

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN ELEKTRONLARIN  
BAZI BİYOLOJİK HEDEFLER ÜZERİNDE ETKİLERİNİN  
İNCELENMESİ**

**Betül ÖZYÜREK**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Haziran 2010  
ANKARA**

Betül ÖZYÜREK tarafından hazırlanan “RADYOTERAPİDE KULLANILAN ELEKTRONLARIN BAZI BİYOLOJİK HEDEFLER ÜZERİNDE ETKİLERİNİN 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

08 /06 / 2010

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

Prof. Dr. Bilal TOKLU .....

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 yaptığımı bildiririm.

Betül ÖZYÜREK

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN ELEKTRONLARIN BAZI BİYOLOJİK  
HEDEFLER ÜZERİNDE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**(Yüksek Lisans Tezi)**

**Betül ÖZYÜREK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Haziran 2010**

**ÖZET**

Bu çalışmada, radyoterapide kullanılan elektronların ortamda hareketi boyunca birim uzunlukta ortama bıraktığı enerji (durdurma gücü) ve ortamda hareketi esnasında yavaşlayıp tamamen duruncaya kadar kat ettiği yolun uzunluğu (menzil) teorik olarak deri, yumuşak doku, beyin, göz merceği, su, kas ve hava için hesaplandı. Durdurma gücü hesaplamalarında Tsoulfanidis (1995) tarafından elektronlar için önerilen durdurma gücü eşitliği, menzil için ise özel haller için erişim mesafesini yaklaşık olarak hesaplamaya yarayan ampirik denklemler kullanıldı. Radyoterapide elektronların klinikte en çok kullanılan enerji aralığı 6-20 MeV olmasına rağmen bu çalışmada daha düşük enerji seviyelerinde de durdurma gücü ve menzildeki değişimleri de görebilmek amacıyla 0,01-25 MeV enerji aralığında çalışıldı. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar “NIST Estar Data Base” sonuçları ve daha önce bu çalışmaları yapmış olan araştırmacıların sonuçları ile karşılaştırıldı.

**Bilim Kodu : 202.1.008**  
**Anahtar Kelimeler : Radyoterapi, radyasyon, elektron tedavi, elektron, durdurma gücü, menzil**  
**Sayfa Adedi : 47**  
**Tez Yöneticisi : Doç. Dr. Şeref OKUDUCU**

**THE INVESTIGATION OF ELECTRON EFFECTS ON SOME  
BIOLOGICAL TARGET IN RADIOTHERAPY**

**(M.Sc. Thesis)**

**Betül ÖZYÜREK**

**GAZİ UNIVERSITY  
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

**June 2010**

**ABSTRACT**

**In this study, the energy released by electrons used in radiotherapy during their movement along the unit length (stopping power) and the total distance they travelled until they come to stand still position (the range) in several different mediums like skin, soft tissue, brain, eye lens, water, muscle and air has been theoretically calculated. Stopping power calculation was performed by using the equation recommended by Tsoulfanidis (1995) and the range calculations were done based on the empirical equations used for calculation of estimated distance travelled. Despite the most commonly used electrons in clinical radiotherapy are in the energy range of 6-20 MeV, the study has been performed in a range of 0,01-25 MeV in order to see the changes in stopping power and the range in a the low energy levels as well. The results obtained from this study were compared with “Estar NIST Data Base” results and the results of the previous studies done by other researchers.**

**Science Code : 202.1.008**

**Key Words : Radiotherapy, radiation, electron therapy, electron,  
stopping power, range**

**Page Number: 47**

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

## TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca yardımlarını, hoşgörüsünü ve katkılarını hiçbir zaman esirgemeyen tez çalışmama öncülük eden değerli hocam Doç. Dr. Şeref OKUDUCU'ya, çalışmalarım da bilgi ve değerli önerileriyle bana destek olan ve yönlendiren saygı değer hocam Prof. Dr. Güneş TANIR'a, yardımlarını hiçbir zaman eksik etmeyen, bana her zaman güler yüzleriyle moral ve destek veren sevgili hocalarım Araş. Gör. Nisa Nur AKTI ve Araş. Gör. Dr. Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR'e, medikal fizik alanında gelişmeye öncülük eden 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 tüm bilgilerini aktarmaktan ve yardımlarını esirgemekten bıkmayan başta Fizik Mühendisliği Bölüm'ü çalışanları olmak üzere tüm çalışanlarına, çalışmalarım sırasında desteğini esirgemeyen ve bu alanda birbirimize destek olacağımıza inandığım sevgili arkadaşım Behiye AŞKIN'a, her zorlukta yanımda olan ve bu çalışmamda da yine desteğini esirgemeyen canım arkadaşım Deniz Ebru AKPINAR'a, beni bugünlere getiren her zaman yanımda olan desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen anne ve babama ve onların varlığından hep destek aldığım ağabeyime, ablama, enişteme ve canım yeğenime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	v
TEŞEKKÜR .....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ .....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ .....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	xiv
1. GİRİŞ .....	1
2. RADYASYON .....	3
2.1. Parçacık Radyasyonu .....	3
2.2. Elektromanyetik Radyasyon .....	4
3. ELEKTRON MADDE ETKİLEŞİMİ .....	6
4. RADYASYON TEDAVİSİ .....	8
4.1. Radyoterapi (Işın Tedavisi) .....	8
4.2. Kanserin Tanımı ve Oluşumu .....	9
4.3. Elektron Tedavi .....	10
4.4. Elektron Hızlandırıcılar .....	12
5. DURDURMA GÜCÜ VE MENZİL .....	15

	<b>Sayfa</b>
6. YÖNTEM VE HESAPLAMALAR.....	19
7. SONUÇ .....	42
KAYNAKLAR .....	44
ÖZGEÇMİŞ .....	47



## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 6.1. Biyolojik hedeflerin durdurma gücü hesaplarında kullanılan özellikleri .....	20
Çizelge 6.2. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den derinin $A_{ort}$ ve $Z_{ef}$ değerlerini hesaplamak için alınmış değerler.....	21
Çizelge 6.3. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için derinin hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzil değerleri .....	22
Çizelge 6.4. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den yumuşak dokunun $A_{ort}$ ve $Z_{ef}$ değerlerini hesaplamak için alınmış değerler.....	23
Çizelge 6.5. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için yumuşak dokunun hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzil değerleri .....	24
Çizelge 6.6. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den suyun $A_{ort}$ ve $Z_{ef}$ değerlerini hesaplamak için alınmış değerler.....	25
Çizelge 6.7. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için suyun hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzil değerleri .....	26
Çizelge 6.8. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den beyinin $A_{ort}$ ve $Z_{ef}$ değerlerini hesaplamak için alınmış değerler.....	27
Çizelge 6.9. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için beyinin hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzil değerleri .....	28
Çizelge 6.10. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den göz merceğinin $A_{ort}$ ve $Z_{ef}$ değerlerini hesaplamak için alınmış değerler.....	29
Çizelge 6.11. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için göz merceğinin hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzil değerleri .....	30
Çizelge 6.12. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den kasın $A_{ort}$ ve $Z_{ef}$ değerlerini hesaplamak için alınmış değerler.....	31

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 6.13. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için kasin hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzil değerleri .....	32
Çizelge 6.14. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den havanın $A_{ort}$ ve $Z_{ef}$ değerlerini hesaplamak için alınmış değerler.....	33
Çizelge 6.15. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için havanın hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzil değerleri .....	34

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.1. Elektron Demetinin Oluşumu .....	12
Şekil 4.2. Hızlandırıcı cihazı çalışma diyagramı .....	13
Şekil 6.1. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için derinin kütle durdurma gücü .....	35
Şekil 6.2. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için yumuşak dokunun kütle durdurma gücü .....	35
Şekil 6.3. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için suyun kütle durdurma gücü .....	36
Şekil 6.4. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için beyinin kütle durdurma gücü .....	36
Şekil 6.5. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için göz merceğinin kütle durdurma gücü .....	37
Şekil 6.6. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için kasın kütle durdurma gücü .....	37
Şekil 6.7. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için havanın kütle durdurma gücü .....	38
Şekil 6.8. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için derinin C.S.D.A menzili.....	38
Şekil 6.9. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için yumuşak dokunun C.S.D.A menzili .....	39
Şekil 6.10. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için suyun C.S.D.A menzili.....	39
Şekil 6.11. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için beyinin C.S.D.A menzili.....	40
Şekil 6.12. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için göz merceğinin C.S.D.A menzili .....	40
Şekil 6.13. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için kasın C.S.D.A menzili.....	41

**Şekil****Sayfa**

Şekil 6.14. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için havanın C.S.D.A menzili.....	41
--	----

**RESİMLERİN LİSTESİ**

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 4.1. Doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı .....	14

## SİMGELER VE KISALTMALAR

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

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
<b>h</b>	Planck Sabiti
<b>E</b>	Enerji
<b><math>\gamma</math></b>	Gama
<b><math>\beta</math></b>	Beta
<b>m</b>	Kütle
<b>T</b>	Kinetik Enerji
<b>c</b>	Işık Hızı ( $3 \times 10^8$ m/s)
<b>N</b>	Hedef Materyalin $m^3$ ü Başına Atom Sayısı
<b><math>N_0</math></b>	Avagadro Sayısı ( $6,022 \times 10^{23}$ atom/mol)
<b><math>\rho</math></b>	Yoğunluk
<b>I</b>	Ortalama uyarma potansiyeli
<b>Z</b>	Atom Numarası
<b>A</b>	Atom Ağırlığı
<b>R</b>	Menzil
<b>S</b>	Durdurma Gücü

**Kısaltmalar****Açıklama****C.S.D.A.**

Sürekli Yavaşlama Yaklaşımı Menzili

**eV**

Elektron Volt

**g**

Gram

**ICRU**Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri  
Komisyonu**keV**

Kilo Elektron Volt

**kV**

Kilo Volt

**MeV**

Mega (Milyon) Elektron Volt

**%DD**

Yüzde Derin Doz

## 1. GİRİŞ

Işın tedavisi olarak isimlendirilen radyoterapi yaklaşık 100 yıldır kanserlerin tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. Bu tedavide yüksek enerjili X ışınları, elektron demetleri ve radyoaktif izotoplar normal dokular için güvenli olan dozları aşmadan kanser hücrelerini öldürmek için kullanılır.

Yüksek enerjili elektronların radyoterapide kullanımı 1950'lerin başında başlamış ve bu elektron demetleri betatronlardan elde edilmiştir. 1970'lerde ise foton ve MeV enerjili elektron demetleri üretebilen yüksek enerjili lineer hızlandırıcı cihazları klinik tedavilerde kullanılmaya başlanmıştır. Elektron ışınlarının radyoterapide kullanılmasının en önemli nedeni, derin doz dağılımlarının şekli ve göreceli olarak yüksek yüzey dozudur. Elektronlar genellikle yüzeysel cilt tedavilerinde kullanılmakla beraber baş boyun tedavileri gibi arkasında kritik organ bulunan ve elektronların erişimine uygun yaklaşık 5cm derinliğe kadar olan tümörlerin tedavilerinde de tercih edilmektedir. Bir ortamda hareket eden elektron demeti çevredeki atomlar tarafından yakalanana kadar enerjisinde bir azalma görülür. Elektronların su ve canlı doku gibi düşük atom numarasına sahip maddelerle etkileşmesinde iyonizasyon yolu ile enerji kaybı baskın iken, kurşun gibi yüksek atom numarasına sahip maddeler ile etkileşmesinde bremsstrahlung yolu ile enerji kaybı baskındır [1].

Elektronların madde ile etkileşimi birçok alanda büyük öneme sahiptir. Özellikle medikal fizik alanında inelastik saçılma modelleri yardımı ile hesaplanan durdurma gücü doz hesaplamalarında çok büyük öneme sahiptir [2]. Elektronların ortamda hareketi boyunca birim uzunlukta ortama bıraktığı enerji (durdurma gücü) ve ortamda hareketi esnasında yavaşlayıp tamamen duruncaya kadar kat ettiği yolun uzunluğu (menzil); radyoterapi, radyasyon fiziği, sağlık fiziği, madde analizi, radyoloji, nükleer fizik, biyoloji ve Monte Carlo Simülasyonu gibi birçok alanda önemlidir [3,4,5].



Durdurma gücü 20. y.y.' in ilk başlarında atomun yapısını anlayabilmek için daha sonra 1920'li yıllarda kuantum mekaniksel saçılma olayının geliştirilmesinde, 1930 ve 1940'lı yıllarda nükleer fisyon, 1950' lerde nükleer fizik ve 1960'larda iyon oluşumu teknolojik uygulamalarında çalışılmıştır. 1970' lerde ise malzeme analizi ve  *radyasyon onkolojisinde*  çokça kullanılmıştır ve konu halen önemini korumaktadır. Durdurma gücünün bu kadar geniş bir alanda kullanılabiliyor ve güncelliğini koruyor olması durdurma gücü hesaplamaları için çeşitli teori ve yaklaşımların ortaya çıkmasını sağlamıştır [6].

Durdurma gücü ilk olarak 1913' te Bohr tarafından klasik fizik kanunları kullanılarak hesaplanmıştır [7]. Bu çalışmadan yaklaşık on yıl sonra dalga mekaniğinin gelişmesi ile 1930' da Bethe kuantum mekaniksel yaklaşımı kullanarak durdurma gücünü hesaplamıştır. Bu iki çalışma ile teorik olarak hesaplanan yüksek enerjili iyonların madde içinde birim yol başına kaybettikleri enerji değerleri, deneysel verilerle iyi bir uyum içerisindedir. Özellikle Bethe'nin çalışması çok daha iyi sonuçlar vermektedir ve daha sonra yapılan birçok çalışmada Bethe teorisi temel alınmıştır [8].

Ayrıca elektron durdurma gücü ile ilgili birçok araştırmacının çalışması da bulunmaktadır [9-20]. 10 keV altında enerji ile gelen elektronlar için menzil ve durdurma gücü hesabına yönelik bazı çalışmalar da yapılmıştır [21, 5, 2]. Ara ve düşük enerji bölgesinde bileşikler için basit bir hesaplama yöntemi mevcut değildir. 10 keV den büyük enerjili elektronlar için ise durdurma gücü ve menzil teorik olarak iyi belirlenmiştir ve değerleri tablolar halinde bulunabilir [15, 22].

## **2.RADYASYON**

### **2.1.Parçacık Radyasyonu**

#### Alfa Parçacıkları

Alfa parçacıkları, doğal radyoaktif maddeler tarafından yayınlanan ısımlar içinde girciliği en zayıf olanıdır. Alfa parçacığı, çok kararlı ve sıkıca bağlı yapısı nedeniyle, ayrı ayrı bileşenlerinin toplam kütesine kıyasla daha küçük bir kütleyle sahiptir. Eğer mümkün olduğu kadar hafif parçalanma ürünlerine ve dolayısıyla mümkün olan en büyük kinetik enerjiye sahip olmayı istersek alfa parçacığını tercih ederiz. Birçok ağır çekirdek, özellikle doğal radyoaktif seri üyeleri alfa yayınlayarak bozunurlar. Alfa yayınlaması bir Coulomb itmesi olayıdır [23].

#### Beta Parçacıkları

Beta parçacıkları bazı radyoaktif çekirdekler tarafından oluşturulan ve yayınlanan yüksek enerjili elektron veya pozitronlardır. Beta parçacıkları, alfa parçacıkları gibi tek enerjili değil, sürekli bir enerji spektrumu içerisinde yayınlanırlar. Radyoaktif çekirdekler tarafından yayınlanan beta parçacıkları, ana radyoizotoptaki nötron fazlalığı nedeniyle oluşan elektronlar veya proton fazlalığından oluşan pozitronlar olmak üzere iki tiptir. Beta parçacıkları alfa parçacıklarına göre daha az iyonlaşmaya sebep olurlar. Alfa parçacıklarına göre daha hafif ve gircidirler. Belirli bir enerji için beta parçacıkları, alfa parçacıklarına oranla çok daha fazla yol alırlar. Ayrıca, küçük kütleleri nedeniyle beta parçacıkları sık sık, küçük enerji kayıplarıyla saçılmaya uğrarlar ve bu nedenle zikzaklar çizerek yol alırlar [24].

#### Protonlar

Terapide kullanılan proton enerjileri 150-250 MeV aralığındadır. Proton demetleri siklotron veya doğrusal hızlandırıcılarda elde edilir. Yüksek enerjili protonların diğer

ağır parçacıklardan en büyük avantajı derinlikle bıraktığı dozdur. Doku içine bırakılan doz belli bir derinliğe kadar yaklaşık sabit kalır fakat o derinlikten sonra birden bir pik oluşturur ve enerjisini o noktada dokuya bırakarak keskin bir şekilde sıfıra düşer [25].

## 2.2.Elektromanyetik Radyasyon

İvmeli hareket eden yüklerin oluşturduğu, hava, boşluk veya madde gibi ortamlarda bir tür enerji yayılımı olan, elektrik ve manyetik olmak üzere iki alan ve vektörel yöne sahip bütün sinüzoidal dalgalara elektromanyetik radyasyon denmektedir [26].

Elektromanyetik radyasyonların madde ile etkileşimini dalga boyları belirler. Dalga boyları küçük, frekansları yüksek elektromanyetik radyasyonlar, enerjilerini etkileştikleri maddeye aktarmak suretiyle, maddedeki atomları doğrudan veya dolaylı yollarla iyonlaştırabiliyorsa bunlar “iyonlaştırıcı radyasyon”, iyonlaştıramıyorsa “iyonlaştırıcı olmayan radyasyon” olarak tanımlanmaktadırlar [26]. X ve gama ışınları çok kısa dalga boylu, yüksek frekanslı elektromanyetik radyasyonlardır [27]. X ve  $\gamma$  ışınları, iyonlaştırıcı radyasyonu oluştururken; radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızıl ötesi ışık, mor ötesi ışık (ultraviyole) ve görünür ışık gibi spektrumdaki diğer elektromanyetik dalgalar iyonlaştırıcı olmayan radyasyon oluştururlar [26].

Alfa ve beta parçacığı gibi yüklü bir parçacık yayınlayarak bozunan çekirdek genellikle uyarılmış durumda kalır. Uyarılmış durumdaki bu çekirdek daha düşük enerji durumuna ya da taban durumuna geçerken bir veya birden fazla foton yayınlayabilir. Yayınlanan bu ışınlara gama ışınları adı verilir. Gama ışınlarının enerjileri tipik olarak 0,1 - 10 MeV arasında olup çekirdek durumları arasındaki enerji farkı mertebesindedir [23]. X ışınları ise bremstrahlung x ışını ve karakteristik x ışını olmak üzere iki yolla elde edilir.

Bremsstrahlung x ışınları, hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı (Tungsten, molibden vb.) hedefe çarpıp birdenbire durdurulmaları sonucunda meydana gelir. Yüksek hızlı elektron hedef çekirdeğinin yanından geçerken, Coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yolundan sapabilir ve enerji kaybeder. Kaybedilen bu enerji boşluğa elektromanyetik radyasyon olarak yayılır. Elektron tungsten hedef içinde bir veya birden fazla bremsstrahlung etkileşmesine uğrayıp, enerjisini kısmen ya da tamamen yitirir. Fotonun yayılma yönü hedefe düşen elektronların yönüne bağlıdır. Bu etkileşme sonucu oluşan x ışınları spektrumu sürekli dir. Elektron tarafından atom başına enerji kaybetme oranı, atom numarasının karesiyle ( $Z^2$ ) orantılıdır. Yani bremsstrahlung oluşumu hedef maddesinin  $Z$ 'si ile değişir. Karakteristik radyasyonun dalga boyu her element için sabit olmasına karşın, kesintisiz radyasyon birçok dalga boyunu içerir [26].

Karakteristik x ışınları ise gelen elektronun hedef atomun iç yörüngelerindeki elektronlarla etkileşmesine dayanır. Bu etkileşme en fazla K yörünge elektronları ile gerçekleşir ve sonuçta bir elektron yörüngesinden koparılır. Böylece yörüngedeki bu boşluk üst yörüngelerin birinden (genelde L yörüngesinden) bir elektron ile doldurulur. Bu esnada bir x ışını salınır. Bu x ışınının enerjisi L-K yörüngeleri arasındaki enerji farkı kadardır (Eş.2.1) [1].

$$h\nu = E_K - E_L \quad (2.1)$$

### 3.ELEKTRON MADDE ETKİLEŞİMİ

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

1- Özellikle  $\beta$  bozunumlarında yayınlanan 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 yayımlar. Bu radyasyona bremsstrahlung (frenleme ışınımı) denir [23].

Örneğin x ışını tüpünü göz önüne alırsak elektronlar hedefe ulaştığında şu olaylar olabilir.

i) Dış kabukta elektronu olan bir atomla etkileşerek onun elektronunu bir üst enerjiye geçirebilir yani uyarabilir. Birkaç eV' luk bir enerjiyse geri dönerken enerjisi ısı olarak kendini gösterir.

ii) Atomun dış kabuğundaki elektronu tamamen kopararak iyonlaşma oluşturabilir. Uyarılma veya iyonizasyon sonucu oluşan elektronlar ikincil elektronlar olur ve enerji az olduğundan yine ısı olarak kendini gösterir.

iii) İçerdeki elektronların koparılması için daha yüksek enerjiler gereklidir. Bu enerji bağlanma enerjisine eēit veya daha yüksek olmalıdır. Bir elektron boēluk doldurmak için daha içerdeki bir enerji seviyesine geçerken ısıma yapar. Bu karakteristik x ışını fotonudur.

iv) Elektronlar çekirdeğin yakınından geçerken elektron pozitif yüklü çekirdek ile etkileēip elektromanyetik radyasyon yayar ve elektron kayıp enerjisi x ışını fotonu şeklinde salar. Çekirdeğin çok yakınından elektron geçerse hızdaki azalma çok büyük olur hatta elektron durgun hale geçebilir. Bu durumlarda farklı enerjilerde salınımlardan oluēan sürekli spektrum meydana gelir [25].

## 4.RADYASYON TEDAVİSİ

### 4.1.Radyoterapi (Işın Tedavisi)

Radyasyon Onkolojisi iyonlaştırıcı radyasyonun tek başına veya diğer tedavi yöntemleri (cerrahi, kemoterapi) ile birlikte kanserli hastaların tedavisinde uygulandığı ve radyasyonun biyolojik ve fiziksel temellerinin araştırıldığı bir disiplindir. Radyoterapi; Radyasyon Onkolojisinin kullandığı tedavi yöntemidir. Radyoterapinin amacı; tanımlanmış tümör hacmine, tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar verecek şekilde, yüksek doğrulukla ölçülmüş radyasyon dozunu vermek bu sayede tümör içindeki hastalıklı hücrelerin ileri hücre bölünmelerini veya çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak, tümörün yok olmasını sağlamak, hayat kalitesini artırmak ve hasta sağ kalımını uzatmaktır.

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre, elektromanyetik radyasyonlar ( x ışınları,  $\gamma$  ışınları ) ve parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar) olmak üzere iki gruba ayrılırlar.

Radyoterapi uygulama şekline göre 3 gruba ayrılır;

1. Eksternal tedavi (uzak mesafeden yapılan tedavi): Kaynak ile hasta cildi arasındaki uzaklık 5-350 cm' dir. X- ışınları, Co-60 kaynağından elde edilen  $\gamma$  ışınları ve parçacık şeklindeki (genellikle elektronlar) radyasyonlar kullanılır.
2. Brakiterapi (yakın mesafeden yapılan tedavi): Radyoaktif kaynakların cilt üzerine, doku arasına ve vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle yapılır.  $\gamma$  ışınları veren kapalı kaynaklar ve  $\beta$  parçacıkları kullanılır.
3. İnternal tedavi (sıvı ve koloidal radyoizotoplar vücuda uygulanır):  $\beta$  parçacıkları ve  $\gamma$  ışınları veren açık kaynaklar kullanılır [28].

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 [1,29].

#### **4.2.Kanserin Tanımı ve Oluşumu**

Kanser vücudun belli bir bölgesindeki hücrelerin kontrolsüz olarak çoğalıp, o bölgenin de dışına yayılmasından ileri gelen hastalıkların genel adıdır. Kanser kelimesi belli bir hastalığı değil, aşırı hücre çoğalmaları ve doku büyümeleri şeklinde kendini belli eden çeşitli bozuklukları anlatır. Vücudun tüm organları hücrelerden oluşmuştur. Sağlıklı vücut hücreleri (kas ve sinir hücreleri hariç) bölünebilme yeteneğine sahiptirler. Hücreler, ölen hücrelerin yenilenmesi ve vücut içi ve dışında yaralanan dokuların onarılması amacıyla bu yeteneklerini kullanırlar. Fakat hücrelerin bu yetenekleri de sınırlıdır, sonsuz bölünemezler. Her hücrenin hayatı boyunca belli bir bölünebilme sayısı vardır. Sağlıklı bir hücre gerektiği yerde ve gerektiği kadar bölüneceğini bilir. Bu durum bizlerin sağlıklı kalmasını sağlar. Eğer bu hücreler gereksiz olarak bölünmeye başlar ise yeni bir doku kitlesi oluştururlar. Bu normal dışı kitleye tümör diyoruz. Tümörler, benign (iyi huylu) veya malign (kötü huylu) olabilir.

Benign tümörler kanser değildir. Eğer ameliyatla tümör çıkartılırsa hastaların çoğunda tekrarlanmazlar. Daha önemlisi benign tümörlerindeki hücreler vücudun diğer bölgelerine yayılmazlar. Bu tümörler nadiren hayatı tehdit edici olurlar. Malign



tümörler ise kanserlerdir. Kanser hücreleri yakındaki doku ve organlara yayılabilirler. Ayrıca bu hücreler kan dolaşımına ve lenf sistemine girerek vücudun diğer bölgelerine de yayılabilirler. Kanser hücrelerinin bu yayılma olayına metastaz denmektedir [30].

### 4.3.Elektron Tedavi

Radyoterapide yüksek enerjili elektronların kullanımı 1950' lerin başında başlamıştır. İlk başta bu elektron demetleri Betatronlar ve bununla beraber birkaç lineer hızlandırıcı cihazlarında elde edilmiştir. Ayrıca nispeten düşük enerjili elektronlar Van de Graaff jeneratörler tarafından üretilmiştir. 1970' lerde foton ve MeV enerjili elektron demetleri üretebilen yüksek enerjili lineer hızlandırıcı cihazları klinik tedavilerde kullanılmaya başlanmıştır.

Elektronların klinikte en çok kullanılan enerji aralığı 6-20 MeV' dir. Bu enerjiler yüzeysel tümörlerin (derinliği 5 cm' den küçük) tedavisinde, karakteristik olarak tümörün arkasındaki keskin doz düşüşü nedeniyle kullanılmaktadır.

Temel uygulamaları:

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

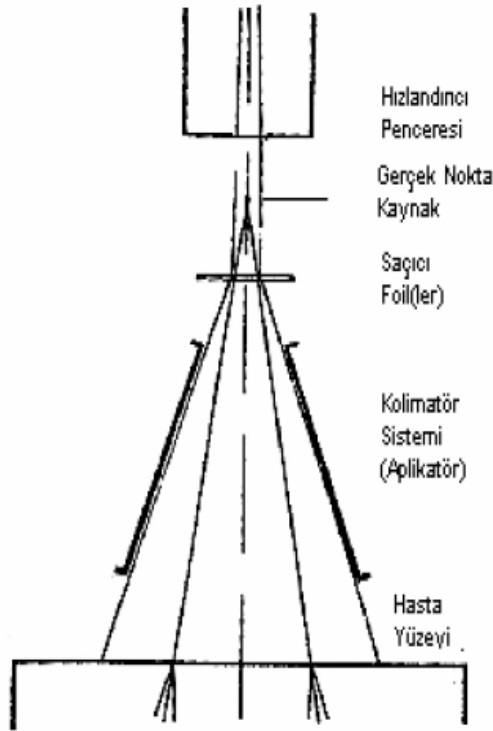
Ayrıca bu bölgelerin çoğu yüzeysel X ışınları, brakiterapi veya tanjansiyel foton ışınları ile de tedavi edilebilir. Elektron tedavisinin önerilmesinin en belirgin avantajı ise; hedefin hacmindeki doz homojenliği ve daha derinde bulunan dokulara dozun en az seviyede verilmesidir. Elektron demetlerinin en büyük özelliği merkezi eksen derin doz eğrilerinin şeklidir. Homojen doz bölgesini takip eden hızlı doz düşüşü x ışınlarından farklı olarak klinikte bazı avantajlar sağlarlar. Örneğin yüzeysel tümörlerin

tedavisinde tümör altındaki dokuyu koruma açısından oldukça faydalıdırlar. Çünkü elektronlar fotonların aksine enerjilerini yüzey bölgelerinde yitirirler. Elektronların en faydalı derinliği %90 derin doz eğrisinin derinliği ile verilmiştir. Bu derinlik yaklaşık olarak  $E/4$  cm' dir (Burada E elektron demetinin yüzeyde en olası enerjisidir). %80 derin doz eğrisinin derinliği ise yaklaşık olarak  $E/3$  cm' de meydana gelir. Yüzde derin doz değerleri (%DD) faydalı derinliğin dışında keskin bir şekilde düşerler. Bu da istemediğimiz derinliklerde oluşacak fazla dozları engellemiş olur [1].

Su ve yumuşak dokuda elektronların %80 ile %90 izodoz seviyeleri sırasıyla  $E/3$  ve  $E/4$  cm derinliktedir. Örneğin 12 MeV' lik elektron demeti 3 ile 4 cm derinliğindeki tümörlerin tedavisi için uygundur.

Elektronlar için demet enerjisinin seçimi (tümörün bulunduğu derinliğe bağlı olarak tedavi için seçilen elektron enerjisinin seçimi) fotonlara göre çok daha kritiktir. Doz %90 izodoz seviyesinin dışında aniden azaldığından tedavi derinliği ve istenilen enerji çok dikkatli seçilmelidir. Bununla birlikte hedef hacmin belirlenmiş izodoz eğrisinin içinde olup olmadığından emin olmak gerekir. Çok düşük elektron enerjilerinde (2-4 MeV) cildin korunma etkisi fotonlara göre daha azdır. Fotonlardan farklı olarak elektronlar için yüzey doz eğrisi enerji arttıkça artar. Bu etki elektron saçılmasından kaynaklanmaktadır [1].

Radyoterapide kullanılan yüksek enerjili elektronlar lineer hızlandırıcılardan elde edilirler. Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için elektron kaynağıdır. Tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen termal elektronlar hızlandırıcı kılavuz içerisine gönderilirler. Vakumlu hızlandırıcının penceresinden bir kalem ucu demeti şeklinde çıkan elektronlar manyetik alanla saptırılıp, foillerden saçılarak monitör odaları ve hava içerisine girdikten sonra bir kaynak noktadan çıkıp uzaklaşan bir demet şeklinde yayılırlar [1].



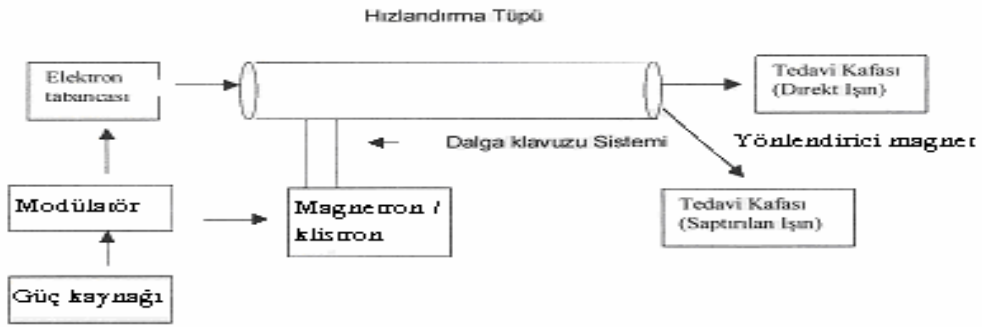
Şekil 4.1. Elektron Demetinin Oluşumu

#### 4.4. Elektron Hızlandırıcılar

Doğrusal elektron hızlandırıcıları yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektronları doğrusal tüp boyunca yüksek enerjilere kadar hızlandıran cihazlardır. Bu yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılır. Bu cihazın çalışma prensibi basit olarak şu şekilde özetlenebilir:

Bir dc güç kaynağı tarafından güçlenen ve ismine modülatör denilen birimin oluşturduğu yüksek gerilim atmaları bir kontrol sistem aracılığı ile elektromanyetik dalgayı oluşturan ve ismine magnetron veya klystron denilen dalga üreticisi ile elektron tabancasına aynı zamanda uygulanır. Hızlandırıcı yapı iç hacmi bakır disklerle veya diyaframlarla bölünmüş olan bir bakır tüpten meydana gelir. Bu tüpün yüksek vakumla havası boşaltılmıştır. Hızlandırıcı yapıya gelen elektronların ilk enerjileri yaklaşık 50 keV' dir. Bu elektronlarla magnetron veya klystrondan gelen

mikrodalgalar arasında elektromanyetik etkileşme olur. Bu etkileşme sonucunda elektronlar sinüsoidal hareket yapıp enerji kazanırlar. Hızlandırılarak yüksek enerjiye erişen bu yüksek enerjili elektronlar genellikle yüzeysel tümör tedavilerinde kullanıldığı gibi hedefe çarptırılması sonucu elde edilen x-ışınları ile de derin tümör tedavilerinde kullanılırlar [1].



Şekil 4.2. Hızlandırıcı cihazı çalışma diyagramı

Yüksek enerjili elektronlar hızlandırıcı yapının penceresinden çıkarken çapı yaklaşık 3mm olan ışın demeti şeklindedir. Düşük enerjili elektronlar da (6 MeV'den düşük ) hızlandırıcı tüp boyunca düz olarak ilerlemeye bırakılıp, hedefe çarparak x ışını oluştururlar. Hedefe çarpmaları için saptırıcıda uygun açılarla gönderilirler. Oluşan x ışınları yine tedavi kafasındaki pencereden çıkarlar.

İlerleyen ve duran dalga hızlandırıcıları gibi birçok lineer hızlandırıcı çeşidi vardır. Fakat radyoterapi de kullanılanlar elektromanyetik spektrumun mikrodalga bölgesindeki frekans aralığına düşer. İlerleyen dalga ve duran dalga hızlandırıcıları arasındaki fark hızlandırıcı dalga kılavuzunun tasarımından kaynaklanmaktadır. İlerleyen dalga esasına göre çalışan hızlandırıcılarda dalga kılavuzunun sonuna dalganın geri dönmesini engellemek için soğurma yükü konulmuştur. Duran dalga tipli hızlandırıcılarda ise iki taraftan maksimum yansıma sağlanarak giden ve geri dönen dalgaların birlikte var olması ile duran dalga oluşturulur. Duran dalga modelinde, mikrodalga gücü yapıya eklenir ve yandan ekleme kovukları ışın geçirir.

Kovuklar deliklere göre daha çok tercih edilir. Böyle bir model ilerleyen dalga modeline göre daha verimli olmasına rağmen güç kaynağından gelen yansımaları engellemek daha pahalıdır. Ayrıca yapı ile güç kaynağı arasına izolasyon sistemi gerektirir. Her iki tip hızlandırıcıda da aşağıdaki bileşenler mevcuttur:

- Elektron tabancası,
- Mikrodalga üretici ile beslenen ve birkaç bölümden oluşan dalga kılavuzu,
- Mikrodalga üreticisi,
- Modülör ve x ışınlarını üretebilmek için hedef materyal,
- Ayrıca pek çok hızlandırıcı eşmerkezli tedavi yapabilen bir yapıya ve demet bükme sistemine

sahiptir [1].



Resim 4.1. Doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı

## 5.DURDURMA GÜCÜ VE MENZİL

Durdurma gücü; Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu(ICRU) tarafından, radyasyonun ortamda hareketi boyunca birim uzunlukta ortama bıraktığı enerji olarak tanımlanır. Ancak, yüklü parçacığın ortamdaki hareketi sırasında ortamın atomuyla nasıl etkileşeceğini öngörmek pek mümkün değildir. Yüklü parçacığın Coulomb etkileşmesi yapacağını göz önüne alarak enerji kaybı için ortalama bir değerden bahsedilebilir [31].

Yüklü ağır parçacıkların (alfa, proton, döteron gibi ) ortamdaki hareketi boyunca Coulomb etkileşmesinden kaynaklanan durdurma gücü hesabı 1933-1953 yılları arasında Bethe tarafından parçacığın yükü, enerjisi, kütlesi ve soğurucu ortamın atom numarası, yoğunluğu dikkate alınarak elde edilmiştir. Bu hesaplama ise 1954 yılında Rohrlinch ve Carlson tarafından yüksek atom numaralı soğurucular ile yüksek enerjili elektron ve beta parçacıklarının etkileşmesi göz önüne alınarak Bremsstrahlung Radyasyonu ile enerji kaybını içerecek şekilde düzeltilmiştir. Ayrıca 1954’de Bohr and Lindhard, 1960-1961’ de Lindhard and Scharff, 1963’ de Northcliffe ve 1968 yılında Mozumder et al. düşük enerji dağılımına sahip ağır parçacıklarda durdurma gücü hesabının düzenlenmesine yönelik çalışmalar yapmışlardır. .Durdurma gücü formüllerinin türevleri 1964’ de Friedlander et al., 1968’ de Roy and Reed, 1968’ de Segré ve 1972’ de Evans tarafından yazılan metinlerden elde edilebilir. Bu formüller yüklü parçacıkların Coulomb etkileşmesi göz önüne alınarak 1995 yılında Tsoufanidis tarafından

Yüklü ağır parçacıklar (proton, döteron ve alfa parçacıkları) için (Eş.5.1),

$$\frac{dE}{dx} = 4\pi r_0^2 z^2 \frac{mc^2}{\beta^2} NZ \left[ \ln \left( \frac{2mc^2}{I} \beta^2 \gamma^2 \right) - \beta^2 \right] \quad (5.1)$$

Elektron için (Eş.5.2),

$$\frac{dE}{dx} = 4\pi r_0^2 \frac{mc^2}{\beta^2} NZ \times \left[ \ln \left( \frac{\beta\gamma\sqrt{\gamma-1}}{I} mc^2 \right) + \frac{1}{2\gamma^2} \left( \frac{(\gamma-1)^2}{8} + 1 - (\gamma^2 + 2\gamma - 1)\ln 2 \right) \right] \quad (5.2)$$

Pozitron için (Eş.5.3),

$$\frac{dE}{dx} = 4\pi r_0^2 \frac{mc^2}{\beta^2} NZ \times \left[ \ln \left( \frac{\beta\gamma\sqrt{\gamma-1}}{I} mc^2 \right) - \frac{\beta^2}{24} \left( 23 + \frac{14}{\gamma+1} + \frac{10}{(\gamma+1)^2} + \frac{4}{(\gamma+1)^3} \right) + \frac{\ln 2}{2} \right] \quad (5.3)$$

tanımlanmıştır. (Eş.5.1), (Eş.5.2), (Eş.5.3)' deki,  $r_0$  klasik elektron yarıçapı olup  $2,818 \times 10^{-15} \text{ m}$  ;  $mc^2$  , elektronun durgun kütle enerjisi olup 0,511 MeV; N, hedef materyalin  $\text{m}^3$  ü başına atom sayısı ( $N = \frac{\rho N_0}{A}$ );  $N_0$ , Avagadro sayısı  $6,022 \times 10^{23}$  atom/mol; A ve Z hedef materyalin atom ağırlığı ve atom numarası;  $\gamma = \frac{(T + mc^2)}{mc^2} = \frac{1}{(1-\beta^2)^{1/2}}$  ; T, parçacığın MeV cinsinden kinetik enerjisi; I, hedefin eV cinsinden ortalama uyarma potansiyelidir [31].

Birçok uygulamada kütle durdurma gücü kullanılır. Kütle durdurma gücü, maddenin fiziksel yoğunluğu olan  $\rho$  ve durdurma gücü ile ilişkilidir. Durdurma gücü S harfiyle gösterilir ve birimi MeV/cm 'dir. Durdurma gücü S, kütle durdurma gücü  $S/\rho$ ' ya dönüştürüldüğünde birimi;  $\text{MeVcm}^2 / \text{g}$  olur.

Farklı parçacıklar maddeyle farklı biçimlerde etkileşirler. Bu yüzden yüklü ağır parçacıklar ile elektron ve pozitron gibi yüklü hafif parçacıkların durdurma gücü ve menzil hesabı birbirinden farklı olacaktır. Protonlar, döteronlar ve alfa parçacıkları gibi yüklü ağır parçacıklar madde içinden geçerken enerji kaybederler. Bunun en basit yolu atomların elektronlarıyla yaptıkları elektriksel etkileşimlerdir. Elektronlar ya uyarılmış durumlara çıkarılırlar ya da atomdan tamamen koparılırlar. Gelen

parçacığın kütlesi elektronunkinden çok büyük olduğundan etkileşmelerden dolayı yolundan hemen hemen hiç sapmaz ve hızı gittikçe azalarak dururlar. Yörüngeleri hemen hemen düz bir çizgi şeklindedir. Elektronların ise kütlesinin küçük olması, madde içinden geçerken gerçekleşen bazı olayların ağır parçacıklar için önemsiz olmasına rağmen, elektronlar için önemli olmasını sağlar. Örneğin; ağır bir parçacık elektron ile etkileşmesinde enerjisinin küçük bir kesrini kaybederken elektronda bunun tam tersidir. Elektronlar çarpışmalardan dolayı enerjisinin büyük bir kısmını kaybederek yollarından kolayca saparlar ve düzensiz yörüngeler çizerler.

Bir ortamda hareket eden elektron demeti çevredeki atomlar tarafından yakalanana kadar enerjisinde azalma görülür. Atom numarası düşük olan ortamlarda (su, doku) atomun elektronlarıyla etkileşimde iyonlaşma sebebiyle enerji kaybı daha baskınken; atom numarası yüksek olan ortamlarda (kurşun gibi) bremsstrahlung yoluyla enerji kaybı baskındır. Enerji kaybı oranı ( $\text{MeVcm}^2 / \text{g}$ ) atom numarası  $Z$  düşük olan materyallerde, yüksek atom numaralılarla oranla daha yüksektir. Bunun sebepleri yüksek  $Z'$  li materyallerde gram başına düşen elektron sayısı, düşük  $Z'$  lilere oranla daha azdır ve yüksek  $Z'$  li materyallerde sıkıca bağlı elektron sayısı fazladır. Bu oran; parçacık kütlesinden bağımsızdır, parçacık yükünün karesi ile orantılıdır; parçacık hızına ve malzemenin yoğunluğuna bağlıdır [25].

Bir radyasyon parçacığının (alfa veya beta gibi) maddesel ortam içinde hareketi esnasında yavaşlayıp tamamen duruncaya kadar kat ettiği yolun uzunluğuna ‘erişim mesafesi veya menzili’ denir. Parçacığın durdurma gücünü biliyorsak ortam içerisinde beklenen menzili (Eş.5.4) deki formülü kullanarak hesaplayabiliriz.

$$R = \int_0^R dx = \int_{E_0}^0 \frac{dx}{dE} dE = \int_0^E \frac{dE}{S(E)} \quad (5.4)$$

Burada  $R$  sürekli yavaşlama yaklaşımı menzili (syym) ya da C.S.D.A menzili olarak da adlandırılmaktadır. C.S.D.A. menzili elektronların maksimum menzili civarında bir değerdir [2]. Birçok değişkene bağlı olan durdurma gücünün açık ifadesini



yazmak ve sonra bu integrali almak yani erişim mesafesini analitik yolla hesaplamak kolay iş değildir. Bu nedenle özel haller için erişim mesafesini yaklaşık olarak hesaplamaya yarayan ampirik denklemler geliştirilmiştir (Eş.5.5) ve (Eş.5.6).

Elektronlar için

$0,01 \leq E \leq 2,5 \text{ MeV}$  ise

$$R = 0,412E^{1,265-0,0954\ln E} \quad (5.5)$$

$E \geq 0,6 \text{ MeV}$  ise

$$R = 0,542E^{-0,133} \quad (5.6)$$

şeklindedir [32].

## 6.YÖNTEM VE HESAPLAMALAR

Bu çalışmada, radyoterapide kullanılan elektronların klinikte en çok kullanılan enerji aralığı 6-20 MeV olmasına rağmen düşük enerji değerlerindeki durdurma gücü ve menzil değişimlerini de görebilmek amacıyla 0,01-25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için Tsoufanidis (1995) tarafından önerilen durdurma gücü (Eş.5.2) kullanılarak deri, yumuşak doku, beyin, kas, göz merceği ve su gibi biyolojik hedefler ve hava için durdurma gücü hesaplamaları yapılmıştır. Ayrıca bunların enerjilerine bağlı olarak önerilen ampirik denklemler (Eş.5.5) ve (Eş.5.6) yardımıyla menzil hesaplamaları da yapılmıştır. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar ESTAR, Nist Data Base sonuçları ve diğer araştırmacıların elde ettiği veriler ile karşılaştırılmıştır.

$$\frac{dE}{dx} = 4\pi r_0^2 \frac{mc^2}{\beta^2} NZ \times \left[ \ln \left( \frac{\beta\gamma\sqrt{\gamma-1}}{I} mc^2 \right) + \frac{1}{2\gamma^2} \left( \frac{(\gamma-1)^2}{8} + 1 - (\gamma^2 + 2\gamma - 1)\ln 2 \right) \right] \quad (5.2)$$

0,01 ≤ E ≤ 2,5 MeV ise

$$R = 0,412E^{1,265-0,0954\ln E} \quad (5.5)$$

E ≥ 0,6 MeV ise

$$R = 0,542E - 0,133 \quad (5.6)$$

Eş.5.2' deki N değerini bulmak için ortalama atom ağırlığı bulunmalıdır. Bu çalışmadaki biyolojik hedefler birden fazla elementin birleşiminden oluştuğu için ortalama atom ağırlığı ve efektif atom numarasını hesaplamak için Eş.6.1 ve Eş.6.2 kullanılmıştır.

$$A_{\text{ort}} = w_1A_1 + w_2A_2 + \dots + w_iA_i \quad (6.1)$$

$$Z_{\text{ef}} = \frac{\sum_{i=1}^L (w_i / A_i) Z_i^2}{\sum_{i=1}^L (w_i / A_i) Z_i} \quad (6.2)$$

Eş.6.1 ve Eş.6.2' deki  $w_1$ ,  $w_2$  ve  $w_i$  değerleri elementlerin biyolojik hedeflerdeki kütle oranlarıdır.

Çizelge 6.1. Biyolojik hedeflerin durdurma gücü hesaplarında kullanılan özellikleri ESTAR, Nist Data Base den alınmıştır [22].

Hedefler	$\rho$ (g / cm <sup>3</sup> )	I (eV)
Deri	1,1	72,7
Yumuşak Doku	1	74,9
Beyin	1,03	73,3
Kas	1,04	75,3
Göz Merceği	1,1	73,3
Su	1	75
Hava	1,20479E-03	85,7

Çizelge 6.2. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den derinin  $A_{ort}$  ve  $Z_{ef}$  değerlerini hesaplamak için alınmış değerler [22].

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,0079	0,100588
C	6	12,011	0,228250
N	7	14,007	0,046420
O	8	15,999	0,619002
Na	11	22,990	0,000070
Mg	12	24,305	0,000060
P	15	30,974	0,000330
S	16	32,06	0,001590
Cl	17	35,453	0,002670
K	19	39,098	0,000850
Ca	20	40,08	0,000150
Fe	26	55,847	0,000010
Zn	30	65,38	0,000010

Eş.6.1 ve Çizelge 6.2' deki değerler kullanılarak  $A_{ort}$ , Eş.6.2 ve Çizelge 6.2' deki değerler kullanılarak  $Z_{ef}$  deri için hesaplanmıştır.

$A_{ort}=13,597$  ve  $Z_{ef}=6,32$  olarak bulunmuştur.

Eş.5.2' den deri için hesaplanan kütle durdurma gücü ve Eş.5.5-Eş.5.6' den hesaplanan C.S.D.A menzil değerleri Çizelge 6.3' de verilmiştir.

Çizelge 6.3. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için derinin hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzili değerleri

Enerji (MeV)	Kütle Durdurma Gücü (MeVcm <sup>2</sup> / g)	C.S.D.A Menzili(g / cm <sup>2</sup> )
0,01	19,00309	0,000161
0,05	5,553691	0,003956
0,1	3,459742	0,013497
0,5	1,708791	0,163753
1	1,572483	0,409
2	1,592417	0,951
3	1,643676	1,493
4	1,69012	2,035
5	1,729951	2,577
6	1,76321	3,119
7	1,794219	3,661
8	1,820712	4,203
9	1,844422	4,745
10	1,865856	5,287
11	1,885399	5,829
12	1,903349	6,371
13	1,919942	6,913
14	1,935364	7,455
15	1,949767	7,997
16	1,963276	8,539
17	1,975994	9,081
18	1,988007	9,623
19	1,999389	10,167
20	2,010202	10,707
21	2,0205	11,249
22	2,030328	11,791
23	2,039729	12,333
24	2,048737	12,875
25	2,057384	13,417

Çizelge 6.4. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den yumuşak dokunun  $A_{ort}$  ve  $Z_{ef}$  değerlerini hesaplamak için alınmış değerler [22].

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,0079	0,101172
C	6	12,011	0,111000
N	7	14,007	0,026000
O	8	15,999	0,761828

Eş.6.1 ve Çizelge 6.4' deki değerler kullanılarak  $A_{ort}$ , Eş.6.2 ve Çizelge 6.4' deki değerler kullanılarak  $Z_{ef}$  yumuşak doku için hesaplanmıştır.

$A_{ort}=13,988$  ve  $Z_{ef}=6,497$  olarak bulunmuştur.

Eş.5.2' den yumuşak doku için hesaplanan kütle durdurma gücü ve Eş.5.5-Eş.5.6' den hesaplanan C.S.D.A menzil değerleri Çizelge 6.5' de verilmiştir.

Çizelge 6.5. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için yumuşak dokunun hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzili değerleri

Enerji (MeV)	Kütle Durdurma Gücü (MeVcm <sup>2</sup> / g)	C.S.D.A Menzili(g / cm <sup>2</sup> )
0,01	18,87743	0,000161
0,05	5,524683	0,003956
0,1	3,443076	0,013497
0,5	1,701836	0,163753
1	1,566537	0,409
2	1,586821	0,951
3	1,638135	1,493
4	1,684582	2,035
5	1,724402	2,577
6	1,758703	3,119
7	1,78864	3,661
8	1,815118	4,203
9	1,838814	4,745
10	1,860235	5,287
11	1,879765	5,829
12	1,897704	6,371
13	1,914285	6,913
14	1,929697	7,455
15	1,944091	7,997
16	1,95759	8,539
17	1,970299	9,081
18	1,982304	9,623
19	1,993678	10,167
20	2,004483	10,707
21	2,014773	11,249
22	2,024595	11,791
23	2,0033989	12,333
24	2,042991	12,875
25	2,051631	13,417

Çizelge 6.6. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den suyun  $A_{ort}$  ve  $Z_{ef}$  değerlerini hesaplamak için alınmış değerler [22].

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,0079	0,111894
O	8	15,999	0,888106

Eş.6.1 ve Çizelge 6.6' deki değerler kullanılarak  $A_{ort}$ , Eş.6.2 ve Çizelge 6.6' deki değerler kullanılarak  $Z_{ef}$  su için hesaplanmıştır.

$A_{ort}=14,32$  ve  $Z_{ef}=6,59$  olarak bulunmuştur.

Eş.5.2' den su için hesaplanan kütle durdurma gücü ve Eş.5.5-Eş.5.6' den hesaplanan C.S.D.A menzil değerleri Çizelge 6.7' de verilmiştir.



Çizelge 6.7. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için suyun hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzili değerleri

Enerji (MeV)	Kütle Durdurma Gücü (MeVcm <sup>2</sup> / g)	C.S.D.A Menzili(g / cm <sup>2</sup> )
0,01	18,69876	0,000161
0,05	5,472739	0,003956
0,1	3,410766	0,013497
0,5	1,685923	0,163753
1	1,551909	0,409
2	1,572023	0,951
3	1,622869	1,493
4	1,668889	2,035
5	1,708344	2,577
6	1,742329	3,119
7	1,771992	3,661
8	1,798227	4,203
9	1,821705	4,745
10	1,842928	5,287
11	1,862279	5,829
12	1,80052	6,371
13	1,896481	6,913
14	1,911751	7,455
15	1,926013	7,997
16	1,939388	8,539
17	1,95198	9,081
18	1,963874	9,623
19	1,975143	10,167
20	1,985849	10,707
21	1,996045	11,249
22	2,005776	11,791
23	2,015084	12,333
24	2,024003	12,875
25	2,032564	13,417

Çizelge 6.8. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den beyinin  $A_{ort}$  ve  $Z_{ef}$  değerlerini hesaplamak için alınmış değerler [22].

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,0079	0,110667
C	6	12,011	0,125420
N	7	14,007	0,013280
O	8	15,999	0,737723
Na	11	22,990	0,001840
Mg	12	24,305	0,000150
P	15	30,974	0,003540
S	16	32,06	0,001770
Cl	17	35,453	0,002360
K	19	39,098	0,003100
Ca	20	40,08	0,000090
Fe	26	55,847	0,000050
Zn	30	65,38	0,000010

Eş.6.1 ve Çizelge 6.8' deki değerler kullanılarak  $A_{ort}$ , Eş.6.2 ve Çizelge 6.8' deki değerler kullanılarak  $Z_{ef}$  beyin için hesaplanmıştır.

$A_{ort} = 14,03$  ve  $Z_{ef} = 6,45$  olarak bulunmuştur.

Eş.5.2' den beyin için hesaplanan kütle durdurma gücü ve Eş.5.5-Eş.5.6' den hesaplanan C.S.D.A menzil değerleri Çizelge 6.9' de verilmiştir.

Çizelge 6.9. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için beyinin hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzili değerleri

Enerji (MeV)	Kütle Durdurma Gücü (MeVcm <sup>2</sup> / g)	C.S.D.A Menzili(g / cm <sup>2</sup> )
0,01	18,76492	0,000161
0,05	5,486191	0,003956
0,1	3,418075	0,013497
0,5	1,68856	0,163753
1	1,55399	0,409
2	1,573805	0,951
3	1,62453	1,493
4	1,670476	2,035
5	1,709877	2,577
6	1,743819	3,119
7	1,773447	3,661
8	1,799652	4,203
9	1,823104	4,745
10	1,844304	5,287
11	1,863633	5,829
12	1,881338	6,371
13	1,8978	6,913
14	1,913054	7,455
15	1,9273	7,997
16	1,940661	8,539
17	1,95324	9,081
18	1,965122	9,623
19	1,97638	10,167
20	1,987074	10,707
21	1,99726	11,249
22	2,006981	11,791
23	2,016279	12,333
24	2,025189	12,875
25	2,033741	13,417

Çizelge 6.10. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den göz merceğinin  $A_{ort}$  ve  $Z_{ef}$  değerlerini hesaplamak için alınmış değerler [22].

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,0079	0,099269
C	6	12,011	0,193710
N	7	14,007	0,053270
O	8	15,999	0,653751

Eş.6.1 ve Çizelge 6.10' deki değerler kullanılarak  $A_{ort}$ , Eş.6.2 ve Çizelge 6.10' deki değerler kullanılarak  $Z_{ef}$  göz merceği için hesaplanmıştır.

$A_{ort}=13,63$  ve  $Z_{ef}=6,34$  olarak bulunmuştur.

Eş.5.2' den göz merceği için hesaplanan kütle durdurma gücü ve Eş.5.5-Eş.5.6' den hesaplanan C.S.D.A menzil değerleri Çizelge 6.11' de verilmiştir.

Çizelge 6.11. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için göz merceğinin hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzili değerleri

Enerji (MeV)	Kütle Durdurma Gücü ( MeVcm <sup>2</sup> / g )	C.S.D.A Menzili(g / cm <sup>2</sup> )
0,01	18,9862	0,000161
0,05	5,550886	0,003956
0,1	3,458382	0,013497
0,5	1,708472	0,163753
1	1,572315	0,409
2	1,592364	0,951
3	1,643687	1,493
4	1,690175	2,035
5	1,73004	2,577
6	1,764383	3,119
7	1,79436	3,661
8	1,820874	4,203
9	1,844602	4,745
10	1,866052	5,287
11	1,88561	5,829
12	1,903574	6,371
13	1,920179	6,913
14	1,935613	7,455
15	1,950027	7,997
16	1,963546	8,539
17	1,976273	9,081
18	1,988295	9,623
19	1,999686	10,167
20	2,010507	10,707
21	2,020812	11,249
22	2,030648	11,791
23	2,040056	12,333
24	2,04907	12,875
25	2,057723	13,417

Çizelge 6.12. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den kasın  $A_{ort}$  ve  $Z_{ef}$  değerlerini hesaplamak için alınmış değerler [22].

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,0079	0,100637
C	6	12,011	0,107830
N	7	14,007	0,027680
O	8	15,999	0,754773
Na	11	22,990	0,000750
Mg	12	24,305	0,000190
P	15	30,974	0,001800
S	16	32,06	0,002410
Cl	17	35,453	0,000790
K	19	39,098	0,003020
Ca	20	40,08	0,000030
Fe	26	55,847	0,000040
Zn	30	65,38	0,000050

Eş.6.1 ve Çizelge 6.12' deki değerler kullanılarak  $A_{ort}$ , Eş.6.2 ve Çizelge 6.12' deki değerler kullanılarak  $Z_{ef}$  kas için hesaplanmıştır.

$A_{ort}=14,17$  ve  $Z_{ef}=6,57$  olarak bulunmuştur.

Eş.5.2' den kas için hesaplanan kütle durdurma gücü ve Eş.5.5-Eş.5.6' den hesaplanan C.S.D.A menzil değerleri Çizelge 6.13' de verilmiştir.

Çizelge 6.13. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için kasın hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzili değerleri

Enerji (MeV)	Kütle Durdurma Gücü (MeVcm <sup>2</sup> / g)	C.S.D.A Menzili(g / cm <sup>2</sup> )
0,01	18,82441	0,000161
0,05	5,51055	0,003956
0,1	3,43452	0,013497
0,5	1,697835	0,163753
1	1,562936	0,409
2	1,58325	0,951
3	1,63449	1,493
4	1,680862	2,035
5	1,720616	2,577
6	1,754858	3,119
7	1,784744	3,661
8	1,811177	4,203
9	1,834832	4,745
10	1,856215	5,287
11	1,875711	5,829
12	1,893619	6,371
13	1,910172	6,913
14	1,925556	7,455
15	1,939925	7,997
16	1,953401	8,539
17	1,966088	9,081
18	1,978072	9,623
19	1,989425	10,167
20	2,000212	10,707
21	2,010484	11,249
22	2,020289	11,791
23	2,029666	12,333
24	2,038652	12,875
25	2,047278	13,417

Çizelge 6.14. Elektronlar için ESTAR, Nist Data Base den havanın  $A_{ort}$  ve  $Z_{ef}$  değerlerini hesaplamak için alınmış değerler [22].

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
C	6	12,011	0,000124
N	7	14,007	0,755267
O	8	15,999	0,231781
Ar	18	39,948	0,012827

Eş.6.1 ve Çizelge 6.14' deki değerler kullanılarak  $A_{ort}$ , Eş.6.2 ve Çizelge 6.14 deki değerler kullanılarak  $Z_{ef}$  hava için hesaplanmıştır.

$A_{ort}=14,8$  ve  $Z_{ef}=6,67$  olarak bulunmuştur.

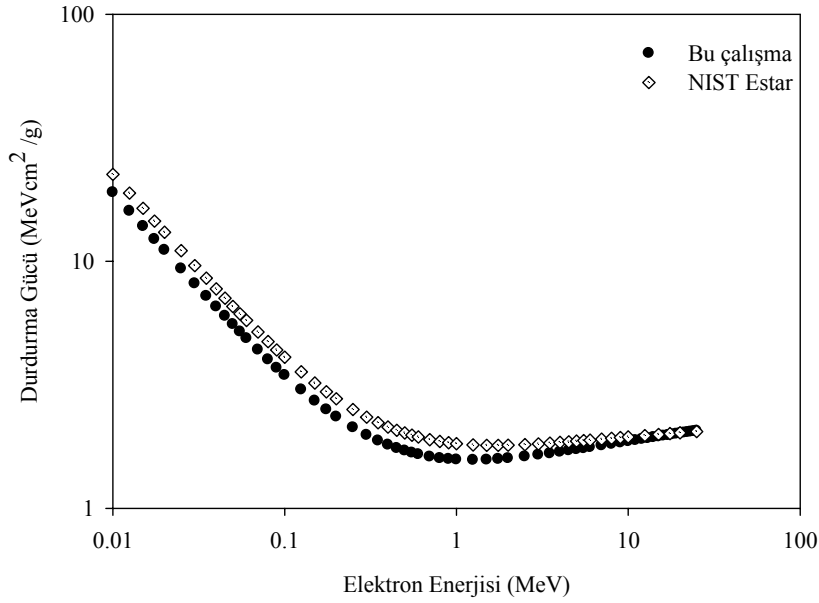
Eş.5.2' den hava için hesaplanan kütle durdurma gücü ve Eş.5.5-Eş.5.6' den hesaplanan C.S.D.A menzil değerleri Çizelge 6.15' de verilmiştir.



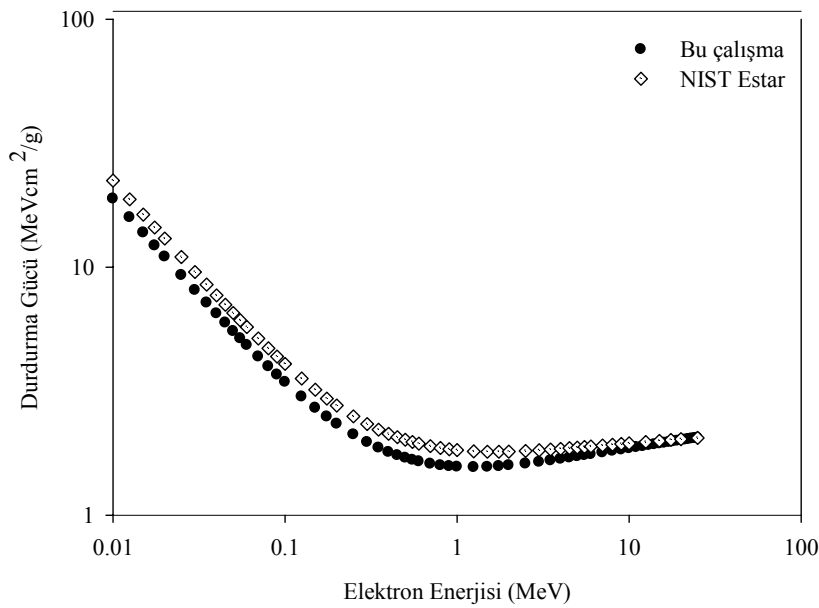
Çizelge 6.15. 0,01 MeV ile 25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için havanın hesaplanan kütle durdurma gücü ve C.S.D.A menzili değerleri

Enerji (MeV)	Kütle Durdurma Gücü ( MeVcm <sup>2</sup> / g )	C.S.D.A Menzili(g / cm <sup>2</sup> )
0,01	17,82665	0,000161
0,05	5,25119	0,003956
0,1	3,278818	0,013497
0,5	1,626265	0,163753
1	1,498972	0,409
2	1,520255	0,951
3	1,570447	1,493
4	1,615675	2,035
5	1,654394	2,577
6	1,687722	3,119
7	1,716799	3,661
8	1,74251	4,203
9	1,765516	4,745
10	1,78631	5,287
11	1,805267	5,829
12	1,822679	6,371
13	1,838773	6,913
14	1,85373	7,455
15	1,867699	7,997
16	1,8808	8,539
17	1,893134	9,081
18	1,904784	9,623
19	1,915821	10,167
20	1,926307	10,707
21	1,936292	11,249
22	1,945824	11,791
23	1,954939	12,333
24	1,963674	12,875
25	1,972059	13,417

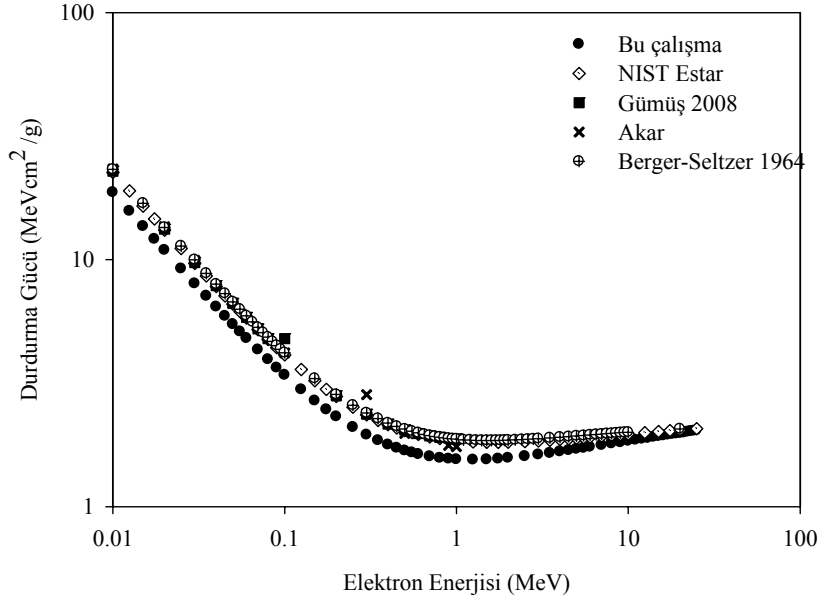
Farklı biyolojik hedefler için hesaplanan Çizelge 6.3, 6.5, 6.7, 6.9, 6.11, 6.13, 6.15’ deki durdurma gücü ve menzil değerlerinden elde edilen grafikler Şekil ( 5.1-14)’ de gösterilmiştir.



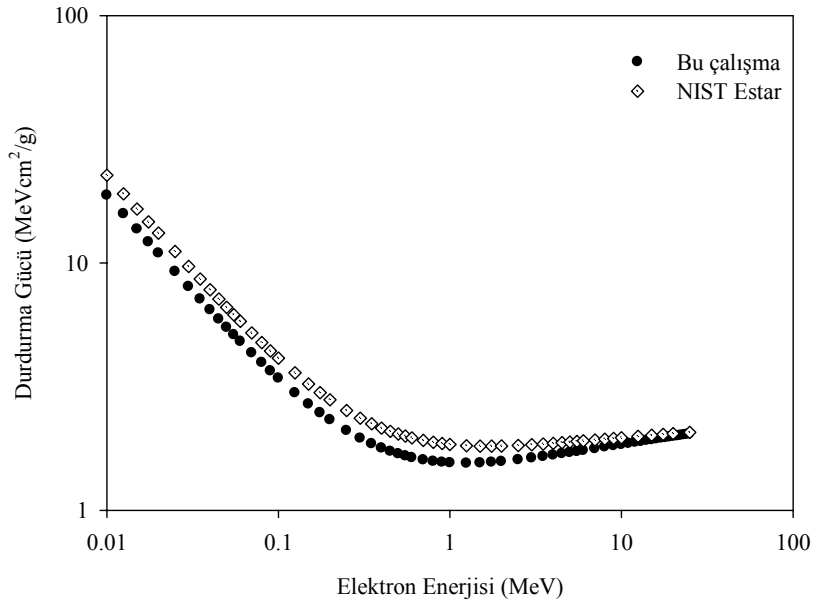
Şekil 6.1. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için derinin kütle durdurma gücü



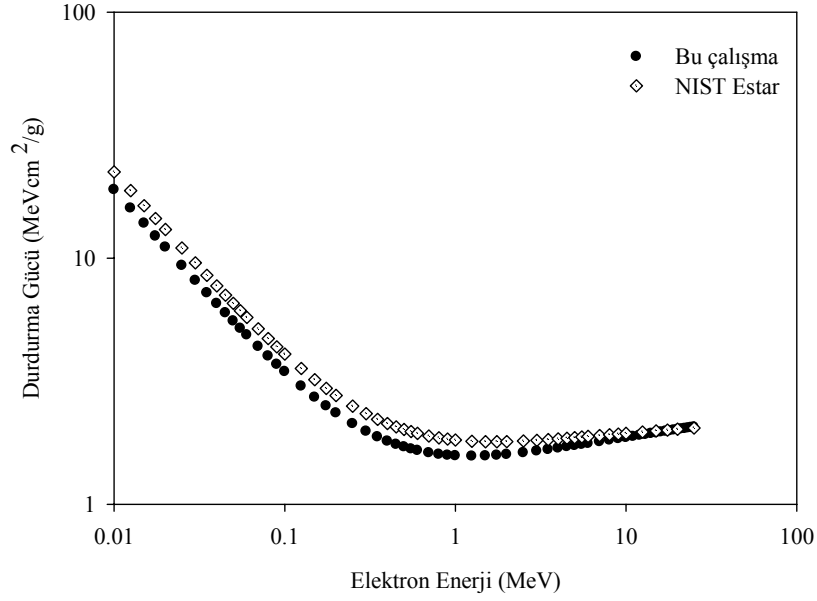
Şekil 6.2. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için yumuşak dokunun kütle durdurma gücü



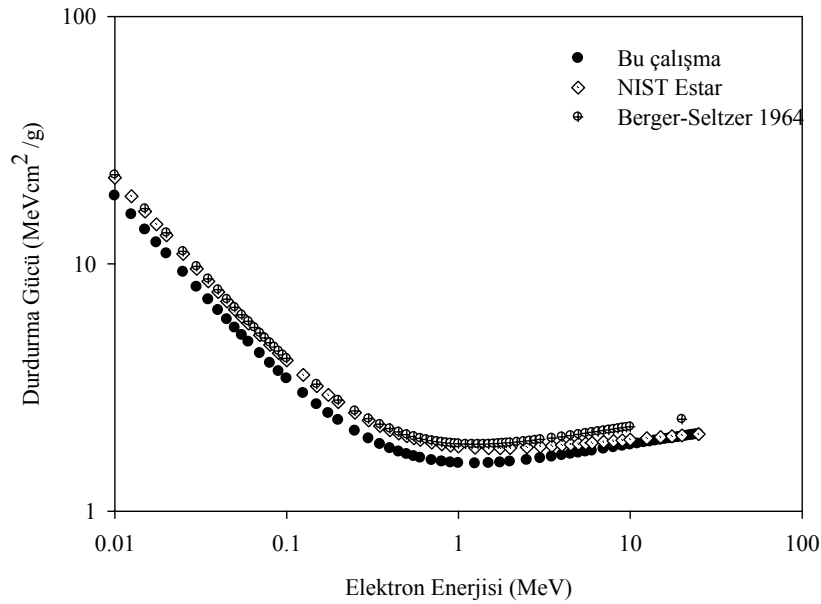
Şekil 6.3. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için suyun kütle durdurma gücü



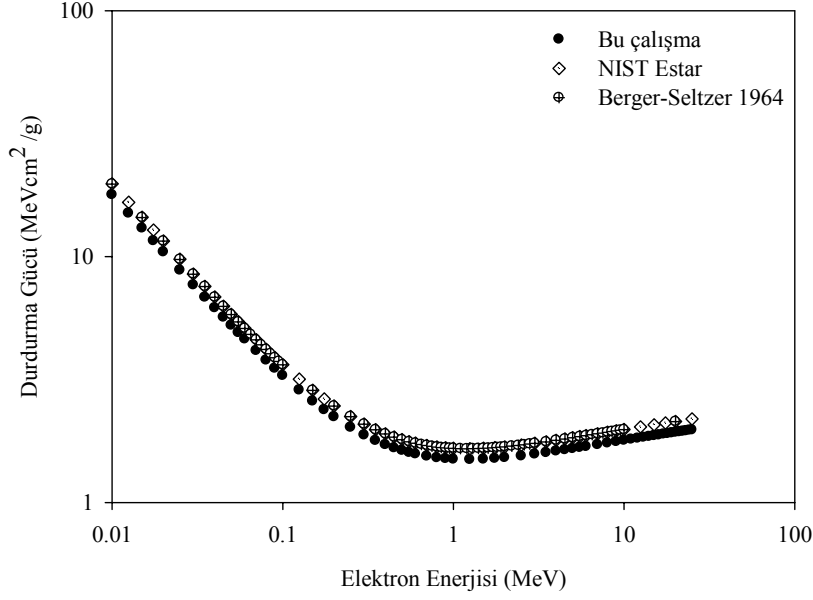
Şekil 6.4. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için beyinin kütle durdurma gücü



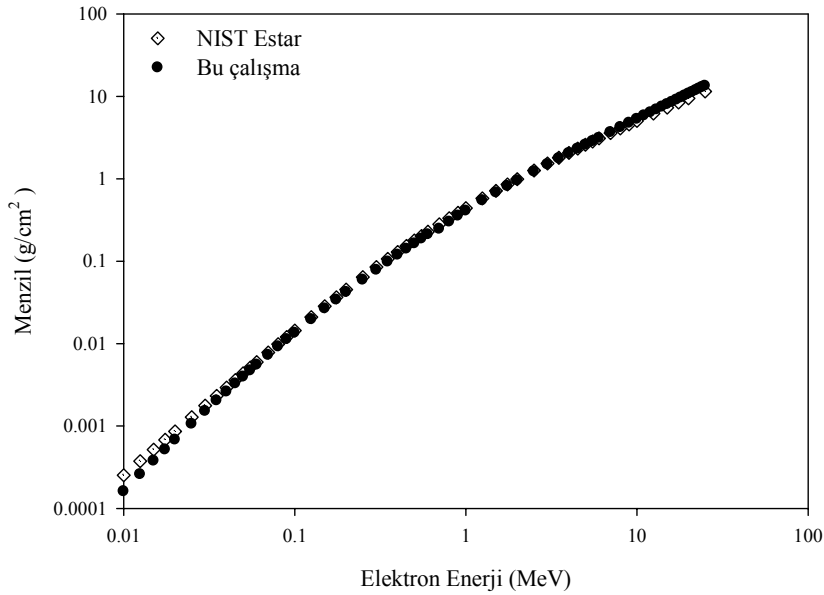
Şekil 6.5. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için göz merceğinin kütle durdurma gücü



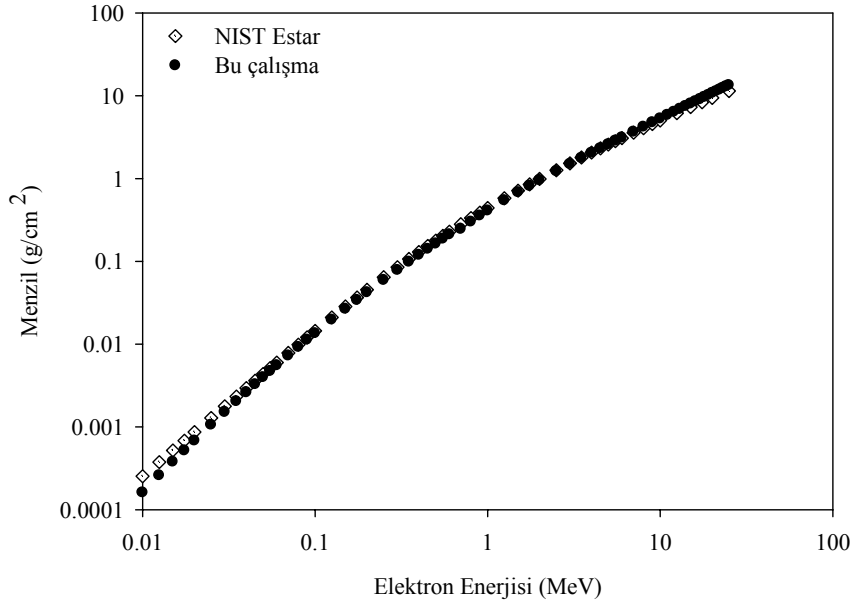
Şekil 6.6. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için kasin kütle durdurma gücü



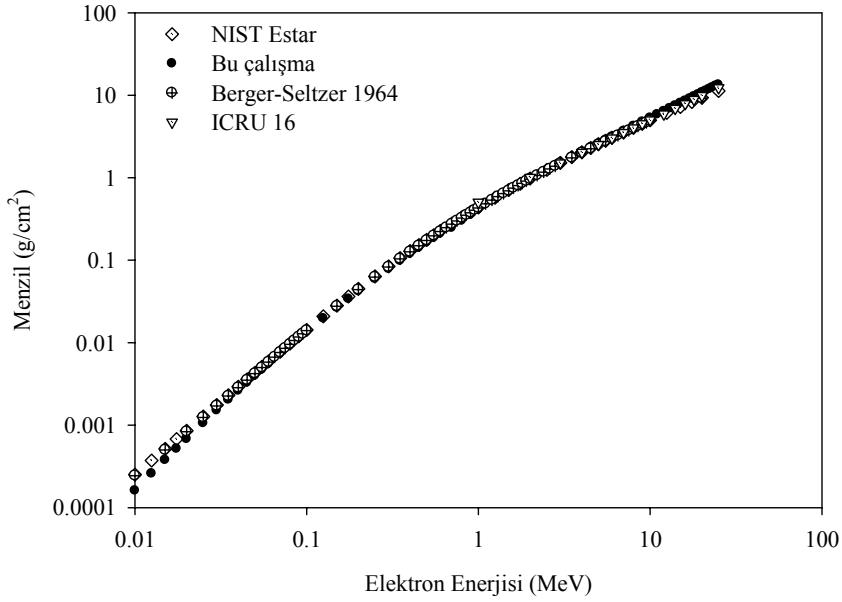
Şekil 6.7. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için havanın kütle durdurma gücü



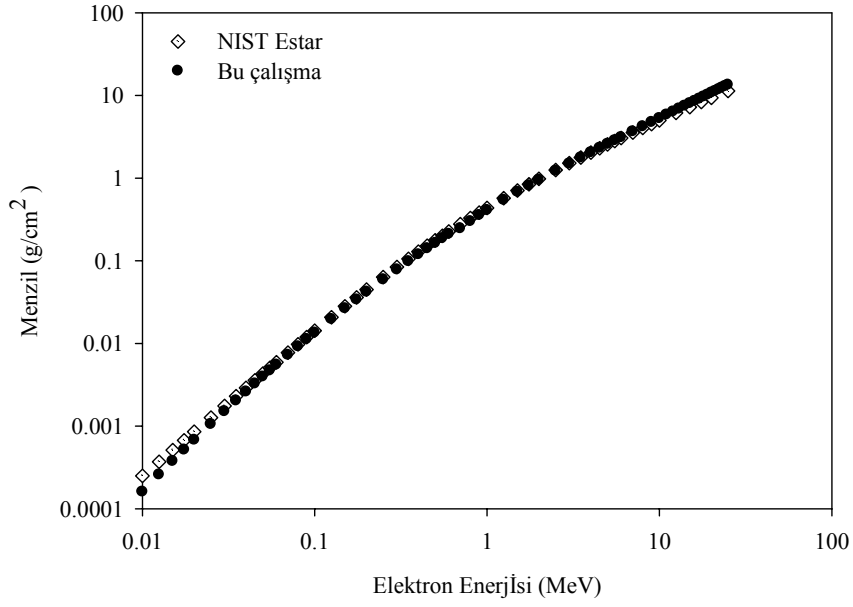
Şekil 6.8. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için derinin C.S.D.A menzili



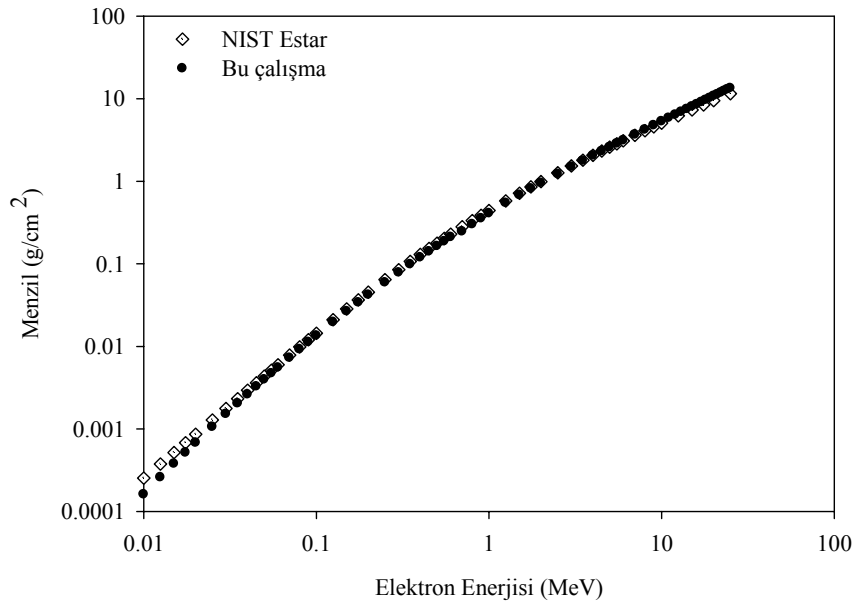
Şekil 6.9. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için yumuşak dokunun C.S.D.A menzili



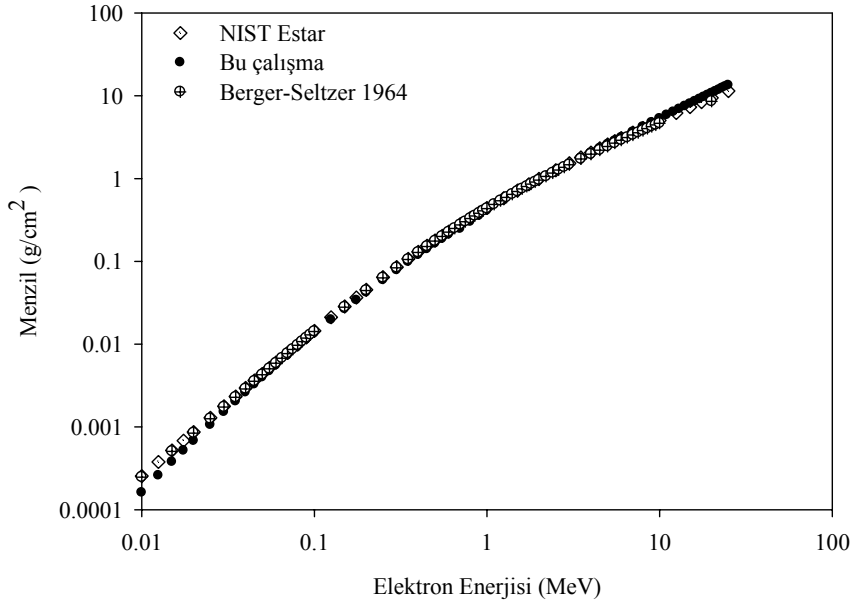
Şekil 6.10. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için suyun C.S.D.A menzili



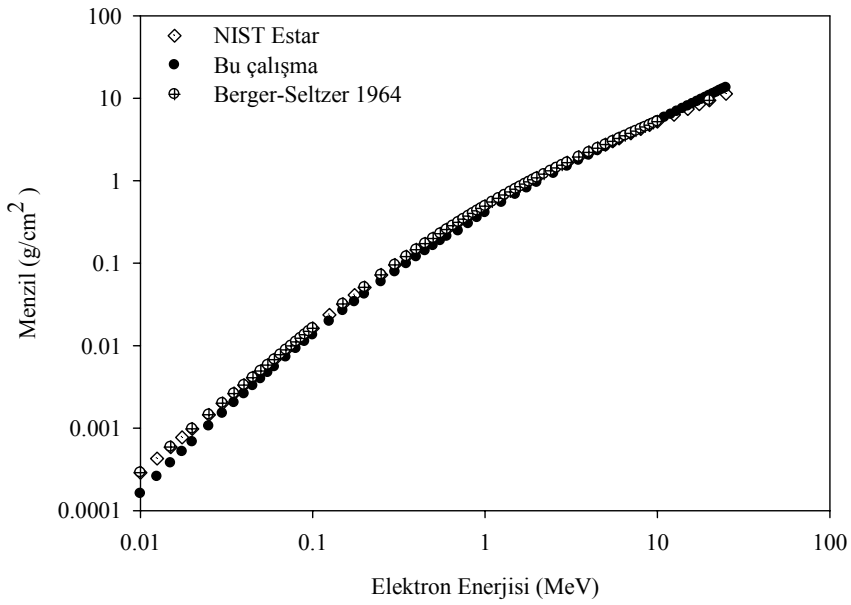
Şekil 6.11. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için beyin C.S.D.A menzili



Şekil 6.12. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için göz merceğinin C.S.D.A menzili



Şekil 6.13. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için kasm C.S.D.A menzili



Şekil 6.14. 0,01 MeV ile 25 MeV aralığındaki elektronlar için havanın C.S.D.A menzili



## 7.SONUÇ

Günümüzde elektron tedavi lineer hızlandırıcı cihazlarından elde edilen yüksek enerjili elektronlarla yapılmaktadır. Elektron tedavide elektron enerjisi; hedef hacminin derinliği, hedef için gereken minimum doz ve kritik organların klinik olarak kabul edilen doz miktarı ile belirlenir. Yanlış enerji seçimi hedefin bir kısmının alan dışında kalmasına ya da kritik organların zarar görmesine neden olabilir. Elektronlar yüklü hafif parçacıklar olmaları nedeniyle hücre dokusunda yanal saçılmalar çok fazladır. Yani erişim mesafelerinin kısa olması nedeniyle tedavi için doğru enerji seçimi çok önemlidir. Bunun için durdurma gücü ve menzil hesabı oldukça önemlidir.

Radyoterapide elektronların klinikte en çok kullanılan enerji aralığı 6-20 MeV olmasına rağmen bu çalışmada düşük enerji değerlerindeki durdurma gücü ve menzil değişimlerini de görebilmek amacıyla 0,01-25 MeV enerji aralığındaki elektronlar için atom numarası düşük deri, yumuşak doku, göz merceği, kas, beyin, su, hava gibi hedeflerin durdurma gücü ve menzil hesaplamaları yapılmış ve düşük atom numarasına sahip olmaları nedeniyle çarpışma durdurma gücü dikkate alınmıştır. Ayrıca bu çalışmada elektronların madde içerisindeki yolları (menzilleri) atom numarası düşük hedefler için soğurucunun cinsine hemen hemen bağlı olmadığından hesaplamalarda kullanılan eşitlikler enerji cinsinden bağıntı ile ifade edilmiştir.

Hesaplamalarda ve grafiklerde de görüldüğü gibi elektronların durdurma gücü 0,01 MeV ile 1MeV enerji aralığında enerji arttıkça azalmaktadır. Ancak yaklaşık 1MeV' den daha büyük kinetik enerjiye sahip elektronlarda ise, saçılmaların daha fazla ortaya çıkması sebebi ile enerji arttıkça durdurma gücünde az da olsa bir artış olduğu görülmüştür. Durdurma gücü gelen parçacığın enerjisine ve cinsine; hedef materyalin yoğunluğuna, atom numarasına, atom ağırlığına ve ortalama uyarma potansiyeline bağlıdır.

Menzil hesaplamalarında ise elektron enerjisi arttıkça menzilin artmakta olduğu yapılan hesaplamalardan ve grafiklerden görülmüştür. Ayrıca yaklaşık 1 MeV' dan

sonra elektronların madde içerisindeki menzilleri ( $\text{g/cm}^2$  ile ölçülür) MeV cinsinden elektronların enerjilerinin yaklaşık yarısı olarak alınabilir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar ESTAR, Nist Data Base sonuçları ile diğer araştırmacıların su, hava, kas için yapmış olan çalışmaların sonuçları ile karşılaştırılmış ve uyumlu oldukları görülmüştür.

Sonuç olarak bu çalışmada elde edilen durdurma gücü ve menzil değerlerinden medikal fizik alanında doz hesaplamalarında faydalanılabilir.

## KAYNAKLAR

1. Khan, F.M., “The Physics of Radiation Therapy 3<sup>rd</sup>”, Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, *Williams and Wilkins*, 38-309 (2003).
2. Akar, A., “Bazı biyolojik materyallerde enerji transferi ve durdurma gücü”, Doktora Tezi, *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Samsun, 1-34 (2005).
3. Gümüş, H., “New stopping power formula for intermediate energy electrons”, *Applied Radiation and Isotope*, 66: 1886-1890 (2008).
4. Gümüş, H., Kabadayi, Ö., “ $Z_2$  structure of the stopping power for electron beams” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 267: 299-301 (2009).
5. Gümüş, H., “Simple stopping power formula for low and intermediate energy electrons ”, *Radiation Physics and Chemistry*, 72: 7-12 (2005).
6. Çağatay, M.T.; “Yükü Parçacıklar İçin Bazı Bileşiklerin Durdurma Gücü Hesaplamaları” Doktora Tezi, *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Samsun, 1-4 (2007).
7. Bohr N., “ On the Theory of the decrease of Velocity of Moving electrified Particles on Passing Through Matter”, *Phil. Mag.*, 25: 10-31 (1913).
8. Bethe H. A., “Zur theorie des durchgags cehnellere karpuskularstrahlen durch materie ”, *Ann. Phys. (Leipzig)*, 5: 325-400 (1930).
9. Emfietzoglou, D., Nikjoo, H., “Accurate electron inelastic cross sections and stopping powers for liquid water over the 0.1–10 keV range based on an improved dielectric description of the Bethe surface”, *Radiat. Res.*, 167 (1): 110–120 (2007).
10. Pimblott, S.M., Siebbeles, L.D.A., “Energy loss by non-relativistic electrons and positrons in liquid water”, *Nucl. Instrum. Methods B*, 194: 237–250 (2002).
11. Cengiz, A., “Approximate inelastic scattering cross sections of electrons ”, *Radiat. Phys. Chem.*, 65: 33-44 (2002).
12. Dingfelder, M., Hantke, D., Inokuti, M., Paretzke, H.G., “Electron inelastic scattering cross sections in liquid water”, *Radiat. Phys. Chem.*, 53: 1–18 (1998).
13. Sugiyama, H., “ Stopping power formula for intermediate energy electrons” *Phys. Med. Biol.*, 30 (4): 331–335 (1985).

14. La Verne, J.A., Mozumder, A., “ Penetration of low-energy electrons in water ” *Radiat. Res.*, 96: 219–234 (1983).
15. Berger, M.J., Seltzer, S.M., “Stopping powers and ranges of electrons and positrons” *National Bureau of Standards Report, NBSIR* , 82–2550 A (1982).
16. Ashley, J.C., “ Inelastic interactions of low-energy electrons with organic solids: simple formulae for mean free paths and stopping powers” *IEEE Trans.Nucl. Sci.*, NS-27: 1454–1458 (1980).
17. Tung, C.J., Chau, T.L., Kwei, C.M., “Stopping power of diamond for low energy electrons ” *Radiat. Eff.*, 59: 7–11 (1981).
18. Gupta, P., Jhanwar, B.I., Khare, S.P., “Stopping power of atmospheric gases for electrons. ” *Physica 79B.*, 311–321 (1975).
19. Dalgarno, A., “The stopping powers of atoms”. *Proc. Phys. Soc.*, 76: 422–424 (1960).
20. Rohrlich, F., Carlson, B.C., “Positron–electron differences in energy loss and multiple scattering”, *Phys. Rev.*, 93: 38–44 (1954).
21. Akkerman, A., Akkerman, E., “Characteristics of electron inelastic interactions in organic compounds and water over the energy range 20–10,000 eV”, *J. Appl. Phys.*, 86: 5809–5816 (1999).
22. İnternet: NIST Physics Laboratory home page, “Estar, 2003: Stopping Power and Range Tables for Electron”  
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html> (2009).
23. Kenneth S.K., “Nükleer Fizik 1”, Şarer B., *Palme Yayıncılık*, Ankara, 196-326 (2001).
24. Radyasyondan Korunma Yöntemleri TAEK, 11-15 (1980).
25. Demir, H., “Farklı iki lineer hızlandırıcı cihazının elektron dozimetrik parametrelerinin karşılaştırılması ” , Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 21-27 (2008).
26. Demir, A., “Lineer hızlandırıcılarda elde edilen x-ışınlarıyla kanser tedavisi” , Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 19-33 (2002).
27. Oyar, O., “Radyolojide Temel Fizik Kavramları” , *Nobel Tıp Kitapevleri Ltd. Şti.*, İstanbul, 1-5 (1998).

28. Dirican, B., “Radyoterapi Teknikleri”, **1. Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi**, TAEK, Ankara, 3 (2001).
29. Johns, H.E., Cunningham, J.R., “The Physics of Radiology”, **Springfield Illions**, USA, 112 (1971).
30. Tartar, A., “Klinik lineer hızlandırıcıların su fantomundaki doz dağılımlarının Monte Carlo yöntemi ile elde edilmesi”, Yüksek Lisans Tezi, **Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, Bursa, 2 (2007).
31. E’lannunziata, M., “Nuclear Radiation ,Its Interaction With Matter And Radioisotope Decay”,second edition,“Handbook of Radioactivity Analysis”,**Elsevier Science The Montgue Group,Technical Services, California**, USA. ,84-90 (2003).
32. Martin, M.E., “Physics for Radiation Protection”, School of Public Health The University of Michigan, **John Wiley and Sons**, 234-236 (2000).
33. “Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams”, **IAEA Technical Reports Series No. 277**, 44 (1987).
34. Berger, M. J., Seltzer, S. M., “ **Tables of Energy Losses and Ranges of Electrons and Positrons**”, NASA, 88-125 (1964).

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÖZYÜREK, Betül  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 27.02.1985 Ankara  
Medeni hali : Bekar

### Eğitim

İlköğretim : Gülhane İlköğretim Okulu, (1991-1999)  
Lise : Ankara Anadolu Lisesi, (1999-2003)  
Lisans : Gazi Üniversitesi, Fizik Bölümü, (2004-2008)  
Yüksek Lisans : Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, Nükleer Fizik Bilim Dalı, ANKARA (2008-2010)

### Yabancı dil

İngilizce, Almanca

### Hobiler

Müzik, sinema

### Deneyimler

Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesinde 03/09/2007-13/11/2009 tarihleri arasında tam zamanlı gönüllü stajyerlik yaptım.