

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN ÜÇ BOYUTLU TEDAVİ  
PLANLAMA SİSTEMİ İÇİN DOĞRUSAL HIZLANDIRICI TEDAVİ  
CİHAZINDAN ELDE EDİLEN ELEKTRON ÖLÇÜM  
SONUÇLARININ İNCELENMESİ**

**Ebrar İNAÇ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MART 2009**

**ANKARA**



Ebrar İNAÇ tarafından hazırlanan “RADYOTERAPİDE KULLANILAN ÜÇ BOYUTLU TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İÇİN, DOĞRUSAL HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZINDAN ELDE EDİLEN ELEKTRON ÖLÇÜM SONUÇLARININ İNCELENMESİ ” adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Şeref OKUDUCU .....  
Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Fizik Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Güneş TANIR .....  
Fizik, Gazi Üniversitesi

Doç. Dr. Şeref OKUDUCU .....  
Fizik, Gazi Üniversitesi

Doç. Dr. Mustafa KARADAĞ .....  
Fizik Eğitimi, Gazi Üniversitesi

06 /03 / 2009

Bu tez ile G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Nail ÜNSAL .....  
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **TEZ BİLDİRİMİ**

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Ebrar İNAÇ

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN ÜÇ BOYUTLU TEDAVİ PLANLAMA  
SİSTEMİ İÇİN DOĞRUSAL HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZINDAN  
ELDE EDİLEN ELEKTRON ÖLÇÜM SONUÇLARININ İNCELENMESİ**

**(Yüksek Lisans Tezi)**

**Ebrar İNAÇ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Mart 2009**

**ÖZET**

Bu çalışmada, Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastane'sinde bulunan Precise Plan tedavi planlama sistemine aktarım için gerekli elektron ölçümleri alındı. Ölçümler için hastanede bulunan Elekta doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı kullanıldı. Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi için gerekli veriler alındı, sisteme aktarıldı. Bu çalışma için 15 MeV ve 22 MeV enerjili elektron demetlerine ait veriler alındı. 15 MeV ve 22 MeV enerjili elektron demetlerinin % derin doz eğrisi, alan bağımlılık faktörü, diagonal profil, Rp+1 derinliklerinde crossline profil ve hava sigma hesabı için dört farklı SSD mesafelerinde profil ölçümleri alındı. Alınan ölçümlerle SSD'nin penumbra ile değişimi incelendi. Teorik ve bilgisayarlı planlama sistemiyle hesaplanan referans şartlardaki doz değerleri, dozimetre ile ölçülen doz değerleriyle karşılaştırıldı.

**Bilim Kodu : 202.1.008**  
**Anahtar Kelimeler : Elektron, radyoterapi, doğrusal hızlandırıcı, %DD, SSD**  
**Sayfa Adedi : 51**  
**Tez Yöneticisi : Doç. Dr. Şeref OKUDUCU**

**INVESTIGATION OF ELECTRON MEASUREMENT RESULTS  
OBTAINED FROM LINEER ACCELERATORS FOR THREE DIMENSION  
PLANNING SYSTEM AT RADIOTHERAPY**

**(M.Sc. Thesis)**

**Ebrar İNAÇ**

**GAZİ UNIVERSITY  
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

**March 2009**

**ABSTRACT**

**In this study, the measurements of electron were taken for transfer to Precise Plan treatment planning system at Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Oncology Education and Research Hospital. For measurements, Elekta Linear Accelerator Treatment Machine was used. The request informations for computer treatment planning system were taken and transfered to the system. % DD, diagonal profile, crossline profil at  $R_p+1$  dept, factor of field associated and profil measurement at four different SSD distances were measured at 15 MeV and 22 MeV electron energies. Results taken from theoretical and computer planning were compared with data obtained by dosimetry.**

**Science Code : 202.1.008**

**Key Words : Electron, radiotherapy, lineer accelerator, %DD, SSD**

**Page Number: 51**

**Adviser : Assoc. Prof. Dr. Şeref OKUDUCU**

## TEŞEKKÜR

Öncelikle çalışmalarım boyunca gösterdiği ilgi, yardım ve desteğinden dolayı, tez çalışmama öncülük eden değerli hocam Doç. Dr. Şeref OKUDUCU'ya, bu tezin hazırlanmasındaki her adımda büyük emeği geçen ayrıca medikal fizik alanında uzmanlaşmamda önemli katkıları bulunan, hiçbir zaman yardım ve desteğini esirgemeyen Dr. Abdurrahman Yurtarlan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Fiziği Bölüm Sorumlusu sayın Uzman Fizik Mühendisi Adil DEMİR'e, yine çalışma süresi boyunca destek verip yardım eden Uzman Fizik Mühendisi Murat AVŞAR'a, tezimin ölçümleri sırasında gece gündüz demeden bana yardımcı olan ve manevi destek veren çok değerli arkadaşlarım Fatma AKYOL ve Merve ERGÜN'e, tezim sırasında bana desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ve sabırla karşılayan aileme , bu çalışmamda bir şekilde yardımı dokunan isimlerini sayamadığım tüm arkadaşlarıma en içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

**İÇİNDEKİLER**

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	v
TEŞEKKÜR .....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ .....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....	x
RESİMLERİN LİSTESİ .....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	xiii
1. GİRİŞ .....	1
2. KANSERİN TEDAVİSİ .....	2
3. RADYASYON .....	3
3.1. İyonlaşma ve Uyarılma Olayları .....	3
3.2. Radyasyonun Madde ile Etkileşmesi .....	4
3.2.1. Ağır yüklü parçacıklar .....	4
3.2.2. Elektronlar .....	5
3.2.3. Elektromanyetik radyasyon.....	6
3.3. Radyoaktif Bozunma Türleri .....	8
3.3.1. $\alpha$ bozunumu .....	8
3.3.2. $\beta$ bozunumu .....	9
3.3.3. $\gamma$ bozunumu .....	10
4. RADYASYON TEDAVİSİ.....	11
4.1. Radyasyon Tedavisinin Tarihsel Gelişimi.....	11



**Sayfa**

4.2. Elektron Tedavisi .....	11
4.2.1. Elektron enerji seviyesi.....	12
4.2.2. Elektron demetlerinin karakteristiği .....	13
4.2.3. Işın aksında doz dağılımı .....	15
4.3. Elektron Hızlandırıcıları ve Teknik Özellikleri .....	17
5. YÖNTEM VE GEREÇLER.....	22
5.1. Yöntem .....	22
5.2. Gereçler .....	22
5.2.1. Elekta doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı .....	23
5.2.2. Katı su fantomu .....	24
5.2.3. Üç boyutlu su fantomu.....	26
5.2.4. Tedavi düzeyli dozimetre.....	27
5.2.5. Farmer tipi iyon odası.....	27
5.2.6. Tedavi planlama sistemi .....	28
6. ARAŞTIRMA VE BULGULARI.....	30
6.1. Elektronların Yüzde Derin Doz Eğrilerinin Ölçülmesi .....	30
6.2. Elektronlarda Alan Bağımlılık Faktörlerinin Ölçümü .....	32
6.3. $R_p+1$ Derinliğinde Profil Ölçümü .....	34
6.4. Elektronlar İçin Diagonal Profil Ölçümleri .....	37
6.5. Sanal Kaynak Mesafesi – Hava Sigma Ölçümü .....	40
7. SONUÇ VE ÖNERİLER .....	44
KAYNAKLAR.....	49
ÖZGEÇMİŞ.....	51

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 6.1. 15 MeV ve 22 MeV enerjili elektronlar için % derin doz eğrilerinden elde edilen ölçüm sonuçları .....	32
Çizelge 6.2. 15 MeV enerjili elektronlar için alan bağımlılık faktörü ölçüm sonuçları .....	32
Çizelge 6.3. 22 MeV enerjili elektronlar için alan bağımlılık faktörü ölçüm sonuçları .....	33
Çizelge 6.4. 15 MeV ve 22 MeV enerjili elektronlar için $R_p+1$ derinliğinde profil ölçüm sonuçları .....	34
Çizelge 6.5. 15 MeV enerjili elektronlar için köşegen profil ölçüm sonuçları .....	40
Çizelge 6.6. 22 MeV enerjili elektronlar için köşegen profil ölçüm sonuçları .....	40
Çizelge 6.7. 15 MeV enerjili elektronlar için havada sigma ölçüm sonuçları .....	42
Çizelge 6.8. 22 MeV enerjili elektronlar için havada sigma ölçüm sonuçları .....	43
Çizelge 7.1. Planlanan tedavide elektronlar için doz ve süre hesapları .....	46
Çizelge 7.2. Planlama sonunda dokuların/yapıların maksimum ve minimum dozları .....	48

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. Fotoelektrik olay .....	6
Şekil 3.2. Compton olayı.....	7
Şekil 3.3. Çift oluşumu .....	8
Şekil 4.1. Elektron huzmesinin enerji spektrumu; a) Hızlandırıcıdan çıkışta tespit edilen spektrum, b) Cilde girişte tespit edilen spektrum, c) Doku ve fantom içinde, belli bir derinlikte tespit edilen enerji spektrumu .....	13
Şekil 4.2. Doğrusal hızlandırıcı cihazının kesiti.....	14
Şekil 4.3. Elektron ışınlarında derin doz verim eğrileri (su ortamında) .....	16
Şekil 4.4. Elektron tabancası ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü.....	18
Şekil 4.5. Elektron doğrusal hızlandırıcı şeması .....	20
Şekil 4.6. Elektron tedavi modu .....	21
Şekil 5.1. Farmer tipi iyon odasının geometrisi .....	28
Şekil 6.1. 10 cm x 10 cm alan ve belirlenen bütün alanlar için elde edilen % derin doz eğrileri; a) 15 MeV enerjili elektron, b) 22 MeV enerjili elektron .....	31
Şekil 6.2. 15 MeV enerjili elektron için $R_p+1$ derinliğinde profil ölçümleri; a) 10 cm x 10 cm alanda, b) Belirlenen tüm alanlarda .....	35
Şekil 6.3. 22 MeV enerjili elektron için $R_p+1$ derinliğinde profil ölçümleri; a) 10 cm x 10 cm alanda, b) Belirlenen tüm alanlarda .....	36
Şekil 6.4. 15 MeV enerjili elektron için köşegen profil ölçümleri; a) 10 cm x 10 cm alanda, b) Belirlenen tüm alanlarda .....	38
Şekil 6.5. 22 MeV enerjili elektron için köşegen profil ölçümleri; a) 10 cm x 10 cm alanda, b) Belirlenen tüm alanlarda .....	39
Şekil 6.6. 10 cm x 10 cm alanda, dört farklı derinlikte havada sigma ölçümü a) 15 MeV enerjili elektron için, b) 22 MeV enerjili elektron için .....	41

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 6.7. 15 MeV enerjili elektron için SSD ile yarı gölge (penumbra) değişim grafiği.....	42
Şekil 6.8. 22 MeV enerjili elektron için SSD ile yarı gölge (penumbra) değişim grafiği.....	43
Şekil 7.1. Maksimum dozu aldığı $R_{maks}$ derinliklerinin teyit edildiği izodoz çizimi; a) 15 MeV enerjili elektron için, b) 22 MeV enerjili elektron için .....	45
Şekil 7.2. Elektron için yapılan üç boyutlu hasta planlamasından bir görünüm .....	46
Şekil 7.3. Planlaması yapılan hasta için, alınan herhangi bir kesitten iki boyutlu doz dağılımı.....	47
Şekil 7.4. Planlama sonunda dokuların/yapıların aldığı doz grafiği.....	48

**RESİMLERİN LİSTESİ**

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 5.1. Elekta Synergy doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı .....	24
Resim 5.2. Katı su fantomu .....	25
Resim 5.3. Üç boyutlu su fantomu .....	26
Resim 5.4. Tedavi düzeyli dozimetre .....	27
Resim 5.5. Farmer tipi iyon odası.....	28
Resim 6.1. Doğrusal hızlandırıcı cihazında elektronlar için suda ölçüm almaya hazır hale getirilmiş su fantomu düzeneği .....	30
Resim 6.2. Doğrusal hızlandırıcı cihazında elektronlar için ölçüm almaya hazır hale getirilmiş katı fantom düzeneği .....	33
Resim 6.3. Doğrusal hızlandırıcı cihazında elektronlar için havada ölçüm almaya hazır hale getirilmiş su fantomu düzeneği .....	37

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
<b>f</b>	Frekans
<b>h</b>	Planck Sabiti
<b>E</b>	Enerji
<b>E<sub>0</sub></b>	Ortalama Enerji
<b>R<sub>p</sub></b>	Pratik Erişme Mesafesi
<b>R<sub>maks</sub></b>	Maksimum Doz Mesafesi
<b>λ</b>	Dalga Boyu
<b>Z</b>	Atom Numarası
<b>Kısaltmalar</b>	<b>Açıklama</b>
<b>cc</b>	Santimetreküp
<b>Gy</b>	Gray (Soğurulan Doz Birimi)
<b>kV</b>	Kilo Volt
<b>Lt</b>	Latince
<b>MeV</b>	Mega (Milyon) Elektron Volt
<b>MU</b>	Monitor Unit
<b>MV</b>	Mega (Milyon) Volt
<b>nC</b>	Nano Coulumb
<b>SSD</b>	Kaynak Cilt Mesafesi (Source Skin Distance)
<b>%dd</b>	Yüzde Derin Doz

## 1. GİRİŞ

Elektron demetlerinin bir hedef maddeye çarpıştırılması ile elde edilen X-ışınlarıyla tedavi edilen ilk hasta ile doğrudan elektron demeti ile tedavi edilen ilk hasta arasında yaklaşık 40 yıl vardır [1]. 1896 yılında Emil Grubbe tarafından X-ışınları ilk kez kanser tedavisinde kullanılmasına rağmen ancak 1934 yılında Brasch ve Lange tarafından elektron demetleri elde edilip bu demetlerin deri epilasyonuna neden olduğu gözlenmiştir [2]. Elektron tedavisini üstün kılan fiziksel özellikleri şöyle sıralanabilir: doz dağılımı, %80 derin doz derinliği ile yüzey arasında rölatif olarak düzgün dağılımlıdır. %80 izodoz düzleminin ötesinde hızlı bir doz düşmesine sahip olması hedef hacme yakın kritik bölgelerin korunmasına olanak verir. Elektron demetinin bu fiziksel özelliğinden dolayı, klinik uygulamalarda tek başına, foton demetleri ile kombine olarak veya foton demetleri ile ışınlama sonrası ek doz uygulaması (boyun lenf nodu, skar ışınlamaları gibi) şeklinde sıkça kullanılır. Genel olarak radyoterapide elektron demetleri enerjilerinin kullanım amacı, derin dokulara hasar vermeden yüzeysel tümörleri tedavi etmektir.

Bu çalışmada, Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastane'sinde bulunan üç boyutlu tedavi planlama sistemine aktarım için, doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazında elde edilen elektron demetlerine ait gerekli verilerin alınması amaçlanmıştır. Verilerin alınmasında; katı su fantomu, üç boyutlu su fantomu, tedavi düzeyli dozimetre, iyon odası kullanılmıştır.

## **2. KANSERİN TEDAVİSİ**

Kanser tanısı ne kadar erken konursa, tedavisi de o kadar erken başlar ve kanser tedavisi ne kadar erken başlarsa tedavinin başarıya ulaşma şansı da o kadar yüksek olacaktır. Evrelendirme tedaviye ilişkin kararların verilmesinde çok önemlidir.

Kanser tedavisi kanserin tipine, yerleşimine, evresine, kişinin genel sağlık durumuna ve diğer faktörlere bağlı olarak değişiklikler gösterir. Her hasta için, o hastanın kişisel durumuna ve ihtiyaçlarına göre biçimlendirilmiş farklı tedavi planları hazırlanır. Bu tartışmada işlemin doğruluğunun kanıtlanması, daha faydalı alternatif tedavilerin olmadığı ve değişik tekniklerin (radyoterapi, cerrahi ve kemoterapi) en uygun şekilde bir araya getirilmesi onaylanmalıdır.

Bir radyoterapi kürü kararının cerrahların, tıbbi radyasyon onkologların da dahil olduğu (çoklu yaklaşımlı) bir ekip tarafından verilmesi en uygun durumdur. Böyle bir çoklu (multidisipliner) yaklaşım mümkün değilse kararı veren radyasyon onkoloğu, alternatif tedavileri veya kombine tedavi stratejilerini göz önüne almalıdır.

Kanserlerin çoğunda kullanılan tedavi yöntemleri cerrahi operasyon, radyoterapi, kemoterapi, hormonoterapi ve immünoterapidir (biyolojik tedavi) [3,4].



### 3. RADYASYON

#### 3.1. İyonlaşma ve Uyarılma Olayları

İyonlaşma olayı bir atom ya da molekülden bir elektronun koparılması olayıdır. Bu olayı oluşturabilen radyasyon tiplerine, iyonlaştırıcı radyasyon adı verilir. İyonlaşma olayı şu şekilde oluşur; örneğin bir A atomunun dış yörüngelerinden bir elektron kopar ve bu olay sonunda, A atomu iyonlaşır. Yani pozitif olarak yüklenmiş olur. Buna pozitif iyon adı verilir ve reaksiyon şu formül ile gösterilebilir:



Olay sonunda A atomundan kopan serbest elektron ( $e^-$ ), bir negatif iyondur ve diğer bir B atomu ile birleşerek onu negatif hale getirebilir.



$B^-$  de bir negatif iyondur.  $A^+$  ve  $e^-$  ya da  $A^+$  ve  $B^-$  iyonlarına İyon Çifti adı verilir. İyon çiftlerinin ömrü  $10^{-10}$  sn gibi çok kısa bir süredir.

Bir iyonlaştırıcı radyasyon, bir ortama girdiğinde, o ortamda primer (birincil) ve sekonder (ikincil) iyonlaşma olayları oluşturur. İyonlaştırıcı radyasyon tarafından A ve B atomlarından oluşturulan iyonlaşma olaylarına primer iyonlaşmalar, daha sonra bu iyonlaşmalar sonunda serbest kalan elektronların diğer atomlarla oluşturduğu iyonlaşma olaylarına da sekonder iyonlaşmalar adı verilir [5].

Farklı iyonlaştırıcı radyasyon tiplerinin geçtikleri ortamda oluşturdukları iyon çiftlerinin sayıları da farklıdır. Bu farklılık, iyonizasyon yoğunluğu terimi ile tanımlanır. Herhangi bir iyonlaştırıcı radyasyonun maddesel bir ortam içinde (doku ya da hava gibi) 1 cm'lik yolu boyunca oluşturduğu iyon çiftlerinin sayısına iyonizasyon sayısı adı verilir. Eğer ortama giren radyasyon enerjisi, ortamı oluşturan

atomlardan elektron koparacak kadar yüksek değilse, o zaman elektronların yörünge değiştirmesine yol açabilir. Bu olaya da uyarılma adı verilir ve elektronu yörünge değiştirilmiş atoma da uyarılmış atom adı verilir. Gerek iyonlaşma gerekse iyonlanma olaylarının olabilmesi için enerji gerekli olduğundan, radyasyon içinden geçtiği ortamda bu olayları oluşturdukça, kendi enerjisini içinden geçtiği ortamda bırakmış olur ve bu şekilde radyasyon enerjisi ortam tarafından soğurur. İyonlaştırıcı radyasyonlar, elektromanyetik ve parçacık radyasyonlar olmak üzere iki gruba ayrılabilirler [6].

## 3.2. Radyasyonun Madde İle Etkileşmesi

### 3.2.1. Ağır yüklü parçacıklar

Yüklü parçacıkların çekirdek tarafından uğratıldıkları Coulomb saçılması (Rutherford saçılması da denir) nükleer fizikte önemli bir işlem olmasına rağmen yüklü parçacığın dedektör materyali içinde uğradığı bu olayda enerji kaybı çok küçüktür. Dedektör materyalinin çekirdekleri, atom hacimlerinin sadece yaklaşık  $10^{15}$ 'ini işgal ettikleri için parçacığın çekirdeklerden çok elektronlarla çarpışma olasılığı  $10^{15}$  kez daha fazladır. Böylece yüklü parçacığın enerjisini kaybetmesi için baskın olan mekanizma, dedektörün atom elektronlarıyla yaptığı Coulomb saçılmasıdır. M kütleli ağır parçacık ile durgun kabul edilen m kütleli elektron arasındaki merkezi çarpışmada enerji ve momentum korunumundan parçacığın kinetik enerjisindeki kayıp için,

$$\Delta T = T \left( \frac{4m}{M} \right) \quad (3.3)$$

bulunur. 5 MeV'lik  $\alpha$  parçacıkları (radyoaktif bozunumlarda yayınlananlar) için bu değer 2.7 keV'dir. Dört sonuç çıkarılabilir:

(1) Parçacık, enerjisinin tümünü kaybetmeden önce binlerce benzer olay meydana gelir (kafa-kafaya çarpışmada elektrona maksimum enerji aktarılır; pek çok başka

çarpışmada parçacığın enerji kaybı daha küçük olacaktır.). (2) Bir elektron bir ağır parçacık arasındaki çarpışmada, ağır parçacık ihmal edilebilir bir açıyla saptırılır. Böylece parçacık hemen hemen bir doğru yol boyunca ilerler. (3) Coulomb kuvveti sonsuz menzile sahip olduğu için parçacık aynı anda bir çok elektronla etkileşebilir ve böylece enerjisini adım adım fakat sürekli olarak kaybeder. Belli bir mesafeyi kat ettikten sonra enerjisinin tümünü kaybeder; bu mesafeye parçacığın menzili denir. Menzil parçacığın türüne, materyalin yapısına ve parçacığın enerjisine bağlıdır. (4) Bir atomu iyonlaştırmak için (bir elektronunu atomdan ayırmak için) gerekli enerji 10eV civarındadır; böylece, çarpışmalar, atomu iyonlaştırmak için elektrona yeterli enerjiyi aktarabilir (Eğer bir iyon üretmek için elektrona yeterli enerji verilmezse atom uyarılmış duruma geçer ve hemen taban durumuna geri döner). Aktarılan keV mertebesindeki enerjilerle (delta ışını olarak bilinirler) elektronların kendileri de çarpışmalarla iyon üretebilirler ve ikincil elektronları oluşturabilirler. Parçacık tarafından kaybedilen enerjiyi ölçmek için, atomik uyarılmalar kadar birincil ve ikincil elektronları da göz önüne almak gerekir [7].

### 3.2.2. Elektronlar

Elektronlar (pozitif ve negatif) tıpkı ağır yüklü parçacıklar gibi, atomik elektronlarla Coulomb saçılmasıyla etkileşirler. Ancak bazı önemli farklılıklar bulunmaktadır.

- 1- Özellikle  $\beta$  bozunumlarında yayımlanan elektronlar göreceli hızlarla hareket ederler.
- 2- Elektronlar, diğer elektronlarla çarpışmalarında büyük sapmalara uğrar ve düzensiz yörüngeler çizerler. Böylece, menzil (madde içinde gidilebilen doğrusal uzaklık) elektronların takip ettikleri yol uzunluğundan çok farklı olacaktır.
- 3- Elektronun bir diğer elektronla kafa-kafaya çarpışmasında ilk enerjisinin büyük bir kısmı diğer elektrona aktarılabilir. Gerçekte elektron-elektron çarpışmalarında iki parçacığın durumlarını göz önüne almamız gerekir; çarpışmadan sonra, hangisi gelen elektrondur, hangisi çarpılan elektrondur bilemeyiz.

4- Elektron hızının doğrultu ve büyüklüğünde hızlı bir değişiklik olabileceğinden, büyük bir ivmeye maruz kalabilir ve ivmeli yüklü parçacık elektromanyetik enerji yayınlar. Bu radyasyona *bremstrahlung* (frenleme ışınımı) denir [7].

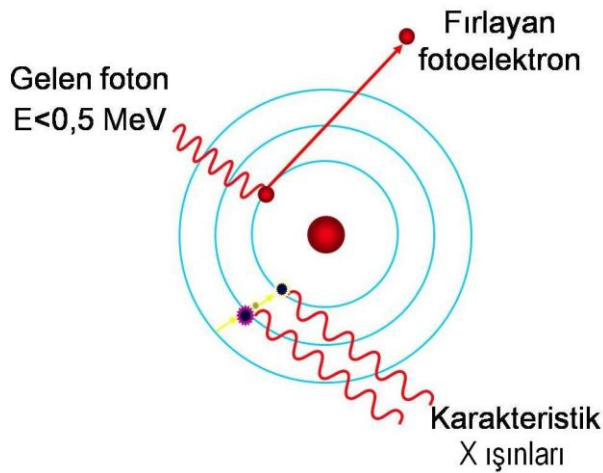
### 3.2.3. Elektromanyetik radyasyon

Gamma ve X ışınları madde ile esas olarak üç şekilde etkileşir: fotoelektrik soğurma, Compton saçılması ve çift oluşumu.

#### Fotoelektrik olay

Fotoelektrik olayda, foton atom tarafından soğurulur ve atomun elektronlarından birinin salınmasına neden olur. Salınan bu elektrona fotoelektron denir. Serbest elektronlar foton soğurmazlar ve geri tepmezler. Böyle bir işlemde enerji ve momentum korunamaz; momentum soğurmak için ağır bir atom gereklidir. Elektroanın kinetik enerjisi, fotonun enerjisi ile elektronun bağlanma enerjisinin farkına eşittir (Eş. 3.4) [7].

$$T_e = E_\gamma - B_e \quad (3.4)$$



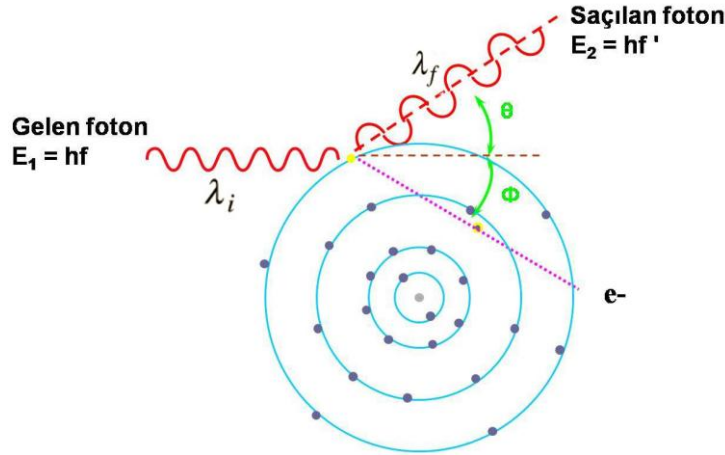
Şekil 3.1. Fotoelektrik olay

### Compton saçılması

Compton saçılmasında foton, atomun hemen hemen serbest olan elektronu tarafından saçılır ve daha küçük enerjili foton ve foton tarafından kaybedilen enerjiyi taşıyan saçılmış bir elektronla sonuçlanır. Fotonun çarptığı elektronun serbest ve durgun olduğunu kabul edersek lineer momentum ve toplam enerjinin korunumu bulunur ve Compton saçılma formülü için,

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + (E_\gamma / mc^2)(1 - \cos \theta)} \quad (3.5)$$

elde edilir. Saçılan fotonların enerjisi  $\theta = 0^\circ$  için  $E_\gamma$ 'dan foton enerjisi büyük olduğu zaman  $\theta = 180^\circ$  için kabaca  $mc^2 / 2 \approx 0,25$  MeV arasında değişir [7].

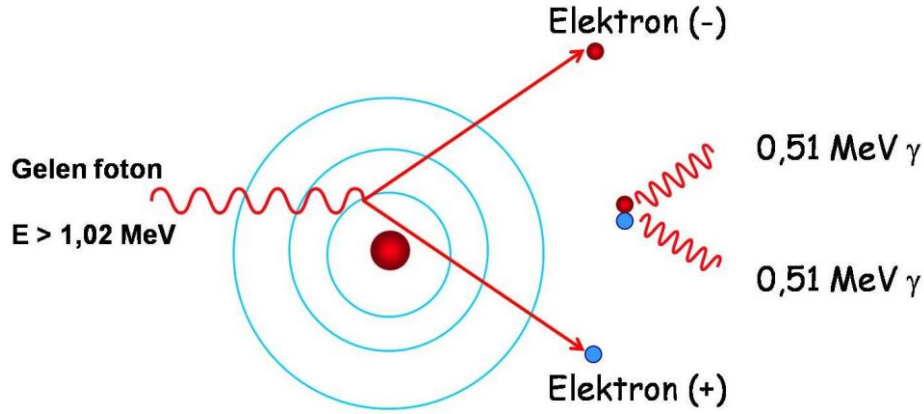


Şekil 3.2. Compton olayı

### Çift oluşumu

Bu işlemde foton, elektron-pozitron çifti üretir, kendisi yok olur. Fotoelektrik soğurmada olduğu gibi, bu işlemde de momentum korunumu için ağır bir atomun varlığı gereklidir, fakat atoma verilen geri tepme enerjisi ihmal edilebilir düzeydedir.

Çift oluşumu işlemi için  $2mc^2$  veya 1,022 MeV'lik bir eşik enerji gereklidir. Genelde çift oluşumu sadece yüksek enerjili fotonlar için önem kazanmaktadır [7].



Şekil 3.3. Çift oluşumu

### 3.3. Radyoaktif Bozunma Türleri

$\alpha$  ve  $\beta$  bozunma işlemlerinde, kararsız bir çekirdek bir  $\alpha$  veya bir  $\beta$  parçacığı yayımlayarak daha kararlı bir çekirdek olmaya çalışır.  $\gamma$  bozunumunda uyarılmış bir durum çekirdeğin cinsi değişmeden taban durumuna bozunur.

#### 3.3.1. $\alpha$ bozunumu

Bu işlemde çekirdek bir alfa parçacığı yayımlar (Rutherford ve arkadaşları bu parçacığın bir  ${}^4_2\text{He}_2$  çekirdeği olduğunu göstermişlerdir).  ${}^4_2\text{He}_2$  çekirdeğin bu işlem için seçilmesi, oldukça sıkı bağlı bir sistem olması ve böylece bozunma sırasında açığa çıkan kinetik enerjinin maksimum olmasıdır. Bozunum denklemi,



şeklinde. Burada X ve Y ilk ve en son çekirdeklerin kimyasal simgelerini göstermektedir. Bozunma işleminde proton ve nötron sayısının ayrı ayrı korunur. Alfa bozunumuna bir örnek,



Burada yarı ömür 1600 yıldır ve alfa parçacığının kinetik enerjisi yaklaşık 4,8 MeV'dir [7].

### 3.3.2. $\beta$ bozunumu

Çekirdek fazla proton veya nötronundan bir protonu nötrona veya bir nötronu protona dönüştürerek kurtulabilir. Bu işlem üç farklı yolla gerçekleşebilir. Her üçünde de elektrik yükünün korunabilmesi için başka bir yüklü parçacığın bulunması gerekir.

#### $\beta^-$ bozunumu

Negatif beta bozunumu veya negatron bozunumu olarak bilinir ve bir elektronun meydana getirilip yayınlanmasını kapsar.



#### $\beta^+$ bozunumu

Pozitif beta bozunumu veya pozitron bozunumu olarak bilinir ve pozitif yüklü elektron yayınlanır.



### Elektron yakalama

Bu işlemde çekirdeğe çok yakın elektron çekirdek tarafından yakalanır ve bir proton bir nötrona dönüşür.



Bu üç olayın hepsinde de nötrino adı verilen bir diğer parçacık yayınlanır. Nötrinonun elektrik yükü olmadığından, varlığı diğer son parçacıkların kimliğini etkilemez [7].

### **3.3.3. $\gamma$ bozunumu**

Radyoaktif gamma yayınlanması, optik veya X ışını geçişleri gibi atomik radyasyon yayınlanmasına benzer. Uyarılmış bir durum daha düşük bir uyarılmış duruma veya taban duruma nükleer durumlar arasındaki farka eşit bir enerjiyle bir  $\gamma$  ışını yayınlamakla geçer. Gamma yayınlanması uyarılmış bağlı durumları olan ( $A > 5$ ) tüm çekirdeklerde gözlenir ve genellikle  $\alpha$  ve  $\beta$  bozunumlarını izler, çünkü bu bozunumlarla ana çekirdek ürün çekirdeğin uyarılmış durumunda kalır.  $\Gamma$  yayınlanmasının yarı ömrü çok kısadır, genellikle  $10^{-9}$ s'den daha küçüktür, ancak saat, hatta gün mertebesinde yarı ömürlü  $\gamma$  yayınlanması da vardır. Bu geçişler izomerik geçişler olarak bilinir ve uzun ömürlü uyarılmış durumlara izomerik durumlar veya izomerler denir [7].



## **4. RADYASYON TEDAVİSİ**

### **4.1. Radyasyon Tedavisinin Tarihsel Gelişimi**

İyonize radyasyonun ilk klinik uygulamaları 1930'lu yılların başında radyumun kanserin tedavisinde kullanımı ile başladı. Başlangıçta, tedaviler radyum kaynağının doğrudan doğruya tümör içine veya vücut oyuklarına yerleştirilmesi şeklinde yapılıyor ve tedavi dozu özel formüllerden yararlanılarak hesaplanıyordu. Tedavi ekibini korumaya yönelik önlemler geliştikçe miligram veya gram olarak kullanılan radyum miktarı arttırılmaktaydı.

Radyoterapinin ilk devrelerinde kullanılan cihazlarda 250-400 kV potansiyele sahip X-ışınları üretiliyordu. Bu enerji seviyelerinde elde edilen X-ışınlarının, doku içindeki giriciliği düşük olduğundan, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde yetersiz kalıyordu. Bu yüzden giriciliği daha çok olan yüksek enerjili X-ışınlarına ihtiyaç duyuldu. Konvansiyonel X-ışını tüpleri ile yüksek enerjili ışınların elde edileceğinin anlaşılması üzerine, yüksek enerjili X-ışını üretebilecek cihazların tasarımına başlandı. Bu amaçlı ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsviçreli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. 1930'lu yılların sonunda, yüksek frekanslı, çok kısa dalga (microwave) ossilatörleri geliştirildi. Bu ossilatörler lineer hızlandırıcılarda elektron hızlandırmak için kullanıldı. Günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948'de İngiltere ve 1955'de Amerika'da kurulmuştur [8,9].

### **4.2. Elektron Tedavisi**

Yüksek enerjili elektronların radyoterapide kullanımı 1950'lerin başında başlamıştır. Başlangıçta huzmeler genellikle Betatronlar ayrıca birkaç lineer hızlandırıcı cihazlarında elde ediliyordu. Ayrıca nispeten düşük enerjili elektronlar Van De Graaff jeneratörler tarafından üretiliyordu.

Elektronların en çok klinikte kullanılan enerji seviyeleri 4-15 MeV'dir. Bu enerjilerde tümör ardındaki keskin düşüş karakteristiği nedeniyle, bu elektron huzmeleri yüzeysel (superficial) tümörlerin tedavisinde kullanılabilir (5 cm'e kadar).

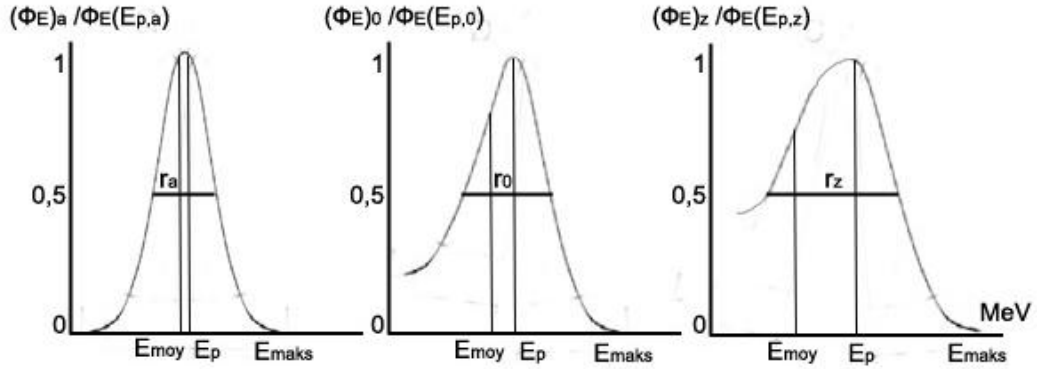
Temel uygulamaları:

- i) Cilt ve dudak kanserlerinin tedavisi
- ii) Meme kanserinde torax cidarının ışınlanması
- iii) Nodlara boost dozunun verilmesi
- iv) Baş boyun kanserlerinin tedavisinde (özellikle üst respiratuar ve digestif traktus tümörleri, tükürük bezi tümörleri).

Ayrıca bu bölgelerin çoğu yüzeysel X ışınları, brakiterapi veya tanjansiyel foton ışınları ile de tedavi edilebilir. Hedefin hacmindeki doz düzgünlüğü (uniformitesi) ve daha derinde bulunan dokunun dozunu en az seviyede tutulması elektron ışınlarının en belirgin avantajıdır.

#### **4.2.1. Elektron enerji seviyesi**

Elektronlar hızlandırıldıkları tüpten çıktıkları anda hemen hepsi aynı hıza sahiptir, yani mono enerjik bir huzme söz konusudur. Ancak hasta cildine varana kadar elektronlar cihaz kafasındaki difüzör (dağıtıcı) kolimatörler ile, daha sonra ise hava molekülleri ile etkileşime girer, yolları üzerinde bu engellere rastlayan elektronlar çarpışma veya yansıma sonucu enerjilerinin, yani hızlarının bir kısmını yitirirler. Bu durumda enerji seviyesi homojen değildir ve bir enerji spektrumundan bahsedilir. Şekil 4.1'de görüldüğü gibi bir elektron huzmesini tanımlamak için 3 parametre vardır [10].



Şekil 4.1. Elektron huzmesinin enerji spektrumu; a) Hızlandırıcıdan çıkışta tespit edilen spektrum, b) Cilde girişte tespit edilen spektrum, c) Doku veya fantom içinde, belli bir derinlikte tespit edilen enerji spektrumu

Maksimum enerji seviyesi ( $E_{maks}$ ); huzmenin en yüksek enerjili elektronlarını içerir. Ortalama enerji seviyesi ( $E_{moy}$ ); huzmenin taşıdığı toplam enerjinin, huzmeyi oluşturan toplam elektron sayısına oranıdır. En muhtemel enerji seviyesi ( $E_p$ ); huzmeyi oluşturan elektronların çoğunluğunun taşıdığı enerjidir. Elektron huzmesi cilde girdikten sonra enerji spektrumu dokularla etkileşim sonucu daha da genişler ve  $E_{maks}$ ,  $E_{moy}$ ,  $E_p$  parametreleri derinliğe ( $z$ ) göre değişir.

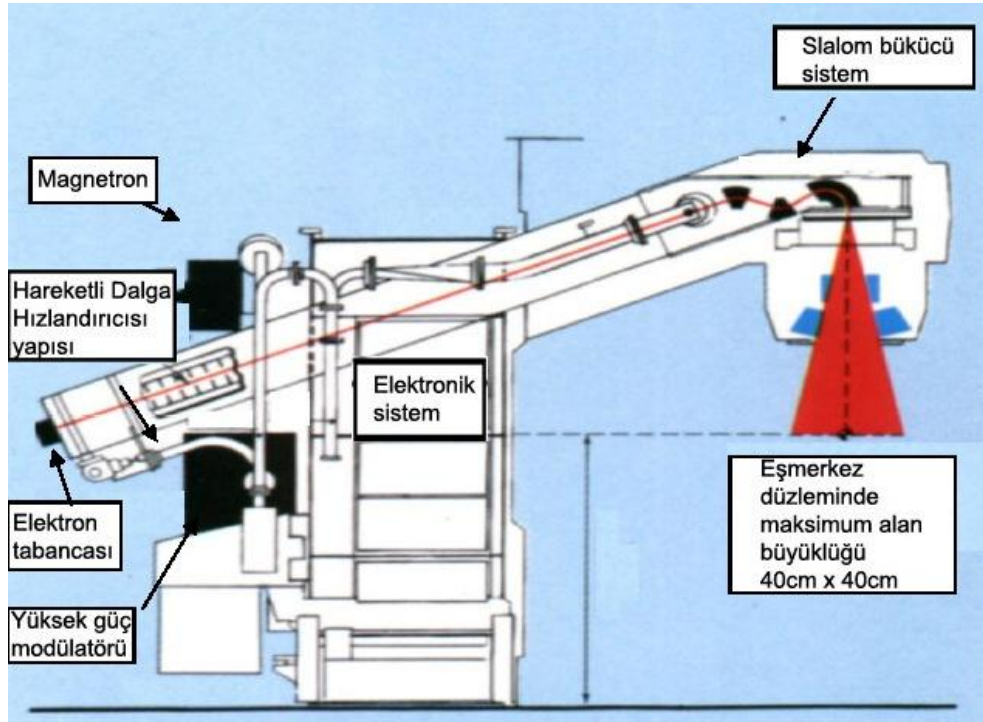
Bir elektron huzmesinin enerji seviyesinin belirlenmesinde ortalama enerji seviyesi ( $E_{moy}$ ) kullanılır ve nominal enerji adımı alır. Bu değer derinlik verimi eğrileri ve ampirik olarak elde edilmiş olan aşağıdaki formülle (Eş. 4.1), % 50'lik referans dozunun ( $R_{50}$ ) olduğu derinlikte hesaplanır. Elektron ışınlamalarında dozimetrik çalışmalar bu formül göz önüne alınarak yapılır [10].

$$E(MeV) = 2,33xR_{50}(cm) \quad (4.1)$$

#### 4.2.2. Elektron demetlerinin karakteristiği

Şekil 4.2'de klinikte kullanılan elektron demetlerini sağlayan tipik doğrusal hızlandırıcı cihazının kesiti görülmektedir. Hızlandırıcı tüpü terk eden elektronlar hızlandırma odacıklarından odaklaştıktan sonra  $90^0$  veya  $270^0$  gibi uygun açı veren

bending magnetten kafa kısmına yönlendirilirler. Vakum penceresinden geçen elektronlar sırasıyla, birincil saçıcı yaprak, birincil kolimatör, ikincil saçıcı yaprak, geçirgenlik monitörleri, ayna, hava, foton demet kolimatörü ve son olarak elektron kolimatöründen geçer. Tüm bu etkileşimler kullanılan elektron demetinin karakteristiğini belirler [11].



Şekil 4.2. Doğrusal hızlandırıcı cihazının kesiti

### Demet düzgünlüğü

Elektron demeti esasta mono enerjiktir ve vakum penceresinden geçmeden önce kalem demet (pencil beam) şeklinde odaklanmıştır. Saçıcı foillerin amacı demeti klinikte kullanılabilir şekilde genişletmektir. Saçılma izin malzeme seçimi ve bunun lokalizasyonu, demetin hem düzgünlüğünü hem de enerjisini etkiler. Klinikte kullanılabilir demet elde etmenin alternatif yolu; istenilen alan üzerine kalem demet taratmak için değiştirilen manyetik alanların kullanılmasıdır. Bu metod makineyi kompleks hale getirir de, saçıcı foillerin neden olduğu bremsstrahlungdan ve enerji kaybını azalttığı için avantajlıdır [11].

### Demet kolimasyonu

Elektron kolimasyonun amacı elektron demetinin boyutunu istenilen ölçüde sınırlamaktır. Kolimatör dizaynı konun tipine, diyaframa ve bir çok demet sınırlayıcıya göre değişir. Elektron demetleri bu diyaframdan ve plakalardan saçılırlar; bu nedenle kolimatör dizaynı ve ayarlanması demetin şeklini etkiler [11].

#### **4.2.3. Işın aksında doz dağılımı**

##### Giriş dozu, derinlik verimi

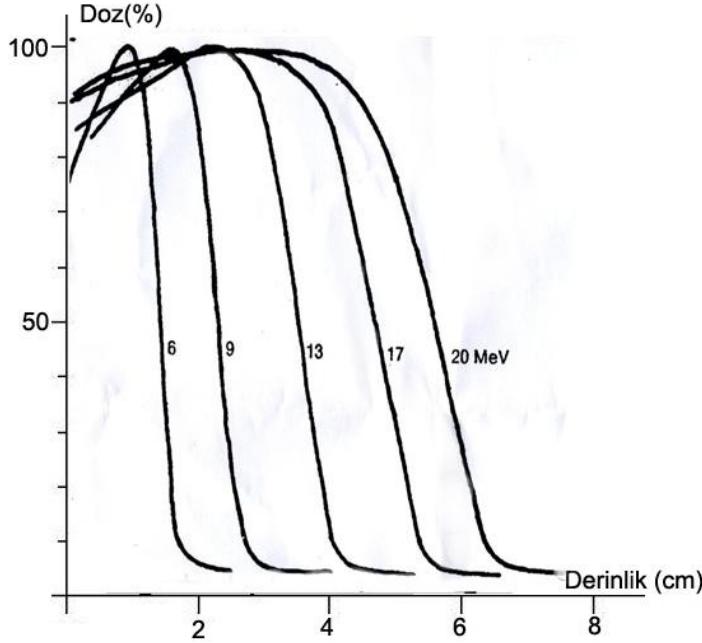
Dokunun ilk milimetrelerinde soğurulan doz 3 bileşene sahiptir:

- Düşük enerjili elektronlar
- Dokuya giriş anında oluşan sekonder elektronlar (difüzyon-saçılma elektronları).
- Geriye doğru yansıyan primer elektronlar.

Bu 3 bileşen nominal enerji seviyelerinde, kullanılan cihazın özelliği ve ışınlama tekniği (lokalizatör,-bonus olup olmaması, SSD mesafesi, saha genişliği) ile bağımlıdır.

Pratik olarak 4-6 MeV gibi düşük enerji seviyelerinde giriş dozu maksimum dozun % 70 altında iken, 13 MeV üstündeki seviyelerde giriş dozu maksimum dozun % 90 altına düşer. Dokuda ilerleyen elektronlar gittikçe artan sayıda sekonder elektron oluştururlar ve maksimum doz seviyesi belli bir derinlikte oluşur. 5-15 MeV arasında 1-3 cm arası değişen bu maksimum doz derinliği daha yüksek enerjilerde 3-3,5 cm arasında dengeye ulaşır.

Derinlik verimi ( $R_z$ ) ise doku derinliği boyunca ışın aksında kaydedilen dozların meydana getirdiği eğridir (Şekil 4.3). Bu eğrinin tavanı (maksimum doz bölgesi) enerji arttıkça genişler. Klinik uygulamada ışın aksında % 85'lik dozun olduğu derinlik tedavi derinliği olarak kabul edilir. Linak cihazları 4 ile 25 MeV arasındaki enerji seviyelerinde elektron ışınlaması yapabilir [10].



Şekil 4.3. Elektron ışınlarında derin doz verim eğrileri (su ortamında)

Maksimum frontal mesafe ötesinde doz verimi ( $R_z$ ) sıfırlanmaz. Bunun nedeni elektronların durdurulması esnasında oluşan frenleme X-ışınlarının meydana gelmesidir. 4 MeV seviyesinde % 1 oranında olan bu doz 30 MeV seviyesinde dozun % 5'ine kadar çıkabilir.

Büyük sahalar ile yapılan elektron ışınlamalarında ışın aksındaki kolimatörden kaynaklanan difüzyonun (sekonder elektronların) etkisi kenarlara göre azdır ve ışın aksındaki giriş dozu ( $D_e$ ) saha kenarlarından % 1-2 oranında düşük kalır. SSD mesafesi arttıkça da aynı etki görülür. 15 MeV üstündeki enerjilerde bu etki ışın aksında 2-3 cm derinliğe kadar görülür [10].

#### İzodoz ve penumbra

Işın aksına yakın olan bölgede yan difüzyon dengededir ve derine gittikçe ışın aksı ile aynı doz dağılımına sahip olur. Ancak saha kenarında yan difüzyonun saha merkezine göre daha az olması, doz düşmesine ve izodoz eğrilerinin yüzeye doğru kıvrılmalarına neden olur, SSD artması ile saha kenarındaki bu doz düşüşü artar.

Sahanın sınırlarının hemen dışında kalıntı (rezidüel) doz, saçılmış (difüze) elektronlara bağlıdır ve birkaç cm'de sıfırlanır. İzodoz eğrilerinin saha sınırları dışında kalan bu kısımlarının genişliği, kullanılan enerji seviyesi ve cihazın kolimatör tertibatı ile değişir.

Penumbra (yarı gölge), ışın aksında maksimum doza ulaşılan derinlikte, saha kenarında ölçülen % 80 ile % 20'lik izodozu ayıran mesafedir. Kolimatörler hasta cildine ne kadar yakınsa penumbra genişliği de o kadar az olacaktır. Doğrusal hızlandırıcı cihazlarda elektron tedavisi esnasında cilt kolimatör mesafesini azaltmak için trimer (aplikatör, kon) denilen ek kolimatörler takılır. Bunlarda kolimatörler gibi hareketlidir ve 1 cm kalınlığında yatay metalik çubuklardan oluşmuştur. En alttaki çubuklar diğerlerine göre biraz içerde bulunur ve üstteki kolimatörlerden kaynaklanan saçılmış elektronları durdurur [10].

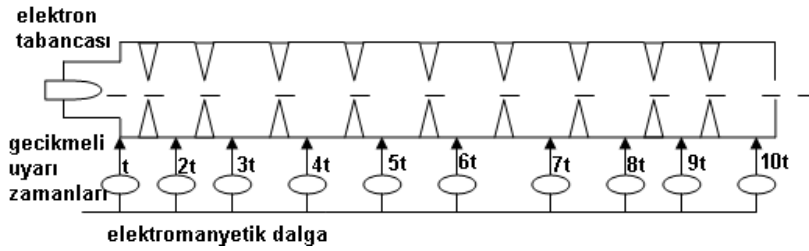
### **4.3. Elektron Hızlandırıcıları ve Teknik Özellikleri**

#### Doğrusal (lineer) elektron hızlandırma prensibi

X ışın tüpünde olduğu gibi, ısıtılmak yoluyla metal telden salınan elektronlar, daha yüksek kinetik enerjiye sahip olmaları için elektromanyetik alan içinde hızlandırılırlar. Bu hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar direk olarak tedavide kullanılabileceği gibi (genellikle yüzeysel tedaviler için), bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X ışınları da elde edilebilir (derin tedaviler için). Bu şekilde 4 - 25 MeV enerjisinden elektronlar ve hedefe çarptırılmaları ile 4 - 25 MV enerjisinde X ışınları meydana gelir.

Konvansiyonel X ışın tüplerinde elektronların 400 kV'tan fazla hızlandırılmaları mümkün değildir. Bu nedenle lineer hızlandırıcı cihazlarında yüksek frekanslı manyetik dalga odacıkları kullanılır. Bu şekilde (-) yüklü elektronların manyetik alandan etkilenerek hızlanması sonucu, yüksek kinetik enerji kazanmaları mümkün olur [10].

İletken bir metalden oluşan silindir şeklindeki odacıklar içinde (8cm çap), 3000 MHz frekansında titreşim oluşturulur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalga, silindirin ortasındaki kanala iletilir ve elektron odacıktan odacığa, silindir eksenindeki bu kanal boyunca doğrusal olarak ilerleyerek gittikçe hızlanır. Silindirin çıkışında elektronların hızları her odacıkta aldıkları hızların toplamına eşittir (Şekil 4.4) [10].



Şekil 4.4. Elektron tabancası ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü

#### Elektron hızlandırıcıların çalışma şekli

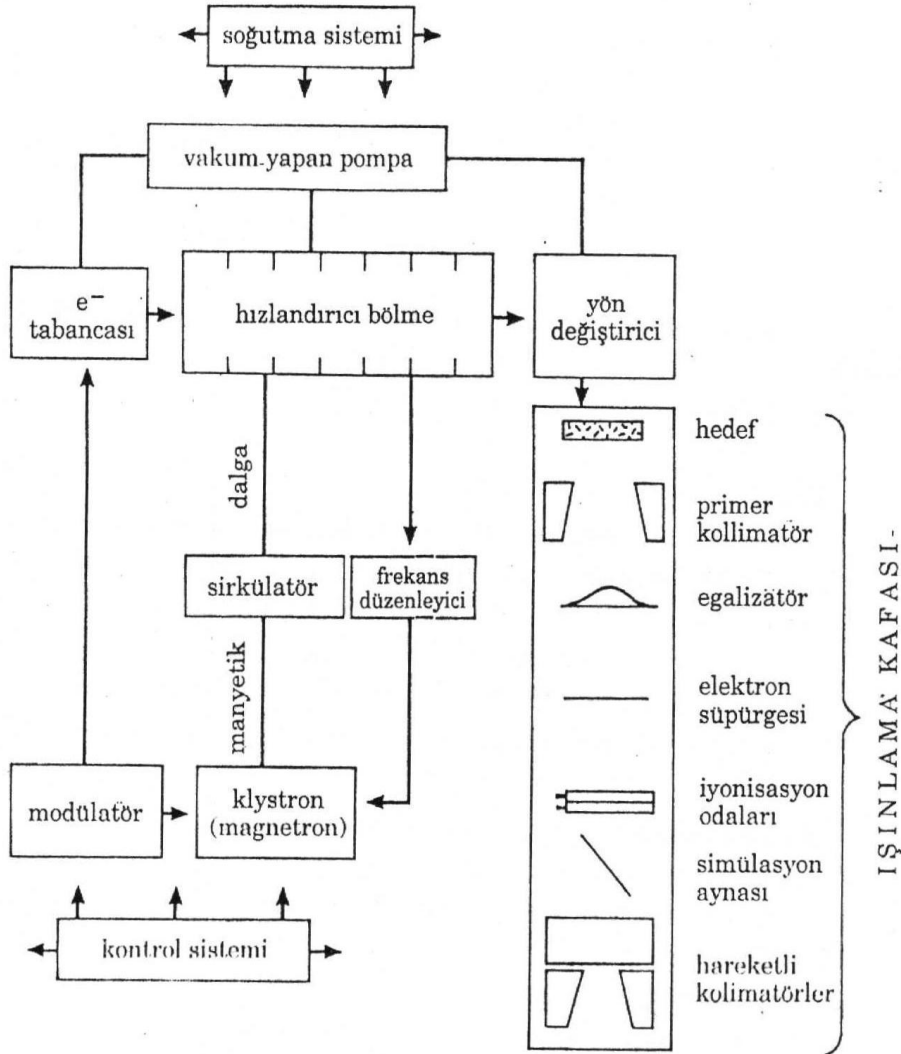
Elektrik akımı modülatörde depolanır ve bir kontrol sistemi, bu akımı belli aralıklarla (50-200 Hz frekansında yani saniyenin binde biri aralıklarıyla) titreşimin oluşacağı klistron (klystron) veya magnetron adı verilen kısma ve aynı zamanda elektron tabancasına gönderir. Magnetron, elektromanyetik dalgalar üreten, klistron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. Klistron ile magnetrondan daha fazla güç elde edilir. 15 MeV'dan daha büyük elektronlar için klistron kullanılır. Magnetron ve klistrondan çıkan elektromanyetik dalgalar, dalga kılavuzu ile hızlandırıcı tüpe gelir. Elektron tabancasından elde edilen elektronlar tüp içine gönderilir. Elektron enerji kazanmak için elektromanyetik dalgaların üzerine bindirilir. Lineer hızlandırma odalarına iletilen titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olması frekans düzenleyicisi ve lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutmak ve böylece daha önce oluşturulan vakumu sağlamak için ise vakum pompası kullanılır [10].



Vakum altında hızlandırılan elektronlar, yaklaşık 3 mm kalınlığında bir kalem demet oluştururlar ve maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık 5 MV/metre'dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için bu demet saptırıcı mıknatısta  $90^\circ$  veya  $270^\circ$  saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir.

Cihazın kafa kısmı şu bölümlerden oluşur:

- X ışın üretimi halinde, elektron huzmesinin çarptırıldığı tungsten hedef; tüm elektronlar hedefte durdurularak frenlenme X ışınlarını oluştururlar.
- Dairesel ilk kolimatör; ışın huzmesinin çapını tayin eder.
- Egalizatör denilen ve X ışınlarını homojen hale getiren koni şeklindeki filtre.
- Elektron huzmesini homojen hale getiren (elektron ışınlaması halinde, yani tungsten hedefin kullanılmadığı durumlarda devreye girer) difüzör veya manyetik alan oluşturan elektron süpürgesi; elektronların homojen şekilde dağılımını temin eder.
- İki ayrı iyonizasyon odası; verilen dozun iki odada ölçülmesi ile ışın huzmesinin şiddeti ve simetrik (doğrusal) olup olmadığının kontrolü sağlanır.
- Sekonder (ikinci) kolimatör; tedavi sahalarının tayini için hareketli çenelerden yapılmışlardır (Şekil 4.5) [10].

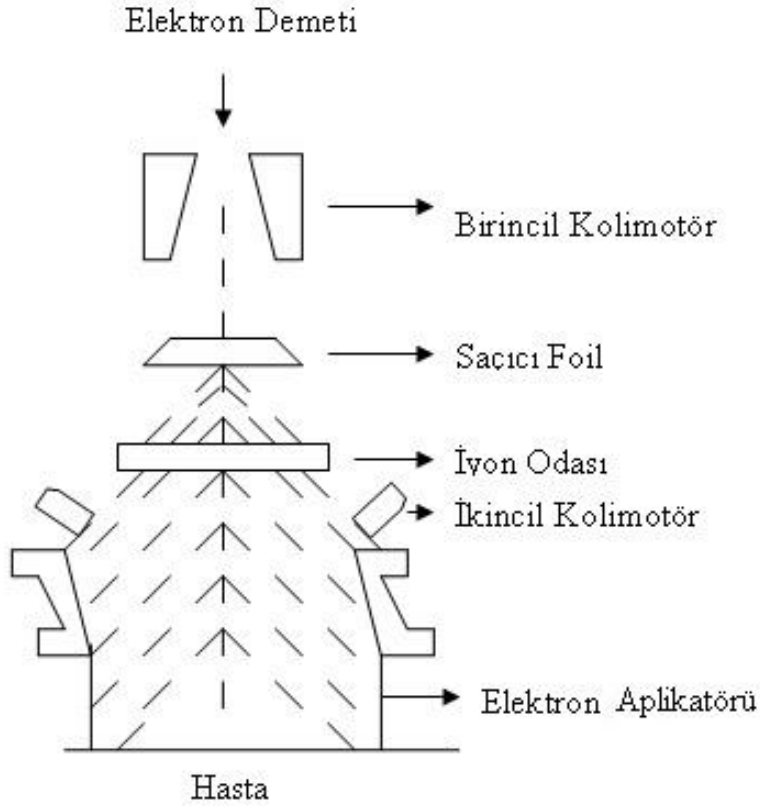


Şekil 4.5. Elektron doğrusal hızlandırıcı şeması

Cihazın kafasına gelen elektron demeti yüksek atom numaralı tungsten hedefe çarptırılarak yüksek enerjili foton demetleri elde edilir. Işın hastaya verilmeden önce düzeltici filtrelerden geçirilir. Elektron demeti elektron modunda kullanılacaksa elektron saçıcı foillere gönderilerek demet yayılır ve homojen bir elektron demeti elde edilerek doğrudan tedavide kullanılır (Şekil 4.6). Saçıcı foil ince bir metalden yapılmıştır ve genelde bu metal kurşundur. Foil kalınlığı elektronlarda önemlidir. Çünkü metale gelen elektronların bir kısmı bremsstrahlung etkisi ile X ışınları oluşturabilir. Bu yüzden foil kalınlığı yeterince ince olmalıdır [9].

Düzeltilici filtreler W ve Al'dan yapılmıştır. Cihazın kafası içinde primer kolimatörler, monitör iyon odaları, ışık demeti sistemi ve ayna sistemi bulunur. Ayarlı kolimatörün alt kısmında wedge filtre ve koruyucu blok tepeşisini takmaya özel yerler vardır [8].

Işın şekillendikten sonra iki ayrı monitör iyon odasına gelerek ışın demetinin şiddeti ve simetrisinin düzgün olup olmadığı kontrol edilir. Sekonder kolimatörde bulunan hareketli X ve Y çeneleri ile tedavi alanı oluşturulur.



Şekil 4.6. Elektron tedavi modu

## 5. YÖNTEM VE GEREÇLER

### 5.1. Yöntem

Radyasyonla tedavi edilen hastalarda doz dağılımlarını ölçmek mümkün değildir. Doz dağılımları bilgileri, dokuya eşdeğer fantomlardaki ölçümlerden çıkarılır. Bu temel bilgiler, gerçek hastadaki doz dağılımlarını tahmin etmek için bulunan doz hesaplama sistemlerinde kullanılır.

Bu çalışmada Elekta Precise SLi doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı ile bu cihazda elde edilen 15 MeV ve 22 MeV elektron enerjileri kullanıldı. Ölçümlere başlamadan önce; elektrik, mekanik kontroller yapıldı. İnsan vücudunun yaklaşık %70'i su olduğu için su, doku eşdeğeri kabul edildi. Dozimetri çalışmaları ve tüm ölçümler, suda veya su eşdeğeri katı fantomda yapıldı.

Ölçümlere başlamadan önce her enerji için su fantomunda 10 cm x10 cm simetrik alanda %dd ölçülerek  $E_0$ ,  $R_p$ ,  $R_{maks}$ ,  $R_{85}$ ,  $R_{50}$  değerlerine ve 30 cm x 30 cm simetrik alanda  $R_{maks}$  derinliklerinde X eksen (crossline), Y eksen (inline) doğrultularında doz profilleri ölçülerek alan düzgünlüğü ve simetri değerleri gibi kalite kontrol parametrelerine bakıldı. Elektronlar için bilgisayarlı üç boyutlu tedavi planlama sisteminin istediği medikal fizik verileri alındı. Kanser tedavisine esas teşkil eden bu veriler düzeltilerek sisteme aktarıldı. Sisteme aktarılan medikal fizik verileri gözden geçirildikten sonra, dozimetri yapılarak doğrulandı, böylece kalite güvencesi sağlanmış oldu.

### 5.2. Gereçler

Su, doku eşdeğeri kabul edilerek suda alınan veriler hasta tedavisinde olduğu gibi kullanılır. İnsan vücudunun %70'i su olduğundan dolayı bütün ölçümler doku eşdeğeri katı fantomda ve su fantomunda alınır. Eğer tedavi alanında ışın huzmesinin önünde farklı yoğunlukta dokular var ise, dokuları düzeltme faktörleri (akciğer 0,3, kemik 1,3 vb.) tedavi planlamasına sistemine girilerek doku farklılıkları düzeltilir.

### 5.2.1. Elekta doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı

“Elekta Precise SLi” doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı (Resim 5.1), 6 MV ve 18 MV’luk foton demetleri ile 6, 10, 12, 15, 18, 22 MeV’luk elektron demetleri üretme özelliğine sahip çok yapraklı bir lineer hızlandırıcıdır.

Eşdüzlemde (KCM=KAM=100 cm’de) maksimum alan boyutu 40 cm x 40 cm’dir. Doğru kare alan boyutu, 35 cm x 35 cm’dir. Yaprak sayısı, 40 çift olup 80 yapaktır. Yaprak genişliği, eşmerkez düzleminde bir yaprağın merkezinden diğer yaprağın merkezine kadar uzaklık 1,1 cm’dir. Eşdüzlemde bir yaprağın kalınlığı 1 cm’dir. Yaprak kolimatörlerin kalınlığı, 75 mm; yedek Y kolimatörlerin kalınlığı, 30 mm; X kolimatörlerin kalınlığı, 78 mm’dir.

Minimum alan boyutu, eşmerkez düzleminde 5 mm (X), 9 mm (Y)’dir. Sistemde X=0 alan boyutu tanımlamasına müsaade edilmesine rağmen X kolimatörlerinin birbiriyle çarpışma tehlikesi vardır. Bundan dolayı tavsiye edilen X alan boyutu minimum 5 mm’dir. Yine sistemde Y=0 alan boyutu tanımlamasına müsaade edilmesine rağmen yaprakların birbiriyle çarpışmalarını önleyici mekanizma oluşturulmuştur. Yaprakların çarpışmaları için karşılıklı yapraklar arası minimum mesafe 9 mm olarak tanımlanmıştır.

Yaprakların merkezi eksenden karşı tarafa geçiş mesafesi, 125 mm’dir. Yaprakların hareket kontrolü, yaprak hareketi birbirinden bağımsız ayrı motorlar tarafından yapılır.

Kafada iyon odası ve yapraklar arasında yerleşik tungstenden 60°lik otomatik bir kama filtreye sahiptir [12].



Resim 5.1. Elekta Synergy doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı

### 5.2.2. Katı su fantomu

Katı su fantomu, paralel plakalı iyon odaları, kompakt iyon odaları veya farmer tip haznelerdeki foton ve elektron ışımalarındaki mutlak ve bağıl doz ölçümlerinin kalite güvencesi için tasarlanmıştır. Yoğun fantom materyali RW3, % 2,1 titanyum oksit ( $\text{TiO}_2$ ) içeren beyaz bir polistirendir. RW3, doğal suya çok benzer. Hacim yoğunluğu  $1,045 \text{ g/cm}^3$ , elektron yoğunluğu  $3,386 \times 10^{23} \text{ e/g}$ , elektron yoğunlaşması  $3,539 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ ,  $(Z/A)_r$  değeri 0,536 olan RW3 katı fantomu, 300 mm x 300 mm boyutlarında ve 1 mm kalınlığında 25 adet olmak üzere toplam 29 plakadan oluşur (Resim 5.2) [13].



Resim 5.2. Katı su fantomu

Suyun yoğunluğu, kas ve yumuşak doku yoğunluğuna çok yakın yoğunluktadır. Bu yüzden, temel doz dağılımları suda ölçülür. Ölçüm için su ortamını seçilmesinin diğer bir nedeni de tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır. Suda ölçüm yapmanın en önemli dezavantajı kullanılacak olan iyon odası veya diyotların su geçirmez olması gerekliliğidir. Her zaman su kullanmak çok pratik olmayacağından, su eşdeğeri katı fantomlar dizayn edilmiştir. İdeal olarak konu edilen materyalin su eşdeğeri olabilmesi için,

- i) Efektif atom numarası,
- ii) Gram başına elektron sayısı,
- iii) Kütle yoğunluğu,

suyla eşit olmalıdır. Ancak megavoltaj foton ışınlarında en baskın etkileşme şekli Compton etkileşmesi olduğundan kullanılacak olan fantom materyalinin, sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır.

$$\rho_e = \rho_m \cdot N_A \cdot (Z / A) \quad (5.1)$$

$\rho_m$  : kütle yoğunluğu,  $\rho_e$  : elektron yoğunluğu,  $N_A$ : Avagadro sayısı ( $6,022 \times 10^{23}$ ).

Fantom olarak sıklıkla Lucide ve Polystyrene kullanılır [13].

### 5.2.3. Üç boyutlu su fantomu

Su fantomu lineer hızlandırıcı olan her merkezde mutlaka bulunması gereken bir cihazdır. Su tankı olan üç boyutta hareket eden bir ölçüm düzeneği vardır. İyon odası kullanılarak, cihaz çıkışında ve belirli ölçüm tekniklerine göre doz dağılımının profili çıkartılır. Bu doz dağılım tabloları ve profilleri çıkartılmadan cihaz ile tedaviye başlamak mümkün değildir. Tedavi cihazlarının periyodik olarak üç boyutlu su fantomu ile çıkış enerjilerin ve doz dağılımlarının ölçülmesi gerekmektedir.

RFA-300 su fantomu, ışına ait derin doz, profil, doz verimi gibi dozimetrik ölçümlerin yapılmasını sağlayan ve buradan elde edilen verilerin analizini yapan bilgisayar kontrollü sistemdir. RFA-300, bir ana kontrol ünitesi ve su fantomlu üç boyutlu bir servodan oluşmaktadır ve OmniPro-Accept sistemi içindeki bir cihazdır. Su fantomunda alan ve referans dedektörü olarak CC13-S iyon odası kullanılmaktadır. İyon odasının hacmi  $0,13 \text{ cm}^3$ 'dür (Resim 5.3) [14].



Resim 5.3. Üç boyutlu su fantomu



#### 5.2.4. Tedavi düzeyli dozimetre

Dose 1 terapi dozimetre, radyasyon terapisindeki doz oranı ve referans doz ölçümleri için amaçlanmıştır. Dose 1 terapi dozimetre cihazı, taşınabilir, tek kanallı, referans sınıfı, kalibrasyon dozimetrisi için IEC 60731'e uyumlu, iyonizasyon odacıkları ve yarı iletken algılayıcılar kullanan bir dozimetredir.

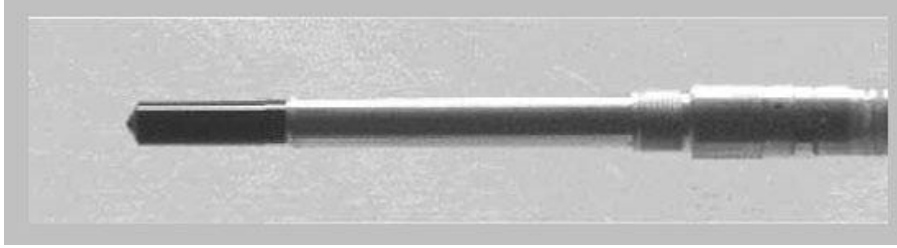


Resim 5.4. Tedavi düzeyli dozimetre

Kullanılan iyon odasına göre modeli oluşturulabilir. Okuma hassasiyeti yüksektir. Doz (Gy) ve yük biriminden (nC) olarak ölçüm alınabilmektedir. Basınç, sıcaklık ve düzeltme faktörü girilebilmektedir [15].

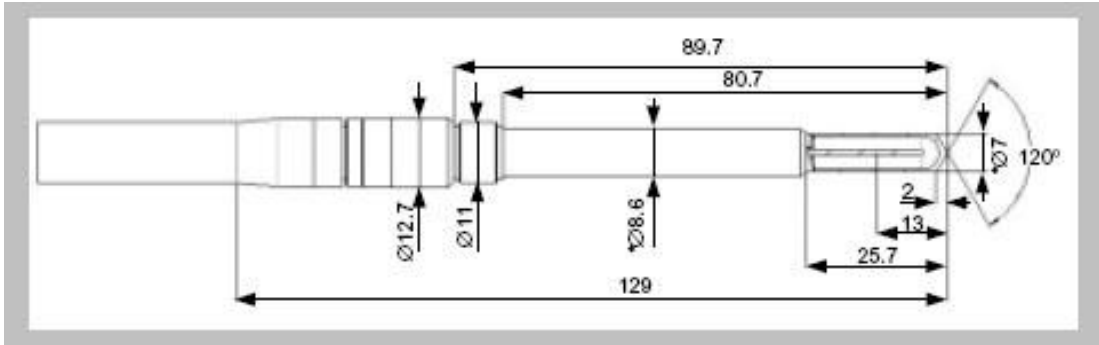
#### 5.2.5. Farmer tipi iyon odası

Farmer tipi iyon odaları, genel olarak, tedavi seviyesi doz oranlarındaki ve foton ışınlarının mutlak dozimetrisi için kullanılır (Resim 5.5). FC65-P farmer tipi iyon odası,  $^{60}\text{Co}$  -50 MV foton, 4 MeV - 50 MeV elektron, 50 MeV - 250 MeV proton enerji aralıklarının doz ölçümünde kullanılabilir.



Resim 5.5. Farmer tipi iyon odası

Farmer tipi iyonizasyon odası saf alüminyumdan yapılmış merkezi elektrotu, yüksek şekilde siyah POM (CH<sub>2</sub>O)'dan ince bir duvardan oluşan dış elektrotu vardır. 1,40 metre uzunluğunda düşük gürültülü triaksiyal TNC konektörlü kablosu vardır. Dış elektrot iç yarıçapı 6,2 mm, duvar kalınlığı 0,4 mm, iç elektrotu dış yarıçapı 1,0 mm iç elektrot uzunluğu 20,5 mm'dir (Şekil 5.1) [16].



Şekil 5.1. Farmer tipi iyon odasının geometrisi

### 5.2.6. Tedavi planlama sistemi

Tedavi planlama sistemi, ışın tedavisi görece hastaların, simülasyon işlemlerinin yapılmasından sonra, kullanılacak cihaza ve uygulanacak tedaviye göre hastaya verilecek dozun hesaplanmasının ve planlanmasının, izodozların çiziminin yapıldığı bilgisayarlı sistemdir. Bu sistemde yazılım ve bu yazılımın içeriği tedavi açısından önemlidir. Ülkemizde, eski sistemler iki boyutlu sistemler olup, yeni açılan merkezlerde artık üç boyutlu sistemler kullanılmaktadır [17]. Üç boyutlu konformal radyoterapi normal dokulara verilen radyasyon dozunu azaltırken, hedef dokunun

aldığı miktarı arttırmaktadır ve iki boyutlu radyoterapinin eksikliklerini gidermektedir.

Precise (doğru,güvenilir) Plan, üç boyutlu tedavi planlama sistemidir. Çok gelişmiş görüntüleme ve tedavi verileri üretme yetenekleri ile tümörlerin azami hassasiyetle hedeflenip sağlam dokular toksit doz altında ışın alırken hedefte en yüksek doza erişilip tedavi başarı oranını yükseltir. Precise Plan basit kullanışlı olup yüksek doğrulukla planların hazırlanmasına imkan verir.

## 6. ARAŞTIRMA VE BULGULAR

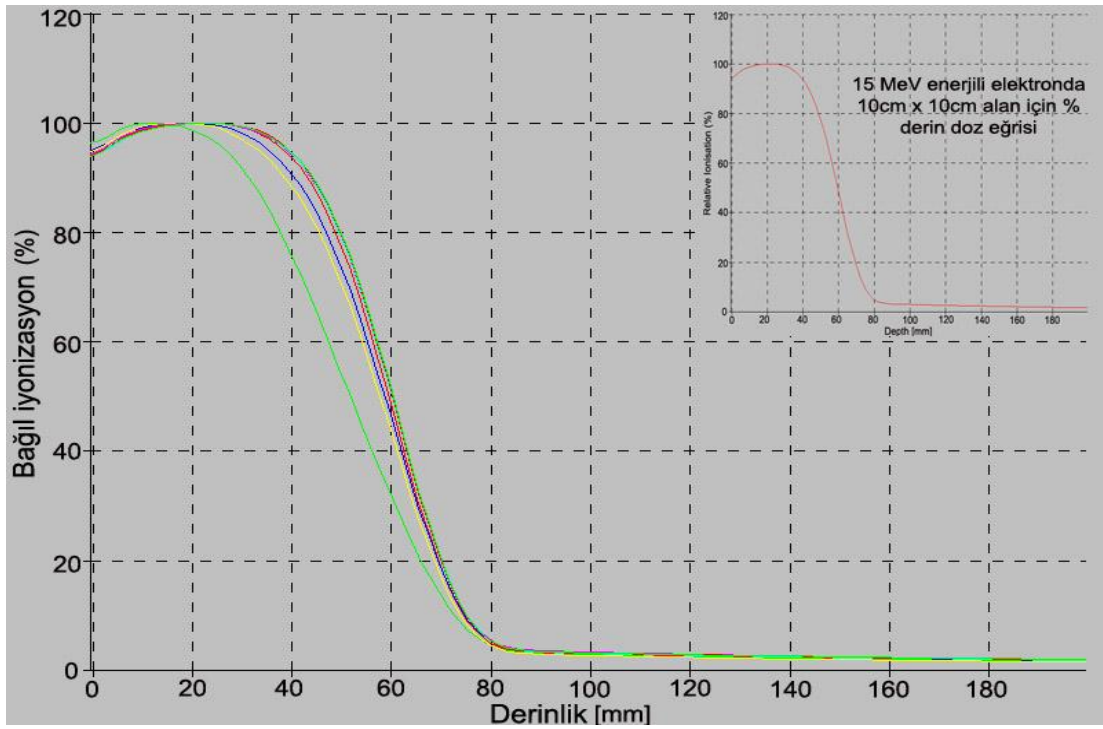
### 6.1. Elektronların Yüzde Derin Doz Eğrilerinin Ölçülmesi

Merkezi derin doz dağılımlarını karakterize etmenin bir yolu, bir noktadaki dozu, belli bir referans noktasındaki doza normalize etmektir [9].

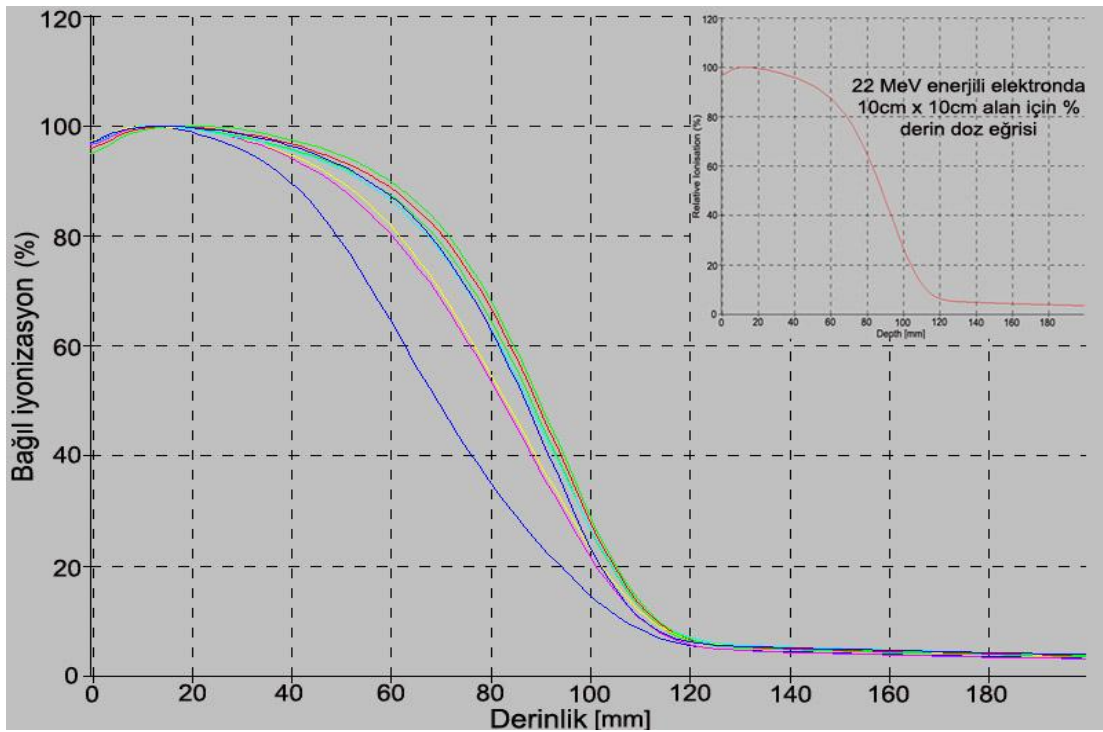
Su fantomu düzeneği kurulup ölçüme hazır hale getirildi (Resim 6.1). Su yüzeyi ile kaynak mesafesi SSD=100 cm'ye ayarlandı. Dışarıdan kontrol edilen su fantomu bilgisayarında her elektron enerjisi için derin doz eğrisini çizeceği derinlik aralığı ayrı ayrı girildi. Örneğin; 6 MeV için derinlik aralığı 50mm ile -5mm, 9 MeV için derinlik aralığı 60mm ile -5mm olarak girildi. Ölçüm sonucu elde edilen % derin doz eğrisi grafiği smooth (düzleştirmek) edildikten sonra kaydedilip (Şekil 6.2) istenilen değerler alındı (Çizelge 6.1).



Resim 6.1. Doğrusal hızlandırıcı cihazında elektronlar için suda ölçüm almaya hazır hale getirilmiş su fantomu düzeneği



a)



b)

Şekil 6.1. 10 cm x 10 cm alan ve belirlenen bütün alanlar için elde edilen % derin doz eğrileri; a) 15 MeV enerjili elektron, b) 22 MeV enerjili elektron

Çizelge 6.1. 15 MeV ve 22 MeV enerjili elektronlar için % derin doz eğrilerinden elde edilen ölçüm sonuçları

ALANLAR (cm x cm)	15 MeV			22 MeV		
	R <sub>maks</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)	E <sub>0</sub> (MeV)	R <sub>maks</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)	E <sub>0</sub> (MeV)
3 x 3	11,5	73,2	12,18	11,5	101,1	16,49
5 x 5	19,5	75,0	13,92	10,5	111,6	19,76
6 x 6	17,5	74,5	13,68	13,5	111,1	19,56
7 x 7	21,5	75,0	14,28	12,5	112,6	20,87
10 x 10	23,5	74,3	14,11	11,5	112,3	21,01
15 x 15	22,5	75,0	14,28	15,5	112,3	21,25
20 x 20	22,5	74,8	14,30	19,5	112,7	21,42
25 x 25	23,5	74,9	14,33	14,5	109,6	20,70

## 6.2. Elektronlarda Alan Bağımlılık Faktörlerinin Ölçümü

Alan bağımlılık faktörünün ölçümü rölatif bir ölçümdür. Bu yüzden ölçüm alırken sıcaklık, basınç ve düzeltme faktörleri girilmedi. Ölçüm düzeneğinde (Resim 7.2); Farmer tipi FC65-P 1342 seri numaralı iyon odası, Dose 1 marka tedavi düzeyli elektrometre, 30 cm x 30 cm'lik katı fantomlar kullanıldı. Alan bağımlılık faktörü yani doz verimi faktörü, merkezi eksende alan büyüklüklerinin maksimum derinlikteki (R<sub>maks</sub>) dozunun, bir referans alanın (10 cm x 10 cm) maksimum derinlikteki dozuna oranı olarak tanımlanır [9].

Çizelge 6.2. 15 MeV enerjili elektronlar için alan bağımlılık faktörü ölçüm sonuçları

ALANLAR (cm x cm)	15 MeV (R <sub>maks</sub> = 23mm)			
	1.Okuma (mGy)	2.Okuma (mGy)	Ort. Okuma (mGy)	10x10'a Normalize
6 x 6	101,2	101,0	101,1	0,9966
10 x 10	101,5	101,4	101,45	1,0000
15 x 15	99,33	99,27	99,30	0,9788
20 x 20	98,56	98,59	98,575	0,9717
25 x 25	99,83	99,77	99,80	0,9837

Çizelge 6.3. 22 MeV enerjili elektronlar için alan bağımlılık faktörü ölçüm sonuçları

ALANLAR (cm x cm)	22 MeV ( $R_{maks} = 11mm$ )			
	1.Okuma (mGy)	2.Okuma (mGy)	Ort. Okuma (mGy)	10x10'a Normalize
6 x 6	101,6	101,6	101,6	1,0224
10 x 10	99,32	99,43	99,375	1,0000
15 x 15	96,62	96,49	96,555	0,9716
20 x 20	93,36	93,38	93,37	0,9396
25 x 25	95,48	95,86	95,67	0,9627



Resim 6.2. Doğrusal hızlandırıcı cihazında elektronlar için ölçüm almaya hazır hale getirilmiş katı fantom düzeneği

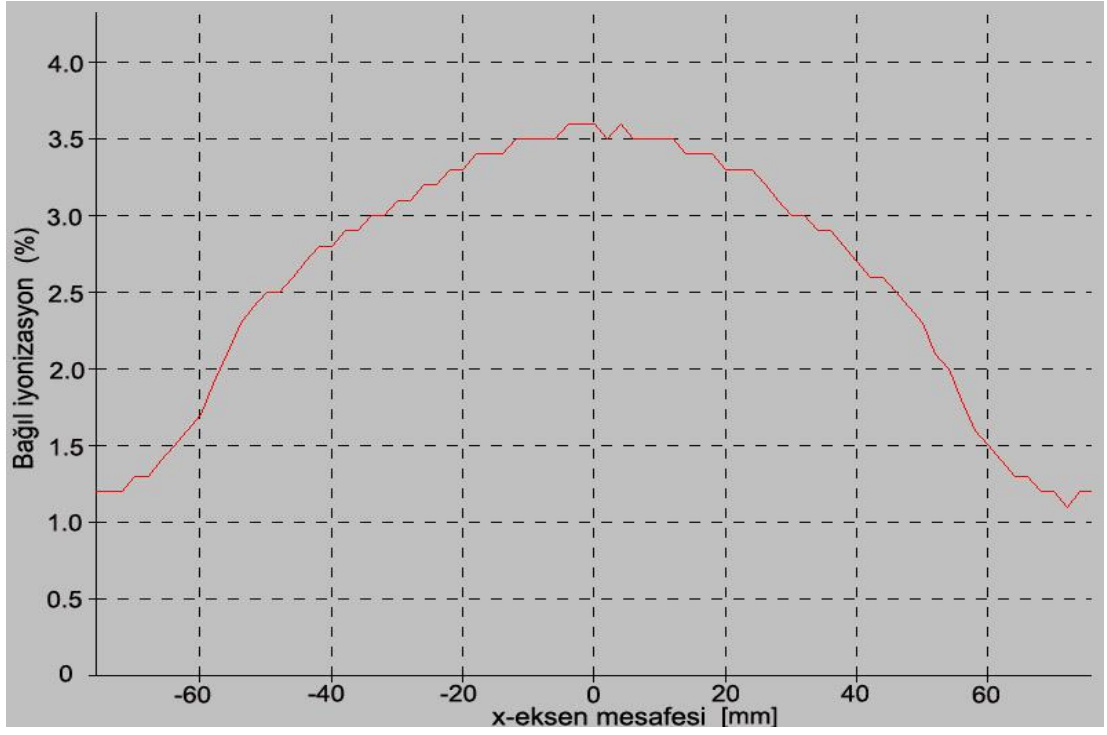
### 6.3. Rp+1cm Derinliğinde Profil Ölçümü

Su fantomu düzeneği kurulup ölçüme hazır hale getirildi (Resim 6.1). Su yüzeyi ile kaynak mesafesi SSD=100 cm'ye ayarlandı. Penumbra (yarı gölge) kuyruğu 60 mm olarak girildi. Kazanç ayarı her enerji için bir defa,  $R_{maks}$ 'da ve 10 cm x10 cm alanda yapıldı. Sadece crossline (x eksenini doğrultusu) profili alındı.

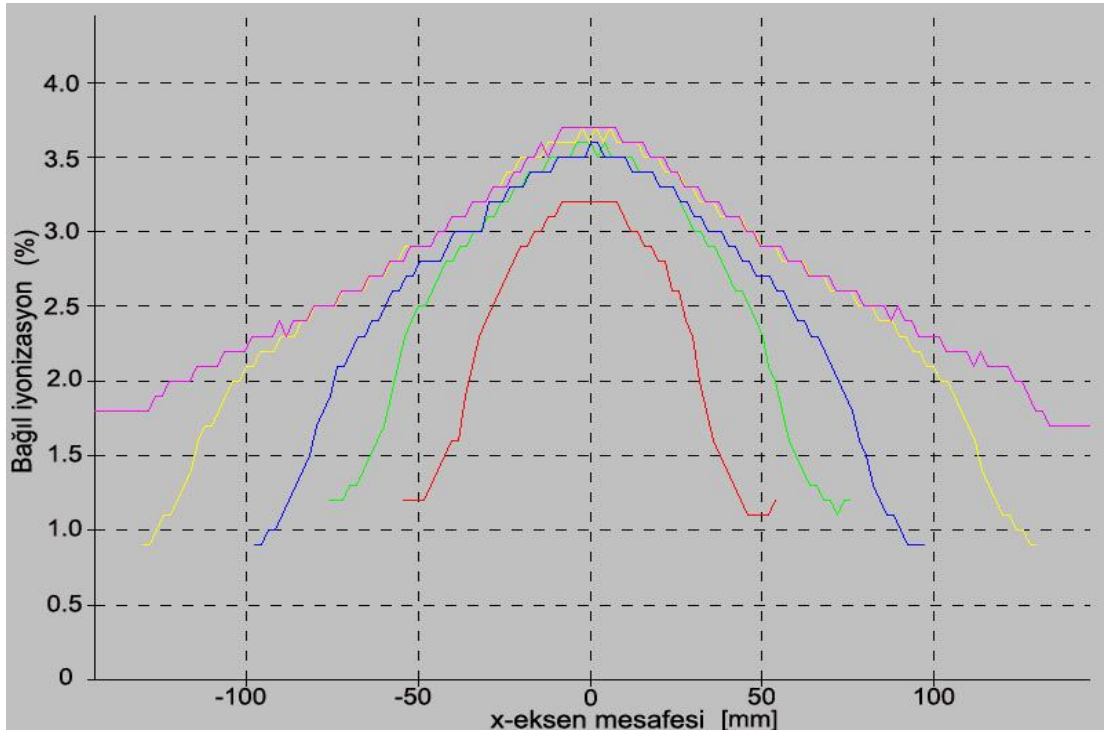
Çizelge 6.4. 15 MeV ve 22 MeV enerjili elektronlar için  $R_p+1$  derinliğinde profil ölçüm sonuçları

ALANLAR (cm x cm)	15 MeV		
	$R_p + 10$ (mm)	Simetri (%)	Düzgünlük (%)
6 x 6	84,3	10,6	17,2
10 x 10	84,0	5,3	17,6
15 x 15	84,6	2,8	20,0
20 x 20	84,4	2,8	23,3
25 x 25	84,6	3,8	25,4
ALANLAR (cm x cm)	22 MeV		
	$R_p + 10$ (mm)	Simetri (%)	Düzgünlük (%)
6 x 6	121,3	4,1	17,8
10 x 10	122,1	3,4	19,2
15 x 15	122,4	3,3	21,5
20 x 20	122,7	3,7	24,0
25 x 25	120,0	2,7	24,6



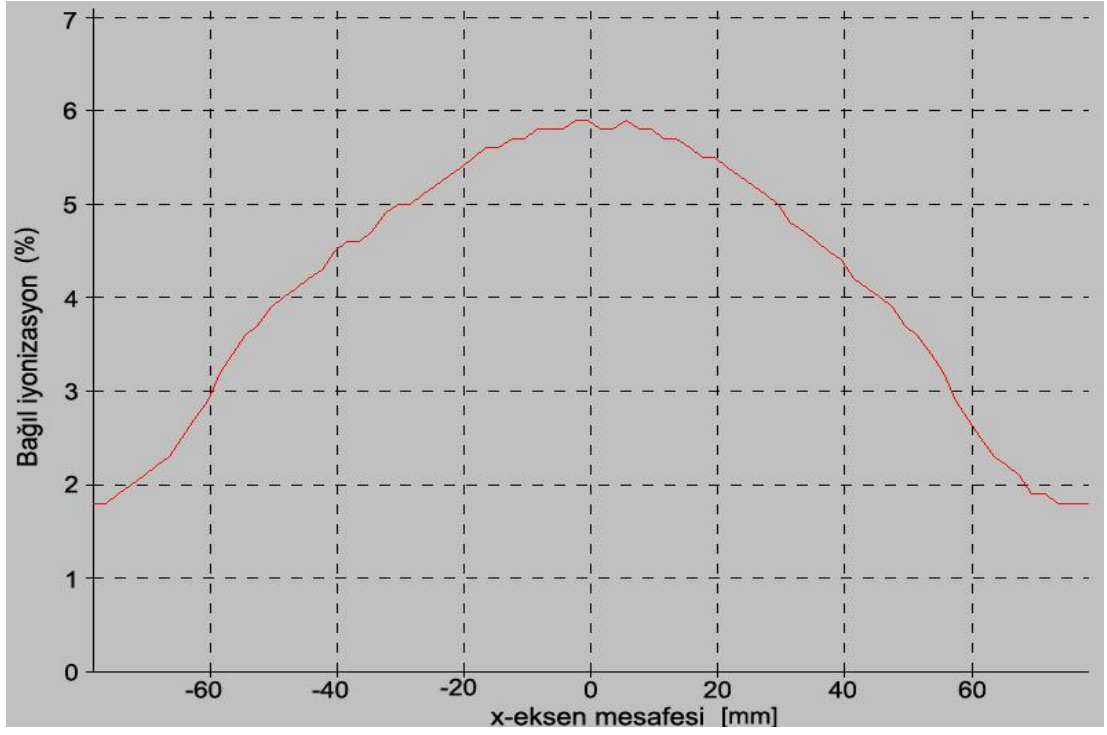


a)

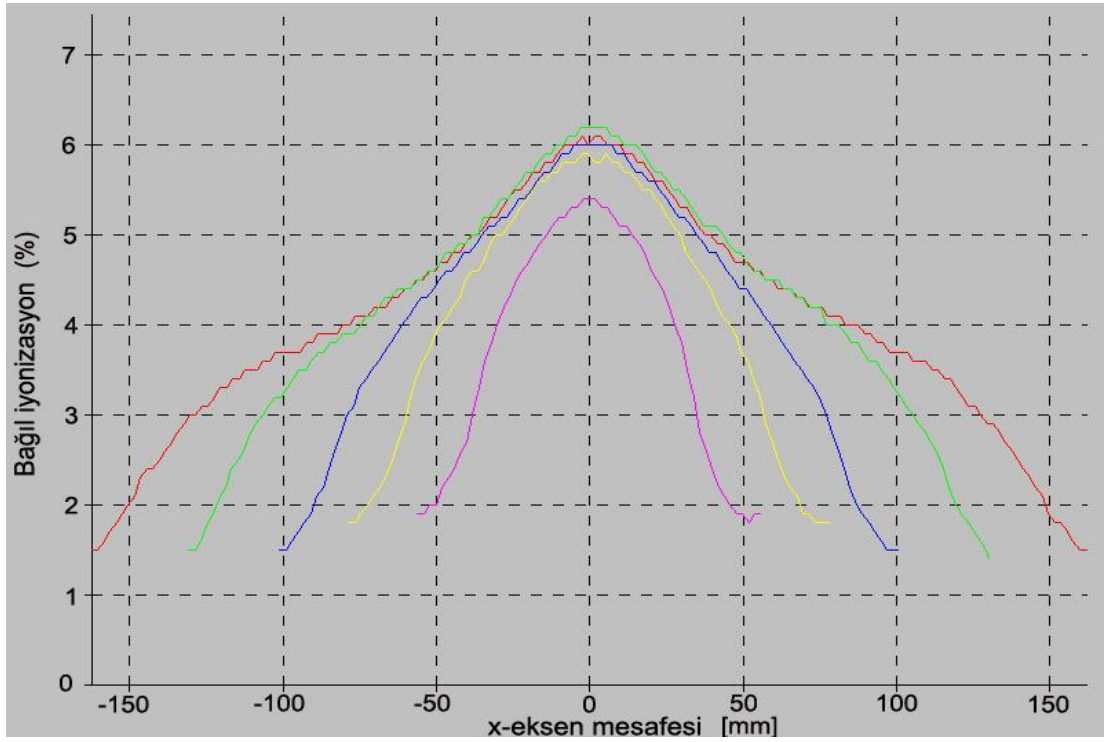


b)

Şekil 6.2. 15 MeV enerjili elektron için  $R_p+1$  derinliğinde profil ölçümleri;  
a) 10 cm x 10 cm alanda, b) Belirlenen tüm alanlarda



a)



b)

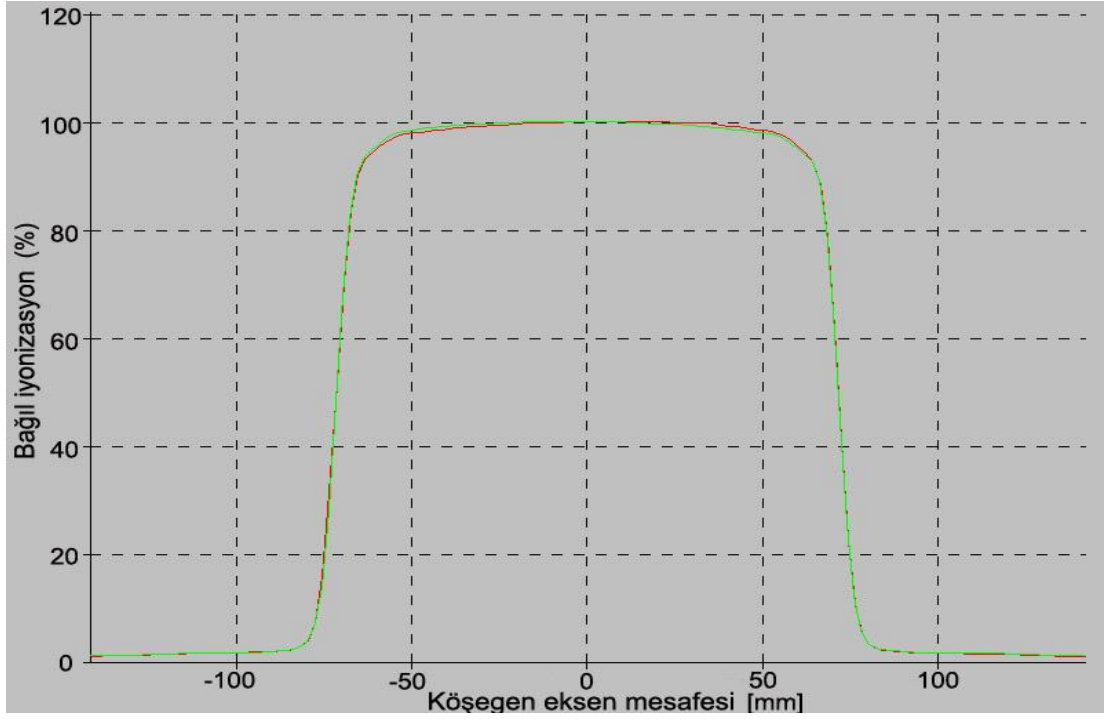
Şekil 6.3. 22 MeV enerjili elektron için  $R_p+1$  derinliğinde profil ölçümleri;  
a) 10 cm x 10 cm alanda, b) Belirlenen tüm alanlarda

#### 6.4. Elektronlar İçin Köşegen (Diagonal) Profil Ölçümleri

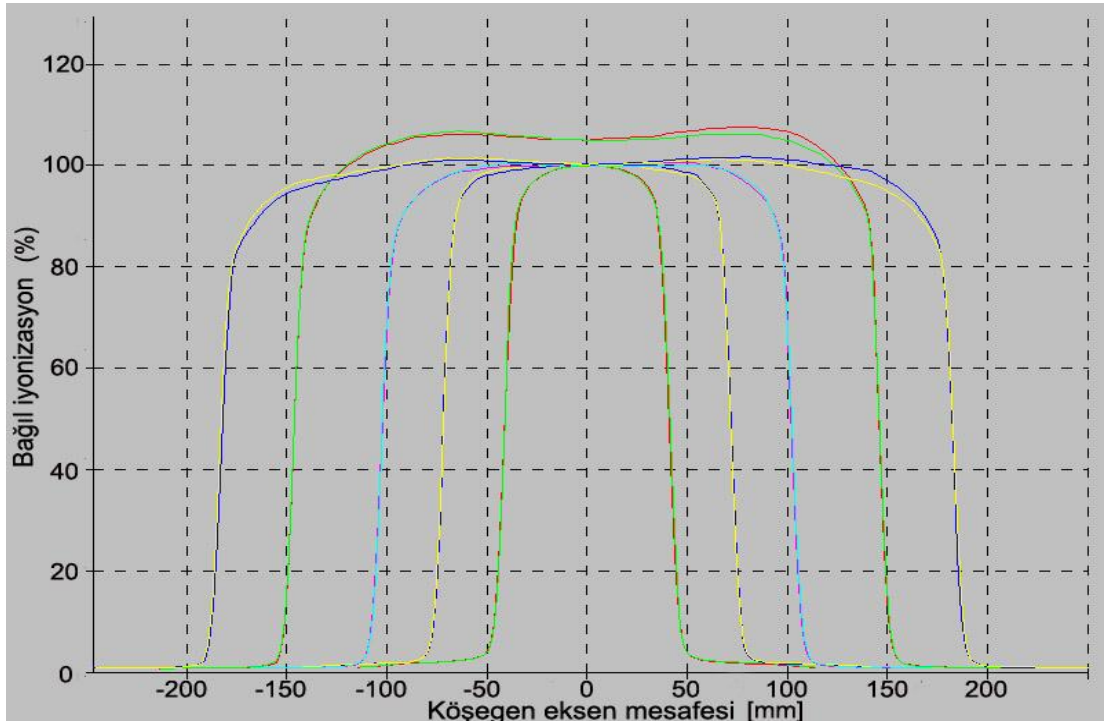
Su fantomu düzeneği kurulup ölçüme hazır hale getirildi (Resim 6.3). Ölçümler havada, buildup kep kullanılmadan iyon odası dik yerleştirilerek, 30 cm x 30 cm alanda ve SSD=100 cm'de yapıldı. Penumbra kuyruğu 50 mm girildi. Kazanç ayarı her enerji için bir defa,  $R_{maks}$ 'da ve 10 cm x10 cm alanda yapıldı. Her enerji ve her alan için  $45^+$  ve  $135^+$  olarak ikişer diagonal (köşegen) ölçüm alındı.



Resim 6.3. Doğrusal hızlandırıcı cihazında, elektronlar için havada ölçüm almaya hazır hale getirilmiş su fantomu düzeneği

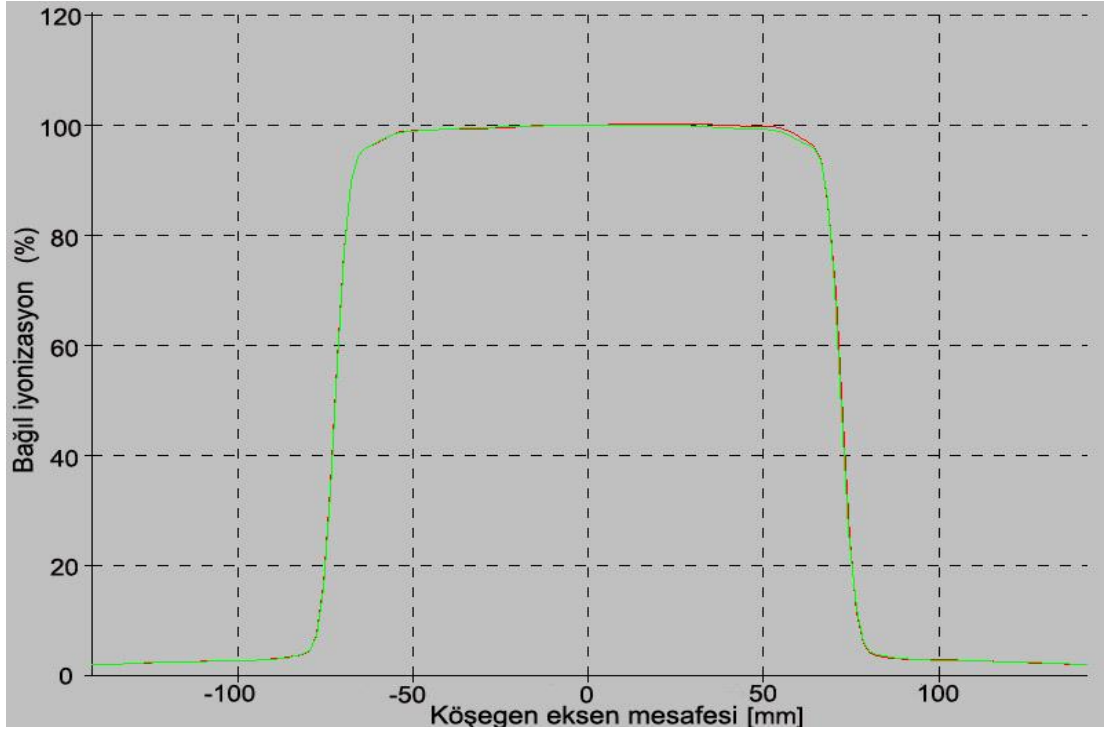


a)

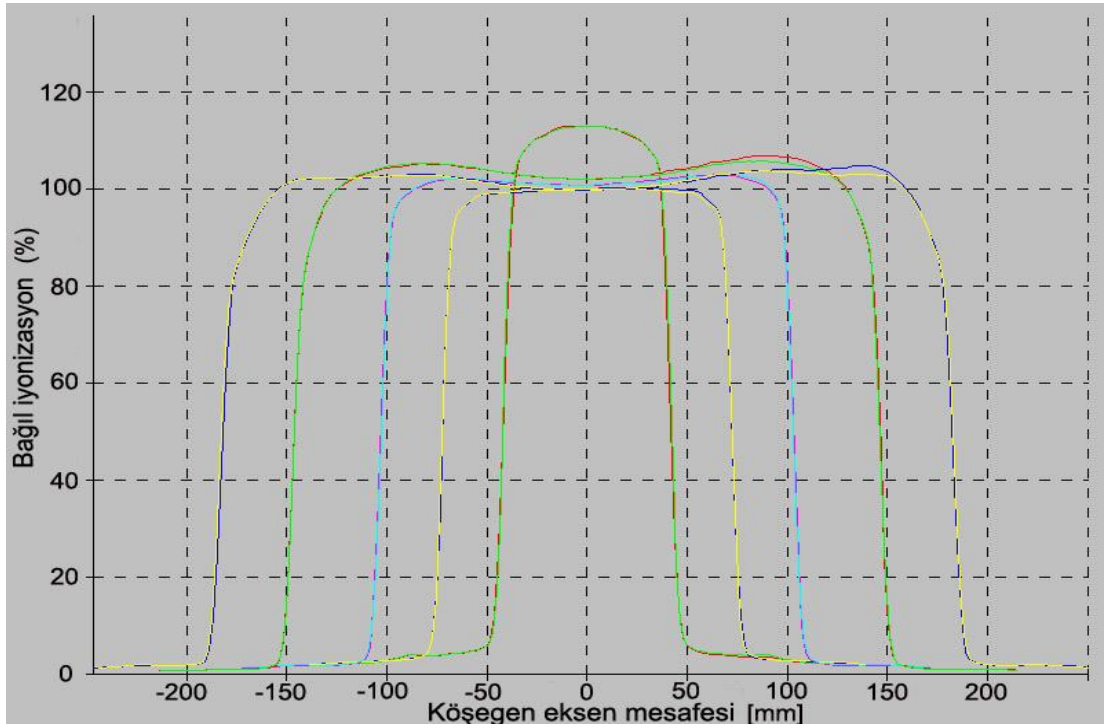


b)

Şekil 6.4. 15 MeV enerjili elektron için köşegen profil ölçümleri; a) 10 cm x 10 cm alanda, b) Belirlenen tüm alanlarda



a)



b)

Şekil 6.5. 22 MeV enerjili elektron için köşegen profil ölçümleri; a) 10 cm x 10 cm alanda, b) Belirlenen tüm alanlarda

Çizelge 6.5. 15 MeV enerjili elektronlar için köşegen profil ölçüm sonuçları

ALANLAR (cm x cm)	15 MeV					
	45°			135°		
	Simetri %	Düzgünlük %	Penumbra mm	Simetri %	Düzgünlük %	Penumbra mm
6 x 6	0,5	3,4	6,9	0,6	3,5	7,0
10 x 10	0,6	1,9	6,8	0,8	1,9	7,0
15 x 15	1,4	2,7	7,7	1,2	2,9	7,7
20 x 20	0,9	2,7	7,7	2,8	3,3	7,7
25 x 25	0,7	2,9	8,5	3,0	3,3	9,1

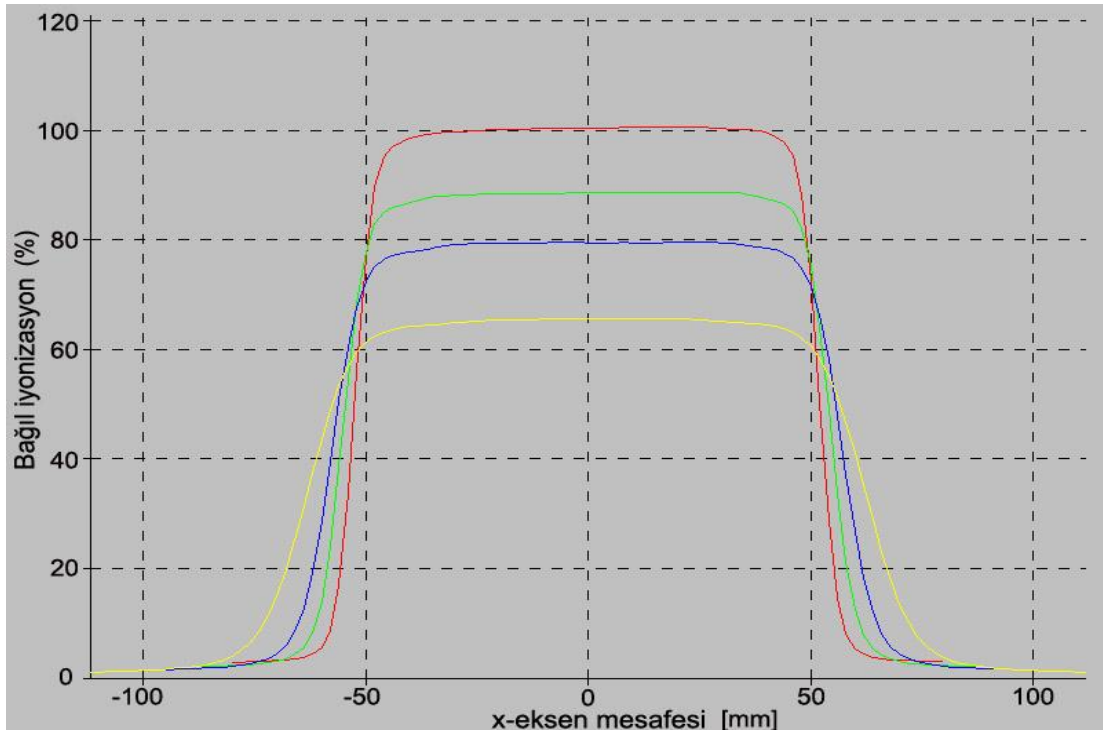
Çizelge 6.6. 22 MeV enerjili elektronlar için köşegen profil ölçüm sonuçları

ALANLAR (cm x cm)	22 MeV					
	45°			45°		
	Simetri %	Düzgünlük %	Penumbra mm	Simetri %	Düzgünlük %	Penumbra mm
6 x 6	0,3	2,8	6,2	0,3	2,8	6,3
10 x 10	0,3	1,2	6,0	1,0	1,3	6,0
15 x 15	1,4	1,1	5,9	1,1	1,2	6,0
20 x 20	1,0	1,8	7,6	2,5	2,3	7,6
25 x 25	1,2	2,0	8,3	2,7	2,6	8,4

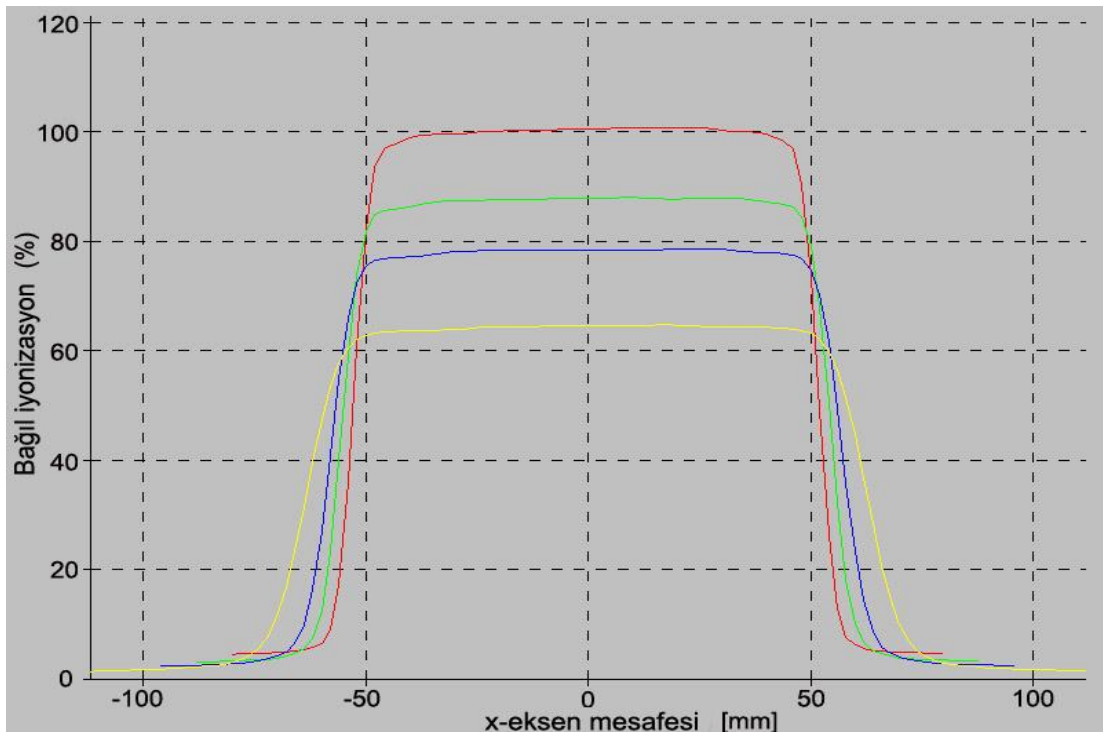
### 6.5. Sanal Kaynak Mesafesi - Havada Sigma Ölçümü

Su fantomu düzeneği kurulup ölçüme hazır hale getirildi (Resim 6.3). Ölçümler; havada, buildup kep kullanılmadan, dört farklı SSD (100 cm - 105 cm - 110cm -120 cm) mesafelerinde inline ve crossline profili alındı. Penumbra kuyruğu 50mm girildi. Kazanç ayarı her enerji için bir defa 10 cm x 10 cm alanda yapıldı. % 80 ile % 20 arasındaki penumbra değerleri ile doğru grafikleri çizildi. Her alana ait doğru grafiğinden eğimler bulunarak sigma değerleri hesaplandı (Eş. 6.1).





a)



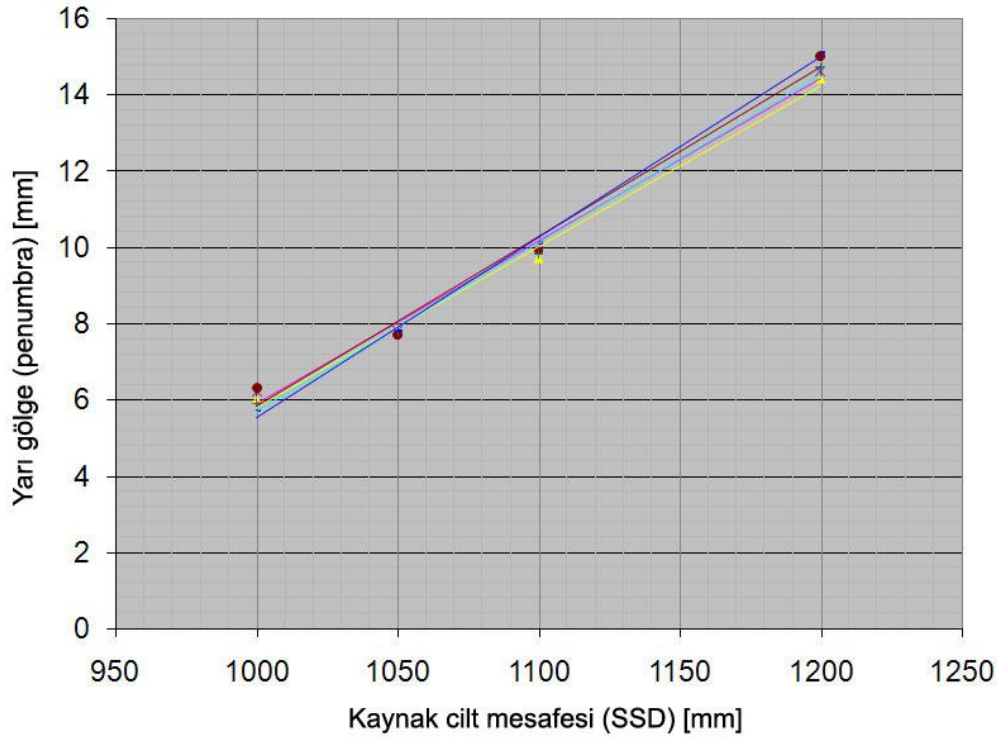
b)

Şekil 6.6. 10 cm x10 cm alanda, dört farklı derinlikte havada sigma ölçümü  
a) 15 MeV enerjili elektron için, b) 22 MeV enerjili elektron için

$$\sigma = 0.595 \times \text{Eğim} \quad (6.1)$$

Çizelge 6.7. 15 MeV enerjili elektronlar için havada sigma ölçüm sonuçları

15 MeV	crossline (mm)				$\sigma=0.595xm$	
ALANLAR (cm x cm)	SSD 100 cm	SSD 105 cm	SSD 110 cm	SSD 120 cm	$y = mX+b$	$\sigma$
6 x 6	6,0	7,8	9,7	14,4	$y = 0,0422x - 36,449$	0,025
10 x 10	6,2	7,8	9,9	14,6	$y = 0,0426x - 36,671$	0,025
15 x 15	6,3	7,7	9,9	15,0	$y = 0,0444x - 38,56$	0,026
20 x 20	5,9	7,8	9,8	14,7	$y = 0,0442x - 38,549$	0,026
25 x 25	5,7	7,8	10,1	15,1	$y = 0,0473x - 41,717$	0,028

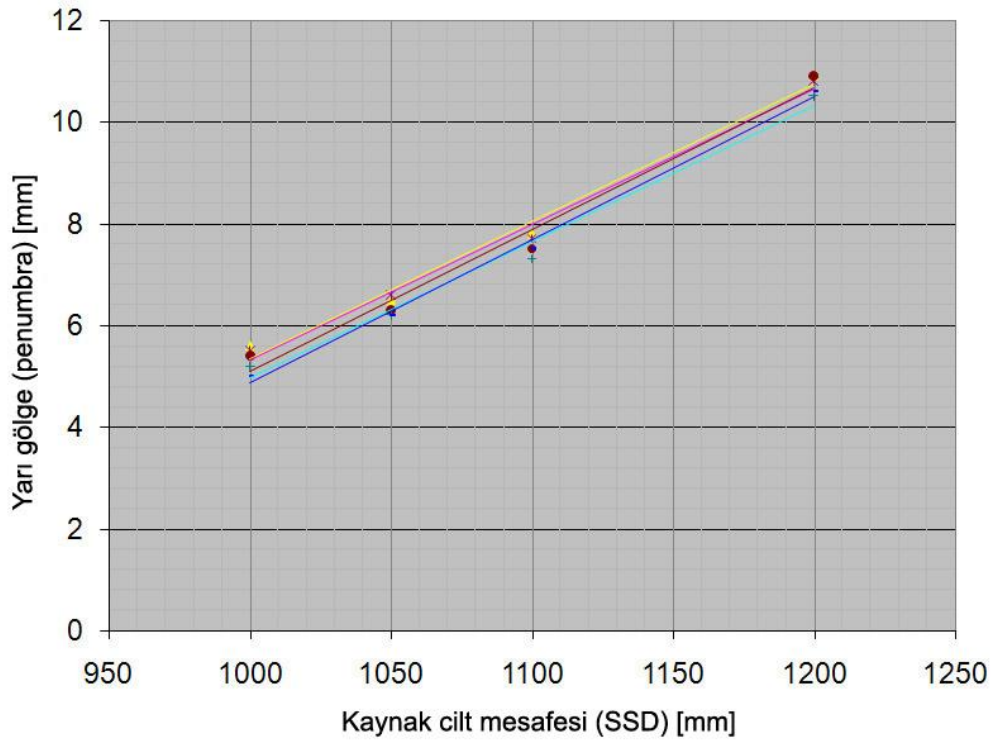


Şekil 6.7. 15 MeV enerjili elektron için SSD ile yarı gölge (penumbra) değişim grafiği



Çizelge 6.8. 22 MeV enerjili elektronlar için havada sigma ölçüm sonuçları

22 MeV	crossline (mm)				$\sigma=0.595xm$	
ALANLAR (cm x cm)	SSD 100 cm	SSD 105 cm	SSD 110 cm	SSD 120 cm	$y = mX+b$	$\sigma$
6 x 6	5,6	6,5	7,8	10,9	$y = 0,027x - 21,631$	0,016
10 x 10	5,5	6,6	7,7	10,8	$y = 0,0266x - 21,309$	0,016
15 x 15	5,4	6,3	7,5	10,9	$y = 0,0279x - 22,863$	0,017
20 x 20	5,2	6,2	7,3	10,5	$y = 0,0267x - 21,783$	0,016
25 x 25	5,0	6,2	7,5	10,6	$y = 0,0282x - 23,311$	0,017



Şekil 6.8. 22 MeV enerjili elektron için SSD ile yarı gölge (penumbra) değişim grafiği

## 7. SONUÇ VE ÖNERİLER

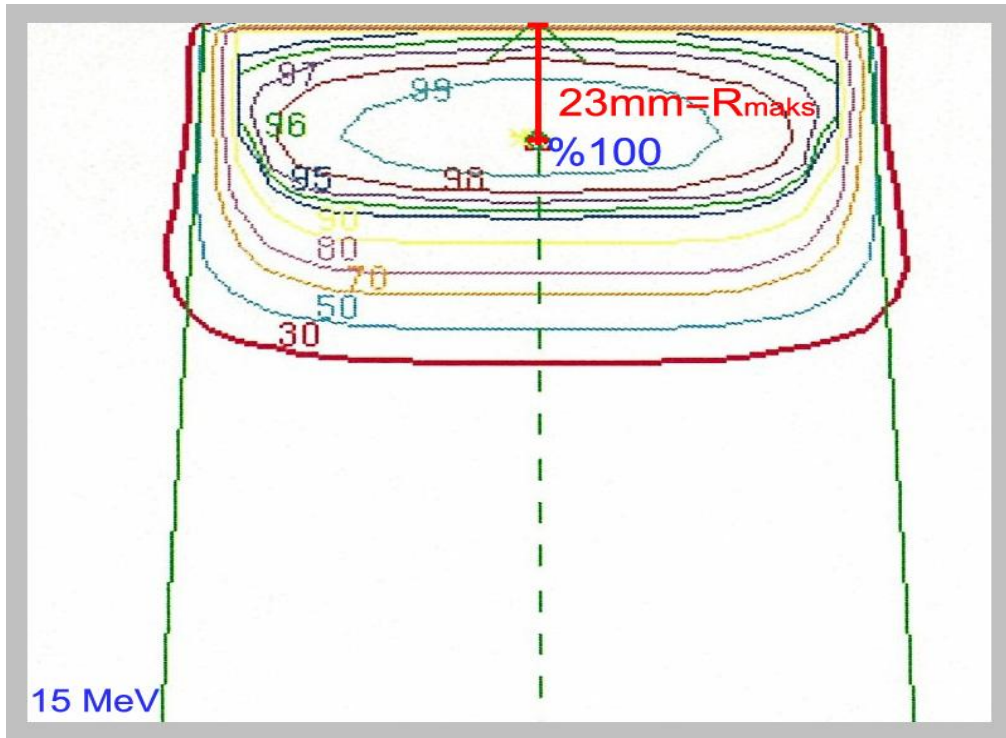
Uluslararası protokollerde, referans alan olarak 10 cm x 10 cm ve her bir elektron enerjisi için kendi  $R_{maks}$  derinlikleri referans derinlik olarak kabul edilmektedir [18]. Dozimetrik ve kontrol amaçlı diğer ölçümler referans şartlarda yapılmaktadır. Ancak ışınlama alanları hastalığın durumuna göre minimum alandan kolimatörün açılabilirdiği maksimum alana kadar değişebilmektedir. Tedavi planlama sistemleri alanlara bağlı doz verim değerlerine bağlı fonksiyon adımlarını istemektedir. Bu çalışmada alana bağlı doz verim değerlerinin artan üstel fonksiyon olarak görüldüğü tespit edilmiştir. Bu tespit uluslararası literatüre uygun olduğu görülmüştür.

Tedavi planlama sistemleri için alınması gereken en önemli ölçüm % dd ölçümleridir. Derin doz eğrileri merkezi düzlem üzerinden alınmaktadır. Derin doz eğrilerinden % derin doz eğrileri elde edilmekte, tedavi planlama sisteminin modellemeye ve el (manual) hesaplarında bu değerler kullanılmaktadır. Derin doz eğrisinin enerji düzeyine ve alan büyüklüğüne bağlı olduğu görülmüştür. Her enerji düzeyi ve alan için bulunan % dd eğrilerindeki değerlerin karakteristik olduğu görülmüştür. Bulunan bu sonucun literatürle uyumlu olduğu tespit edilmiştir.

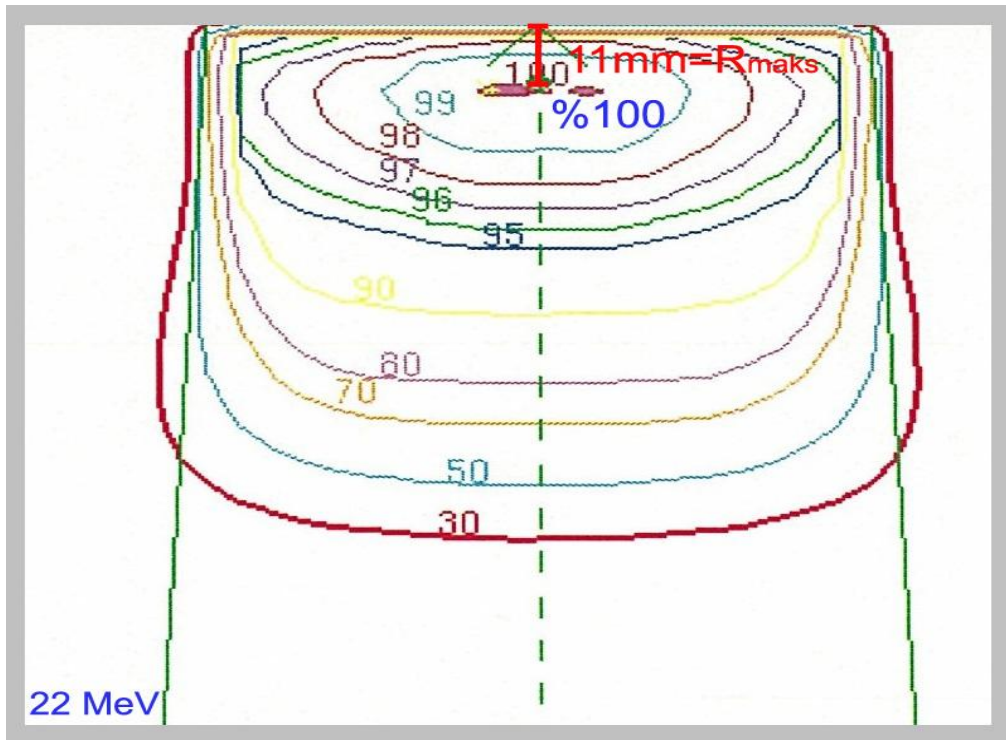
Işınlama alanının kenarına yaklaştıkça rölatif doz değeri olarak bilinen profil değerlerinin azaldığı, ışınlama alanının kenarında ise merkezde okunan rölatif doz değerinin yarıya düştüğü görülmüştür. Tedavi planlama sistemi modellemelerinde profil ölçümlerinin düzgünlüğünün, kesinliğinin çok önemli olduğu anlaşılmıştır.

Alınan tüm veriler tedavi planlama sistemine aktarıldıktan sonra, maksimum doz derinlikleri doğrulanmıştır (Şekil 7.1). Daha sonra da planlaması yapılan bir hasta için sonuçlar örnek olarak aşağıda verilmiştir.

Tedavi planlama sistem algoritmasının istediği veriler, iki yılda bir yeniden ölçülerek, tedavi planlama sistemine yüklenmelidir. Sistemde enerjiyi değiştirecek veya planlama sisteminde verileri değiştirecek bir arızanın oluşması durumunda, veriler yeniden alınarak planlama sistemine yüklenmelidir.



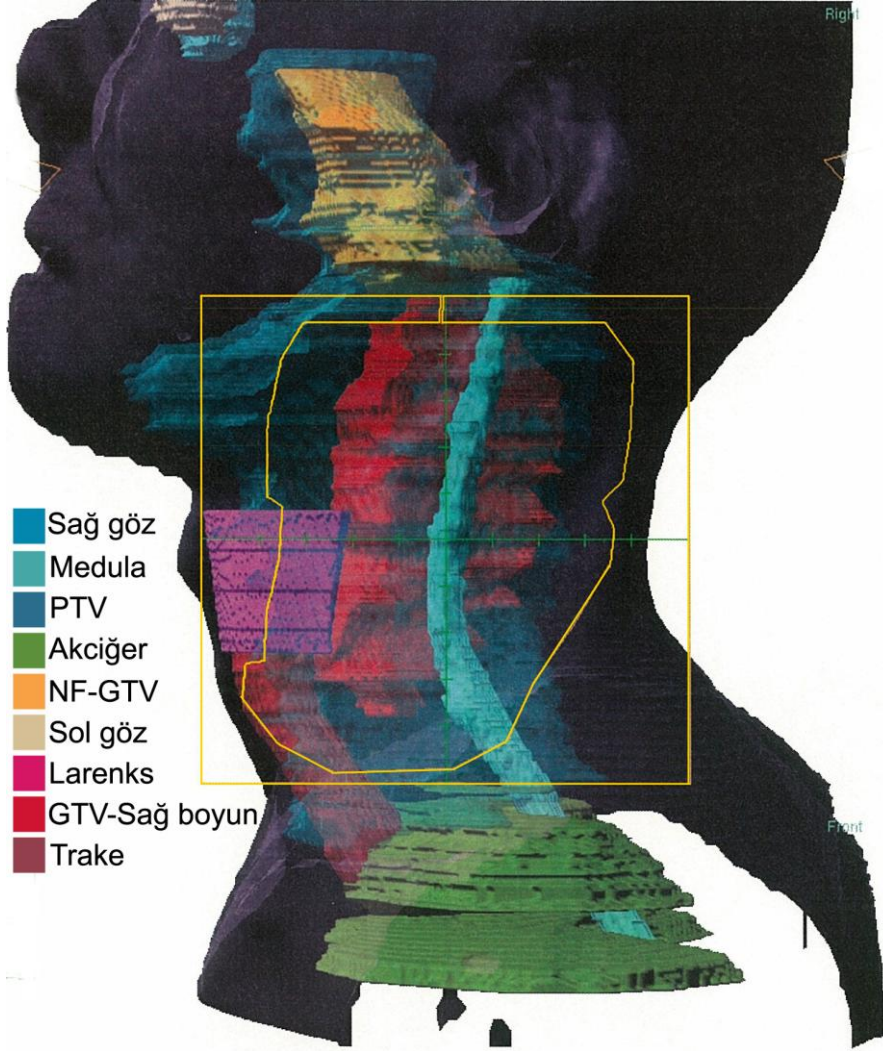
a)



b)

Şekil 7.1. Maksimum dozu aldığı  $R_{maks}$  derinliklerinin teyit edildiği izodoz çizimi;  
 a) 15 MeV enerjili elektron için, b) 22 MeV enerjili elektron için

### Hasta tedavi planlaması örneği

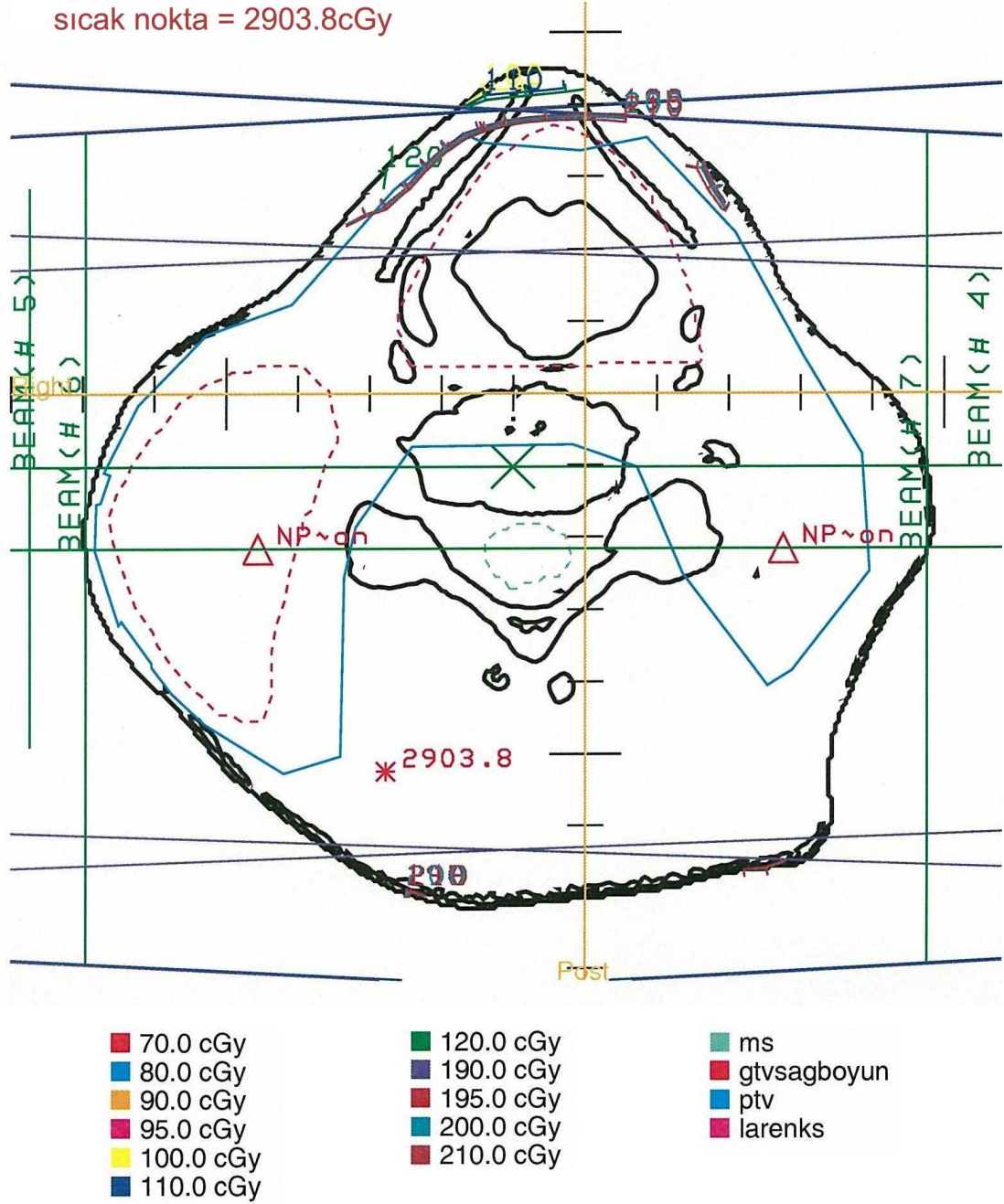


Şekil 7.2. Elektron için yapılan üç boyutlu hasta planlamasından bir görünüm

Çizelge 7.1. Planlanan tedavide elektronlar için doz ve süre hesapları

Fraksiyon/Enerji	NF		SKF	
	8 / 10 MeV		13 / 12 MeV	
	Sol Elektron	Sağ Elektron	Sol Elektron	Sağ Elektron
Günlük Doz (cGy)	11,4	8,8	81,9	3,6
Toplam Doz (cGy)	90,9	114,2	654,9	47,0
Doz Hızı (cGy/MU)	0,0446	0,0346	0,3214	0,0142
Günlük MU	254,7	253,9	254,7	253,9
Toplam MU	2037,9	3300,8	2037,9	3300,8

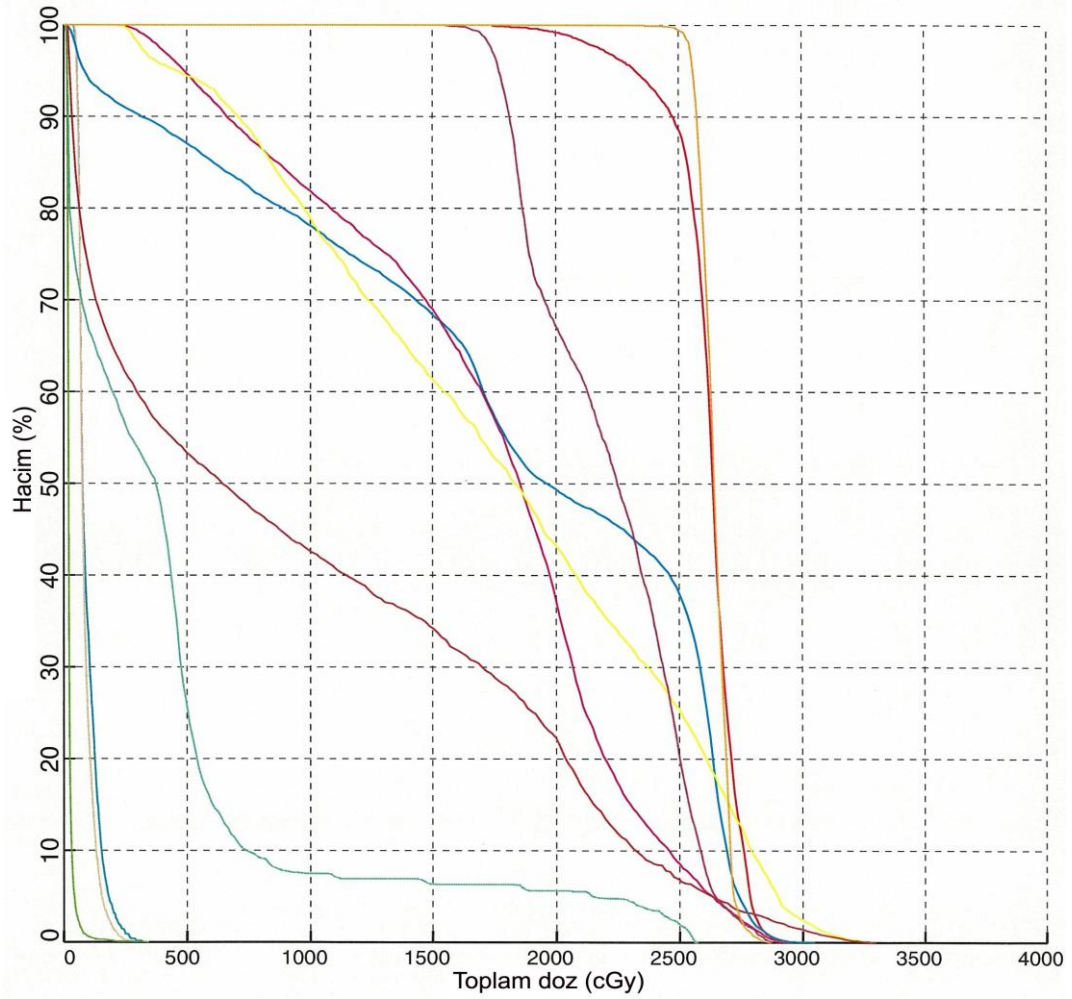




Şekil 7.3. Planlaması yapılan hasta için, alınan herhangi bir kesitten iki boyutlu doz dağılımı

Çizelge 7.2. Planlama sonunda dokuların/yapıların maksimum ve minimum dozları

	Doku/Yapı	Min. Doz (cGy)	Maks. Doz (cGy)	Ortalama (cGy)	Hacim (cc)
	Sağ göz	38	319	96	5,9
	Sol göz	42	294	87	6,0
	Medula (ms)	13	2561	432	17,4
	GTV Sağ boyun	1738	2946	2613	110,7
	PTV	0	3029	1810	842,5
	Larenks	228	2926	1702	32,4
	Troid	228	3265	1780	6,2
	Akciğer	6	344	23	230,7
	Parotis	1550	2864	2210	26,3
	Trake	21	3281	987	28,1
	NF-GTV	2361	2862	2640	79,6



Şekil 7.4. Planlama sonunda dokuların/yapıların aldığı doz grafiği

## KAYNAKLAR

1. Glaser, O., Quimby, E.H., Taylor, L.S., Weatherwax, J.L., "Physical Foundations of Radiology 2<sup>nd</sup> ed.", New York: **Paul B Hober**, 1-16 (1954).
2. Brash, A., Lange, F., "Aussichten und M"oglichkeiten einer Therapie mit schnellen Kathodenstrahlen", **Strahlentherapie**, 119-128 (1929).
3. Chao, C.K.S., Perez, C.A., Brady, L.W., "Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları", Gemici, C., Mayadağlı, A., Parlak, C., **Nobel Tıp Kitabevleri**, İstanbul, 112-521 (2004).
4. Mazon, J.J., Locoche, T., Maugis, A., "Techniques d'irradiation des cancers", **Vigot**, Paris, 206-211 (1994).
5. Pollard, E.C., "Radiotherapy and Oncology", **Amer Scientist**, USA, 57-206 (1969).
6. Gray, L.H., "The concentration of oxygen dissolved in tissues at the time of irradiation as a factor in radiotherapy", **Brit. Med. Bull**, London, 4-11 (1946).
7. Kenneth S.K., "N"ukleer Fizik 1", şarer B., **Palme Yayıncılık**, Ankara, 193-199 (2001).
8. Johns, H.E., Cunningham, J.R., "The Physics of Radiology", **Springfield Illions**, USA, 112-356 (1971).
9. Khan, F.M., "The Physics of Radiation Therapy 3<sup>nd</sup>", Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, **Williams and Wilkins**, Chapter 4, 38-50, Chapter 9, 60-61, 164-165, Chapter 14, 300-309 (1996).
10. Lauger, A., "Radiation Technics at Cancer", Uzal, C., **Öncü Limited Yayınevi**, Ankara, 39-41, 93-98 (1995).
11. Yapıcı, B., "6 MeV, 8MeV, 10 MeV, 12 MeV Elektron Demetlerinde Farklı SSD'lerde (Kaynak Yüzey Mesafesi) Standart Kon İçine Yerleřtirilen Cutoutların (Alan şekillendiricilerin) Yüzde Derin Doz ve Verime Olan Etiketleri", Bilim Uzmanlığı Tezi, **Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü**, Ankara, 13 (2001).
12. Özkan, A.K., "Kraniospinal Işımlama Tekniklerinin Yüzüstü ve Sırtüstü Pozisyonlarda Karşılaştırılması", Yüksek Lisans Tezi, **Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü**, Ankara, 22 (2005).
13. "User's Guide to the SP34 QA Phantom", **Scanditronix Wellhöfer**, North America, 8-9 (2003).

14. "User's Guide to the RFA-300 Water Phantom", *Scanditronix Wellhöfer*, North America, 12 (2003).
15. "User's Manual to the Dose1 Dosimeter", *Scanditronix Wellhöfer*, North America, 7 (2003).
16. "FC65-P Ionization Chamber User's Guide", *Scanditronix Wellhöfer*, North America, 8-10 (2001).
17. Demir, A., "Lineer Hızlandırıcılarda Elde Edilen X-Işınlarıyla Kanseri Tedavisi", Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 54 (2002).
18. "Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams", *IAEA Technical Reports Series No. 277*, 44 (1987).



## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : İNAÇ, Ebrar  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 25.03.1983 Sarıkamış  
Medeni hali : Bekar  
e-mail : [ebrarinac@gmail.com](mailto:ebrarinac@gmail.com)

### Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi / Fizik Bölümü	2009
Lisans	Gazi Üniversitesi / Fizik Bölümü	2006
Lise	Mehmet Akif Ersoy Lisesi	2001

### Yabancı Dil

İngilizce

### Hobiler

Bilgisayar, kitap, müzik, örgü, dikiş, futbol ve basketbol maçı izlemek.