kaynağı olarak x-ışını tüpleri, Co-60 tabanlı  $\gamma$ -

kaynağı veya hızlandırıcılar kullanılırken, parçacık kaynağı olarak ta doğrusal veya dairesel hızlandırıcılardan yararlanır.

2. Radyoaktif kaynakların cilt üzerine, doku arasına veya vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle uygulanan tedavi şekline *brakiterapi* adı verilir. Yakın mesafeden yapılan bu teknikte hastaya çok küçük ama oldukça radyoaktif kapalı bir kaynak yerleştirilir ve tümör öldürücü görevi bu kaynağın yaydığı  $\gamma$ -ışınları veya  $\beta$ -parçacıkları üstlenir. Bu uygulamada kaynağın yerinin sabitlenmesi ve dikkatli bir şekilde kontrol edilmesi gerekir. Düşük, orta ve yüksek doz oranları tercih edilebilir.

3. İğne, tel, firkete veya tanecik şeklindeki radyoaktif izotop içeren kaynakların doku içerisine yerleştirilmesiyle uygulanan brakiterapi modeline *endoterapi* veya *interstitial* tedavi adı verilir. Kısa yarı ömürlü radyoaktif izotoplar doku içerisinde bırakılırken, uzun yarı ömürlü olanlar belli bir doz verildikten sonra çıkarılır (Khan, 2003).

Radyoterapide tedavinin en önemli kısmı ışınlama öncesindeki planlama aşamasıdır. Öncelikle onkolog hasta üzerinde inceleme yapar, tedavi edilecek doku hacmini belirler ve bu hacmi tanısal x-ışınları (röntgen), bilgisayarlı tomografi (CT), ultrason veya manyetik rezonans (MR) yardımı ile görüntüler. Ardından uygulanacak ışınlama yöntemi belirlenir. Bilgisayarlı sistemlerle kaç demet kullanılacağı ve demetlerin hangi açılardan gönderileceği hesaplanır. Tedavi planlamasında bilgisayar destekli üç boyutlu modeller kullanılır. Işınlamada, foton veya elektron veya ikisinin kombinasyonundan oluşan bir demet seçilebilir. Demetin cinsine karar verilirken aynı zamanda demetin türüne, enerjisine, alanın büyüklüğüne ve sayısına da karar verilir. Bu işlemlerin ardından doku hacmine bırakılmak istenen doz miktarı, yüzdelerik doz ve toplam doza karar verilir. Tedavi sırasında bırakılmak istenen doz sistemi fizikçinin sorumluluğundadır ve uygulamada hata değeri  $\pm\%5$ , tercihen  $\pm\%3$  olmalıdır (Smith, 2002).

## 1.2. Radyoterapide Kullanılan Radyasyon Türleri ve Madde İle Etkileşimleri

Yüksek enerji durumunda veya kararsız haldeki bir elementin bozunmalar gerçekleştirerek daha kararlı veya düşük enerjili durumlara geçiş sürecine *radioaktif bozunma* ya da *radioaktivite* adı verilir. Bu esnada çoğunlukla atomdan dışarıya *radyasyon* adı verilen parçacık veya enerji yayınlanması gözlenir (Groch, 1998).

*Radyasyon* yani *ışınım*, boşluk ortamında veya maddesel ortamda hareket edebilen enerji olarak tanımlanabilir ve yayılabilmek için bir parçacığa ya da elektromanyetik dalgaya ihtiyaç duyar. Madde içerisinde ilerlerken taşıdığı enerjiden dolayı ortamdaki atom ve moleküllerle çeşitli etkileşimlere girer ve bu etkileşimlerin ortamda yer alan atom ve molekülleri iyonlaştırma yeteneğine göre *iyonlaştırıcı* veya *iyonlaştırmayıcı* olarak sınıflandırılabilir. Ağır iyonlar, alfa parçacıkları, protonlar ve elektronlar iyonlaştırıcı radyasyonlar olarak bilinirler. Bunun yanı sıra, nötronlar ve fotonlar da iyonlaştırıcı radyasyonlardır, ancak bu radyasyonlar yukarıda bahsedilen yüklü parçacıklar gibi enerjilerini doğrudan yörünge elektronlarına aktaramazlar. Bunun yerine önce ortamda yüklü parçacıklar oluştururlar ve bu ikincil parçacıklar atomların yörünge elektronları ile Coulomb etkileşmesine girerler. Bu sebeple nötron ve foton gibi parçacıklara *dolaylı iyonlaştırıcı radyasyonlar* adı verilir. Yüklü parçacıklar ise genelde *doğrudan iyonlaştırıcı radyasyonlar* olarak bilinirler.

Fotonlar adı da verilen elektromanyetik ışınım türü, taşıdığı enerjiye ya da dalga boyuna göre çeşitli isimlerle adlandırılır. *Gama ışınları* ve *x-ışınları* yüksek enerjili olup, madde içerisinde iyonlaştırıcı özellik gösterirken, diğer elektromanyetik ışınım türleri genellikle yörünge elektronlarını iyonlaştırmayacak enerjilere sahip değildir. Gama ışınları, radyoaktif çekirdeklerden nükleer tepkimeler sonrasında yayımlanırken, x-ışınları ise ya elektronların yüksek atom numaralı maddeler içerisinde yavaşlaması sonucunda (*bremmstrahlung/frenleme*



ışması) ya da yörüngeler arası geçişler sonrasında (*karakteristik x-ışınları*) oluşurlar.

Bir madde içerisinde ilerleyen elektromanyetik radyasyon taşıdığı enerjiye ve ortamın özelliklerine bağlı olarak Compton etkileşimi, fotoelektrik etkileşim ve çift üretimi olmak üzere üç etkileşimden birini gerçekleştirebilir. Düşük enerjili bir foton genellikle atomun dış kabuk elektronlarından biri ile *Compton* etkileşimi yapar. Enerjisinin bir kısmını yörüngedeki elektrona aktarır ve saçılarak yoluna devam eder. Elektron ise fotondan aldığı enerjiyle atomdan kopar. Gelen fotonun atomun iç kabuk elektronlarıyla etkileşime girebilir. *Fotoelektrik etki* olarak adlandırılan bu olayda fotonun enerjisi tamamen soğurulur ve foton yok olur. Elektron ise belirli bir kinetik enerji kazanarak serbest hale gelir. Serbest kalan elektrona *fotoelektron* denir. Fotoelektronun kinetik enerjisi, gelen fotonun taşıdığı enerji ile elektronun atoma bağlanma enerjisi arasındaki farka eşittir. *İkincil radyasyon* olarak ta adlandırabilecek serbest elektron, karşılaştığı diğer atom ve moleküllerde uyarma, iyonlaştırma veya Bremmstrahlung etkisine yol açabilir (Cember, 2009).

Gelen fotonun enerjisi iki elektronun durgun kütle enerjisinden daha büyükse ( $> 1022$  keV), bu durumda foton atomun çekirdeğinin elektrik alanına giren foton enerjisinin tamamını bir elektron-pozitron çifti yaratmaya harcar. Bu olaya *çift üretimi* adı verilir. Eğer foton bu enerjiden daha büyük bir enerjiyle geliyorsa, artık enerji elektron ve pozitron tarafından kinetik enerji olarak paylaşılır. Radyoterapide kullanılan foton demetleri genellikle birkaç MeV'den daha büyüktür (Bushberg, 1998).

Gelen fotonun enerjisi çekirdek içindeki bir nükleonun bağlanma enerjisinden daha büyükse ( $E_\gamma > 10$  MeV), foton çekirdek tarafından soğurulabilir ve bu durumda çekirdekten bir nükleon kopar. Genellikle çekirdekten nükleon yayımlanan bu olaya *fotonükleer reaksiyon* adı verilir.

### 1.3. Radyoterapide Kullanılan Nicelikler ve Birimler

Radyoterapide temel amaç tanımlanmış bir tümör hacmine tedavi için gerekli dozu verirken ışınlama alanı içindeki sağlıklı dokuların ve kritik organların korunmasıdır. Bu ise ancak ışınlamada kullanılacak demetin enerjisi, doğrultusu (projeksiyonu) ve alan büyüklüğünün doğru seçilmesi ile mümkün olabilir.

Radyasyon maruziyetinin insan sağlığına etkileri genel olarak *deterministik* ve *stokastik etkiler* olmak üzere iki gruba ayrılabilir (ICRP 103, 2007). Deterministik etkiler yüksek radyasyon dozuna maruz kalınma sonucunda çok miktarda hücrenin ölümüne veya fonksiyon kaybına neden olan zarar verici, erken gözlenen doku reaksiyonlarıdır. Düşük doz aralığında radyasyona maruz kalınması durumunda, genetik materyal DNA hasara uğrarsa vücut ve üreme hücrelerinde mutasyonlar gerçekleşebilir. Vücut hücreleri mutasyon geçirdiğinde yıllar sonra bile kanser gözlenebilirken, üreme hücrelerinin mutasyon geçirmesi durumunda gelecek nesillerde görülebilecek kalıtsal hastalıklar ortaya çıkabilir. Bu hastalıkların radyasyon maruziyeti sonucunda oluşması istatistiksel bir doğaya sahip olduğu için stokastik etkiler olarak adlandırılırlar.

Madde içerisinde ilerleyen iyonlaştırıcı radyasyonun yol açacağı etkileri ve sonuçlarını tam olarak anlayabilmek için radyasyonun maddesel ortamdaki giricilik yeteneğini, ortama hangi durumlarda ne kadar enerji bırakacağını ve ikincil bir radyasyona veya parçacık yayınlamaya sebep olup olmadığını bilmemiz gerekir (McKetty, 1998). Fotonların tüm bu özellikleri *zayıflama katsayısı* adı verilen nicelik ile karakterize edilir. Doğrusal zayıflama katsayısı,  $\mu$ , belli bir kalınlıktaki soğurucu malzemenin radyasyon şiddetini zayıflatma miktarının bir ölçüsü olup, birim mesafe başına x-ışını demetinin şiddetindeki yüzdelik değişim olarak tanımlanır. Bir  $\Delta x$  kalınlığındaki malzemeyi geçmeye çalışan  $I$  şiddetine sahip demetin ışıma şiddetindeki değişim *Lambert-Beer Yasası* ile

$$\Delta I = - \mu I \Delta x \quad (1.1)$$

şeklinde verilir. Buradan,  $I_0$  başlangıç şiddeti ile gelen bir demetin,  $x$  kalınlığındaki malzemeden geçtiğinde şiddetindeki değişimin

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.2)$$

bağıntısı ile verileceği görülür. Burada  $I$ ,  $x$  mesafesini kat eden foton demetinin şiddetidir. Gelen demetin zayıflama miktarı, demetteki fotonların fotoelektrik ya da çift üretimi gibi etkileşimler sonucu soğurulmasından veya Compton etkileşimi yoluyla yön değiştirmesinden (saçılmasından) kaynaklanabilir. Toplam zayıflamanın derecesi malzemeden malzemeye de farklılık gösterecektir (McKetty, 1998).

Radyasyon biyolojisinde, klinik radyolojide ve radyolojik korunmada ölçülebilen temel fiziksel nicelik *soğurulan doz*,  $D$ 'dir. Maddesel ortamda ilerleyen radyasyonun maddenin  $dm$  kadarlık kütesine ortalama  $d\epsilon$  kadarlık bir enerji bırakması durumunda, ortamda soğurulan doz

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (1.3.)$$

ile verilir. Soğurulan doz niceliği  $D$ , tüm iyonlaştırıcı radyasyon türleri ve ışınlama geometrileri için kullanılır. SI birim sisteminde birimi J/kg ya da özel ismiyle Gray (Gy)'dir.

Bu çalışmada prostat radyoterapisinde kullanılan farklı enerji spektrumlarına, projeksiyon açılarına ve alan büyüklüklerine sahip x-ışını demetleri için prostat dokusu ve civarındaki organ ve dokuların soğurdukları radyasyon dozlarındaki değişim hesaplamalı olarak incelenmiştir.

## 2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Radyoterapi çalışmalarında hastaya gönderilecek demet karakteristiğinin daha iyi anlaşılması amacıyla demetin oluşturulduğu cihazların Monte Carlo simülasyonu tekniği ile tüm ayrıntılarıyla birlikte modellendiği birçok çalışma yapılmıştır. Ayrıca klinik uygulamalarda hastada planlanan hedef hacme (PTV) bırakılan doz, gönderilen demetin ilerlediği yol boyunca cihaz bileşenleri, hava ortamı ve hastanın diğer dokularıyla etkileşimi sonucunda tedavi planlamasında hesaplanan dozdan farklılıklar gösterebilmektedir. Bu tür uygulamalarda hasta vücuduna dedektör yerleştirilemeyeceği için radyoterapinin ilk uygulanmaya başlandığı zaman insan vücuduna en yakın malzeme olan ve radyasyonun madde ile etkileşiminin iyi bir benzeşimini veren su fantomları kullanılmıştır. Bu fantomlar günümüzde hastanın klinikte ışınlanması öncesinde cihaz kalibrasyonlarının yapılması amacıyla halen kullanılmaktadır. Ayrıca tedavi sırasında hastada bırakılan dozu daha gerçekçi bir yaklaşımla elde etmek amacıyla radyoterapi cihazlarının ve insan benzeri fantomların Monte Carlo simülasyonu tekniği ile modellendiği çalışmalar yapılmıştır.

DeMarco ve arkadaşlarının 1997'de yaptığı bir çalışmada MCNP4A kodu kullanılarak 6 MV'luk nokta kaynak ile  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ 'lük voxellerden oluşan örgü geometrisi ile  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ 'lük su fantomu merkezlenerek doz değerlendirmesi yapılmıştır (DeMarco, 1997).  $5 \text{ mm}^3$  voxel biriminden oluşan 470 adet dedektör kullanılmıştır. Homojen ve heterojen hesaplamaların karşılaştırılmasında standart su fantomu ile düşük ve yüksek yoğunluklu heterojen fantomlarda yapılan ölçümlerde iyi bir yaklaşıklık elde edilmiştir.

Siebers ve arkadaşlarının 1999 yılında yaptığı bir çalışmada Bragg-Gray cavity teoremi kullanılarak maddesel ortamlarda bırakılan dozun suda bırakılan doza dönüşümü elde edilmiştir (Siebers ve ark., 1999). İnsan vücudunun birçok farklı organ ve dokudan oluşmasına rağmen günümüzde klinik radyoterapi suda bırakılan

doz hesaplamaları temeline dayanmaktadır. Monte Carlo doz hesaplama algoritması doku, akciğer ve kemiklerden oluşan hasta ortamlarında da yüksek kesinlikte doz hesaplamaları verebilmektedir. Bu nedenle doz hesaplama algoritmalarının karşılaştırılması, suda veya kemik örüntülerinin içinde bulunan dokularda bırakılan dozun saptanabilmesi için maddesel ortamlarda bırakılan dozu suda bırakılan doza dönüştürebilecek bir metot gerektirmektedir. Bu çalışmada etkileşimin olduğu malzemede 6 ve 18 M V'luk foton demetlerinin doz oranları birincil elektron spektrumlarının ortalama durdurma gücünün hesaplanmasıyla elde edilmiştir. Yumuşak doku için maddesel ortamdaki doz ile sudaki doz değeri yaklaşık %1 bulunmuşken, cortical kemiklerdeki doz farkı yaklaşık %10 aralığında bulunmuştur. Doz oranlarındaki değişim derinliğin bir fonksiyonu olarak çizilmiş ve verilen foton demetleri için her bir maddesel ortam boyunca tek doğrulama faktörü kullanılmıştır.

Lewis ve arkadaşlarının 1999 yılında yaptığı bir çalışmada MCNP radyasyon taşıma yazılımıyla ışın demetinin lineer hızlandırıcının kafası içinde aldığı yol boyunca elektron hedefi olarak ta adlandırılan koni şeklindeki birincil kolimatörler, demet düzleştirici filtre ve ikincil kolimatörler gibi temel bileşenleri modellenmiştir (Lewis ve ark., 1999). Kaynak olarak ikincil kolimatörlerden çıkan x-ışınları kullanılmıştır. Bu kaynakla, uygulamalarda kullanılan minimum uygulama potansiyeli olan 4 MV için derin doz dağılımı ile farklı alan boyutları için belirli derinliklerdeki doz profilleri kabul edilebilir limitlerde bulunmuştur. Bu tekniğin yardımıyla her lineer hızlandırıcı için bileşen boyutları, malzemeleri ve minimum hızlandırma potansiyeline bağlı olarak enerji spekturumunun ölçülebileceği ileri sürülmüştür. Ayrıca bu çalışmada lineer hızlandırıcı ve tedavi planlamalarının kalite kontrol aracı olarak esas alınabileceği iddia edilmektedir.

Ahnesjö ve arkadaşlarının 1999 yılında yaptıkları bir çalışmada radyoterapi planlanmasında foton demetlerinin doz hesaplama metodunu tekrar gözden geçirerek parçacık etkileşimlerinin belirsizliğinin azaldığı bir hesaplama yöntemi tanımlanmışlardır (Ahnesjö ve Aspradakis, 1999). Daha genel ve karmaşık yaklaşımlar yerine en basit yöntem olan nokta doz yaklaşımıyla doz oranı fraksiyonları belirlenmiş ve Monte Carlo gibi parçacık etkileşimi açık olan

tekniklerden bahsedilmiştir. Çalışma ölçülen niceliğin saçılan farklı doz değerlerinin ayrıntılı modellerini içermekte ve farklı integrasyon teknikleri kullanılmaktadır. Demet karakterizasyonu ile ilgili geniş bir literatür ve tedavi kafasındaki saçılmalar faz uzayı verileri bağlamında ve/veya direkt Monte Carlo doz hesaplamaları esas alınarak tekrar gözden geçirilmiştir.

Ma ve arkadaşlarının 1999 yılında yaptıkları bir çalışmada medikal hızlandırıcılardan elde edilen klinik elektron demetleri üzerinde son yirmi yıldır yapılan çalışmalar özetlenmektedir (Ma ve ark., 1999). Radyoterapide en kesin doz hesaplama yöntemlerinden biri olan Monte Carlo simülasyon tekniği, bilgisayar teknolojisinin hızla gelişmesiyle birlikte tedavi planlamalarında pratik hale gelmektedir. Monte Carlo tedavi planlamasının temel gereksinimi medikal hızlandırıcılardan radyasyon demetlerinin detaylı bilgisini elde etmektir. Bununla ilgili pratik bir yaklaşım medikal hızlandırıcının içindeki radyasyon etkileşiminin simülasyonunu Monte Carlo ile gerçekleştirmektir. Dahası tedavi cihazı kafasının Monte Carlo modeli klinik demet özelliklerinin anlaşılmasına ve hızlandırıcı tasarımına yardımcı olmakta ve daha gerçekçi veriler sunarak klinik dozimetrideki kesinliği arttırmaktadır.

Xu ve arkadaşlarının 2000 yılında yaptığı çalışmada bu yüksek lisans tezinde fantom olarak kullanılan üç boyutlu tüm vücut modeli VIP-Man'in nasıl elde edildiği anlatılmaktadır (Xu ve ark., 2000). Anatomik insan modellerinin radyasyon dozimetrisinde Monte Carlo yöntemi ile kullanılması vazgeçilmezdir. MIRD tabanlı matematiksel fantomların bilgisayarlara aktarılması ve standardizasyonunun kolay olmasına rağmen çok basit kalmakta ve insan vücudunu kaba bir şekilde ifade etmektedir. Foton, elektron, nötron ve proton etkileşimlerini kapsayan Monte Carlo yöntemiyle organ dozu hesaplamaları için Amerika Ulusal Tıp Kütüphanesinden Görünür İnsan Projesi (VHP)'den elde edilen renkli fotoğraflarla tüm vücut modeli VIP-Man'in nasıl elde edildiği anlatılmaktadır. Ayrıca bu modelin EGS4, MCNP4B ve MCNPX Monte Carlo kodlarına nasıl adapte edildiği anlatılmaktadır.

Yine Ma ve arkadaşlarının 2002 yılında yaptığı bir çalışmada radyoterapi tedavi planlama sistemlerine uygulanabilen ve doz hesaplama modülü olarak dizayn edilen MCDOSE (A Monte Carlo User Code) kullanılmıştır (Ma ve ark., 2002). MCDOSE hem geleneksel radyoterapide kullanılan foton/elektron demet hesaplamalarında hem de yoğunluk ayarlı radyoterapide (IMRT, Intensity Modulation Radiation Therapy) tedavi planlamalarında kullanılabilir. MCDOSE birçok kaynak modeli kullanarak tedavi demetinin faz uzayını tekrar oluşturabilmektedir. Ayrıca demet şekillendirici çeneler, hareketli kamalar, kompensatörler, bloklar, elektron durdurucular ve kapsül ile bilgisayarlı tomografi (CT)'den elde edilen veriler yardımıyla üç boyutlu doğrusal hasta geometrisi modellenabilmektedir. MCDOSE ile farklı demet set-upları ve demet şekillendiricileri yapılan doz hesaplamaları EGS4/DOSXYZ ile iyi bir uyum göstermektedir. Katmanlardan oluşan akciğer ve kemik fantomları için heterojenlik doğrulama faktörleri her iki kodla hesaplanmış ve %1 oranında farkla tutarlı olduğu ölçülmüştür.

Wang ve arkadaşlarının 2005 yılında yaptıkları bir çalışmada adjoint Monte Carlo metodu üç boyutlu anatomik bir model olan VIP-Man'e uygulanmıştır (Wang ve ark., 2005). Öncelikle prostat (PTV) ile rektum ve mesane (OARs) için adjoint akıları merkezi PTV'nin orijininde olacak şekilde seçilen 1 m yarıçaplı küre yüzeyi ile ölçülmüştür. Seçilen her ışın açısı için oluşturulan demetin PTV dozları OARs dozlarına bölünerek önemli bir oran elde edilmiştir.

Barquero ve arkadaşları 2005 yılında yaptıkları bir çalışmada Monte Carlo simülasyon tekniği kullanarak MCNPX radyasyon taşıma kodu ile 18 MV'luk x-ışınlarının hastalarda bıraktığı fotonötron dozunu çalışmışlardır (Barquero ve ark., 2005). Fotonötron katkısı ve nötron yakalama sonrasında oluşan gama ışınları olmak üzere iki farklı radyasyon türünün simülasyonu yapılmıştır. Dişi özellikleri taşıyan fantom kullanılarak dört-alan ile tedavi yöntemi uygulanmıştır. Özellikle hastanın derisine yakın bölgedeki tedavi alanı içindeki organ ve dokularda fotonötron dozları daha yüksek bulunmuştur. Her bir tedavi pozisyonu için parçacık başına maksimum eşdeğer organ dozları rektum için 719 mSv/Gy (180° lik projeksiyon), bağırsak

duvarı için 190 mSv/Gy (0° lik projeksiyon), kolon duvarı için 51 mSv/Gy (45° lik projeksiyon) ve deride 45 mSv/Gy (270° lik projeksiyon) olarak elde edilmiştir. Işınlama alanı dışındaki organ ve dokularda parçacık başına maksimum eşdeğer nötron dozu AP projeksiyonla deride 65 mSv/Gy olarak bulunmuştur. Tedavi alanından uzak organlarda ortalama değer  $5 \pm 2$  mSv/Gy olarak elde edilmiştir. Aynı büyüklükteki uzak organlardan elde edilen eşdeğer nötron dozu derin organlardaki eşdeğer nötron dozu için iyi bir yaklaşım oluşturmuştur. ICRP 60'daki risk değerlendirme yöntemi kullanılarak öldürücü ikincil kansere sebep olabilecek yaklaşık en büyük doz değeri olan 70 cGy'in %0.02'sini AP projeksiyonda pelvic, %0.011 oranında doz olarak tüm organlar içinde maksimum dozu rektumun aldığı gözlenmiştir.

Kakakhail'in 2007'de yaptığı bir çalışmada geleneksel radyoterapi ile pelvic bölgesinde yüksek (15 MV) ve düşük (6 MV) enerjili foton demetleri ile yapılan tedaviler karşılaştırılmıştır (Kakakhail, 2007). Shimadzu tedavi simülatörü ile çalışılan toplam 13 hastanın x-ışını simülasyonu elde edilmiştir. Tüm vakalarda üç alan tekniği 3-F (three field technique) düşük ve yüksek enerjili fotonlarla uygulanarak karşılaştırılmıştır. Tedavi planlarının etkinlik analizi kalite indeksi, global maksimum doz, riskli organlarda bırakılan dozlar, tümördeki doz homojenliği ve giriş dozu parametreleriyle yapılmıştır. 15 MV'luk fotonlarla AP projeksiyonda giriş dozu mesane ve prostat için %20 ve %19.2 ile sınırlanmıştır. Prostat hastalarında 15 MV'luk fotonlarla rektum ve mesanede bırakılan dozlar 300 cGy ve 210 cGy olarak sınırlanmıştır. Cervix hastalarında (3-F teknik) 15 MV'luk fotonlarla AP projeksiyonda giriş dozu %26 azalmış, 15 MV'luk fotonlarla rektum ve mesanede bırakılan dozlar 810 cGy ve 255 cGy olarak sınırlanmıştır. Bu çalışmada pelvic bölgesinde riskli organların çok fazla doz almaması için yeni hasta planlamalarının gerekliliği temel tartışma konusudur.

Fontenot ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptıkları bir çalışmada prostat hastalarında lokal kontrol için gerekli toplam tedavi dozunun proton terapi ile azaltılmış miktarı ile yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT, Intensity Modulation Radiation Therapy) karşılaştırılmıştır (Fontenot ve ark., 2008). Hastalar tedavi



sürecinde ikincil radyasyona maruz kalsalar bile bu azaltmanın faydalarından biri radyasyon kaynaklı ikincil kanserlerin oluşmasını engellemektir. Bu çalışmada proton ile prostat kanseri tedavisi sırasında ikincil radyasyon dozunun belirlenmesi amaçlanmıştır. Proton terapi cihazının Monte Carlo modeli ve bilgisayara aktarılmış insan benzeri (anthropomorphic) fantom kullanılarak ortalama bir prostat hastası için tıroapotik doz başına ikincil radyasyondan kaynaklanan etkin doz değeri (E/D) yaklaşık olarak 5.5 mSv/Gy olarak hesaplanmıştır. Proton ile prostat tedavisi sırasında hassasiyet analizi yapılırken tedavi parametrelerinin değışimi ile E/D oranının  $\pm\%30$  değıştiği görölmüştür. PTV merkezinden uzaklaştıkça spesifik riskli organlarda tedavi dozu başına eşdeğer doz değeri (H<sub>T</sub>/D) azaldığı görölmüştür. Örneğin tedavi hacmine en yakın riskli organ olan mesanenin aldığı doz 12 mSv/Gy, en uzak riskli organ yemek borusunun aldığı doz 1.9 mSv/Gy olarak bulunmuştur. Eşdeğer doz proton alanına yakın bölgelerde nötron kirliliği sebebiyle oluşurken baskın etkin doz cihaz içinde oluşun nötronlardan kaynaklanmaktadır ve fotonların eşdeğer doza katkısı %15'den azdır.

Bu çalışmada hasta vücudunu temsil etmek amacıyla bilgisayar ortamında oluşturulan bir tüm vücut modeli Monte Carlo yöntemi ile birlikte kullanılarak prostat radyoterapisi için söz konusu olan ışınlama şartları altında demet alanı içerisinde kalan organların soğurdukları radyasyon dozlarının foton demetinin enerji spektrumu, projeksiyon açısı ve alan büyüklüğüne bağlı olarak nasıl değıştiği incelenmekte ve optimum ışınlama koşulları irdelenmektedir.

### 3. MATERYAL VE YÖNTEM

#### 3.1. Monte Carlo Simülasyon Yöntemi

Bilgisayarlar, bilgiyi işleme hızlarının artması, maliyetlerinin azalması ve kullanımlarının yaygınlaşmasına paralel olarak bilimsel ve teknolojik araştırmalarda önemli roller oynamışlardır. Günümüzde özellikle fizik çalışmalarında bilgisayarlar geniş ölçüde kullanılmaktadır. Örneğin deneysel fizik çalışmalarında, bir deneyin planlama aşamasından fizik kanunlarınca konulan bir kısıtlamaya dayanarak bir deneyin gerçekleştirilebilirliğinin analiz edilmesine kadar birçok süreçte bilgisayarlardan yararlanılmaktadır.

Bir deneyin ya da fiziksel bir olgunun bilgisayarlar yardımı ile modellenmesi olayına *simülasyon* adı verilir. Oluşturulan model bazen bir denklem veya denklemler grubu olabileceği gibi bazen de bir rastgelelik içerebilir. Bir sayısal analiz yöntemi olan Monte Carlo, fiziksel ölçümlerin ya çok zor ya da imkansız olduğu durumlarda yaygın olarak kullanılan, genellikle bir olayı veya deneyi çeşitli istatistik teknikler kullanarak sayısal olarak betimlemeye çalışan bir modelleme tekniğidir. Bu yöntemi diğer sayısal analiz yöntemlerinden ayıran özellik, problemin çözümü için rasgele örnekleme metodu kullanması ve uygun olasılık dağılımlarına dayanarak değişkenler üzerine stokastik bir model kurmasıdır (Robert ve Casella, 1999).

Monte Carlo tekniğinin temelini oluşturan rasgele örnekleme yöntemi ilk kez 1777 yılında Comte de Buffon tarafından ileri sürülmüş, İkinci Dünya Savaşı sonlarına doğru nükleer silah üretiminde uygulanması ile adı duyulmuştur. Radyasyon etkileşmelerinin tayininde ilk olarak Enrico Fermi tarafından nötron yayılımı hesaplamalarında kullanılmıştır. İlk elektronik bilgisayar ENIAC'ın geliştirilmesinin ardından Amerika Los Alamos Ulusal Laboratuvarında (LANL) Stanislaw Ulam ve John von Neumann adlı iki matematikçi tarafından, bu rastgele

örnekleme metodu bilgisayarlara uygulanmıştır (Chetty ve ark., 2007).

Radyasyon madde içerisinde yol alırken çeşitli tür ve şiddette etkileşimlere girer. Hangi etkileşimin hangi noktada nasıl bir sıklıkta ve şiddette gerçekleşeceği kesin bir hassasiyetle belirlenememekle birlikte, etkileşimi tanımlayan her bir parametreye bir olasılık değeri tayin edilebilir. Bu olasılıklar gelen radyasyonun türüne, enerjisine, etkileşim tesir kesitine ve içinden geçilen ortamın özelliğine bağlı olarak belirlenir. Dahası radyasyonun bir ortam içerisindeki hareketinin teorik hesaplamalar veya deneysel ölçümler kullanılarak formüle edilebilmesi her geometri veya ışınlama pozisyonu için mümkün veya pratik olmayabilir (Turner ve ark., 1985). Radyasyon gibi madde ile etkileşimi istatistiksel bir doğaya sahip olan sistemler için, stokastik bir yöntem olan Monte Carlo tekniği uygun bir analiz aracı olarak kullanılabilir.

### 3.2. MCNP (Monte Carlo N-Particle) Radyasyon Taşıma Yazılımı

Monte Carlo yöntemi ile radyasyon etkileşimlerinin simülasyonunda kullanılan farklı bilgisayar programları vardır (EGS, ETRAN, ITS ve MCNP gibi). Bu çalışmada kullanılan MCNP (Monte Carlo N-Particle) programı Amerika'daki Los Alamos Ulusal Laboratuvarı (LANL, Los Alamos National Laboratory) tarafından geliştirilmiştir (Briesmeister, 1997). Bu paket program, geniş bir enerji spektrumunda (nötronlar için  $10^{-11}$  MeV ile 20 MeV, fotonlar ve elektronlar için 1 keV ile 1 000 MeV aralığında) ve üç boyutlu karmaşık geometrilerde nötron, foton ve elektron etkileşmelerinin simülasyonunu yapabilmektedir. MCNP programında, radyasyon kaynaklarının enerji, konum ve uçuş doğrultusu kolaylıkla modellenebilmekle birlikte, program radyasyon etkileşimlerini karakterize eden nükleer etkileşim tesir kesitlerini farklı veri tabanlarından alabilmektedir. Ayrıca birçok farklı özellikteki dedektörler sayesinde önceden tanımlanmış üç boyutlu geometrilerin yüzey ve hacim elemanlarına bırakılan enerji, akı, ortalama akı vb. veriler elde edilebilmektedir (Briesmeister, 2000). Ayrıca veriler işlenerek radyasyon dozu, eşdeğer doz veya etkin doz gibi radyasyon nicelikleri türetilmektedir.

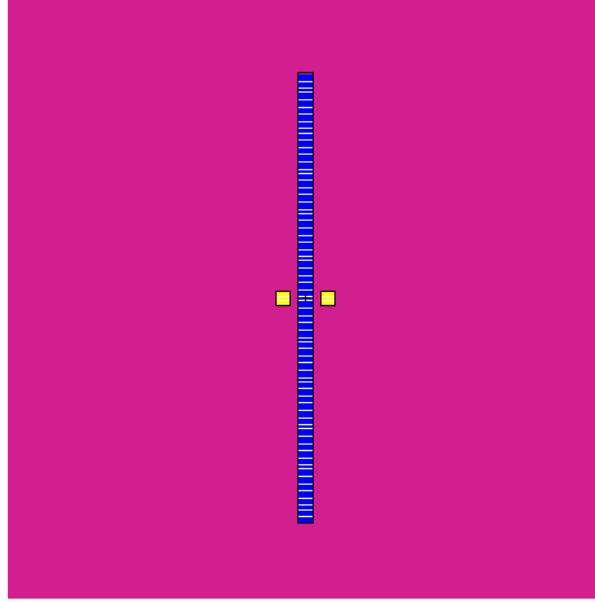
MCNP programı ile bir problem çözüleceği zaman öncelikle mevcut geometri, bu geometriyi oluşturan malzemenin özellikleri, kaynak yapısı ve türü ile programdan istenilen sonuç bir veri giriş dosyası ile programa tanıtılır. Veri giriş dosyası hücre kartları, yüzey kartları ve veri kartları olmak üzere üç temel bölümden oluşur. Modelleme, yüzey kartları bölümünde tanımlanacak geometriler için gerekli yüzeyler ve düzlemlerin tanımlanmasıyla başlar. Hücre kartları bölümünde hücrelerin geometrisi, olduğu malzeme ve yoğunluğu, takip edilen parçacığın geometrinin o bölgesinde önemli olup olmadığı belirtilir. Veri kartları bölümünde kaynak yapısı ve türü, geometriyi oluşturan malzeme bileşenleri, hangi parçacığın takip edileceği ve kaç öyküsünün deneneceği, ölçülmek istenen niceliğe göre belirlenen dedektör gibi parametreler belirtilir. Bu giriş dosyası çalıştırılarak sonuçlar bir çıktı dosyası şeklinde elde edilir. Dedektör değerleri okunarak yorumlanır.

### 3.2.1. MCNP Uygulamasına Bir Örnek

Bu bölümde, MCNP programı ile yumuşak dokudan oluşan bir fantomun geometrisinin nasıl oluşturulacağı ve bir radyasyon kaynağı ile ışınlandığı zaman fantomun varlığının radyasyon ortamında ne tür değişiklikler yaratacağı incelenmektedir. Merkezi (0,0,0)'da konumlanmış,  $x = 50$  cm,  $y = 1$  cm,  $z = 30$  cm boyutlarında, dikdörtgenler prizması şeklinde yumuşak dokudan oluşan bir fantom -y eksenine doğrultusunda, yüzeyinden 30 cm uzakta konumlanmış 1 MeV enerjiye sahip noktasal izotropik bir kaynaktan yayınlanan radyasyona maruz kalmaktadır. Fantomun önüne ve arkasına xz-koordinatları (0, 0) ve yarıçapı  $r = 0.5$  cm olan 2 adet hava ortamından oluşan 1 cm kalınlığında disk şeklinde dedektör yerleştirilmiştir (Şekil 3.1). Dedektörlerle bırakılan akı miktarı ölçülmek istenmektedir.

Veri giriş dosyasında öncelikle yüzey kartları bölümünde geometriler için gerekli yüzeyler ve düzlemler tanımlanır. MCNP'de kullanılan bazı yüzeyler ve düzlemlerin tanımları ile matematiksel ifadeleri Çizelge 3.1.'de belirtilmektedir (Shultis ve Faw, 2005). Yüzey kartları bloğunda öncelikle dikdörtgenler prizması şeklindeki fantomun merkezi orijinde olacak şekilde altı yüzeyi 31, 32, 33, 34,

35 ve 36 numaralı yüzey kartlarıyla tanımlanmıştır. Örneğin Şekil 3.2'deki  $\boxed{11 \text{ py } -1.0}$  ifadesi 11 numaralı yüzeyin y-eksenini  $-1.0$  cm'de kesen bir düzlem olduğunu belirtir (MCNP'de uzunluklar cm cinsinden ifade edilir). Disk şeklindeki dedektörler için önce  $\boxed{1 \text{ c/y } 0.0 \ 0.0 \ 0.5}$  ifadesi ile y-eksenine paralel ve



Şekil 3.1. Örnek problemin geometrisinin MCNP'den alınan plot görüntüsü

Çizelge 3.1. MCNP'de tanımlanabilen bazı düzlemler ve yüzeyler

Kısaltma	Yüzey Türü	Tanımlama	Denklem
p	Düzlem	Genel	$Ax + By + Cz - D = 0$
px	Düzlem	x-eksenine dik	$x - D = 0$
py	Düzlem	y-eksenine dik	$y - D = 0$
pz	Düzlem	z-eksenine dik	$z - D = 0$
so	Küre	Orijin merkezli	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$
s	Küre	Genel	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$
sx	Küre	x-ekseni merkezli	$(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$
sy	Küre	y-ekseni merkezli	$x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$
sz	Küre	z-ekseni merkezli	$x^2 + y^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$
c/x	Silindir	x-eksenine paralel	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$
c/y	Silindir	y-eksenine paralel	$(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$
c/z	Silindir	z-eksenine paralel	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$
cx	Silindir	x-ekseninde	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$
cy	Silindir	y-ekseninde	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$
cz	Silindir	z-ekseninde	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$

merkezinin koordinatları  $x = 0.0$  cm,  $z = 0.0$  cm'de yer alan yarıçapı  $r = 0.5$  cm olan bir silindir tanımlanır. Sonra 11, 12, 21 ve 22 numaralı yüzey kartları ile tanımlanan silindir, hücre kartları bölümünde kırılarak disk biçimine dönüştürülür. 99 numaralı yüzey kartı ise merkezi orijinde ve yarıçapı 100 cm olan bir küre yüzeyini `99 so 100.0` ifadesi ile tanımlar. Bu küre, parçacığın takip edildiği bölge ile dış dünyanın ayırt edilmesini sağlayan yüzeydir (Şekil 3.2).

Hücre kartları bölümünde, yüzey kartları bloğunda tanımlanan düzlemler ve yüzeyler yardımıyla problemde yer alan hücrelerin üç boyutlu geometrileri tanımlanır. Yüzeylerin önündeki “-” işareti duruma göre yüzeyin içini, altını, solunu veya arkasını, “+” işareti ise yüzeyin dışını, üstünü, sağını veya önünü tanımlar. Tanımlanan geometri hücrelere ayrılarak her bir hücrenin hangi malzemeden oluştuğu ve yoğunluğu veri kartları bölümünde girilen materyaller yardımıyla tanımlanır. Örneğin yoğunluğu  $-1.0$  olarak ifade edilen malzemenin yoğunluğu  $1.0$  g/cm<sup>3</sup>'tür. Ayrıca kaynak tarafından üretilen parçacığın oluşturulan hücrede takibinin önemli olup olmadığı `imp:p` ifadesi ile belirtilir.

Örnek problemde 10 ve 20 numaralı hücreler (Şekil 3.3) hava içeren ve sırasıyla fantomun önünde ve arkasında yer alan dedektörleri tanımlar. `10 1 -0.001205 -1 -11 12 imp:p=1` ifadesi sırasıyla 10 numaralı hücrenin, 1 numaralı malzemeden oluştuğunu ve malzemenin yoğunluğunun  $0.001205$  g/cm<sup>3</sup>

```

c ... yuzey kartlari ...
  1 c/y    0.0    0.0    0.5
c
  11 py    -1.0
  12 py    -2.0
  21 py     1.0
  22 py     2.0
c
  31 px   -25.0
  32 px    25.0
  33 py    -0.5
  34 py     0.5
  35 pz   -15.0
  36 pz    15.0
c
  99 so   100.0

```

Şekil 3.2. Yüzey kartları bloğu

olduğunu, 1 numaralı yüzeyin içi (-), 11 numaralı düzlemin arkası (-) ve 12 numaralı düzlemin önü (+) ile sınırlandırıldığını belirtir. Bu hücrede foton takibi önemlidir ( $imp:p=1$ ). 30 numaralı hücre yumuşak dokudan oluşmuş dikdörtgenler prizması şeklindeki fantomu tanımlar. `[30 2 -1.0 31 -32 33 -34 35 -36 imp:p=1]` ifadesi sırasıyla 30 numaralı hücrenin, 2 numaralı malzemeden oluştuğunu ve yoğunluğunun  $1.0 \text{ g/cm}^3$  olduğunu, 31, 33, 35 numaralı yüzeylerin önü (+), 32, 34, 36 numaralı yüzeylerin arkası (-) ile sınırlandırıldığını belirtir. Bu hücrede foton takibi önemlidir ( $imp:p=1$ ). 998 numaralı hücre hava içerir ve iç dünyayı tanımlar. `[998 1 -0.001205 #10 #20 #30 -99 imp:p=1]` ifadesi sırasıyla 998 numaralı hücrenin, 1 numaralı malzemeden oluşmuş ve malzemenin yoğunluğunun  $0.001205 \text{ g/cm}^3$  olduğunu, 10, 20, 30 numaralı hücrelerin dışı (#), 99 numaralı yüzeyin içi (-) ile sınırlandırılan hücrede fotonların takibinin önemli ( $imp:p=1$ ) olduğunu ifade eder.

Problemlerde her zaman kaynak tarafından üretilen parçacığın takibinin önemli olmadığı, mezarlık olarak adlandırılan bir hücre tanımlanır. Örnek problemde 999 numaralı hücre bu amaçla tanımlanmıştır. `[999 0 99 imp:p=0]` ifadesi sırasıyla 999 numaralı hücrenin boşluktan oluştuğunu (0), 99 numaralı yüzeyin dışı (+) olarak tanımlandığını ve burada foton takibinin önemli olmadığını ( $imp:p=0$ ) belirtir.

Yüzey ve hücre kartları yardımıyla üç boyutlu geometri ve malzeme bilgileri tanımlanan problemin türü, kaynak özellikleri, malzeme ve dedektör bilgileri veri kartları bloğunda tanımlanır. Veri kartları bloğunda `mode`, problemin türünü belirten karttır. Bu kart ile programda etkileşimi incelenecek parçacıkların türü belirtilir. Örnek problemde `mode p`, problemde sadece fotonların takip edileceğini belirtir. Çizelge 3.2.'de MCNP'de etkileşimi incelenebilecek parçacıklar verilmiştir.

c	...	hucre	kartlari	...							
	10	1	-0.001205	-1	-11	12		$imp:p=1$	\$ on dedektor		
	20	1	-0.001205	-1	21	-22		$imp:p=1$	\$ arka dedektor		
c											
	30	2	-1.0	31	-32	33	-34	35	-36	$imp:p=1$	\$ fantom
c											
	998	1	-0.001205	#10	#20	#30	-99			$imp:p=1$	\$ ic dunya
	999	0	99							$imp:p=0$	\$ dis dunya

**Şekil 3.3.** Hücre kartları bloğu

**Çizelge 3.2.** MCNP'de etkileşimi izlenebilen parçacık türleri

Komut	Görevi
mode n	Sadece (varsayılan) nötron etkileşimi
mode n p	Nötron ve foton etkileşimi
mode p	Sadece foton etkileşimi
mode e	Sadece elektron etkileşimi
mode p e	Foton ve elektron etkileşimi
mode n p e	Nötron, foton ve elektron etkileşimi

Problemde kullanılacak kaynağın bilgileri `sdef` kartıyla tanımlanır. `par` terimi kaynak tarafından üretilen parçacıkların türünü belirtir. Örnek problemde `par 2` ifadesi kaynak tarafından foton üretildiğini ifade eder. `pos` kartı kaynağın koordinatlarını, `vec` kartı kaynak tarafından üretilen parçacıkların uçuş doğrultuları için alınan referans vektörü belirtir. `erg` kartı parçacıkların başlangıç enerjilerini verir. `erg 1.0` ifadesi örnek problemde kaynak tarafından üretilen parçacıkların başlangıç enerjilerinin  $1.0$  MeV olduğunu ifade eder (Şekil 3.4).

Materyal kartları bölümünde, hücreleri oluşturan materyallerin element bileşimleri ve bileşimlerinin oranı verilerek tanımlanır. İlk olarak elementin izotop kodu, yanına bu elementin malzemede bulunma oranı yüzdelik olarak verilir. Bu değerler, MCNP kütüphanelerinden alınan tesir kesiti tablolarından elde edilir. Örnek

```

c ... veri kartlari ...
mode p
sdef par 2          $ 2:foton
    pos 0.0 -30.0 0.0  $ kaynak (0,-30,0)'da yer aliyor
    vec 0.0 1.0 0.0    $ y yonunde demet gonderiliyor
    erg 1.0            $ baslangic enerjisi 1 MeV

c
c materyal kartlari
c hava (rho = 0.001205 g/cm3)
m1 6000 -0.000124 $ C
    7000 -0.755268 $ N
    8000 -0.231781 $ O
    18000 -0.012827 $ Ar
c yumusak doku (rho= 1 g/cm3)
m2 1000 -0.101 $ H
    6000 -0.111 $ C
    7000 -0.026 $ N
    8000 -0.762 $ O

nps 1e6
f4:p 10 20          $ parcacik akisi
e0 0.2 0.4 0.6 0.8 1.0 $ enerji grup karti
print

```

**Şekil 3.4.** Veri kartları blogu



**Çizelge 3.3.** MCNP'de kullanılan bazı dedektör türleri (Shultis ve Faw, 2005)

Sembol	Dedektör Türü (Ölçtüğü Nicelik)	Birimi
f1	Tüm yüzey üzerinden toplam parçacık akısı	Parçacık
f2	Yüzey üzerindeki ortalama akı	Parçacık/cm <sup>2</sup>
f4	Hücredeki ortalama akı	Parçacık/cm <sup>2</sup>
f5	Nokta veya halkadaki akı	Parçacık/cm <sup>2</sup>
f6	Her bir hücrede kütle başına bırakılan enerji	MeV/g
f8	Hücrede oluşan puls yüksekliği dağılımı	Puls

problemdede  $m_2$ , yumuşak dokuyu tanımlamaktadır ve 1000, 6000, 7000 ile 8000 değerleri sırasıyla yumuşak dokuyu oluşturan H, C, N ve O'nin izotop kodlarıdır. Bu elementlerin malzemeyi oluşturma oranları sırasıyla %10.1, %11.1, %2.6 ve %76.2'dir.  $m_1$ , hava ortamını tanımlamaktadır ve 6000, 7000, 8000 ile 18000 sırasıyla hava ortamını oluşturan C, N, O ve Ar'nun izotop kodlarıdır. Bu elementlerin malzemeyi oluşturma oranları sırasıyla %0.0124, %75.5268, %23.1781 ve %1.2827'dir (Şekil 3.4).

Problemde  $n_{ps}$  komutu ile kaç öykü çalıştırılacağı belirtilir. Örnek problemde  $n_{ps} 1e6$  komutu ile bir milyon parçacık öyküsünün deneneceği ifade edilir. Problemde, tüm öyküler denendikten sonra hangi niceliğin ölçülmek istendiği girilen dedektör kartları ile belirlenir. Dedektör kartları ile yüzey akısı, hücre akısı veya depolanan enerji ölçülebilir (Çizelge 3.3.). MCNP'de etkileşimi incelenen parçacığın türüne göre temelde nötronlar için yedi, elektronlar için dört ve fotonlar için altı farklı dedektör kartı bulunmaktadır.

Örnek problemde  $f_4:p 10 20$  ifadesi hücre kartları bölümünde tanımlanan 10 ve 20 numaralı hücrelerde  $f_4$  foton dedektörü ile foton etkileşimlerinden dolayı bu hücrelerde biriken toplam parçacık akısının hesaplanacağını belirtir.  $e0 0.2 0.4 0.6 0.8 1.0$  ifadesi ise enerji grup kartı olup elde edilen sonuçların 0.2–1.0 MeV aralığında, 0.2 MeV'lik adımlar halinde özetleneceğini ifade eder.

Geometrisi hatasız olarak tanımlanan problem çalıştırılıp tüm öyküler bitirildiğinde sonuçlar bir çıktı dosyası halinde elde edilir. Dedektörlerden elde edilen değerler parçacık başına hesaplanan değerlerdir. Örnek problem çalıştırıldığında 10 numaralı hücrede hesaplanan akı foton demetinin başlangıç

şiddetini  $I_0=1.01307 \times 10^{-5}$  parçacık/cm<sup>2</sup>, 20 numaralı hücrede hesaplanan akı ise foton demetinin malzemeyi geçtikten sonraki şiddetini  $I=7.97121 \times 10^{-5}$  parçacık/cm<sup>2</sup> olarak vermektedir. Bu değerler Denklem 1.2'ye uygulandığında yumuşak doku için doğrusal zayıflama katsayısı

$$\mu = -\frac{1}{y} \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\frac{1}{1cm} \ln\left(\frac{1.01307 \times 10^{-5}}{7.97121 \times 10^{-5}}\right) = 0.2397 cm^{-1} \quad (3.1.)$$

olarak bulunur.

Monte Carlo simülasyonlarında tüm sonuçlar bağıl hata değeri (BH) ile birlikte verilir. Genellikle  $BH < \%5$  iyi bir hassasiyet,  $\%5 < BH < \%10$  kullanılabilir hassasiyet,  $BH > \%10$  ise hassasiyeti sorgulanabilir bir sonuç olarak kabul edilmektedir. N denemeli bir Monte Carlo sonucu BH bağıl hatası ile hesaplanmış olsun. Deneme sayısı ile bağıl hata arasında;

$$BH \propto \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (3.2.)$$

şeklinde bir ilişki vardır. Örneğin bağıl hata değerini yarıya düşürmek için deneme sayısını dört katına çıkarmak gerekir. Örnek problemde farklı deneme sayıları için elde edilen bağıl hata değerleri Çizelge 3.4'de görülmektedir. Örneğin  $I_0$  değeri için deneme sayısı bir milyon iken bağıl hata değerinin % 11.07, deneme sayısı dört milyon iken bağıl hata değerinin % 5.64 olduğu ve deneme sayısı dört katına çıktığında bağıl hata değerinin yarıya indiği görülmektedir.

**Çizelge 3. 4.** Örnek problemde öykü sayısı ile bağıl hata arasındaki ilişki

hücre 10 ( $I_0$ )	BH	hücre 20 (I)	BH	nps	$\mu$
1.01307E-05	0.1107	7.97121E-05	0.1253	$1 \times 10^6$	0.2397
9.67582E-05	0.0803	7.87923E-05	0.0889	$2 \times 10^6$	0.2054
9.80281E-05	0.0564	7.81193E-05	0.0630	$4 \times 10^6$	0.2270
1.03852E-04	0.0388	8.12893E-05	0.0437	$8 \times 10^6$	0.2450
1.02490E-04	0.0276	7.97824E-05	0.0312	$16 \times 10^6$	0.2505
1.03001E-04	0.0195	8.30297E-05	0.0216	$32 \times 10^6$	0.2155
1.02306E-04	0.0135	8.17828E-05	0.0154	$64 \times 10^6$	0.2239
1.02513E-04	0.0098	8.26683E-05	0.0108	$128 \times 10^6$	0.2152

### 3.3. VIP-Man Tüm Vücut Modeli

Radyoterapi uygulamalarında, önceden hastalıklı olarak tanımlanmış bir doku hacmi radyasyon dozuna maruz bırakılırken, aynı esnada hastanın hayati açıdan risk taşıyan diğer organlarının (gözler, yumurtalıklar, kırmızı kemik iliği gibi) ne kadar doz aldıklarının bilinmesi, radyasyon riskinin analizi açısından büyük önem taşır. Bu tür sağlık fiziği uygulamalarında doz tayini, genel olarak belirli organ ve dokularda biriken doz miktarının ölçülmesiyle yapılır. Ancak vücudun farklı organ ve dokularında birikecek radyasyon dozunun ölçülmesi genellikle zor ya da imkansız olup, organ ve dokularda soğurulan dozlar genellikle vücut modelleri kullanılarak bilgisayarlarla hesaplanır. Gelişen bilgisayar teknolojilerine paralel olarak 1970’li yılların başlarından beri radyasyondan korunma amaçlı birçok vücut modeli geliştirilmiştir (Cristy ve Eckerman 1987; Caon 2004). Monte Carlo programları ile birlikte kullanıldığında bu vücut modelleri herhangi bir radyasyon ortamı içerisinde organ ve dokuların soğuracakları doz miktarının hesaplanmasında yaygın biçimde kullanılmaktadır (ICRU, 1992).

İlk vücut modelleri genellikle kabaca tanımlanan kesitler, silindirler veya kürelerden oluşturulmuştur. İlk heterojen insan benzeri (anthropomorphic) model olan MIRD (Medical Internal Radiation Dose) fantomu, Referans İnsan baz alınarak modellenmiştir. Referans insan 20–30 yaşlarında, 70 kg ağırlığında ve 170 cm uzunluğunda beyaz ırka mensup biri olarak tanımlanmaktadır. Organlar, bilgisayar hesaplamalarını kısa tutmak amacıyla genel anatomi göz önünde bulundurularak silindir, koni gibi basit geometrik şekillerle temsil edilmiştir. Kırktan fazla organ, yoğunlukları birbirinden farklı üç maddeyle (kemik, yumuşak doku ve akciğerler) tanımlanmıştır. Daha sonra MIRD fantomu temel alınarak çeşitli yaş ve cinsiyette vücut modelleri ile kafa ve beyin modelleri geliştirilmiştir.

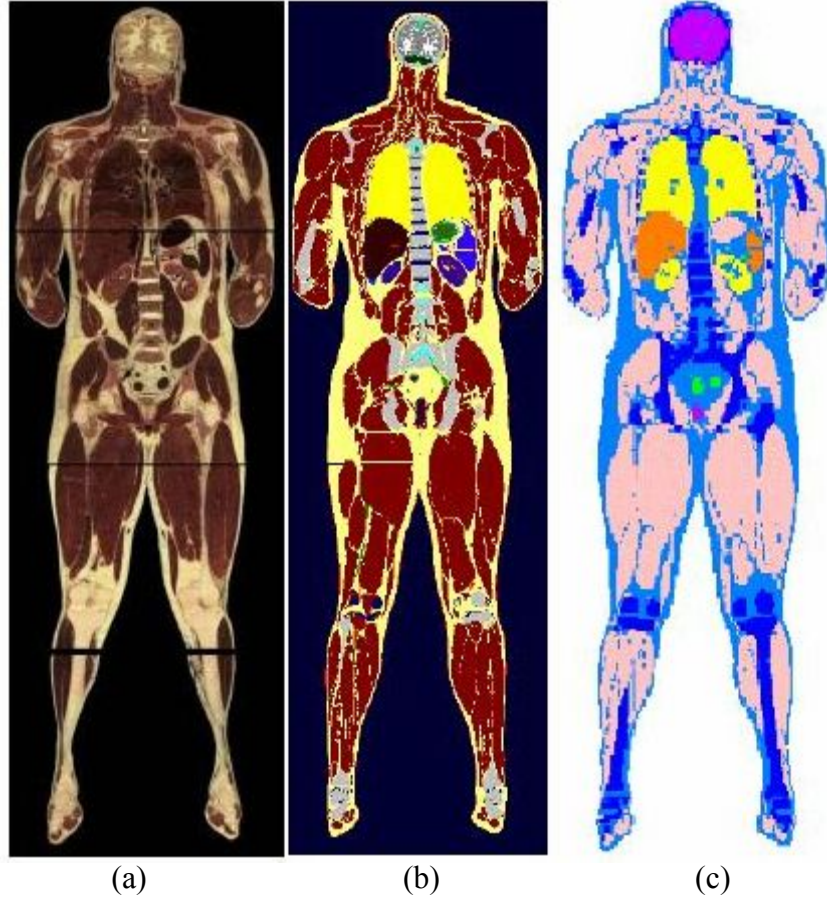
Gelişen teknoloji ile birlikte bilgisayarların işlem hızlarının artması vücut modeli oluştururken basit geometrilerle temsil edilme sınırlandırmasını kaldırmıştır. Ayrıca bilgisayarlı tomografi (CT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) gibi üç boyutlu gelişmiş görüntüleme teknikleri ile insan vücudunun iç yapısının dijital

görüntüleri elde edilebilmiştir. Bu gelişmeler sayesinde az sayıda görüntü tabanlı tüm vücut modelleri oluşturulmuştur. Bu çalışmada kullanılan VIP-Man tüm vücut modeli, Görünür İnsan Projesi (VHP, Visible Human Project) verilerine dayanılarak 186 cm boyunda, 103 kg ağırlığında 38 yaşında bir erkek kadavrasından elde edilmiştir (Xu, 2000). 1 mm kalınlığında ve 0.33 mm x 0.33 mm piksel çözünürlüğünde 4.7 milyar adet, voksel olarak adlandırılan hacim elemanından oluşmuştur (Şekil 3.5).

VIP-Man tüm vücut modelinde, toplam 63 renk ve bu renklere karşılık gelen organ ve dokular anlamlandırılmıştır (Çizelge 3.5). Anlamlandırma işlemi, fotoğraflardaki her bir renge karşılık gelen organ ve dokuya 1'den 63'e kadar birer indeks numarası ve RGB renk kodu verilerek gerçekleştirilmiştir. Bu anlamlandırma işlemine *segmentasyon* adı verilmektedir. Her bir organ ve dokuya karşılık gelen indeks numarası ile renk kodları LUT (Look Up Table) algoritması ile bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Görüntüler, iki boyutlu piksel adı verilen birçok birimden oluşur ve görüntü kalitesi pixel çözünürlüğü ile doğru orantılıdır. Segmentasyon işleminin ardından, her bir voksel doku ve organların bileşenleri ile ortalama yoğunluklarıyla etiketlenmiştir. Voksellerin bu anatomik verileri Monte Carlo programına tanıtılmış ve radyasyon taşıma yazılımıyla her bir vokselin radyasyonla etkileşim tesir kesiti kütüphanesi oluşturulmuştur (Xu, 2000).

**Çizelge 3.5.** VIP-Man tüm vücut modelinde bulunan bazı organ ve dokuların özellikleri

Organlar	Voksel Sayısı	Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )	Kütle (g)
Mesane	621	1.02	40.5
Kemik	92929	1.55	9227.8
Göğüs (Erkek)	571	0.92	33.6
Bağırsaklar			
Alt kalın bağırsak	5613	1.04	373.6
Üst kalın bağırsak	9326	1.04	620.7
Yemek borusu	600	1.04	620.7
Karaciğer	28802	1.05	1935.5
Akciğer	54709	0.26	910.4
Kırmızı kemik iliği	17831	0.98	1118.4
Deri	32616	1.1	2296.2
Mide duvarı	2327	1.04	154.9
Testisler	322	1.04	21.4
Prostat	290	1.05	19.5
Tüm vücut	5941740	-	103202.3



**Şekil 3.5.** VIP-Man tüm vücut modelinin (a) VHP veri tabanından elde edilen orijinal görüntüsü, (b) voksel vücut görüntüsü, (c) MCNP plot görüntüsü

VIP-Man tüm vücut modeli MCNP programına belli bir koordinat sistemi seçilerek tanımlanmıştır. Bu koordinat sistemi, vücudun ön kısmı  $-y$ , sol kol  $+x$ , baş kısmı  $+z$  doğrultularını gösterecek şekilde merkezi vücudun ortası olarak seçilmiştir.

### 3.4.Prostat Işınlama Ortamı

Radyoterapi ilk olarak röntgen tüpleri veya yüksek voltaj jeneratörlerinden elde edilen ve enerjisi en fazla 250–400 kV olan x-ışını demetleri kullanılarak uygulanmıştır (McKetty, 1998). Bu enerjideki x-ışınlarının tedavi sırasındaki verimlerinin düşük olması ve doğalarından kaynaklanan sorunlar nedeniyle tedavilerde kullanılacak daha verimli x-ışınları elde etme arayışı oluşmuştur.

Nükleer ve yüksek enerji fiziğindeki temel araştırmalarda kullanılmak üzere yüklü parçacıklara bir elektrik alan altında kinetik enerji kazandıran birçok farklı

türde hızlandırıcı geliştirilmiştir. Bu sistemlerin büyük çoğunluğu sonraları çeşitli cihazların monte edilmesiyle hastaya farklı açılardan ışınların gönderilebileceği pratik bir ışın kaynağı olarak radyoterapide kullanılmaya uygun olacak şekilde değiştirilmiştir. Değişik türdeki bu hızlandırıcılar, elektrik alanın üretilmesine ve bu alanın parçacıkları hızlandırmasında oynadığı role göre betatronlar, lineer hızlandırıcılar ve mikrotronlar olmak üzere üç grup altında sınıflandırılabilirler. Betatronlar ve mikrotronlar tedavi için verimli olmamaları nedeniyle günümüzde radyoterapi için genellikle lineer hızlandırıcılar kullanılmaktadır.

Günümüzde eksternal radyoterapide yaygın olarak foton, elektron ya da her ikisinin kombinasyonundan oluşan ışın demetleri kullanılır. Bu ışın demetlerini elde etmek için son yıllarda en çok kullanılan cihazlar lineer hızlandırıcılardır (Podgorsak, 2006). Lineer hızlandırıcılar (linac), yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak elektron gibi yüklü parçacıkları lineer bir tüp boyunca yüksek enerjilerde hızlandırırlar. Üretilen yüksek enerjili elektron demeti ya direkt yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılır ya da bir hedefe çarptırılarak x-ışınları elde edilir. Foton olarak da adlandırılan bu x-ışınları elektronlardan daha büyük bir girciliğe sahip olduğu için derine yerleşmiş tümörlerin tedavisi için kullanılır (Khan, 2003).

Radyoterapide hesaplanan dozun bırakılmak istendiği doku hacmi *planlanan hedef hacim* (PTV, Planned Tumour Volume) olarak adlandırılır. Vücuttaki organ ve dokuların yoğunluk, büyüklük ve bileşimlerinin farklılık göstermesi nedeniyle organların ve dokuların aynı radyasyon maruziyetine verdiği tepkiler farklıdır. PTV'nin etrafında bulunan ve ışınlama alanı içine giren radyasyon hassasiyeti yüksek organlar *riskil organlar* (OARs, Organs at Risk) olarak adlandırılır. Riskli organlar, ışınlama hacmi içerisinde radyasyon hassasiyetinden dolayı tedavi planlamasını ve bırakılmak istenilen dozu sınırlandıran organlardır (Khan, 2003).

Radyoterapi prosedürü uygulanırken ışınlanan hacim içinde riskli organ bulunması kaçınılmaz olabilir. Tedavide başarı sağlanabilmesi için tümöre gerekli öldürücü doz verilirken riskli organların tolerans dozlarının aşılması gerekir.

**Çizelge 3.6.** Prostat bölgesi ışınlamalarında radyasyon riski yüksek organlar

PTV	OARs
Prostat	Kemikdoku
	Deri
	Omurga
	Rektum
	Mesane
	Yumurtalıklar
	Kalın bağırsak
	Kırmızı kemik iliği

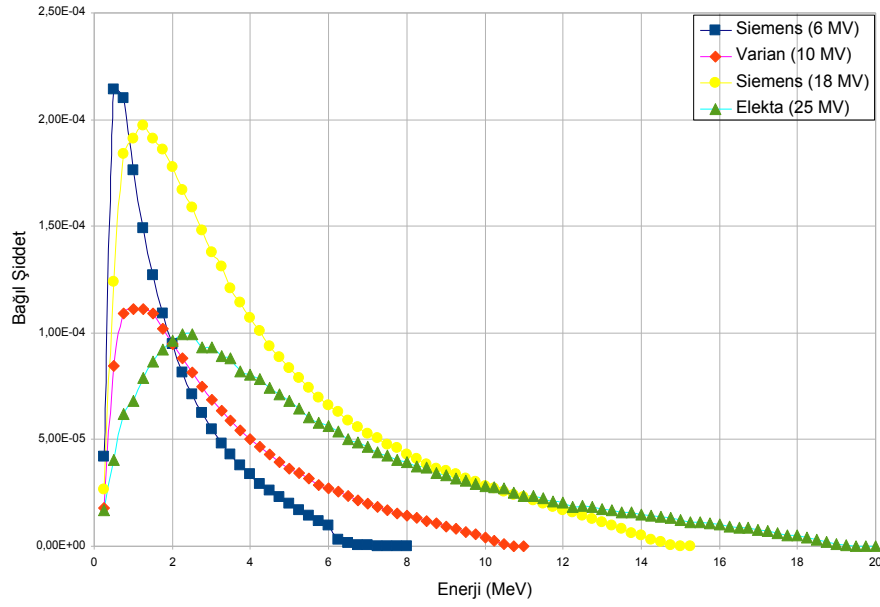
Örneğin prostat tümörlerinin ışınlanması sırasında mesane ve rektum tolerans dozları aşılsa, hastalar yaşamlarının sonuna kadar mesane ve rektumdan kaynaklanan sorunlar yaşayabilirler (Çizelge 3.6).

Radyoterapide ışın demetinin nüfuz edebildiği derinlik (penetrasyon yeteneği) tedavi için PTV'ye verilmek istenen dozun hesaplanmasında önemli bir parametredir ve *derin doz yüzdesi* ile ifade edilir. Derin doz yüzdesi (PDD, Percentage Depth Dose), ışın demetinin merkez ekseninde herhangi bir  $d$  derinliğinde bırakılan dozun belirli bir referans derinlikte  $d_{ref}$  bırakılan doza oranının yüzdelik değeri olarak tanımlanır ve

$$PDD(d, d_{ref}, S, SSD, E) = \frac{D_d}{D_{d_{ref}}} \times 100 \quad (3.3.)$$

ifadesi ile verilir.  $d_{ref}$  değeri yüksek enerjili x-ışınlarında maksimum enerjinin bırakıldığı derinlik olarak alınır ( $d_{ref} = d_{max}$ ).  $PDD$ ,  $d$ ,  $d_{ref}$ , demet alanı  $S$ , kaynak ile hasta arasındaki mesafe  $SSD$  (Source Surface Distance) ile ışın demetinin enerjisi  $E$  parametrelerine bağlı olarak değişir (Purdy ve ark., 2006).

Bu çalışmada fantom ile aynı düzlem içerisinde, fantomdan  $SSD = 100$  cm uzaklığa bir foton kaynağı yerleştirilmiştir. Bu foton kaynağının literatürde bulunan Elekta 25 MeV, Siemens 18 MeV, Variant 10 MeV ve Siemens 6 MeV lineer hızlandırıcılarından yayımlanan foton spektrumlarına sahip olduğu varsayılmıştır (Şekil 3.6). Foton kaynağından çıkan ışınlarla, prostat dokusunu merkez alacak şekilde dairesel kesitli konik bir ışın demeti oluşturulmuştur. Demetin merkezi, prostat dokusunun en geniş alana yayıldığı  $z = 226$  numaralı görüntü dilimi olarak



Şekil 3.6. İncelenen foton spektrumları

alınmıştır. Işınlama için kullanılan demet ile demetin yarı gölgesini (penumbrasını) içerisine alacak şekilde x ve z-yönünde 30, y-yönünde 86 vokselin alındığı 77400 adet voksel, MCNP’de dedektör olarak tanımlanmıştır. Hedef üzerinde radyasyon duyarlılığı sıfır olan 1 cm kalınlığında bir yüzey modellenmiştir. Bu yüzeyin ortası pencere olarak adlandırılan, klinik uygulamalarda lineer hızlandırıcının kolimatörleri yardımıyla istenilen boyutta oluşturulan kare şeklindeki foton demetlerine benzer şekilde demetler elde etmek amacıyla çıkarılmıştır. Böylece kare şeklinde bir demet elde edilmiştir.

Bu çalışmada ilk aşamada fantom AP projeksiyon altında ve  $S = 10 \times 10 \text{ cm}^2$  demet alanı genişliğinde bir demet kullanılarak 25 MeV, 18 MeV, 10 MeV ve 6 MeV’lik dört farklı spektrumdaki demetle ışınlanmıştır. Bu incelemede demet spektrumundaki değişimin prostat ve komşu dokularda soğurduğu doza etkisinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

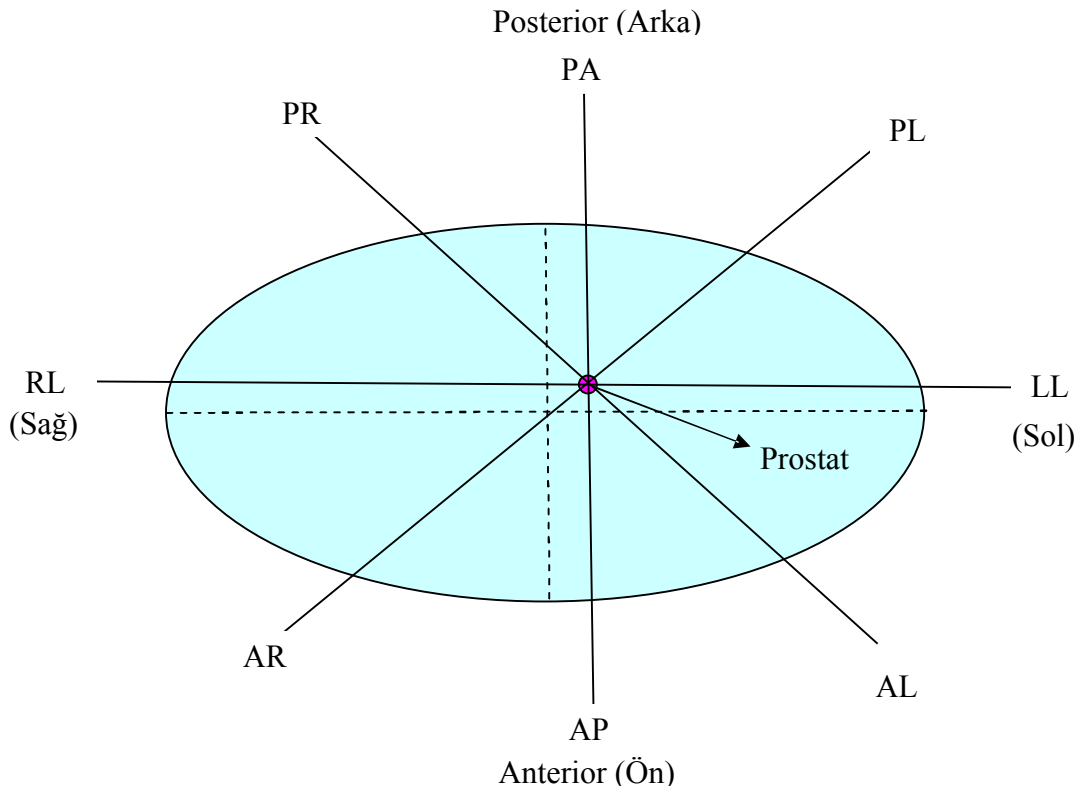
Çalışmanın ikinci aşamasında fantom,  $S=10 \times 10 \text{ cm}^2$  genişliğinde ve 25 MeV spektrumluk demetle sekiz farklı projeksiyon altında ışınlanmıştır. AP (anterior-posterior) ışınlama referans alınarak her defasında ışının doğrultusu saat yönünün tersine  $45^\circ$  döndürülmüş ve sırasıyla AL (anterior-left), LL (left-lateral), PL



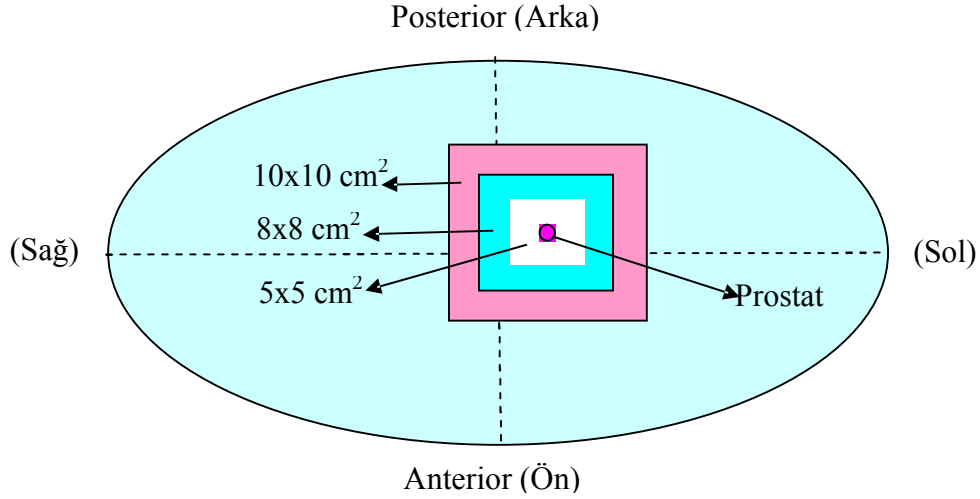
(posterior-left), PA (posterior-anterior), PR (posterior-right), RL (right-lateral), AR (anterior-right) olarak adlandırılan sekiz farklı açıda demetler elde edilmiştir (Şekil 3.7). Bu incelemede ise demet geliş açısının (projeksiyonun) prostat ve komşu organlarda bırakılan doz değişimine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın üçüncü aşamasında fantom AP projeksiyon altında 25 MeV spektrumlu demetle pencere kullanılarak prostatı merkezleyecek şekilde oluşturulan  $S = 10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $8 \times 8 \text{ cm}^2$  ve  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  lik üç farklı demet boyutuyla ışınlanarak demet alan boyutunun prostat ve komşu organ dozlarına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır (Şekil 3.8).

Bu çalışmada VIP-Man tüm vücut modeli kullanılarak prostat dokusunda olduğu kabul edilen bir tümör hacmi ışınlanırken, yukarıda açıklanan her bir demet spektrumu, projeksiyonu ve alan boyutuna karşılık prostat ve komşu dokularda bırakılan dozların hesaplanması amaçlanmıştır. Ayrıca her bir ışınlama durumu için yüzdelik derin doz (PDD) ve yanal doz değişimleri de belirlenmiştir.



**Şekil 3.7.** Farklı projeksiyonlar altında ışınlamanın temsili gösterimi



**Şekil 3.8.** Farklı alan boyutlarında ışınlamanın temsili gösterimi

### 3.5. Doz Hesaplama Yöntemi

Öncelikle çalışmada belirlenen 77400 adet voksel, MCNP'de *F6* dedektörü olarak tanımlanarak her bir vokselde parçacık başına bırakılan enerji *MeV/g* biriminde hesaplanmıştır. Bu değerler  $1.6 \times 10^{-10}$  çarpanıyla çarpılarak parçacık başına bırakılan doz *Gy* cinsinden elde edilmiştir. Yukarıda açıklanan üç farklı incelemeye karşılık gelen on üç farklı demet özelliği için yapılan Monte Carlo simülasyonlarında, her bir durum için on milyon parçacık öyküsü denenmiştir. Ayrıca riskli organların aldığı doz VIP-Man'de *F6* dedektörü olarak tanımlanmış organlardan da okunarak aynı işlemler tekrarlanmıştır. Daha sonra her bir ışınlama durumu için ışınlama alanı içerisindeki radyasyon riski yüksek kritik organ dozları prostat dokusunda bırakılan doza normalize edilerek kıyaslanmıştır.

## 4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

### 4.1. İncelenen Durumlar İçin Prostatın Soğurduğu Radyasyon Dozları

Radyoterapi uygulamalarında planlanan hedef hacme (PTV) gerekli tedavi dozu verilirken ışınlama alanı içinde kalan risk altındaki organlarda (OARs) tolerans dozlarının da aşılmaması istenir. Bu nedenle tedavi planlaması yapılırken bu organlarda ne kadar doz bırakılacağına hesaplanması önemlidir. Ayrıca hedef organ hacmine bırakılmak istenen dozun hesaplanmasında önemli parametreler olan derin doz yüzdesi ile ışınlama merkezinden uzaklaştıkça çevre dokularda bırakılan doz miktarının değişimini veren yanal dozun hesaplanması tedavi planlamaları için gereklidir.

Bu çalışmada, ışınlama alanının merkezi olarak tümör oluşmuş olduğu kabul edilen prostat dokusu alınmış ve ışın demetinin spektrumu, projeksiyonu ve alan boyutu değiştirilerek on üç farklı özellikteki demet için ışınlama durumları incelenmiştir. Her bir ışınlama sonrasında prostatın soğurduğu parçacık başına dozlar ( $D_p$ ) Çizelge 4.1’de verilmiştir. Bu dozlar her bir ışınlama durumu için referans dozlar olup, her bir ışınlama durumu için ilgilenilen organlarda biriken dozlar o ışınlama durumu için prostatın soğurduğu doza normalize edilerek verilmiştir.

Çalışmada incelenen on üç durum arasında en yüksek prostat dozu AP projeksiyon altında 25 MeV’lik foton spektrumu ve  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  demet alanı ile elde edilmiştir. Bu ışınlama durumu yüksek enerji, dar demet ve önden ışınlama geometrisini temsil ettiğinden (Şekil 3.8) prostat içerisinde maksimum dozun bırakılması beklenir bir durumdur. En düşük prostat dozu ise PR projeksiyon altında 25 MeV’lik foton spektrumu ve  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  demet alanı ile elde edilmiştir. Bu ışınlama geometrisine göre prostat konum olarak daha sığ kaldığından (Şekil 3.7) ve 25 MeV’lik foton spektrumu daha girici olduğundan maksimum doz daha derinlerde

**Çizelge 4.1.** İncelenen durumlar için prostatın soğurduğu parçacık başına dozlar (Gy/p)

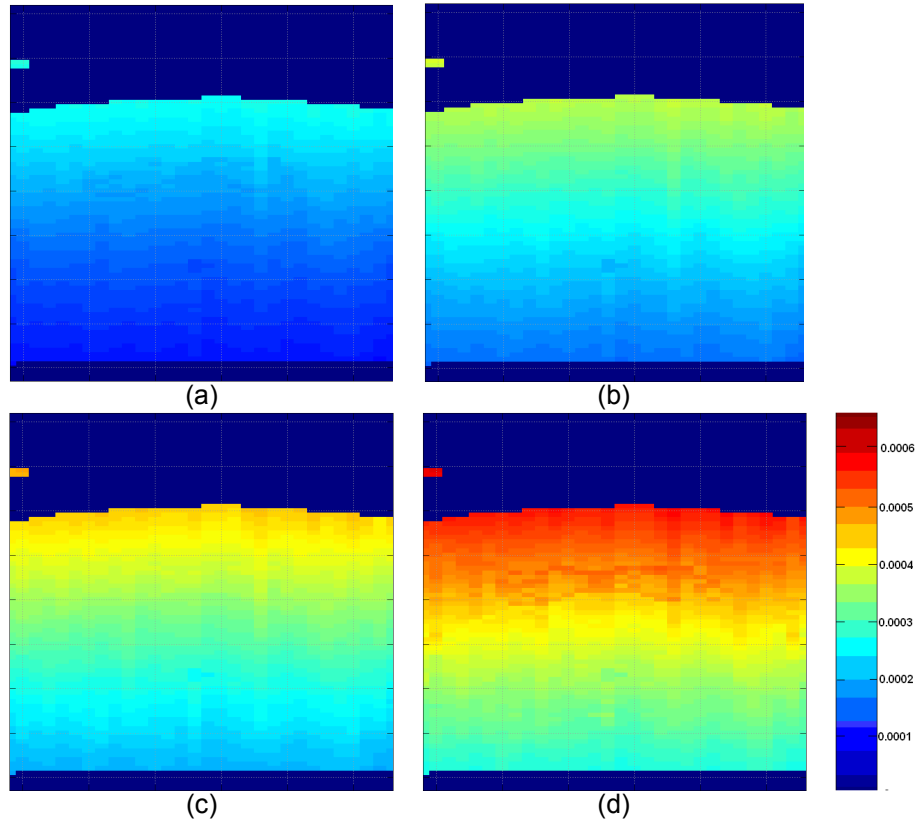
Enerji	Projeksiyon	Demet alanı	D <sub>p</sub>
6 MeV	AP	10x10 cm <sup>2</sup>	7.569E-12
10 MeV	AP	10x10 cm <sup>2</sup>	1.141E-11
18 MeV	AP	10x10 cm <sup>2</sup>	1.412E-11
25 MeV	AP	10x10 cm <sup>2</sup>	1.847E-11
25 MeV	AL	10x10 cm <sup>2</sup>	1.416E-11
25 MeV	LL	10x10 cm <sup>2</sup>	1.370E-11
25 MeV	PL	10x10 cm <sup>2</sup>	3.670E-13
25 MeV	PA	10x10 cm <sup>2</sup>	2.164E-11
25 MeV	PR	10x10 cm <sup>2</sup>	2.56E-13
25 MeV	RL	10x10 cm <sup>2</sup>	1.35E-11
25 MeV	AR	10x10 cm <sup>2</sup>	1.34E-11
25 MeV	AP	8x8 cm <sup>2</sup>	2.85E-11
25 MeV	AP	5x5 cm <sup>2</sup>	7.23E-11

oluşmakta ve böylece prostat dokusu bu ışınlama durumunda daha düşük radyasyon dozuna maruz kalmaktadır.

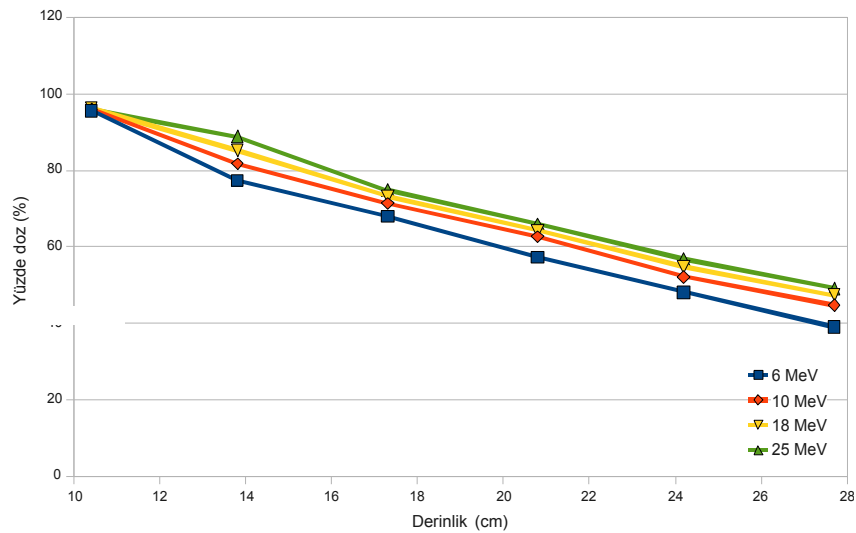
#### 4.2. Foton Spektrumunun Organ Dozlarına Etkisi

Çalışmanın birinci aşamasında AP projeksiyon altında 10 x 10 cm<sup>2</sup>'lik demet boyutu sabit tutularak dört farklı spektrumdaki demetle prostat dokusu ışınlanmıştır. Prostatın merkezine karşılık gelen 226 numaralı VIP-Man diliminin voksellerinde bırakılan dozlar kullanılarak MATLAB yardımıyla bir doz haritası oluşturulmuştur. Şekil 4.1'de görüldüğü gibi, foton enerjisi arttıkça (6 MeV'den 25 MeV'e gidildikçe) fotonlar daha girici hale gelmekte ve bu yüzden derinlerde yeralan voksellerde de doz bırakıldığı görülmektedir.

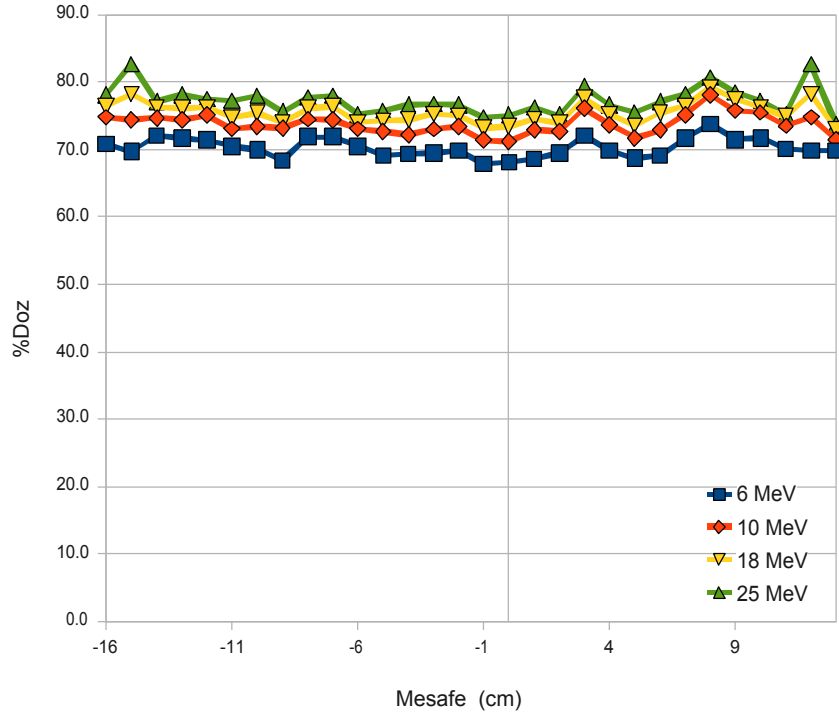
Radyoterapi uygulamalarında derin doz yüzdesi demet şiddetinin doku kalınlığına göre değişimini belirlemede kullanılır. Şekil 4.2 incelenen dört demet spektrumu için derin doz yüzdesinin foton enerjisine göre değişimini göstermektedir. Beklendiği gibi voksellerde en yüksek doz bırakımı 25 MeV'lik demet spektrumunda, en düşük doz bırakımı ise 6 MeV'lik foton spektrumunda gözlenmektedir. Ancak her demet spektrumu için doz yüzdesi derinliğe bağlı olarak düzgün biçimde azalmaktadır.



**Şekil 4.1.** Farklı demet spektrumları için voksel dozlarından elde edilen doz haritaları (a) 6 MeV, (b) 10 MeV, (c) 18 MeV, (d) 25 MeV'lik foton spektrumu



**Şekil 4.2.** Derin doz yüzdesinin demet spektrumuna göre değişimi



**Şekil 4.3.** Yanal dozun demet spektrumuna göre değişimi

Yanal doz, radyoterapide demetin hedef organa komşu organlardaki etkilerini karakterize etmede kullanılır. Bu çalışmada incelenen demet spektrumları için yanıl dozun foton enerjisine göre değişimi Şekil 4.3'de görülmektedir. Demet spektrumunun enerjisi arttıkça yanıl doz değerleri artmakta, ancak merkezden dışı doğru ise azalmaktadır. Grafiklerde görülen dalgalanmalar ise voksel bileşimlerinin homojen olmamasından ve simülasyon sonuçlarındaki istatistiksel hatalardan kaynaklanmaktadır.

Çalışmanın birinci aşamasında elde edilen voksel dozlarından, riskli organların ışınlama alanı içerisine giren voksellerinde bırakılan toplam dozun ( $D_i$ ), prostat voksellerinde bırakılan toplam doza ( $D_p$ ) oranları hesaplanarak Çizelge 4.2'de verilmiştir. Organların tamamı için ise bu oran Çizelge 4.3'de verilmiştir. Görüldüğü gibi demet spektrumunun enerjisi arttıkça kemik doku, omurga, rektum ve yumurtalıklarda soğurulan doz hafif biçimde artarken, deri, mesane, kalın bağırsak ve kırmızı kemik iliğinde soğurulan dozlar azalmaktadır. Artan foton enerjisi demet girciliğini arttırmakta ve böylece vücudun yüzeyine yakın organlar düşük foton enerjilerinde daha yüksek dozlar kaydederken, derinlerdeki organlar yüksek foton

**Çizelge 4.2.** Farklı demet spektrumları için  $D_i/D_p$  oranları (demet alanındaki vokseller toplamı)

Organlar	6 MeV	10 MeV	18 MeV	25 MeV
Kemikdoku	5.98	6.01	6.12	6.26
Prostat	1.00	1.00	1.00	1.00
Deri	2.22	2.15	2.12	2.10
Omurga	0.53	0.57	0.60	0.64
Rektum	1.88	1.93	1.94	1.97
Mesane	2.47	2.43	2.42	2.40
Yumurtalıklar	0.64	0.64	0.64	0.64
Kalın bağırsak	2.59	2.58	2.57	2.56
Kırmızı kemik iliği	2.59	2.56	2.55	2.55

**Çizelge 4.3.** Farklı demet spektrumları için  $D_i/D_p$  oranları (tüm vücuttaki vokseller toplamı)

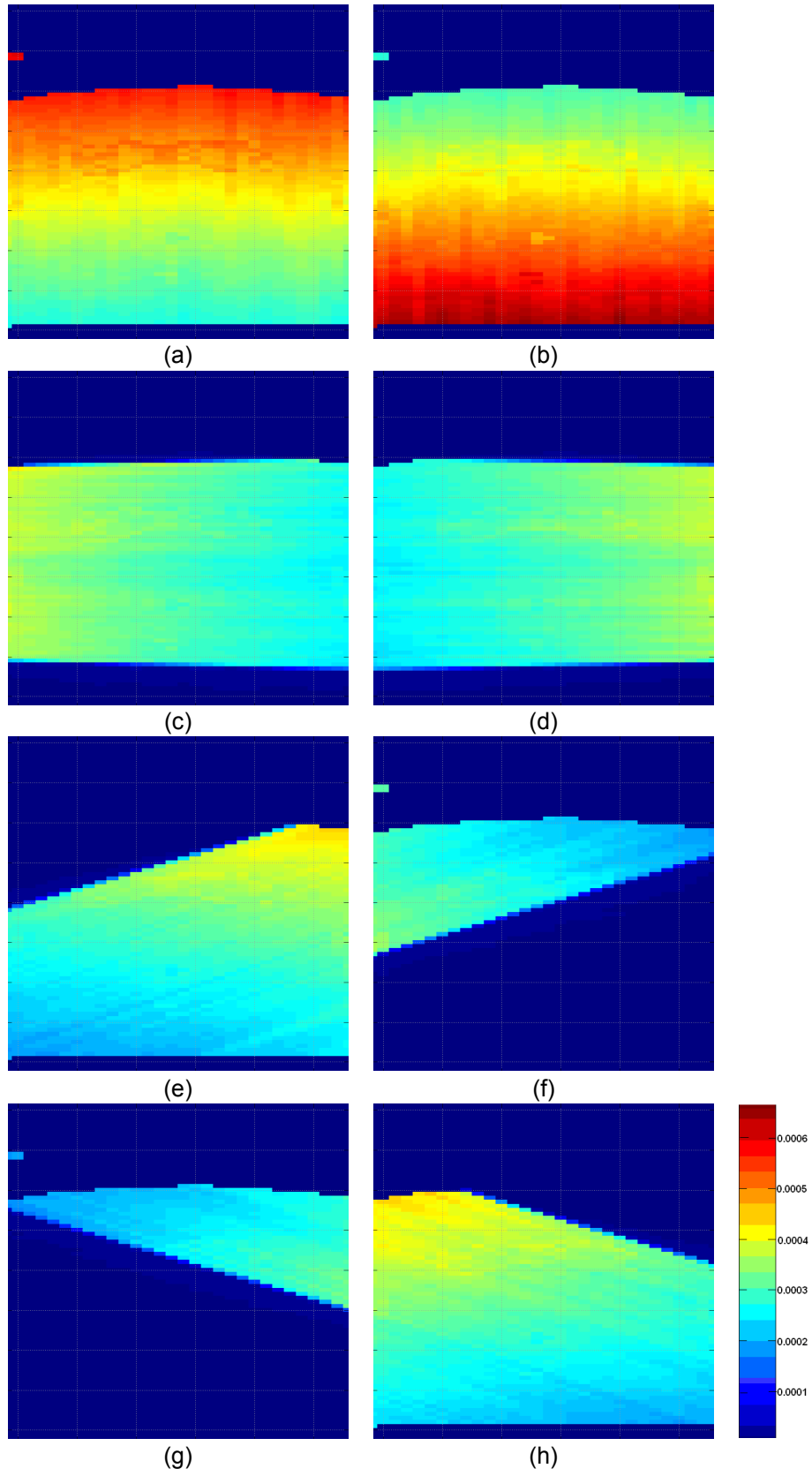
Organlar	6 MeV	10 MeV	18 MeV	25 MeV
Kemikdoku	15.95	15.72	15.89	16.16
Prostat	1.00	1.00	1.00	1.00
Deri	4.31	4.15	4.09	4.03
Omurga	1.50	1.49	1.52	1.56
Rektum	2.00	2.05	2.07	2.10
Mesane	2.47	2.43	2.42	2.40
Yumurtalıklar	0.68	0.68	0.68	0.68
Kalın bağırsak	4.40	4.33	4.31	4.29
Kırmızı kemik iliği	5.98	5.78	5.69	5.61

foton enerjilerinde daha yüksek dozlara maruz kalabilmektedir.

### 4.3. Demet Projeksiyonunun Organ Dozlarına Etkisi

Çalışmanın ikinci aşamasında 25 MeV spektrum ve  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  demet boyutu için prostat dokusu sekiz farklı projeksiyon altında ışınlanmıştır. Her projeksiyon açısı için voksellerde bırakılan dozlarla MATLAB kullanılarak doz haritası oluşturulmuştur (Şekil 4.4). PR, AL, AR ve PL projeksiyonları altında Bölüm 3’de bahsedilen pencere ile sınırlanma durumu nedeniyle ışınlama alanı küçülmüş ve dedektör olarak belirlenen tüm voksellerde doz bırakılamamıştır. Bu nedenle kesikli doz haritaları gözlenmiştir.

Çalışmanın ikinci aşamasında farklı projeksiyonlar altında ışınlamada yanal doz değişimi grafiği elde edilmiştir (Şekil 4.5). Tüm projeksiyonlar altında yapılan ışınlamalarda merkezden dışa doğru gidildikçe yanal doz değerleri azalmaktadır. PR



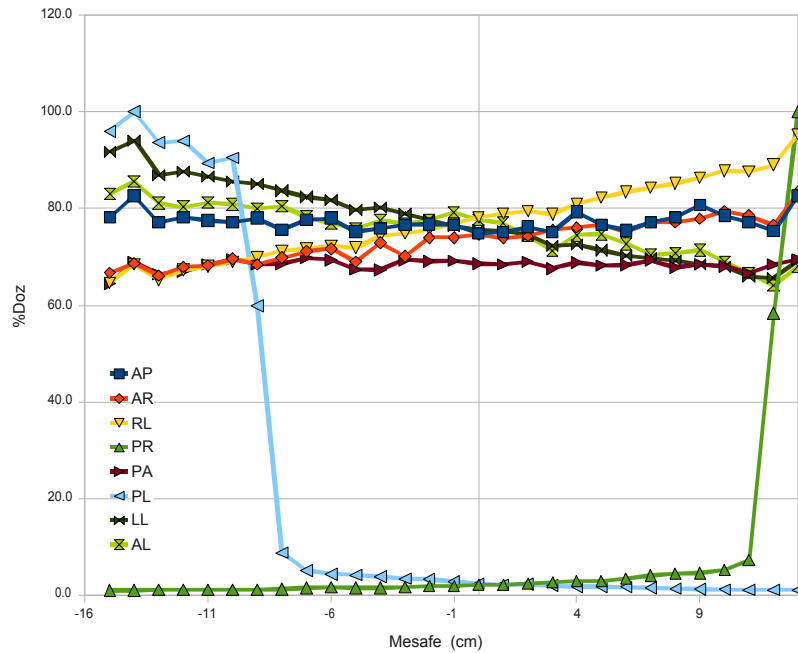
**Şekil 4.4.** Farklı projeksiyonlar altında voksellerde bırakılan dozlardan elde edilen doz haritası (a) AP, (b) PA, (c) LL, (d) RL, (e) AR, (f) PL, (g) PR, (h) AL projeksiyon



ve PL projeksiyonları altında yanal doz değişimindeki keskin düşüşün sebebi yukarıda bahsedildiği gibi bu projeksiyonlar altında ışınlama alanının pencere ile sınırlandırılması sebebiyle diğer projeksiyonların ışınlama alanlarına göre çok küçük olmasıdır.

Çalışmanın ikinci aşamasında tüm projeksiyonlar altında yapılan ışınlamalar için derin doz yüzdesi grafikleri elde edilmiştir (Şekil 4.6). Beklenildiği gibi tüm projeksiyonlar altında yapılan ışınlamalarda derinlik arttıkça derin doz yüzdesi azalmaktadır. Ancak bazı projeksiyon açılarında ışınlama hacminin küçülmesi nedeniyle bu projeksiyon doğrultularında tüm dedektör voksellerde doz bırakılmadığından keskin çıkışlar ve inişler görülmektedir. Grafiklerde görülen dalgalanmalar ise vokselle bileşimlerinin homojen olmamasından ve simülasyon sonuçlarındaki istatistiksel hatalardan kaynaklanmaktadır.

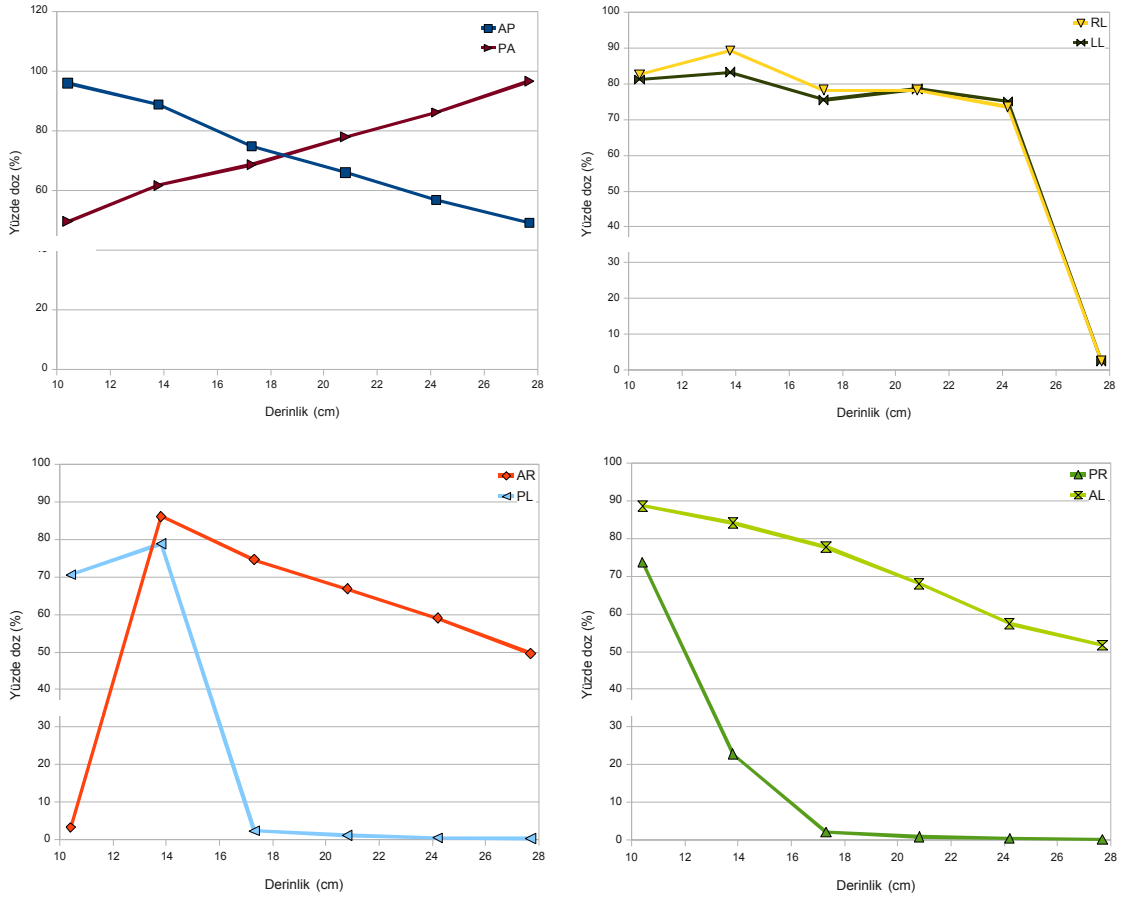
AP ve PA projeksiyonları altında yapılan ışınlamalarda, dedektör olarak belirlenen voksellerden bu doğrultularda 86 adet dedektör voksel bulunması nedeniyle derin doz yüzdesi derinlik arttıkça bırakılan dozun azalmasıyla orantılı olarak azalmaktadır. RL ve LL projeksiyon altında yapılan ışınlamalarda, derin doz



Şekil 4.5. Farklı projeksiyonlar altında yanal dozun değişimi

yüzdesi belirli bir derinlikten sonra demetin enerjisinin çoğunu kaybetmesinden dolayı keskin bir düşüş göstererek sıfıra inmektedir. Bunun nedeni bu projeksiyon altındaki ışınlamalarda, dedektör olarak belirlenen voksellerden bu doğrultularda ışınlama alanı içerisinde sadece 30 adet dedektör olarak tanımlanan vokselle olması ve bu noktadan sonra bırakılan dozun ölçülmesine gerek duyulmadığı için dedektör voksel belirlenmemesinden kaynaklanmaktadır (Şekil 4.6).

AR ve PL projeksiyonları altında yapılan ışınlamalarda başlangıçta keskin bir çıkış görülmesinin sebebi grafiği oluştururken okunan ilk voksellerde projeksiyon açısından dolayı demetin direkt düşmemesi ancak yarı gölgesinin düşmesi nedeniyle az miktarda doz bırakılmasıdır. Derin doz yüzdeleri derinlik arttıkça beklenildiği gibi azalmıştır. PL ve PR projeksiyonları altında yapılan ışınlamalarda bu projeksiyonlar doğrultusunda ışınlama alanı içerisinde sınırlı sayıda dedektör voksel



Şekil 4.6. Farklı projeksiyonlar altında derin doz yüzdesinin değişimi

bulunması ve ancak yarı gölgelerinin dedektör voksellere az miktarda doz bırakması nedeniyle keskin bir düşüş görülmektedir. Keskin bir düşüş gösterdikten sonra sifra inmelerinin nedeni ise bu derinliklerde bırakılan dozun ölçülmesine gerek duyulmadığı için dedektör voksel belirlenmemesidir. AL projeksiyon altında yapılan ışınlamada ise derinlik arttıkça derin doz yüzdesinde orantılı bir düşüş görülmüştür (Şekil 4.6).

Çalışmanın ikinci aşamasında elde edilen voksel dozlarından, riskli organların ışınlama alanı içerisine giren voksellerinde bırakılan toplam doz ( $D_i$ ), prostat voksellerinde bırakılan toplam doza ( $D_p$ ) oranları hesaplanarak Çizelge 4.4’de verilmiştir. Organların tamamı için ise bu oran Çizelge 4.5’de verilmiştir. Işınlama alanı içerisine giren kemik doku maksimum doz oranını PR, minimum doz oranını ise AR projeksiyon altında yapılan ışınlamada almıştır (Çizelge 4.4). Kemik doku, organların tamamı için yapılan hesaplamalarda da aynı projeksiyonlar altında maksimum ve minimum doz oranlarını almıştır (Çizelge 4.5). Tüm organlar içerisnde kemik dokunun bu kadar fazla oranda doz almasının nedeni prostat bölgesinde diğer organlara göre daha yoğun bir şekilde bulunmasıdır.

Işınlama alanı içerisine giren deri maksimum doz oranını PR, minimum doz oranını ise RL projeksiyon altında yapılan ışınlamada almıştır (Çizelge 4.4). Organların tamamı için yapılan hesaplamalarda maksimum doz oranını PR, minimum doz oranını ise PA projeksiyon altında yapılan ışınlamada almıştır (Çizelge 4.5). Işınlama alanı içerisine giren omurga konumundan dolayı maksimum doz oranını PA, minimum doz oranını ise PL projeksiyon altında yapılan ışınlamalarda almıştır (Çizelge 4.4). Organların tamamı için yapılan hesaplamalarda ise omurga maksimum doz oranını PR, minimum doz oranını ise LL projeksiyon altında yapılan ışınlamalarda almıştır (Çizelge 4.5).

Işınlama alanı içerisine giren rektum konumundan dolayı maksimum doz oranını LL, minimum doz oranını ise PL projeksiyon altında yapılan ışınlamalarda almıştır (Çizelge 4.4). Organların tamamı için yapılan hesaplamalarda maksimum doz oranını PA, minimum doz oranını ise yine PL projeksiyon altında yapılan

**Çizelge 4.4.** Farklı projeksiyonlar için  $D_i/D_p$  oranları (demet alanındaki vokseller toplamı)

<b>Organlar</b>	<b>AP</b>	<b>AL</b>	<b>LL</b>	<b>PL</b>
Kemikdoku	6.26	4.82	4.97	87.91
Prostat	1.00	1.00	1.00	1.00
Deri	2.10	0.65	0.36	37.92
Omurga	0.64	0.63	0.20	0.16
Rektum	1.97	1.95	2.28	0.97
Mesane	2.40	2.34	2.18	30.02
Yumurtalıklar	0.64	0.62	0.66	2.21
Kalın bağırsak	2.56	2.38	2.58	38.04
Kırmızı kemik iliği	2.55	2.39	2.38	32.09
<b>Organlar</b>	<b>PA</b>	<b>PR</b>	<b>RL</b>	<b>AR</b>
Kemikdoku	4.86	108.80	5.03	4.80
Prostat	1.00	1.00	1.00	1.00
Deri	1.34	51.61	0.33	0.46
Omurga	1.06	0.19	0.21	0.66
Rektum	2.43	1.02	2.24	1.98
Mesane	1.89	34.21	2.25	2.47
Yumurtalıklar	0.63	1.67	0.65	0.60
Kalın bağırsak	2.19	3.22	2.32	1.35
Kırmızı kemik iliği	2.25	35.91	2.41	2.34

**Çizelge 4.5.** Farklı projeksiyonlar için  $D_i/D_p$  oranları (tüm vücuttaki vokseller toplamı)

<b>Organlar</b>	<b>AP</b>	<b>AL</b>	<b>LL</b>	<b>PL</b>
Kemikdoku	16.16	30.67	42.61	911.80
Prostat	1.00	1.00	1.00	1.00
Deri	4.03	4.88	4.15	239.00
Omurga	1.56	2.19	0.44	2.61
Rektum	2.10	2.07	2.43	1.02
Mesane	2.40	2.33	2.18	30.02
Yumurtalıklar	0.68	0.63	0.68	2.56
Kalın bağırsak	4.29	3.71	4.17	72.46
Kırmızı kemik iliği	5.61	9.75	11.88	169.60
<b>Organlar</b>	<b>PA</b>	<b>PR</b>	<b>RL</b>	<b>AR</b>
Kemikdoku	13.15	1130.00	41.98	29.78
Prostat	1.00	1.00	1.00	1.00
Deri	2.68	321.80	4.16	5.38
Omurga	1.57	3.09	0.46	2.29
Rektum	2.59	1.08	2.40	2.13
Mesane	1.89	34.21	2.25	2.47
Yumurtalıklar	0.66	1.79	0.67	0.61
Kalın bağırsak	3.66	8.28	4.16	2.27
Kırmızı kemik iliği	4.88	197.70	12.07	10.59

ışınlamada almıştır (Çizelge 4.5). Mesane ise yine konumundan dolayı maksimum doz oranını PR, minimum doz oranını ise PA projeksiyon altında yapılan ışınlamada almıştır ve tamamı ışınlama alanı içerisine girdiği için organların tamamı için yapılan hesaplamalarda aynı değer bulunmuştur (Çizelge 4.4 ve Çizelge 4.5).

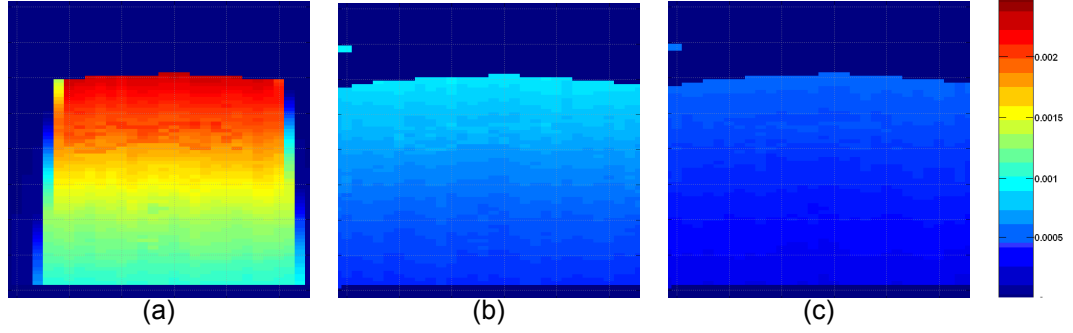
İşnlama alanı içerisine giren yumurtalıklar konumundan dolayı maksimum doz oranını PL, minimum doz oranını ise AR projeksiyonları altında yapılan ışınlamalarda almıştır (Çizelge 4.4). Organların tamamı için yapılan hesaplamalarda da aynı projeksiyonlar altında maksimum ve minimum doz oranlarını almıştır (Çizelge 4.5). İşnlama alanı içerisine giren kalın bağırsak konumundan dolayı maksimum doz oranını PL, minimum doz oranını ise AR projeksiyon altında yapılan ışınlamada almıştır (Çizelge 4.4). Organların tamamı için yapılan hesaplamalarda da aynı projeksiyonlar altında maksimum ve minimum doz oranlarını almıştır (Çizelge 4.5). İşnlama alanı içerisine giren kırmızı kemik iliği maksimum doz oranını PR, minimum doz oranını ise AP projeksiyon altında yapılan ışınlamada almıştır (Çizelge 4.4). Organların tamamı için yapılan hesaplamalarda kırmızı kemik iliği de aynı projeksiyonlar altında maksimum ve minimum doz oranlarını almıştır (Çizelge 4.5).

#### 4.4. Demet Alan Büyüklüğünün Organ Dozlarına Etkisi

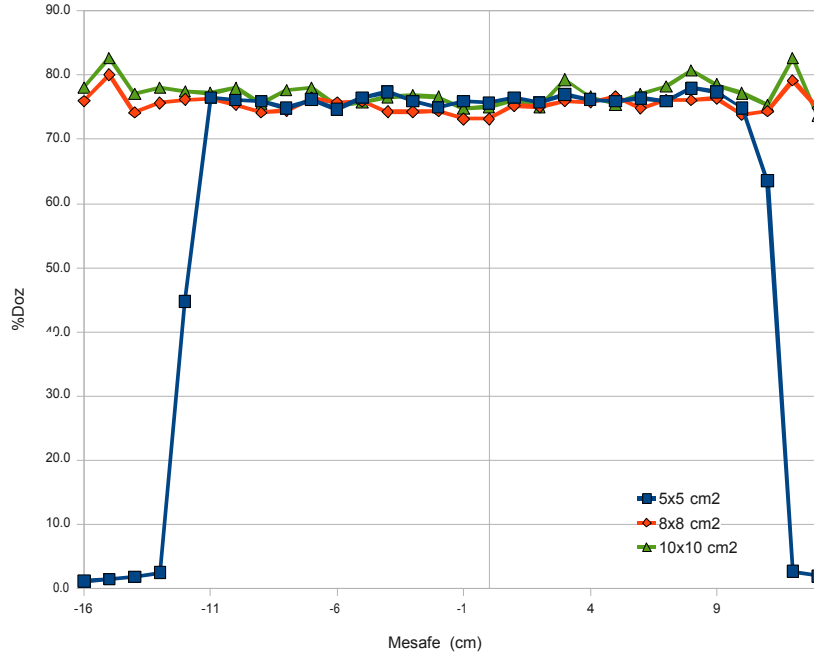
Çalışmanın üçüncü aşamasında AP projeksiyon altında 25 MeV spektruma sahip demetle  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $8 \times 8 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik üç farklı alan boyutu ile prostat dokusu ışınlanmıştır. Dedektör olarak tanımlanan voksellerde bırakılan dozlarla MATLAB kullanılarak doz haritası oluşturulmuştur (Şekil 4.7). Işın demetinin boyutu arttıkça ışınlama hacminin artması ve voksel başına düşen doz oranının azalması nedeniyle doz haritasında maksimum doz oranının  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik alanda bırakıldığı görülmektedir.

Çalışmanın üçüncü aşamasında ışın demetinin farklı alan boyutları için yanal doz ve derin doz yüzdesi grafikleri elde edilmiştir. Alan boyutu arttıkça beklenildiği gibi yanal doz yüzdesinin arttığı gözlenmiştir.  $8 \times 8 \text{ cm}^2$  ile  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan

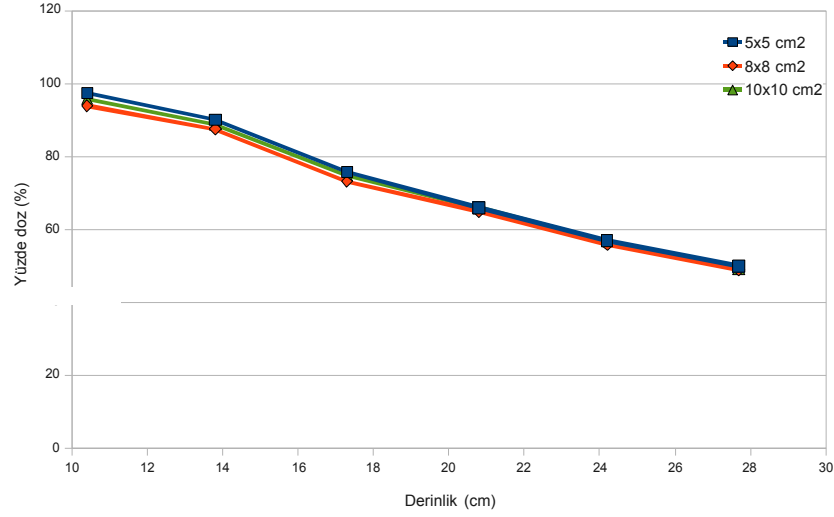
boyutları arasında çok büyük bir fark olmaması nedeniyle yanal doz yüzdesinin değişimleri birbirine yakın bulunmuştur (Şekil 4.8). Alan boyutu arttıkça yine beklenildiği gibi derin doz yüzdesinin arttığı görülmektedir (Şekil 4.9). Grafiklerde görülen dalgalanmalar ise voksel bileşimlerinin homojen olmamasından ve simülasyon sonuçlarındaki istatistiksel hatalardan kaynaklanmaktadır.



**Şekil 4.7.** Farklı demet alanları için vokselde bırakılan dozlardan elde edilen doz haritası (a) 5x5 cm<sup>2</sup>, (b) 8x8 cm<sup>2</sup>, (c) 10x10 cm<sup>2</sup>'lik demet alanı



**Şekil 4.8.** Farklı demet alanları için yanal dozun değişimi



**Şekil 4.9.** Farklı demet alanları için derin doz yüzdesinin değişimi

Çalışmanın üçüncü aşamasında elde edilen vokselle dozlardan, riskli organların ışınlama alanı içerisine giren voksellerinde bırakılan toplam doz ( $D_i$ ), prostat voksellerinde bırakılan toplam doza ( $D_p$ ) oranları hesaplanarak Çizelge 4.6'da verilmiştir. Organların tamamı için ise bu oran Çizelge 4.7'de verilmiştir. Tüm riskli organlar için ışınlama alanı içerisine giren kısımları ve organların tamamı için yapılan hesaplamalarda beklenildiği gibi maksimum doz oranı  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutunda, minimum doz oranı ise  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutunda bırakılmıştır.

**Çizelge 4.6.** Farklı demet alanları için  $D_i/D_p$  oranları (ışınlama alanındaki vokseller toplamı)

Organlar	5x5cm <sup>2</sup>	8x8cm <sup>2</sup>	10x10cm <sup>2</sup>
Kemik doku	2.55	5.84	6.26
Prostat	1.00	1.00	1.00
Deri	0.53	1.82	2.10
Omurga	0.28	0.63	0.64
Rektum	1.50	1.96	1.97
Mesane	2.16	2.40	2.40
Yumurtalıklar	0.51	0.63	0.64
Kalın bağırsak	0.03	2.11	2.56
Kırmızı kemik iliği	1.08	2.52	2.55

**Çizelge 4.7.** Farklı demet alanları için  $D_i/D_p$  oranları (tüm vücuttaki vokseller toplamı)

<b>Organlar</b>	<b>5x5cm<sup>2</sup></b>	<b>8x8cm<sup>2</sup></b>	<b>10x10cm<sup>2</sup></b>
Kemik doku	2.73	9.32	16.16
Prostat	1.00	1.00	1.00
Deri	0.57	2.35	4.03
Omurga	0.31	0.87	1.56
Rektum	1.50	2.04	2.10
Mesane	2.16	2.40	2.40
Yumurtalıklar	0.51	0.63	0.68
Kalın bağırsak	0.05	2.28	4.29
Kırmızı kemik iliği	1.16	4.17	5.61



## 5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışmada prostat dokusunda olduğu kabul edilen tümör hacmi on üç farklı özellikteki foton demetiyle ışınlanmış ve her bir demet özelliği için prostat ile çevresindeki riskli organlar kemik doku, deri, omurga, rektum, mesane, yumurtalıklar, kalın bağırsak ve kırmızı kemik iliğinin ışınlama alanına giren kısımları için bırakılan doz miktarları hesaplanmıştır. Her bir ışınlama durumu için ilgililenen organlarda biriken dozlar o ışınlama durumu için prostatın soğurduğu doza normalize edilerek verilmiştir. Aynı işlemler bu organların tamamı için tekrarlanmıştır. Prostatın merkezine karşılık gelen 226 numaralı VIP-Man diliminin voksellerinde bırakılan dozlar kullanılarak her bir ışınlama durumu için doz haritası oluşturulmuştur. Bu değerler ışın demetinin enerji, projeksiyon açısı ve alan boyutu değişimine bağlı olarak da incelenmiştir. Ayrıca her bir demet özelliği için hedef organ hacmine bırakılmak istenen dozun hesaplanmasında önemli parametreler olan derin doz yüzdesi ile ışınlama merkezinden uzaklaştıkça çevre dokularda bırakılan doz miktarının değişimini veren yanal doz değerlerinin değişimi incelenmiştir. Bu çalışmada gerçek bir insan anatomisine dayanan VIP-Man tüm vücut modeli kullanılmıştır. Işın demeti bir radyasyon taşıma yazılımı olan MCNP programı ile simüle edilmiştir.

Yapılan çalışmada ilk olarak ışınlama alanının merkezi olarak tümör olduğu kabul edilen prostat dokusu AP projeksiyon altında  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  genişliğinde bir demet kullanılarak 25 MeV, 18 MeV, 10 MeV ve 6 MeV'lik dört farklı spektrumdaki demetle ışınlanmıştır. Bu incelemede demet spektrumunun değişiminin prostat ve ışınlama alanı içerisine giren riskli organlarda bırakılan doza etkisi ile derin doz yüzdesi ve yanal doz değerlerinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın ikinci aşamasında 25 MeV spektrum ve  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  demet boyutu altında prostat dokusu sekiz farklı projeksiyon altında ışınlanmıştır. Bu incelemede projeksiyon açısının değişiminin prostat ve ışınlama alanı içerisine giren

riskli organlarda bırakılan doz değişimi ile derin doz yüzdesi ve yanal doz değerlerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın üçüncü aşamasında AP projeksiyon altında 25 MeV spektruma sahip demetle  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $8 \times 8 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik üç farklı alan boyutu ile prostat dokusu ışınlanmıştır. Bu incelemede ise demet boyutunun değişiminin prostat ve komşu organ dozlarına etkisi ile derin doz yüzdesi ve yanal doz değişiminin belirlenmesi amaçlanmıştır.

İncelenen on üç durum arasında en yüksek prostat dozu AP projeksiyon altında 25 MeV'lik foton spektrumu ve  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  demet alanı ile elde edilmiştir. Bu ışınlama şartları yüksek enerji, dar demet ve önden ışınlama geometrisini temsil ettiğinden beklenir bir durumdur. En düşük prostat dozu ise PR projeksiyon altında 25 MeV'lik foton spektrumu ve  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  demet alanı ile elde edilmiştir. Bu ışınlama geometrisine göre prostat konum olarak daha sığ kaldığından ve 25 MeV'lik foton spektrumu daha girici olduğundan maksimum doz daha derinlerde oluşmakta ve böylece prostat dokusu bu ışınlama durumunda daha düşük radyasyon dozuna maruz kalmaktadır.

Literatürde VIP-Man ve farklı fantomlar ile yapılan benzer çalışmalarda ışınlama hacminde bırakılan dozun ölçümü organların tamamı için hesaplanmıştır. Bu çalışmada riskli organların ışın demeti ve yarı gölgesini kapsayan ışınlama hacmi içerisine giren kısımları için ışınlama sırasında aldıkları doz değerleri dedektör olarak tanımlanan vokseller yardımıyla hesaplanmıştır. Böylece ışınlama sırasında alınan dozlar daha hassas bir şekilde belirlenmiştir.

İleriki çalışmalarda VIP-Man'de tanımlanmayan, prostat bölgesi radyoterapisinde önemli bazı dokular (femur başları gibi) tanımlanarak hesaplamalar tekrarlanabilir.

## KAYNAKLAR

- AHNESJO, A. and ASPRADAKIS, M. M., 1999. Dose Calculations for External Photon Beams in Radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* 44: R99-R155.
- ANDERSON, C., 2009. SINGH, A. D., DAMATO, B. E., PEER, J., MURPHREE, A. L., PERRY, J. D. *Essentials of Ophthalmic Oncology*. Copyright by Slack Incorporated.
- BARQUERO, R., ADWARDS, T. M., INIGUEZ, M. P. and VEGA-CARILLO, H. R., 2005. Monte Carlo Simulation of Neutron Doses to Critical Organs of A Patient Undergoing 18 MV X-Ray LINAC-Based Radiotherapy. *Med. Phys.* 32 (12) : 3579-88.
- BRIESMEISTER, J.F., 1997. MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B. Technical Report No. LA-12625-M, Los Alamos National Laboratory, New Mexico.
- BRIESMEISTER, J.F., 2000. MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C. Technical Report No. LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory, New Mexico.
- BUSHBERG, J.T., 1998. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents, X-ray Interactions, 18: 457–468.
- CAON, M., 2004. Voxel-Based Computational Models of Real Human Anatomy: A Review *Radiat. Environ. Biophys.*, 42: 229-235.
- CEMBER, H., JOHNSON, J. E., 2009. *Introduction to Health Physics*. The McGraw Hill.
- CHETTY, I. J., CURRAN, B., CYGLER, J. E., DeMARCO, J. J., EZZELL, G., FADDEGON, B. A., KAWRAKOW, I., KEALL, P. J., LIU, H., MA, C., ROGERS, D. W. O., SEUNTJENS, J., BAGHERI, D. S. and SIEBERS, J. V., 2007. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues Associated with Clinical Implementation of Monte Carlo-Based Photon and Electron External Beam Treatment Planning. *Med. Phys.* 34 (12).
- CRISTY, M. and ECKERMAN, K. F., 1987. Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources, part I: Methods. Oak Ridge National Laboratory, ORNL/TM -8381 V1-V7.
- DeMARCO, J. J., SOLBERG, T. D. and SMATHERS, J. B., 1997. A CT-Based Monte Carlo Simulation Tool for Dosimetry Planning and Analysis. *Med. Phys.* 25 (1): 0094- 2405.

- FONTENOT, J., TADDEI, P., ZHENG, Y., MIRKOVIC, D., JORDAN, T. and NEWHAUSER, W., 2008. *Phys. Med. Biol.* 53: 1677- 1688.
- GROCH, M. W., 1998. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents, Radioactive Decay, 1239-1246.
- ICRP PUBLICATION 103., 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford, UK.
- ICRU REPORT 48, 1992. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, USA.
- KAKAKHAIL, M. B., 2007. Comparasion of High and Low Energy Treatmeant Plans by Evaluating the Dose on the Surrounding Normal Structures in Conventional Radiotherapy.
- KHAN, F. M., 2003. The Physics Of Radiation Therapy. Third Edition, Williams & Wilkins.
- LEWIS, R. D., RYDE, S. J. S., HANCOCK, D. A. and EVANS, C. J., 1999. An MCNP-Based Model of A Linear Accelerator X-ray Beam. *Phys. Med. Biol.* 44: 1219-1230.
- MA, C. M. and JIANG, S. B., 1999. Monte Carlo Modelling of Electron Beams from Medical Accelerators. *Phys. Med. Biol.*44: R157-R189.
- MA, C. M., LI, J. S., PAWLICKI, T., JIANG, S. B., DENG, J., LEE, M. C., KOUMRIAN, T., LUXTON, M. and BRAIN, S., 2002. A Monte Carlo Dose calculation Tool for Radiotherapy Treatmeant Planning. *Phys. Med. Biol.*47: 1671-1689.
- McGINLEY, P. H. and MINER, M. S., 1995. A History of Radiation Shielding of X-Ray Therapy Rooms. *Helth Phys.* 69(5): 759-765.
- McKETTY, M. H., 1998. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents, X-ray Attenuation, 18: 151–163.
- PODGORSAK, E. B., 2005. Radiation Physics for Medical Physicists, Biological and Medical Physics, Biological Engineering. McGill University, Montreal, Canada. Springer.
- PURDY, J. A., VIJAYAKUMAR, S., PEREZ, C. A. and LEVITT, S. H., 2006. Technical Basis of Radiation Therapy. 4th Revised Edition, Springer Berlin Hiedelberg.
- ROBERT, C. P. and CASELLA, G. 1999. Monte Carlo Statistical Methods. Springer.

- ROGERS, D. W. O. and BIELAJEW, A. F. 1990. Monte Carlo Techniques of Electron and Photon in radiation Dosimetry. In: KASE, K. R.; BJORNGARD, B. E.; ATTIX, F. H. 1990. The Dosimetry of Ionizing Radiation. Volume III. First Printing. San Diego, CA: Academic Press.
- ROSSI, H. H., 1996. Radiation Physics and Radiobiology. Health Phys. 70(6): 828-831.
- SHULTIS, J. K. and FAW, R. E., 2005. An MCNP Primer. Kansas State University, Manhattan. KS 66506.
- SIEBERS, J. A., 1995. One Hundred Years of Medical Diagnostic Imaging Technology. Health Phys. 69(5): 695-720.
- SIEBERS, J. A., KEALL, P. J., NAHUM, A. E. AND MOHAN R., 2000. Converting Absorbed Dose to Medium to Absorbed Dose to Water for Monte Carlo Based Photon Beam Dose Calculations. Phys. Med. Biol. 45: 983-995.
- SMITH, F. A., A Primer In Applied Radiation Physics, World Scientific Publishing, 2002. TURNER, J. E., 2007. Atoms, Radiation and Radiation Protection. Wiley.
- WANG, B., GOLDSTEIN, M., XU, X. G. and SAHOO, N., 2005. Adjoint Monte Carlo for Prostate External Photon Beam Treatment Planning: An Application to 3D Patient Anatomy. Phys. Med. Biol. 50: 923-935.
- XU, X. G., CHAO, T. C. and BOZKURT, A., 2000. VIP-Man: An Image Based Whole-Body Adult Male Model Constructed from Color Photographs of the Visible Human Project for Multi-Particle Monte Carlo Calculations. Health Phys., 78(5):476-486.

## ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında Şanlıurfa'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Şanlıurfa'da tamamladı. 1998 yılında 19 Mayıs Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünü kazanarak 2003 yılında lisans eğitimini tamamladı. Eylül 2003'de kazandığı 19 Mayıs Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Orta Öğretim Alanları Tezsiz Yüksek Lisans Programını Şubat 2005'de tamamladı. Eylül 2007'de Harran Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalında yüksek lisans yapma hakkını kazandı.

## ÖZET

Radyoterapi uygulamalarında, önceden hastalıklı olarak tanımlanmış bir doku hacmi radyasyon dozuna maruz bırakılırken, aynı esnada hastanın hayati açıdan risk taşıyan diğer organlarının ne kadar doz aldıklarının bilinmesi, radyasyon riskinin analizi açısından büyük önem taşır. Bu tür sağlık fiziği uygulamalarında doz tayini, genel olarak belirli organ ve dokularda biriken doz miktarının ölçülmesiyle yapılır. Ancak tedavi sırasında hasta vücudunun farklı organ ve dokularında birikecek radyasyon dozunun ölçülmesi pratikte zor ya da imkansız olup, genellikle vücut modelleri kullanılarak simülasyon adı verilen bilgisayar ortamında yapılan hesaplamalarla ölçülür. Bu tür simülasyonlarda genelde gerçek insan anatomisi özelliklerine sahip vücut modelleri kullanılarak yardımcı bir bilgisayar programı ile hesaplamalar yapılır.

Monte Carlo Yöntemi, genellikle bir olayı veya deneyi çeşitli istatistik teknikler kullanarak sayısal olarak betimlemeye çalışan bir modelleme tekniğidir. Bu çalışmada bir Monte Carlo programı olan MCNP radyasyon taşıma yazılımı kullanılmıştır. MCNP programında simüle edilecek olay için kullanılacak vücut modeli olarak, bir insanın gerçek anatomisine dayanılarak oluşturulmuş VIP-Man tüm vücut modeli kullanılmıştır.

Yapılan simülasyonlarda prostat dokusunda olduğu kabul edilen tümör hacmi on üç farklı özellikteki demetle ışınlanmış ve her bir demet özelliği için prostat ile çevresindeki riskli organların ışınlama alanına giren kısımları ile tamamı için bırakılan doz miktarları hesaplanmıştır. Ayrıca her bir demet özelliği için hedef organ hacmine bırakılmak istenen dozun hesaplanmasında önemli parametreler olan derin doz yüzdesi ile ışınlama merkezinden uzaklaştıkça çevre dokularda bırakılan doz miktarının değişimini veren yanıl doz değerlerinin değişimi incelenmiştir.

İncelenen tüm durumlar arasında en yüksek prostat dozunun yüksek enerji, dar demet ve önden ışınlama geometrilerinde olduğu gözlenmiştir. Yüksek foton

enerjilerinde demet daha girici hale geldiğinden, vücuttaki sığ organların daha düşük dozlar kaydettiğı, buna karşılık derin organların yüksek dozlara maruz kaldığı belirlenmiştir. Farklı projeksiyonlar altında yapılan ışınlamalarda bir organın aldığı dozun demete göre konumu ile yakından ilgili olduğu görülmüştür. Demet alanının organ dozlarına etkisi incelendiğinde ise dar demet geometrilerinin daha yüksek doz bırakımına sebep olduğu gözlenmiştir.



## SUMMARY

In radiotherapy applications, the aim is to give the necessary dose to a pre-determined tumor volume while staying below the tolerance levels of the organs that are in the irradiation area. For this reason, knowing how much dose is received by each organ at risk is significant for radiation risk analysis. In this type of health physics applications, dose determination is generally carried out by measuring the doses absorbed by certain organs and tissues. However, measuring these quantities is practically difficult or impossible and therefore computer simulations and body models are necessary tools. The body model is based on a realistic human anatomy and the calculations are performed by computer programs.

Monte Carlo method usually treats an event or an experiment by utilizing various statistical techniques to imitate numerically. In this study, a Monte Carlo software package MCNP was used as the radiation transport code and a whole-body model VIP-Man was used to represent the human body.

In this study, a tumor was assumed to have developed in prostate and this organ was irradiated under thirteen different conditions. For each beam characteristic, absorbed doses for prostate and the neighboring organs were calculated for parts of the organs that is in and out of the beam area. In addition, the effect of the spectrum, projection angle and the area of the photon beam were analyzed as well as deep dose percentages and off-axis doses.

Among all the irradiation situations, the maximum prostate dose was obtained under high energy, narrow beam and front irradiation geometry. Since the high energy photons are more penetrating, the shallow organs in body record lower doses, as opposed to deep organs being exposed to higher doses. Under different projections, it was observed that the dose received by an organ is closely related with its position relative to the beam. In evaluating the effect of beam area on organ doses, narrow beam geometries were shown to result in higher organ doses.