

**BİYOLOJİK HEDEFLERİN, POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ
(PET)'DE KULLANILAN RADYOİZOTOPLAR İÇİN
DURDURMA GÜCÜ HESABI**

İpek GÖKER

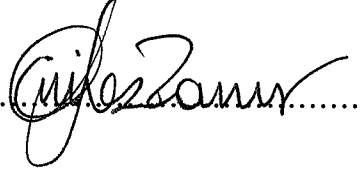
**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ŞUBAT 2010
ANKARA**

İpek GÖKER tarafından hazırlanan BİYOLOJİK HEDEFLERİN, POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ (PET) de KULLANILAN RADYOİZOTOPLAR İÇİN DURDURMA GÜCÜ HESABI adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Güneş TANIR
Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

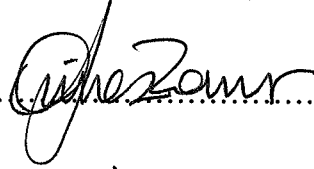
........

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Fizik Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

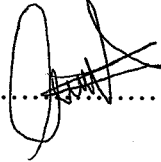
Doç. Dr. Mustafa KARADAĞ
Fizik Eğitimi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

........

Prof. Dr. A.Güneş TANIR
Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

........

Doç. Dr. Eyüp TEL
Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

........

Tarih : 5/02/2010

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 orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.


İpek GÖKER

**BİYOLOJİK HEDEFLERİN, POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ
(PET)'DE KULLANILAN RADYOİZOTOPLAR İÇİN
DURDURMA GÜCÜ HESABI
(Yüksek Lisans Tezi)**

İpek GÖKER

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Şubat 2010**

ÖZET

Mermi parçacıkların hedef materyalde enerji kaybı özelliklerinin, özellikle medikal alandaki çalışmalar için tam doğrulukla bilinmesi gerekir. Elektronlar için bu çalışmalar çok fazla ele alınmasına rağmen pozitronlar için bunu söylemek zordur. Bu çalışmada, pozitron emisyon tomografi (PET) de halen yaygın olarak kullanılan (^{11}C , ^{18}F , ^{13}N ve ^{15}O) ve gelecekte kullanımları gündemde olacak radyoizotoplardan (^{64}Cu , ^{24}I , ^{38}K , ^{45}Ti , ^{57}Co , ^{68}Ga , ^{109}Cd ve ^{139}Ge) yayınlanan pozitronların 0.00004 MeV ile 0.001 MeV aralığındaki enerji değerleri için, Tsoufinadis (1995) tarafından önerilen durdurma gücü eşitliği kullanılarak hesaplar yapılmıştır. Durdurma gücü hesaplarında, 10keV'in altındaki enerjilerde sonuçlardaki belirsizliklerin fazla olması nedeniyle bu enerji aralığı seçilmiştir. Burada seçilen hedefler; su, kan, yumuşak doku, üre, testis, beyin, kas, deri, akciğer, göz merceği, kortikal kemik, kompakt kemiktir. Durdurma gücünün maksimum değerinin hangi enerji değerlerinde olduğunu bulmak için 0.00004 MeV den 0.001 MeV e kadar olan enerji aralığındaki durdurma gücü hesaplanmış ve maksimum olduğu enerji değerleri elde edilmiştir.

0.00004 MeV ile 0.0001 MeV aralığndaki enerjilere karşılık gelen durdurma gücü grafikleri çizilmiştir.

Bilim Kodu : 202.1.073
Anahtar Kelimeler : Pozitron emisyon görüntüleme, beta bozunumu, durdurma gücü, pozitronlar, biyolojik hedefler.
Sayfa Adedi : 53
Tez Yöneticisi : Prof. Dr. Güneş TANIR

**STOPPING POWER CALCULATION OF BIOLOGICAL TARGETS FOR
THE RADIOISOTOPES USED IN POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY
(PET)**

(M. Sc. Thesis)

İpek GÖKER

**GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

February 2010

ABSTRACT

The specification of energy loss of shell fragments, have to be truly known for espacially medical domain working. This working have been holded in many times for electrons, but not for positrons. In this project, calculations have been done by using the stopping power equation which was offered by Tsoufinadis (1995) for energy values of the positrons which radiate from common used radioisotopes (^{11}C , ^{18}F , ^{13}N ve ^{15}O) and radioisotopes (^{64}Cu , ^{24}I , ^{38}K , ^{45}Ti , ^{57}Co , ^{68}Ga , ^{109}Cd ve ^{139}Ge) used in the future of positron emission tomography (PET), between 0.00004 MeV and 0.001 MeV. The targets used in this working are blood, soft tissue, urea, testis, brain, muscle, skin, lung, eye lens, cortical bone, compact bone. The stopping power between 0.00004 MeV and 0.001 MeV, was calculated and derived at maximum energy.

Science Code : 202.1.073

Key Words : Positron emission tomography, beta decay, stopping power, positrons, biological targets.

Page Number : 53

Adviser : Prof. Dr.A. Güneş TANIR

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın hazırlanmasında bana yol gösteren, hiçbir konuda yardımını ve yakın ilgisini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr.A.Güneş TANIR'a çok teşekkür ederim. Bugüne kadar bana maddi ve manevi her konuda destek vererek sabırlarını esirgemeyen sevgili babam Ali Göker'e, annem Feride Göker'e,kardeşim Güven Göker'e, eşim Özgür Tombak'a ve sevgili arkadaşım Banu Karayel'e sonsuz teşekkürlerimi borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	vii
İÇİNDEKİLER	viii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
1.GİRİŞ	1
2.TEMEL TEORİK BİLGİLER	5
2.1. Radyasyonun Madde İle Etkileşmesi.....	5
2.2. Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşmesi.....	5
2.2.1. Ağır yüklü parçacıklar	6
2.2.2. Hafif yüklü parçacıklar	7
2.3. Beta Bozunumu.....	8
2.3.1. Negatif β bozunumu (β^-).....	8
2.3.2. Pozitif β bozunumu (β^+)	8
2.3.3. Elektron yakalama (ε).....	9
3.Pozitron Emisyon Tomografi(PET)	10
3.1. PET Görüntüleme Mekanizması.....	11
3.1.1. PET sintilasyon detektörleri.....	12
3.2. PET Görüntülemeye Kullanılan Radyoizotoplar	13

Sayfa

3.3. Yakın gelecekte PET de kullanılacak olan Radyoizotoplar.....	14
3.4. Durdurma Gücü	15
3.4.1. Çarpışmalarla durdurma gücü.....	15
3.4.2 Radyasyonla durdurma gücü	16
3.4.3 Ortalama uyarma enerjisi (I)	16
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	19
4.1. Hedef Olarak Kullanılan Biyolojik Yapıların İçerikleri ve Özellikleri	19
4.2. Ortalama Atomik Kütle ve Etkin Atom Numarası	27
4.3. Durdurma Gücünün Pozitron Enerjisiyle Değişimi.....	30
4.4. Durdurma Gücünün Elektron Enerjisiyle Değişimi.....	38
5. SONUÇLAR	45
KAYNAKLAR.....	48
ÖZGEÇMİŞ	53

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. PET’de kullanılan pozitron yayınlayan radyoizotopların özellikleri	13
Çizelge 3.2. Nükleer tıpta kullanılan radyoaktif izotoplar ve kullanım alanları.....	14
Çizelge 4.1. Beyin içerik ve özellikleri.....	19
Çizelge 4.2. Akciğer içerik ve özellikleri	20
Çizelge 4.3. Kas içerik ve özellikleri.....	21
Çizelge 4.4. Deri içerik ve özellikleri	22
Çizelge 4.5. Üre içerik ve özellikleri	22
Çizelge 4.6. Kan içerik ve özellikleri	23
Çizelge 4.7. Testis içerik ve özellikleri.....	24
Çizelge 4.8. Yumuşak doku içerik ve özellikleri.....	25
Çizelge 4.9. Lens içerik ve özellikleri	25
Çizelge 4.10. Kortikal kemik içerik ve özellikleri.....	26
Çizelge 4.11. Kompakt kemik içerik ve özellikleri	27
Çizelge 4.12. Su içerik ve özellikleri.....	27
Çizelge 4.13. Durdurma gücü hesaplamaları için atomun ortalama atomik kütle (Aort), etkin atom numarası(Zeff), yoğunluk(ρ), ortalama uyarma enerjileri(<I>)	29
Çizelge 4.14.: Bazı radyoizotopların maksimum pozitron enerji değerleri ve bu radyoizotopların gönderildikleri biyolojik hedeflerdeki durdurma gücü değerleri	30
Çizelge 5.1.: Durdurma gücünün maksimum olduğu pozitron enerjisi-durdurma gücünün maksimum değeri	47

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1.1. "Durdurma gücü" veya "enerji kaybı" anahtar kelimelerini içeren çalışmaların yıllara göre dağılımı	2
Şekil 2.1. Atomun uyarılması	7
Şekil 3.1. PET (Pozitron emisyon tomografi)	10
Şekil 4.1. Beyin için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	31
Şekil 4.2. Kompakt kemik için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği	32
Şekil 4.3. Kortikal kemik için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği	32
Şekil 4.4. Lens için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	33
Şekil 4.5. Akciğer için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği	33
Şekil 4.6. Deri için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	34
Şekil 4.7. Yumuşak doku için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği	34
Şekil 4.8. Testis için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	35
Şekil 4.9. İskelet kası için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği	35
Şekil 4.10. Üre için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	36
Şekil 4.11. Kan için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	36
Şekil 4.12. Yumuşak doku, beyin, kortikal kemik, kompakt kemik, iskelet kası, üre, kan, testis, akciğer,lens, deri için, için durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği	37

Şekil	Sayfa
Şekil 4.13. Su için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	37
Şekil 4.14. Beyin için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	38
Şekil 4.15. Kompakt kemik için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği	39
Şekil 4.16. Kortikal kemik için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği	39
Şekil 4.17. Lens için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	40
Şekil 4.18. Akciğer için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği	40
Şekil 4.19. İskelet kası için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği	41
Şekil4.20. Deri için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	41
Şekil 4.21. Yumuşak doku için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği	42
Şekil 4.22. Testis için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	42
Şekil 4.23. Üre için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	43
Şekil 4.24. Kan için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	43
Şekil 4.25. Yumuşak doku, beyin, kortikal kemik, kompakt kemik, iskelet kası, üre, kan, testis, akciğer,lens, deri için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	44
Şekil 4.26. Su için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği.....	44

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama
C	Karbon
F	Flor
N	Azot
O	Oksijen
Cu	Bakır
I	İyot
K	Potasyum
Ti	Talyum
Co	Kobalt
Ga	Galyum
Cd	Kadmiyum
Ge	Germanyum
Tc	Teknesyum
In	İndiyum
Pd	Palladyum
Re	Renyum
At	Astatin
Se	Selenyum
Br	Brom
Rb	Rubidyum
Kr	Krom
Na	Sodyum
Mg	Magnezyum
H	Hidrojen
P	Fosfor
S	Kükürt
Cl	Klor

Simgeler	Açıklama
Ca	Kalsiyum
Fe	Demir
Zn	Çinko
r_0	Elektron yarıçapı
Mc²	Pozitronun durgun kütle enerjisi
Z	Materyalin atom numarası
N	Materyalin m ³ ü başına atom sayısı
A	Materyalin atom ağırlığı
e	Elektron
e⁺	Pozitron
S_p	Pozitronların durdurma gücü
S_e	Elektronların durdurma gücü
ν	Nötrino
Q	Enerji
β	Beta
β^+	Pozitif beta
β^-	Negatif beta
eV	Elektron volt
keV	Kiloelektron volt
MeV	Megaelektron volt
TeV	Teraelektron volt
T_{1/2}	Yarı ömür
$\langle I \rangle$	Ortalama uyarma enerjisi
w_i	Elementin ağırlık yüzdesi

Kısaltmalar**PET****LET****ICRU****Açıklama**

Pozitron emisyon tomografi

Lineer enerji transferi

Uluslararası Radyasyon Birimleri ve
Ölçümleri Komisyonu

1. GİRİŞ

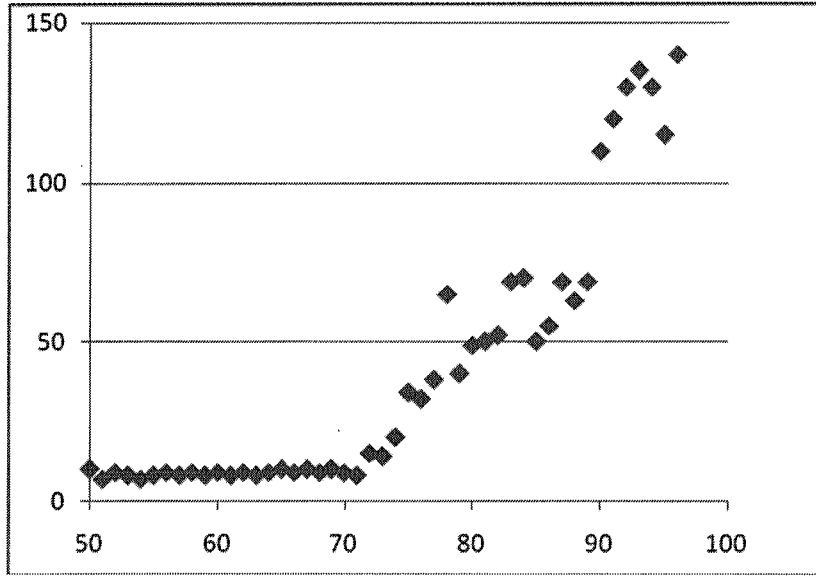
Marie Curie'nin, 19. yy'ın sonlarında, alfa, beta parçacıkları ve gamma ışınlarının hedef materyal içinde durdurulmaları ile ilgili çalışmalarını, sırayla Rutherford, Thomson, Bohr ve bugün hemen hemen tüm fizik uğraşanları takip etmektedir. Aslında konunun öneminin nedenlerini açıklamaya çalışmak anlamlı değildir, zira fizikte “bir problemi” çözmek için başvurulacak temel işlemin “Çarpışma” olduğu iyi bilinir. 20. yüzyılın başlarında kabul görmüş olan Thomson atom modelinin eksiklikleriyle karşılaşıldığında başvurulacak, alfa-parçacıklarının altın bir foil ince yaprak ile çarpıştırılmaları işlemi (Rutherford Saçılması) atom çekirdeğinin varlığını göstermiştir. Çekirdeğin yapısını anlamak için gerçekleştirilen deneysel çalışmalar, nötron ve protonların varlığını ortaya koymuştur ve bugün çok yüksek hızlara çıkarılan parçacıkların birbirleriyle veya farklı parçacıklarla çarpıştırılma deneyleri hala devam etmektedir. Bütün bu çalışmalarda, temel tanımlardan birisi “*durdurma gücü*” hesaplarıdır. Elektronik durdurma gücü ile klasik anlamda çalışılırken, kuantum mekaniksel incelenmesi, günümüzde, çarpışmalarla durdurma gücü, radyasyonla durdurma gücü, nükleer durdurma gücü hesaplarını kapsar.

Bethe, Bloch ve Moller, iyonlar ve elektronların Born pertürbasyon teorisini temel alarak durdurma gücü teorisini geliştirmişlerdir. R. M. Bethe [1,2] teoriye yoğunluk-etki düzeltme terimi eklemiştir. Parçacıkların durdurulmaları üzerine 1950'lerden sonra en çok çalışanlardan birisi Lindhard' dır [3,4]. Klasik ve kuantumsal tanımlar arasındaki ilişkiler üzerine yoğunlaşmıştır. Pratt ve arkadaşları [5] 2 MeV'in altındaki enerjiler için durdurma gücü hesaplarını gerçekleştirmişler.

Radyobiyojoloji ve uzay araştırmalarında kullanılan kompleks katı organik materyal ve suda, 50-500 keV menzilineki enerjili protonların durdurma gücü hesapları, A. Akkerman ve arkadaşları [6] tarafından hesaplanmış ve deneysel sonuçlarla çok uyumlu sonuçlar elde edilmiştir.

Durdurma gücü konusundaki deneysel araştırmalar; elektronik, hızlandırıcılar, dedektör gibi sistemlerin gelişmesiyle, teorik çalışmalar da bilgisayarların devreye

girmesiyle hız kazanmıştır. “Durdurma Gücü” üzerine yapılan çalışmaları genel olarak derleyen P. Sigmund’ un çalışmasında[7] sunduğu grafik (Şekil-1) 1940’lardan 2000’li yıllara kadar bu konuda yapılan çalışmaların gittikçe nasıl arttığını göstermesi bakımından ilginçtir.



Şekil 1.1. “Durdurma gücü” veya “Enerji kaybı” anahtar kelimelerini içeren çalışmaların yıllara göre dağılımı [7].

Malzeme Bilimi ve Teknolojisi, Nükleer Reaktör Teknolojisi, Mikro elektronik Aygıtlar, Nükleer Radyasyonla Teşhis ve Tedavi Birimleri, Biyolojik ve Jeolojik Çevre Bilimleri, Kozmik Radyasyon, Radyoaktivite, Hızlandırıcılar, Dedektörler, parçacıkların durdurulmalarını esas alan çalışmaları kapsayan temel uygulama alanlarıdır. Bu etkileşmelerde enerji menzili eV’den TeV mertebesine kadar genişletilebildiği için uygulama alanı da çok fazladır. Ancak, tüm bu alanlarda, durdurma gücü hesaplarından çıkarılacak hedef sonuçlar farklı oldukları için deneylerin kurguları da farklılıklar gösterir ve bu kadar uzun yıllar yapılan çalışmalara rağmen deneylerle tam uyum içinde olabilecek teorik kesin bir şema yoktur. Yani teorik çalışmalar kesinlikle çok önemlidir ve elbette tıpta teşhis ve tedavi alanındaki önemi baskındır. İyon demetlerinin analizi ve radyasyon tedavisinde enerji kaybının incelenmesi ön plandadır.

Biyolojik yapılarda yüklü parçacıkların enerji kayıplarının tam olarak bilinmesi gereklidir. Mikroskobik seviyede, özellikle radyasyonla tümör tedavilerinde tam değerler bulunarak kullanılmaları büyük önem taşır. Parçacıklar monoenerjik olsalardı durum biraz daha kolay olabilirdi. Ancak pratikte tüm radyasyonlar geniş bir enerji spektrumuna sahiptirler. 10 keV' den büyük enerjili elektronlar için durdurma gücü ve menzil teorik olarak iyi belirlenmiştir. “*Nist Data Base*” [8] de tablolar halinde verilmiştir. 10 keV' in altındaki enerjiler için 1985’li yıllarda teorik durdurma gücü hesapları önem kazanmıştır [9-15].

Berger ve Selzter [16] durdurma gücü hesapları için basit bir metot geliştirdiler. Ancak ara ve düşük enerji bölgesinde bileşikler için basit bir hesaplama yöntemi mevcut değildir.

Yaklaşık 1 keV' in üzerindeki enerjilerde, enerji kaybı elektron ve pozitronlar için benzerdir. Daha düşük enerjilerde önemli farklılıklar vardır[17]. Pozitron durdurma gücü hesapları 10 keV'in üstündeki enerjilerde, teorik ve deneysel olarak uyuşmalarına rağmen 10 keV' in altında pratik olarak kullanılabilecek bir işlem hemen hemen yok gibidir(Batra [18] tarafından bulunan bir eşitlikle, 1 keV ile 500 keV menziline geçerli sonuçlar elde etmişlerdir.). Meiring ve arkadaşları [19] çoklu saçılmaları dikkate alarak bir teori geliştirmişlerdir ancak MeV mertebesinde enerjili elektron ve pozitronların madde ile etkileşmelerinin farkını dikkate almamışlardır yani $S_p \approx S_e$ olarak kabul etmişlerdir [20-22].

M.Ç. Tufan ve H. Gümüş [21] de durdurma gücü hesapları ile ilgili çalışmışlardır. Son yıllarda ağır iyonların tedavide kullanımlarının gündemde olması, iyonların durdurulma çalışmalarını hızlandırmıştır. Karbon iyonlarının suda durdurulma mekanizması, doğru dozimetrik sonuçlar için çok önemlidir [23].

Pozitron Emisyon Tomografi (PET)'nin düzenli kullanılması ve gelişmesi, pozitronların gönderildiği hedef materyal (biyolojik yapılar) ile fiziksel ve kimyasal etkilerinin iyi anlaşılır olması önem kazanmıştır. Ayrıca pozitron kullanarak biyolojik sistemlerdeki radyasyon hasarının incelenebilmesi veya analizi temel

öneme sahiptir. PET görüntülemenin hasarlı bölgeyi tespiti pozitron menziline (dağılımının) bilgisine dayanılarak yapılır. PET ile görüntülemeye, günümüzde yaygın olarak kullanılan pozitron yayınlayıcıları ^{11}C , ^{18}F , ^{13}N ve ^{15}O ' dir. Bilindiği gibi, beta bozunan radyoizotopların yayınladıkları parçacıkların enerji spektrumu sürekli spektrumdur, yani sıfır enerjiden her izotopa özgü olan bir maksimum enerji değerine kadar enerjilerde betalar yayınlanır. PET görüntülemeye yakın zamanlarda kullanımları başlayacak olan pozitron yayınlayıcı izotoplar, ^{64}Cu ile ^{124}I ve kullanımları araştırma aşamasında olanlar ^{38}K , ^{45}Ti , ^{57}Co , ^{68}Ga , ^{109}Cd ve ^{139}Ge dur [24].

Bu çalışmada, 40eV - 1 MeV enerji aralığındaki pozitronlar için su, beyin, kemik, göz merceği, akciğer, kas, deri, yumuşak doku, üre ve kan gibi organik yapıların durdurma gücü hesapları Tsoulfanidis [25] tarafından önerilen eşitlik kullanılarak hesaplanmış ve başka çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Ayrıca aynı biyolojik örneklerde elektronların (β^- 'lerin) durdurulmaları da hesaplanmış ve küçük enerji değerleri için karşılaştırılmıştır.

2. TEMEL TEORİK BİLGİLER

2.1. Radyasyonun Madde ile Etkileşmesi

Radyasyonun madde ile etkileşmesi bilgileri; radyasyonun dedeksiyonu, nükleer dedektörlerin geliştirilmesi ve dizaynı, radyasyondan korunma ilkelerinin belirlenmesi, yaşayan organizmalarda radyasyonun biyolojik etkilerinin incelenmesi gibi alanlarda kullanılmasına temel oluşturur. Etkileşme mekanizması radyasyonun enerjisine bağlı olduğu gibi girdiği ortamın atomunun özelliklerine bağlı olarak da değişir [26].

2.2. Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşmesi

Yüklü parçacıkların atom çekirdeği ile yapabilecekleri Coulomb saçılması önemli bir etkileşme olmasına rağmen hedefe gelen parçacıkların atomik elektronlarla etkileşme ihtimali çekirdekle etkileşme ihtimalinden 10^{15} kez daha fazladır. Yani yüklü bir parçacığın enerjisini kaybetmesi için baskın olan işlem, elektronlarla olan Coulomb saçılmasıdır [27].

Yüklü parçacıkların enerjileri, bunların madde tarafından soğurulmasının ölçülmesiyle tayin edilebilir. Genel olarak, yüklü parçacıklar madde içerisinden geçerken enerji kaybı ve geliş doğrultularından sapmaları gibi iki ana özelliklerle karakterize edilirler. Bu etkiler öncelikle maddenin atomik elektronları ile inelastik çarpışması ve çekirdekten elastik saçılmasının sonucudur. Bu reaksiyonlar maddede birim uzunluk başına birçok defa meydana gelir. Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimini incelerken yüklü parçacıkları hafif yüklü parçacıklar (e , e^+) ve ağır yüklü parçacıklar (müon, pion, proton, alfa ve diğer ağır çekirdekler) diye iki gruba ayırmak gereklidir [26,28].

2.2.1. Ağır yüklü parçacıklar

M kütleli ağır bir parçacık ile m kütleli bir elektron (durgun) arasındaki merkezi çarpışmada enerji ve momentum korunumundan parçacığın kinetik enerjisindeki kayıp için,

$$\Delta T = T \left(\frac{4m}{M} \right) \quad (2.1)$$

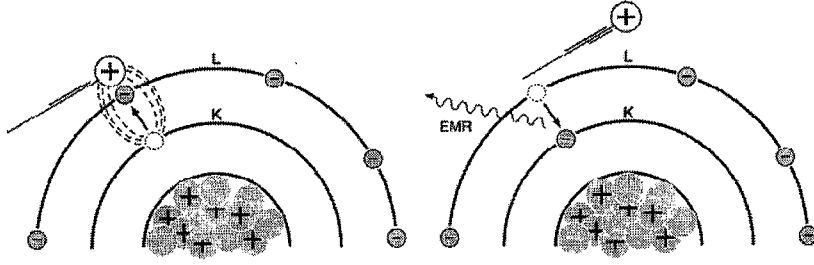
bulunur [27]. Muonlar, pionlar, protonlar, döteronlar ve alfalar gibi ağır yüklü bir parçacık soğurucu bir ortama girer girmez, ortamdaki atomların yörünge elektronların negatif yükü ile kendi pozitif yükleri arasında Coulomb kuvveti ile etkileşir. Ağır yüklü parçacıkların madde içerisindeki enerji kaybından inelastik çarpışmalar sorumludur. Bu etkileşmelerde gelen parçacığın kinetik enerjisi atomun iyonlaşma enerjisinden yeterince büyük ise, enerjisini yolu üzerindeki atomları iyonlaştırmak için maddeye aktarır. Bir atomu iyonlaştırmak için gerekli enerji değeri yaklaşık olarak 10 eV civarındadır [26,28].

Aktarılan enerji keV mertebesinde olursa, elektronların kendileri de çarpışmalarla iyon üretebilirler ve ikincil elektronlar üretilebilirler. Yani hedefe gelen parçacığın kaybettiği enerjiyi ölçmek için atomik uyardılar kadar birincil ve ikincil elektronları da göz önüne almak gerekir[27].

Yüklü bir parçacık madde içerisinde bir uçtan diğer uca geçerken, elektronlar ile çarpışmalar sonucunda enerjisinin çoğunu kaybeder. Her bir etkileşimde kaybedilen enerji çok küçük olacaktır. Bu enerji, toplam enerjinin sadece küçük bir kısmına karşılık geleceğinden, gelen parçacık madde içerisinde bunun gibi birçok etkileşime yapacaktır. Bu durum yüklü parçacığın enerjisinin tamamını kaybedip duruncaya kadar devam edecektir. Meydana gelen negatif iyon (e^-) tekrar ikincil bir iyonlaşmaya sebep olabilir, bu elektronlar delta-ışınları olarak da bilinir. Ağır yüklü parçacıkların atomik elektronlarla çarpışmaları yollarında herhangi bir değişiklik meydana getirmez, yol aşağı yukarı bir doğrudur. Bu sebeple, yüklü parçacıklar,

verilen bir soğurucu madde içinde belirli bir menzil ile karakterize edilirler. Menzil, parçacıkların madde içerisinde duruncaya kadar aldıkları yol olarak tanımlanır [26].

Yüklü parçacığın madde ile etkileşme mekanizması olan iyonlaşmanın yanı sıra bir diğer mekanizma elektronların uyarılmasıdır. Gelen ağır yüklü parçacık iyonizasyon enerjisinden daha büyük enerjiye sahip değilse, bu durum gerçekleşir. Soğurucu maddenin atom veya molekülü gelen parçacığın enerjisinin bir kısmını soğurarak daha yüksek bir enerji seviyesine çıkar. Soğurucu maddeye bağlı olarak uyarılmış atom ya da molekül sonradan görünür bölgede foton ışını yayınlamaya taban durumuna veya daha düşük enerji seviyesine döner (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Atomun uyarılması

Yüklü parçacıklar çekirdeklerle de reaksiyon verebilir, bu durum çekirdekten elastik saçılma olarak da bilinir. Fakat atomun yarıçapı çekirdeğinkinden çok büyük olduğundan, atomun bir elektronu ile reaksiyonu daha olasıdır. Bu durumda büyük kütleli çekirdek, atomda değişiklik meydana getirmeksizin Coulomb itmesi ile ağır yüklü parçacıkların yön değiştirmesine sebep olur. Bu Rutherford' un deneyi ile ispat edildi.

2.2.2. Hafif yüklü parçacıklar

Elektronlar da ağır yüklü parçacıklar gibi atomik elektronlarla Coulomb saçılması yapabilirler. Ancak ağır yüklü parçacıkların etkileşimleri ile önemli farklılıklar da içerirler. Özellikle beta bozunumlarında yayınlanan elektronlar göreceli hızlarla hareket ederler. Elektron ve pozitron gibi hafif yüklü parçacıklar, yüklü çekirdek

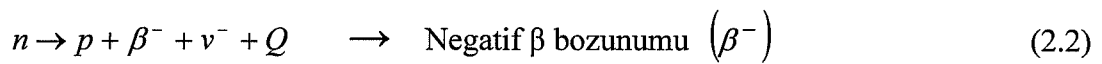
alanından geçtiği zaman ivme kazanırlar. Açığa çıkan enerji Bremsstrahlung (frenleme) radyasyonu denilen sürekli X ışını spektrumu olarak yayınlanır. Bu radyasyon çekirdeğin elektriksel çekimi yüzünden izlediği yolda sapmalar meydana getirir ve düzensiz yörüngeler oluştururlar. Yani gözlenen menzil elektronların takip ettiği yol uzunluğundan çok farklıdır [26,27].

2.3. Beta Bozunumu

İlk gözlenen radyoaktif olaylardan biri, çekirdeklerin negatif elektron yayınlamalarıdır. Bir çekirdeğin atom elektronlarından birini yakalaması ise 1938'de Alvarez'in[29] çekirdek tarafından yakalanan atom elektronunun boşalttığı yerin doldurulması sırasında yayınlanan X ışınlarını bulmasına kadar gözlenememiştir. İlk kez radyoaktif bozunmada pozitron (pozitif elektron) yayınlanması ise Joliot – Curies tarafından keşfedildi (1934). Bu olaylar beta (β) bozunumu olarak adlandırılır [27].

2.3.1. Negatif β bozunumu (β^-)

Nötron sayısının proton sayısına oranı çok yüksek olduğu durumlarda bir nötron protona ve elektrona dönüşür ve çekirdekten yayınlanan elektronun adı "Beta parçacığı"dır. Beta parçacıkları tek enerjili olmayıp, bir enerji spektrumuna sahiptir. Böylece her bir bozunumun toplam enerjisi, beta parçacığı ve anti nötrino arasında bölünür. Nötrino, yüksüz ve kütesizdir.



2.3.2. Pozitif β bozunumu (β^+)

Nötron sayısının proton sayısına oranının çok düşük olduğu durumlarda, bir proton nötrona dönüşür ve çekirdek pozitif yüklü bir beta parçacığı (pozitron) yayınlar.

Pozitron, pozitif yüklü elektron gibi davranır. Ancak bir serbest elektron ile karşılaşır iki parçacık birleşir ve yok olurlar [30].

$$p \rightarrow n + \beta^+ + \nu + Q \rightarrow \text{Pozitif } \beta \text{ bozunumu } (\beta^+) \quad (2.3)$$

Reaksiyonda ortaya çıkan nötrino hemen hemen kütesiz olarak kabul edilen ve diğer parçacıklarla çok zayıf etkileşime giren yüksüz bir parçacıktır. Bozunum sonunda ortaya çıkan yeni çekirdeğin atom numarası ana çekirdeğe göre 1 birim azalırken kütle numarası aynı kalır.[31].

Pozitron, elektronun anti-parçacığdır ve yükü dışında diğer fiziksel özellikleri aynıdır. Emisyonda ortaya çıkan pozitronun ömrü çok kısadır (yaklaşık 9-10 sn). Pozitronlar ortamın atomları ile yaptıkları Coulomb etkileşimleri sonucunda enerjisini kaybederek doku içerisinde 2-7 mm ilerledikten sonra ortamdaki bir elektronla birleşerek yok olur [31] . Yok olma olayından sonra elektron ve pozitron sahip oldukları kütlelerin enerji eşdeğeri olan her biri 511 KeV enerjili iki fotona dönüşürler.

2.3.3. Elektron yakalama (ϵ)

Çekirdeğe çok yakın elektron, çekirdek tarafından yakalanır ve bir proton bir nötrona dönüşür. Bu olaya “elektron yakalama” denir.

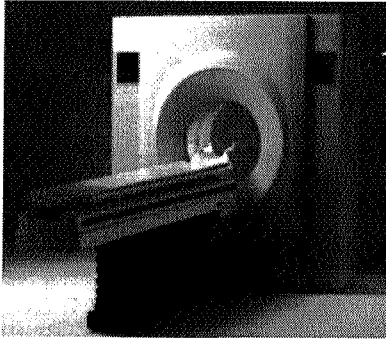
$$p + e^- \rightarrow n + \nu + Q \rightarrow \text{Elektron Yakalama } (\epsilon)$$

3. POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ (PET)

PET, pozitron yayınlayan radyoaktif çekirdeklerin vücuda verilmesinden sonra bunların organizmadaki dağılımlarının, bu iş için özel olarak üretilmiş tarayıcılar ile tomografik olarak gösterilmesidir.

Yetmişli yılların başlarında Hounsfield ve ark.[32] ilk bilgisayarlı tomografi görüntüsünü elde etmeyi başardılar. Yine bu dönemlerde pozitron-elektron yok olmasından kaynaklanan 511 keV fotonlarının kullanımı ile bir nesnenin 3-boyutlu bir görüntüsünün elde edilebilmesi fikri ortaya çıkınca, çeşitli pozitron emisyon tomografi (PET) cihazı denemeleri yapıldı ve günümüzde bilinen PET prensiplerinin temeli Phelps ve Hoffman'ın [33] 1975'de 48 NaI(Tl) detektörden oluşan hegzagonal PET 'i geliştirmeleri ile atılmış oldu.

Pozitron Emisyon Tomografi (PET), Nükleer Tıp görüntüleme yöntemlerinin içinde en gelişmiş olanıdır. Pek çok hastalığın fizyopatolojisinin anlaşılmasına PET ile yapılan çalışmalar büyük katkılar sağlamıştır. Eski yıllarda pahalı bir teknik olduğu için kullanımı belirli araştırma merkezleriyle sınırlı olmasına rağmen son yıllarda maliyette belirgin azalma ile beraber klinik kullanımı hızla artmakta ve bulunduğu merkez sayısı da çoğalmaktadır. Diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak dinamik bilgi sağlaması en önemli özelliğidir.



Şekil 3.1. PET

Günümüz modern PET'leri dairesel olarak yerleştirilmiş birkaç sıra sintilatör halkası ve bu kristallere birleştirilmiş foton çoğaltıcı tüplerden (PMT) oluşmuştur. Kullanılan sintilatör materyalleri vücuttan yayınlanan fotonları detekte edecek özelliklerde malzemelerdir[34]. Ayrıca bu detektörler arasında kurulan çeşitli elektronik üniteler sayesinde yayınlanan fotonların eş zamanlı deteksiyonu sağlanabilmektedir. Sistemde detektörler tarafından toplanan verilerden faydalanılarak görüntünün 3-boyutlu olarak oluşturulmasını sağlamak için yüksek işlem kapasiteli bir bilgisayar da bulunmaktadır.

PET, pozitron emisyonu ile bozulan radyoizotoplardan elde edilen pozitronun, ortamdaki bir elektronla birleşerek yok olması ile ortaya çıkan iki adet 511 keV'lik yok olma fotonunun eşzamanlı dedeksiyonu prensibine dayanan bir sistemdir. Böylece karşılıklı olarak etkileşim halinde bulunan detektörlerden iki tanesi belli bir zaman aralığı içinde gama fotonu alırsa sistem bir adet sayım kaydetmektedir. Bu şekilde dairesel olarak yerleştirilen sintilatör kristalleri vücudun çeşitli bölgelerinde toplanan radyoizotoplardan elde edilen farklı yoğunluktaki 511 keV'lik gama fotonlarının hasta içindeki orijinlerini bilgisayar sistemine kayıt eder. Daha sonra yeniden yapılandırma işlemi ile bu sayısal veriler görüntüye dönüştürülür [32-34].

3.1. PET Görüntüleme Mekanizması

Pozitron emisyonunda orta çıkan iki foton eş zamanlı olarak yayınlanmaktadır. Bu fotonların eş zamanlı deteksiyonu PET'de görüntülemenin temel prensibini oluşturmaktadır. PET, çok kısa bir zaman farklılığı içinde aynı yok olma olayından kaynaklanan yok olma fotonlarını algılamak için dairesel olarak yerleştirilmiş birçok dedektörden oluşmuştur[34]. Görüntülenmesi istenilen nesnenin farklı bölgelerinde oluşan 511 keV enerjili foton çiftleri halka şeklinde konumlandırılmış bu detektörler tarafından algılandıktan sonra, bu verilerden yararlanılarak bilgisayar aracılığı ile nesnenin 3-boyutlu görüntüsü yaratılmaktadır. Burada önemli olan nokta 180° zıt yönde yerleştirilmiş olan detektörlere gelen fotonların aynı yok olma olayından kaynaklandığının doğru tespit edilmesidir [31].

Aynı yok olma olayından kaynaklanan iki 511 keV yok olma fotonunun, herhangi iki detektör tarafından aynı zaman penceresi içinde algılanmasına çakışma olayı (koinsidens) denilmektedir. Bu durumda sistem bir adet sayım kaydetmektedir [35].

Yok olma fotonları doku dışına çıkarken yolları üzerindeki atomlarla etkileşimleri durumunda doğrusal yörüngelerinden saparlar ve enerji kaybedebilirler. Ya da bu fotonların üst üste binmeleri ile 511 keV'den daha yüksek enerjili fotonlar ortaya çıkabilir. Bu durumda 250-650 keV gibi bir aralıktaki tüm fotonlar gerçek koinsidens olarak algılanabilirler. Bunlar görüntü çözünürlüğünü bozarlar. Öte yandan koinsidens kaydı için tam olarak eş zamanlı deteksiyon aranmaz. Bunun yerine çok kısa zaman aralığında 6-12 ns gibi çok kısa zaman aralığında koinsidens kaydına izin verilir. Bunun kullanılmasının nedenleri, i) Hastanın tam merkezde oluşmayan yok olma fotonlarının detektöre varış zamanlarının farklı olması, ii) Gelen sinyal pulslarının detektör elektroniğindeki geçişine ve işlenmesine zaman tanınmasının gerekmesi, iii) Kullanılan sintilasyon detektörlerinden gelen ışık sinyalinin hemen anında oluşmaması ve sintilasyon dikey zamanı (10-100 ns) denen bir zaman aralığı gerektirmesidir [35,36].

3.1.1. PET sintilasyon detektörleri

Sintilasyon detektörleri nükleer tıpta görüntülemeye çok yaygın olarak kullanılan detektör tiplerindendir. Sodyum İyodür, NaI(Tl), sintilasyon kristali 1958 yılından bu yana geleneksel gama kameralarda yaygın olarak kullanılmaktadır[37]. Ancak, NaI(Tl) kristali, nükleer tıp da görüntüleme amacıyla, yaygın olarak kullanılan ve 140 KeV enerjiye sahip meta-stabil teknesyum (^{99m}Tc) radyoizotopu için oldukça uygun olmasına karşın, 511 KeV gibi nispeten daha yüksek enerjili yok olma fotonlarında özellikle durdurma gücü açısından uygun olamamaktadır [38]. Bu nedenle PET'in ilk dönemlerinde NaI(Tl) kristali kullanılırken daha sonraki dönemlerde PET için daha etkin sintilasyon malzemeleri üretilmiştir.

3.2. PET Görüntülemeye Kullanılan Radyoizotoplar

PET’de kullanılan radyoizotoplar, vücutta bulunan temel elementler ile benzer biyokimyasal özellikler taşırlar. Bu radyoizotoplar düşük atom numaralı ve kısa yarı ömürlüdürler. PET radyoizotopları siklotronlarda [39] ya da lineer hızlandırıcılarda [40] yapay olarak üretilebilirler. Deneyler PET’de halen kullanılan dört pozitron yayınlayıcının (Oksijen- ^{15}O ; Azot- ^{13}N , Karbon- ^{11}C ve Flor- ^{18}F), 10-20 MeV enerjili protonlar ve 5-15 MeV enerjili döteronlar kullanılarak elde edilebileceğini göstermiştir [41,42]. Klinikte kullanış amacına uygun bazı biyolojik kimyasal sentezlere maruz bırakılan bu radyoizotoplar, bu işlem sonucunda uygun bir biyomolekülle birleştirilmek suretiyle radyofarmasötik haline getirilmektedir[43]. Ancak ^{11}C , ^{13}N ve ^{15}O radyoizotoplarını kısa yarı ömürleri nedeniyle uzak mesafelerden PET merkezlerine taşınmaları kolay olmamaktadır. Bu nedenle ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C radyoizotopları ile çalışılan merkezler üretim için kullanılan siklotronların yakınında kurulmak zorundadır. Oysa ^{18}F radyoizotopu diğerlerine göre daha uzun bir yarı ömre sahiptir (110 dakika) ve bunların belirli mesafelerdeki merkezlere taşınması mümkün olabilmektedir. Çizelge 2.1’de PET’de yaygın olarak kullanılan ve gelecekte kullanılacak olan radyoizotopların bazı fiziksel özellikleri verilmiştir.

Çizelge 3.1. PET’de kullanılan pozitron yayınlayan radyoizotopların özellikleri

	Pozitron Yayıncılar	$E_{\max}(\text{MeV})$	$T_{1/2}$
Günümüzde Kullanılanlar	^{18}F	0,634	110m.
	^{11}C	0,960	20 m
	^{13}N	1,198	10 m
	^{15}O	1,732	2 m
Kullanımları Araştırma Aşamasında Olanlar	^{64}Cu	0,653	12,7 h
	^{124}I	2,136	4,18 d
	^{38}K	2,723	7,636 m
	^{45}Ti	1,040	184,8 m
	^{57}Co	0,699	271,79 d
	^{68}Ga	1,899	67,3 m
	^{109}Cd	0,126	462,6 d

Çizelge 3.2. Nükleer tıpta kullanılan radyoaktif izotoplar ve kullanım alanları [16]

Uygulama Alanı	Radyoaktif izotoplar
SPECT (Tekli-Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi)	Ga-67, Tc-99m, In-111, I-123, Tl-201-Teşhis için kullanılır. Cu-64, Cu-67, Pd-103, Re-186, At-211-Tedavi için kullanılır.
PET (Pozitron Emisyon Tomografi)	C-11, N-13, O-15, F-18 – Kullanımdadır. Cu-64, I-124 – Rezervleri bulunmaktadır. K-38,Ti-45,Co-57,Cu-62, Se-73, Br-75, Rb-82m, Tc-94m – Kullanımı araştırma aşamasındadır.
Ticari tıbbi radyoizotoplar	F-18, Ga-67, Rb-81/Kr-81m, Tc-99m, Pd-103, Xe-123/I-123, I-131, Pb-201/Tl-201, I-124

3.3. Yakın Gelecekte PET de Kullanılacak Olan Radyoizotoplar

PET görüntülemede yakın zamanlarda kullanımları gündemde olan pozitron yayımlayıcı izotoplar, ^{64}Cu ile ^{124}I , ^{38}K , ^{45}Ti , ^{57}Co , ^{68}Ga , ^{109}Cd ve ^{139}Ge dur [24].

Radyoizotop üretimi, çekirdek tepkimelerini temel alır. Genelde çekirdek tepkimelerinde bir hedef üzerine belli enerjide gönderilen parçacıklarla tepkimeye girdiğinde bir ürün çekirdek oluşur ve kimyasal yöntemlerle işlem görüp nükleer tıpta kullanılacak hale getirilir. SPECT ve PET yöntemlerinde kullanılan C-11, F-18, Ga-67, Tl-201,I-123 gibi radyoizotopların üretimi, hızlandırılmış yüklü parçacıklar gerektiğinden, sadece siklotronda mümkündür.

3.4. Durdurma Gücü

Durdurma Gücü, Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu (ICRU) [44] 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. Ortama giren radyasyonun yükü, kütlesi ve hızı ortamın da yoğunluğu, atom numarası göz önüne alınarak hesaplanan durdurma gücü hesapları ağır yüklü parçacıklar için Bethe [45,46] tarafından formüle edilmiştir [47-49].

Pozitronlar için hem iyonizasyonla kayıpları hem de Bremsstrahlung ile kayıpları göz önüne alarak 1995 yılında Tsoulfanidis tarafından güvenilir bir durdurma gücü eşitliği önerilmiştir. Bu çalışmada hem pozitronlar hem de elektronlar için durdurma gücü hesapları bu ifade kullanılarak hesaplanmıştır.

3.4.1. Çarpışmalarla durdurma gücü

Tsoulfanidis tarafından pozitronlar için verilen durdurma gücü ifadesi, MeV/m biriminde[25],

$$\frac{dE}{dx} = 4\pi_0^2 \frac{mc^2}{\beta^2} NZ \times \left[\ln \left(\frac{\beta\gamma\sqrt{\gamma-1}mc^2}{I} \right) - \frac{\beta^2}{24} \left[23 + \frac{14}{\gamma+1} + \frac{10}{(\gamma+1)^2} + \frac{4}{(\gamma+1)^3} \right] + \frac{\ln 2}{2} \right] \quad (2.4)$$

olarak verilir. Burada, r_0 , klasik elektron yarıçapı olup $2,818 \times 10^{-15}$ metre Mc^2 , pozitronun durgun kütle enerjisi olup 0,511 MeV dur; N , hedef materyalin m^3 ü başına atom sayısıdır ($N=pN_0/A$); A ve Z hedef materyalin atom ağırlığı ve atom numarasıdır; $\gamma=(T+mc^2)/mc^2=1/(1-\beta^2)^{1/2}$; T , parçacığın MeV cinsinden kinetik

enerjisidir; I , hedefin eV cinsinden ortalama uyarma potansiyelidir. Elektronlar için verilen durdurma gücü ifadesi ise;

$$\begin{aligned} \frac{dE}{dX} = 4\pi r_0^2 \frac{mc^2}{\beta^2} NZx \left\{ \ln \left(\frac{\beta\gamma\sqrt{\gamma-1}}{I} mc^2 \right) \right. \\ \left. + \frac{1}{2\gamma^2} \left[\frac{(\gamma-1)^2}{8} + 1 - (\gamma^2 + 2\gamma - 1) \ln 2 \right] \right\} \end{aligned} \quad (3.2)$$

dir.

3.4.2. Radyasyonla durdurma gücü

Yukarıda anlatılan çarpışmalarla enerji kaybı yüklü parçacığın radyasyonla enerji kaybı olan bremsstrahlung ile olan kaybı içermez. Beta parçacıklarının enerjilerinin fazla olması ve hedef materyalin atom numarası arttıkça radyasyonla kayıplar daha önemli hale gelirler. Beta parçacıklarının bremsstrahlung emisyonu ile enerji kayıpları şu ilişki ile hesaplanabilmektedir [49] .

$$\frac{E_{\text{bremss.}}}{E_{\text{iyoniz.}}} = \frac{EZ}{750} \quad (3.3)$$

Burada, E , MeV cinsinden beta parçacığının enerjisi; Z , hedef materyalin atom numarasıdır. Yukarıdaki eşitlik şöyle de yazılabilir:

$$\left(\frac{dE}{dx} \right)_{\text{rad.}} = \frac{ZE}{750} \left(\frac{dE}{dx} \right)_{\text{iyon.}} \quad (3.4)$$

3.4.3. Ortalama uyarma enerjisi (I)

Durdurma gücü hesabı için önemli parametrelerden birisi de ortalama uyarma enerjisi olup hedef materyalin durdurma özelliklerini karakterize eder. Ortalama

Uyarma Enerjisi kuantum mekaniksel bir yaklaşım kullanılarak teorik veya deneysel olarak elde edilir. Eğer hedef saf bir element ise şöyle tanımlanır:

$$Z > 12 \quad \text{ için } I = (9,76 + 58,8Z^{-1,19})Z \quad [25].$$

Ancak hedef, elementlerin karışımından oluşan bir bileşik ise ortalama uyarma enerjisi Bethe teorisi ile hesaplanır:

$$\langle I \rangle = \exp \left\{ \left(\sum_i w_i \left(\frac{Z_i}{A_i} \right) \ln I_i \right) / \sum_i w_i Z_i / A_i \right\} \quad (3.5)$$

Burada w_i , Z_i , A_i , ve I_i sırasıyla, bileşik içindeki elementlerin yüzde ağırlıkları, atom numaraları, atom ağırlıkları, ortalama uyarma enerjisidir [50,51,52].

Tsoufanidis [25] çeşitli elementlerin I değerlerini deneysel olarak hesaplamıştır. Bunun bir uygulaması aşağıda sunulmuştur: ^{90}Y , 2,280 MeV enerjili betalar yayınlayan radyoaktif bir elementtir. NaI sintilatörü üzerine gönderildiğinde, uyarma enerjisinin hesabı için öncelikle γ ve β değerlerinin bilinmesi gerekir:

$$\gamma = \frac{2,280 \text{ MeV} + 0,511 \text{ MeV}}{0,511 \text{ MeV}} = 5,462 \quad (3.6)$$

$$\beta = \sqrt{1 - \frac{1}{\gamma^2}} \quad (3.7)$$

NaI hedefin atom ağırlığı ortalama A olarak alınmalıdır. Hedefin %15,3 ü Na ve % 84,7'si I olduğu için ortalama A ;

$$A_{0rt} = (0,153)(A_{Na}) + (0,847)(A_I) = (0,153)(23) + (0,847)(127) = 111 \quad (3.8)$$

ve

$$Z_{eff} = \frac{\sum_{i=1}^n \left(\frac{w_i}{A_i} \right) Z_i^2}{\sum_{i=1}^n \left(\frac{w_i}{A_i} \right) Z_i} \quad (3.9)$$

Burada, n, hedefin element sayısı; w_i ; i. elementin ağırlık yüzdesidir. $w_i = N_i A_i / M$ 'dir. N_i , i. elementin atom sayısı, M de hedefin moleküler ağırlığıdır. Yukarıdaki eşitlik, NaI hedefi için hesaplanırsa $Z_{eff} = 45,798$ bulunur. Ortalama uyarma enerjisi ise 400 eV bulunur [53].

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. Hedef Olarak Kullanılan Biyolojik Yapıların İçerikleri ve Özellikleri

Bu çalışmada durdurma gücü hesabı yapılacak hedef materyallerimiz biyolojik yapılardır. Bu yapıların içerikleri ve özellikleri Nist programından alınmıştır [54]. Çizelge 3.1’de beyin için, Çizelge 3.2’de akciğer için, Çizelge 3.3’de kas için, Çizelge 3.4’de deri için, Çizelge 3.5’de üre için, Çizelge 3.6’da kan için, Çizelge 3.7’de testis için, Çizelge 3.8’de yumuşak doku için, Çizelge 3.9’da lens için, Çizelge 3.10’da kortikal kemik için, Çizelge 3.11’de kompakt kemik için içerik ve özellikleri verilmiştir.

Çizelge 4.1. Beyin içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1,030000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	73,300000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0,110667
C	6	0,12542
N	7	0,01328
O	8	0,737723
Na	11	0,00184
Mg	12	0,000150
P	15	0,00354
S	16	0,00177
Cl	17	0,00236
K	19	0,0031
Ca	20	0,000090
Fe	26	0,00005
Zn	30	0,00001

Çizelge 4.2. Akciğer içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.05000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	75.300000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.101278
C	6	0.102310
N	7	0.028650
O	8	0.757072
Na	11	0.001840
Mg	12	0.000730
P	15	0.000800
S	16	0.002250
Cl	17	0.002660
K	19	0.001940
Ca	20	0.000090
Fe	26	0.000370
Zn	30	0.000010

Çizelge 4.3. Kas içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.04000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	75.300000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.100637
C	6	0.107830
N	7	0.027680
O	8	0.754773
Na	11	0.000750
Mg	12	0.000190
P	15	0.001800
S	16	0.002410
Cl	17	0.000790
K	19	0.003020
Ca	20	0.000030
Fe	26	0.000040
Zn	30	0.000050

Çizelge 4.4. Deri içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.10000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	72.700000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.100588
C	6	0.228250
N	7	0.046420
O	8	0.619002
Na	11	0.000070
Mg	12	0.000060
P	15	0.000330
S	16	0.001590
Cl	17	0.002670
K	19	0.000850
Ca	20	0.000150
Fe	26	0.000010
Zn	30	0.000010

Çizelge 4.5. Üre içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.32300E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	72.800000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.067131
C	6	0.199999
N	7	0.466459
O	8	0.266411

Çizelge 4.6. Kan içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.06000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	75.200000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.104166
C	6	0.092270
N	7	0.019940
O	8	0.773884
Na	11	0.002260
Mg	12	0.000110
P	15	0.001250
S	16	0.001460
Cl	17	0.002440
K	19	0.002080
Ca	20	0.000100
Fe	26	0.000020
Zn	30	0.000020

Çizelge 4.7. Testis içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.04000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	75.000000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.101866
C	6	0.100020
N	7	0.029640
O	8	0.759414
Na	11	0.001850
Mg	12	0.000040
P	15	0.000030
S	16	0.000350
Cl	17	0.001850
K	19	0.002780
Ca	20	0.001630
Fe	26	0.000060
Zn	30	0.000460

Çizelge 4.8. Yumuşak doku içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.00000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	72.300000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.104472
C	6	0.232190
N	7	0.024880
O	8	0.630238
Na	11	0.001130
Mg	12	0.000130
P	15	0.001330
S	16	0.001990
Cl	17	0.000230
K	19	0.000050
Ca	20	0.000230
Fe	26	0.000050
Zn	30	0.000030

Çizelge 4.9. Lens içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.10000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	73.300000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.099269
C	6	0.193710
N	7	0.053270
O	8	0.653751

Çizelge 4.10. Kortikal kemik içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.85000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	106.400000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.047234
C	6	0.144330
N	7	0.041990
O	8	0.446096
Mg	12	0.002200
P	15	0.104970
S	16	0.003150
Ca	20	0.209930
Zn	30	0.000100

Çizelge 4.11. : Kompakt kemik içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.85000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	91.900000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.063984
C	6	0.278000
N	7	0.027000
O	8	0.410016
Mg	12	0.002000
P	15	0.070000
S	16	0.002000
Ca	20	0.147000

Çizelge 4.12. Su içerik ve özellikleri

Yoğunluk (g/cm ³)	:	1.00000E+00
Ortalama Uyarma Enerjisi	:	75.000000 eV
Bileşimi		
Atom Numarası		Yüzde Katkısı
H	1	0.111894
O	8	0.888106

4.2. Ortalama Atomik Kütle ve Etkin Atom Numarası

Bu çalışmada, durdurma gücü hesaplamak için seçilen hedefler, biyolojik kompleks yapılardır. Hedef tek bir elementten oluşmadığı için “Ortalama Atom Sayıları” ve “Etkin Atom Numaraları”nın tespit edilmesi gerekir[54].

Hedefin ortalama atom sayısının bulunmasına bir örnek olmak üzere, Kemik için yapılan işlem aşağıda verilmiştir:

$$A_{ort} = \sum_i (A_i w_i) \quad (4.1)$$

$$\begin{aligned} A_{ort} &= 1,0079 \times 0,063984 + 12,011 \times 0,278 + 14,0067 \times 0,027 \\ &\quad + 15,9994 \times 0,410016 + 24,305 \times 0,002 + 30,9737 \times 0,07 \\ &\quad + 32,06 \times 0,002 + 40,078 \times 0,147 \\ &= 18,5141 \end{aligned}$$

Soğurucu hedefin Etkin Atom Numaralarını bulmak için yapılan işleme bir örnek olmak üzere BEYİN ele alınmıştır.

$$\begin{aligned} &\left(\frac{0,110667}{1}\right)1^2 + \left(\frac{0,125420}{12,011}\right)6^2 + \left(\frac{0,01328}{14,0067}\right)7^2 + \left(\frac{0,7377}{15,9994}\right)8^2 + \left(\frac{0,001840}{22,9898}\right)11^2 + \\ &\left(\frac{0,00015}{24,305}\right)12^2 + \left(\frac{0,00354}{30,9738}\right)15^2 + \left(\frac{0,00177}{32,06}\right)16^2 + \left(\frac{0,00236}{35,4527}\right)17^2 + \left(\frac{0,0031}{39,0983}\right)19^2 \\ &\quad + \left(\frac{0,00009}{40,078}\right)20^2 + \left(\frac{0,00005}{55,847}\right)26^2 + \left(\frac{0,00001}{65,39}\right)30^2 \\ &= \frac{\left(\frac{0,110667}{1}\right)1 + \left(\frac{0,125420}{12,011}\right)6 + \left(\frac{0,01328}{14,0067}\right)7 + \left(\frac{0,7377}{15,9994}\right)8 + \left(\frac{0,001840}{22,9898}\right)11 + \\ &\quad \left(\frac{0,00015}{24,305}\right)12 + \left(\frac{0,00354}{30,9738}\right)15 + \left(\frac{0,00177}{32,06}\right)16 + \left(\frac{0,00236}{35,4527}\right)17 + \left(\frac{0,0031}{39,0983}\right)19 \\ &\quad + \left(\frac{0,00009}{40,078}\right)20 + \left(\frac{0,00005}{55,847}\right)26 + \left(\frac{0,00001}{65,39}\right)30}{\quad} \end{aligned}$$

$$Z_{eff} = \frac{3,5839}{0,55508} = 6,4565 \quad (4.2)$$

Çizelge 4.13.Durdurma gücü hesaplamaları için hedefin ortalama atomik kütle(A_{ort}), etkin atom numarası(Z_{eff}), yoğunluk(ρ), ortalama uyarma enerjileri($\langle I \rangle$)

<i>Hedef</i>	<i>A_{ort}</i>	<i>Z_{eff}</i>	ρ (g/cm ³)	$\langle I \rangle$
Beyin	14,03	6,46	1,03	73,3
Kemik(kompakt)	18,51	8,74	1,85	91,9
Kemik(kortikal)	21,33	10,18	1,85	106,4
Lens	13,63	6,34	1,1	73,3
Akciğer	14,2	6,58	1,05	75,3
Kas	14,17	6,57	1,04	75,3
Deri	13,596	6,32	1,1	72,7
Yumuşak doku	13,60	6,3	1	72,3
Üre	13,27	6,313	1,32	72,8
Kan	14,18	6,57	1,06	75,2
Testis	14,19	6,57	1,04	75
Su	14,322	6,6	1,0	75,0

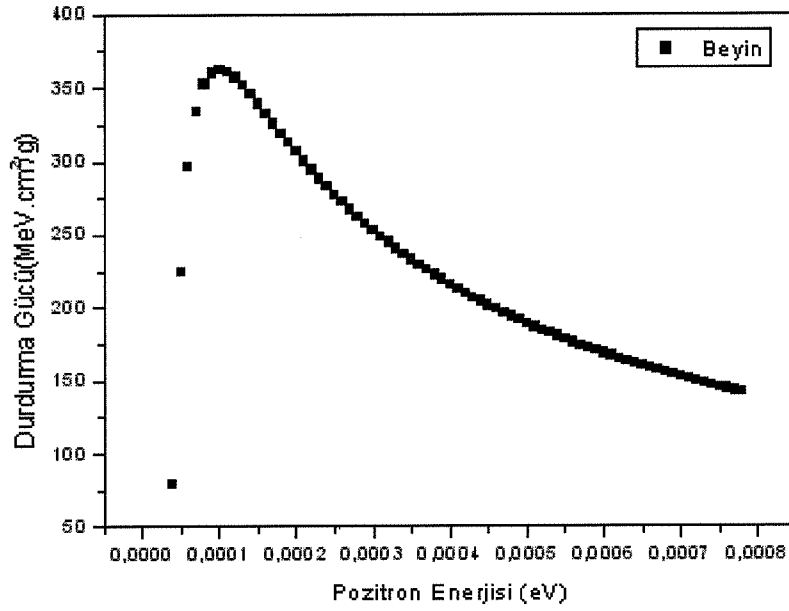
Çizelge 4.14.: Bazı radyoizotopların maksimum pozitron enerji değerleri ve bu biyolojik hedeflerdeki durdurma gücü değerleri (MeV.cm²/g)

Pozitron Kaynağı	Enerji (MeV)	Beyin	Kemik	Lens	Akciğer	Kas	Deri	Üre	Kan
¹⁰⁹ Cd	0.126	3.1589	5.6552	3.4105	3.2339	3.2046	3.4089	4.1995	3.2642
¹⁸ F	0.634	1.6535	2.9777	1.7851	1.6938	1.6784	1.7839	2.1976	1.7096
⁶⁴ Cu	0.653	1.6460	2.9647	1.7769	1.6861	1.6708	1.7758	2.1877	1.7019
⁵⁷ Co	0.699	1.6304	2.9376	1.7601	1.6702	1.6550	1.7589	2.1669	1.6858
¹¹ C	0.96	1.5852	2.861	1.7112	1.6241	1.6094	1.7100	2.1067	1.6393
⁴⁵ Ti	1.04	1.5800	2.8531	1.7057	1.6189	1.6042	1.7044	2.0998	1.6340
¹³ N	1.198	1.5763	2.8489	1.7016	1.6152	1.6006	1.7003	2.0947	1.6302
¹⁵ O	1.732	1.5937	2.8879	1.7202	1.6333	1.6185	1.7188	2.1175	1.6485
⁶⁸ Ga	1.899	1.6031	2.9073	1.7304	1.6432	1.6282	1.7289	2.1300	1.6584
³⁸ K	2.723	1.6561	3.0136	1.7874	1.6979	1.6824	1.7858	2.2000	1.7136

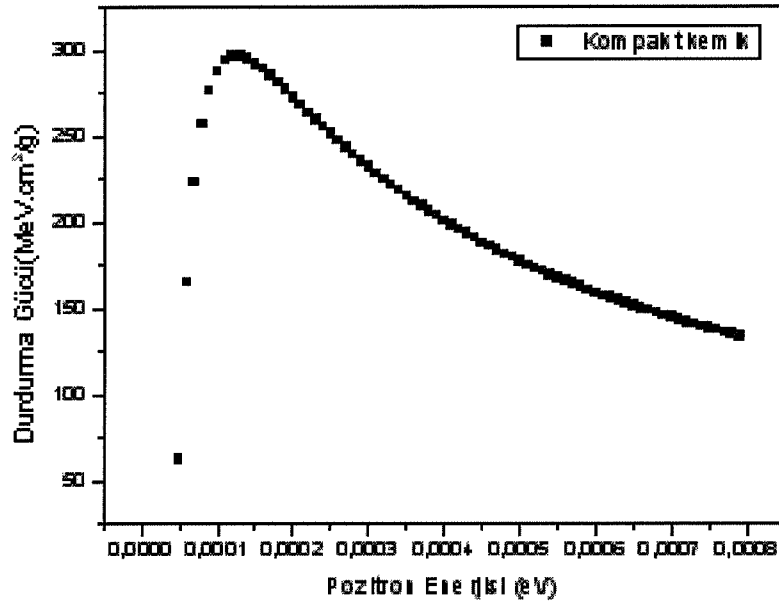
4.3. Durdurma Gücünün Pozitron Enerjisiyle Değişimi

Aşağıdaki grafiklerde beyin, akciğer, lens, yumuşak doku, kompakt kemik, kortikal kemik, testis, üre, kan, kas, deri için durdurma gücünün pozitron enerjisine göre değişimi grafikleri verilmiştir. Elde edilen grafiklerde maksimum durdurma gücünün hangi enerji değerlerinde olduğunu bulmak için 0.00004 MeV den 0.001 MeV e

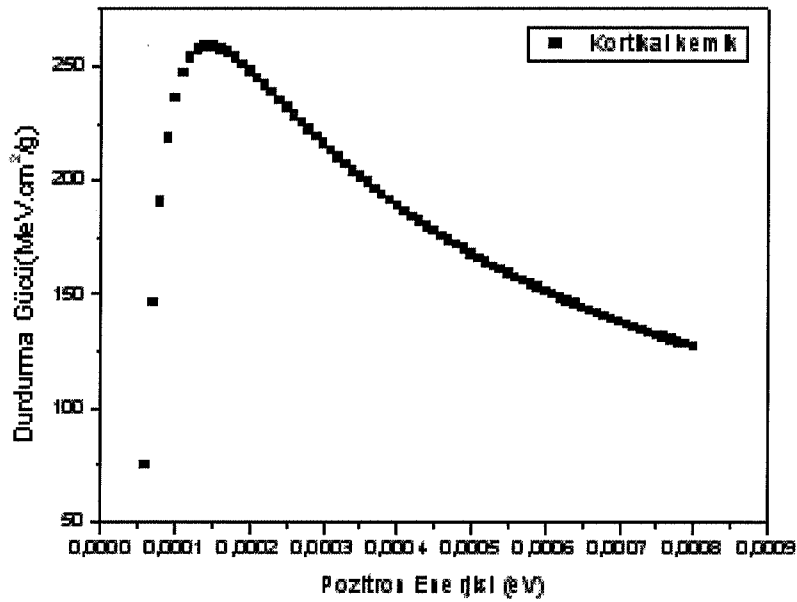
kadar olan enerji aralığındaki durdurma gücü hesaplanmış ve maksimum olduğu enerji değeri elde edilmiştir.



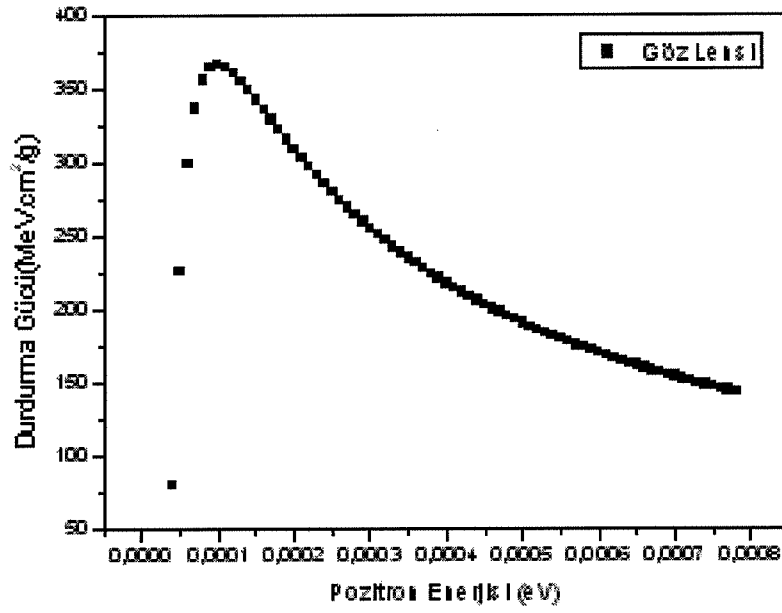
Şekil 4.1.Beyin için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



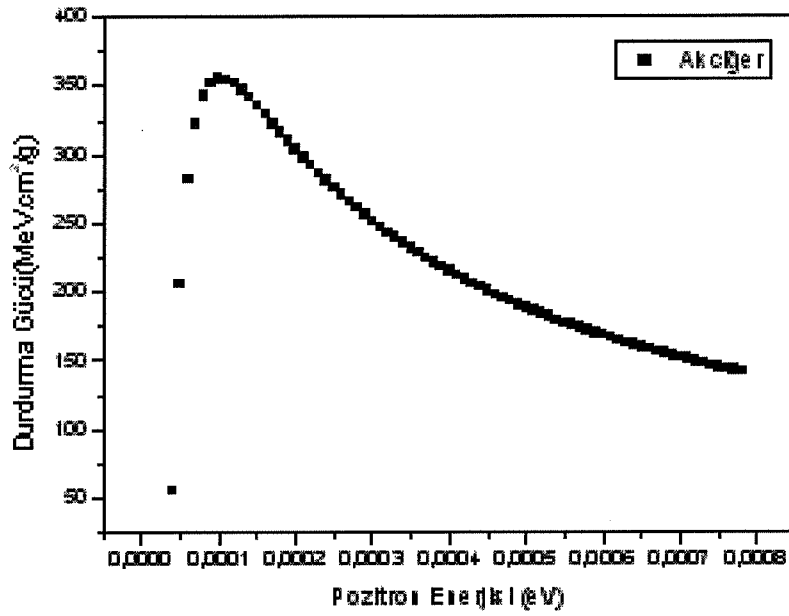
Şekil 4.2. Kompakt kemik için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



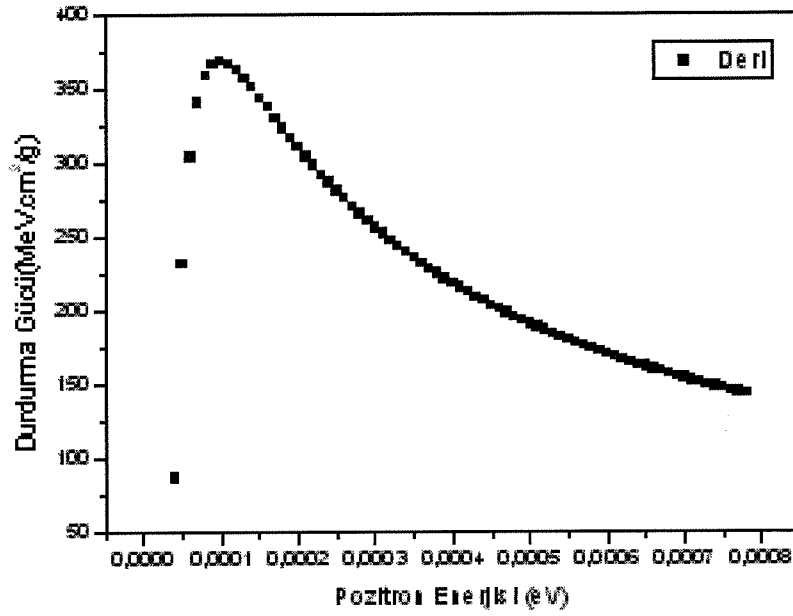
Şekil 4.3. Kortikal kemik için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



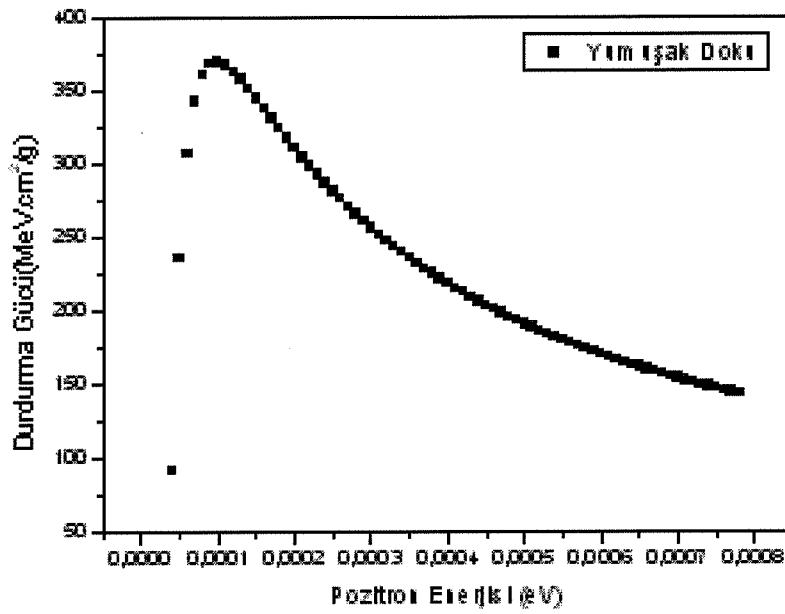
Şekil 4.4. Lens için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



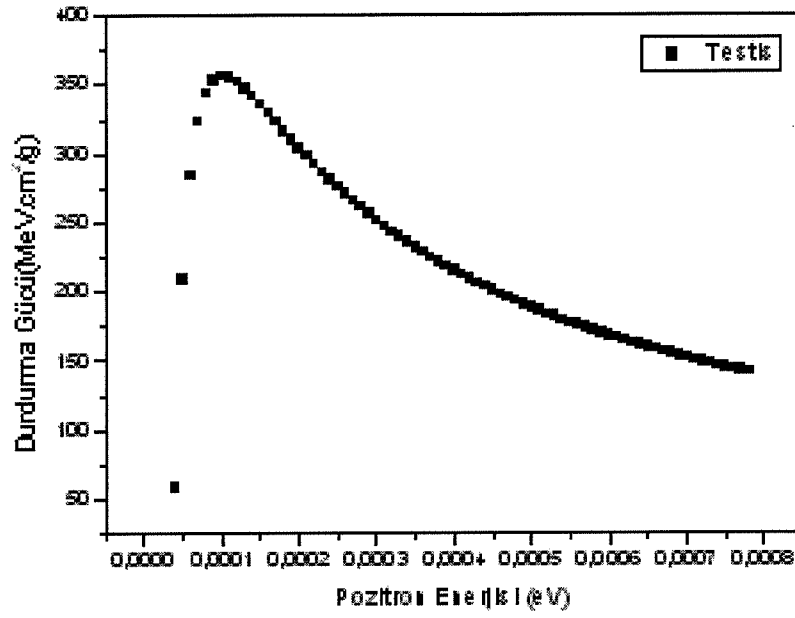
Şekil 4.5. Akciğer için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



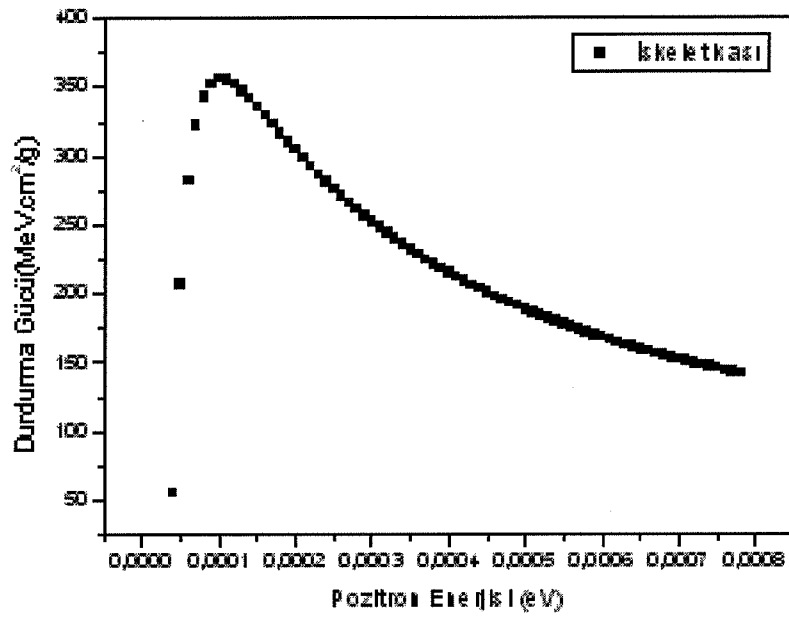
Şekil 4.6. Deri için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



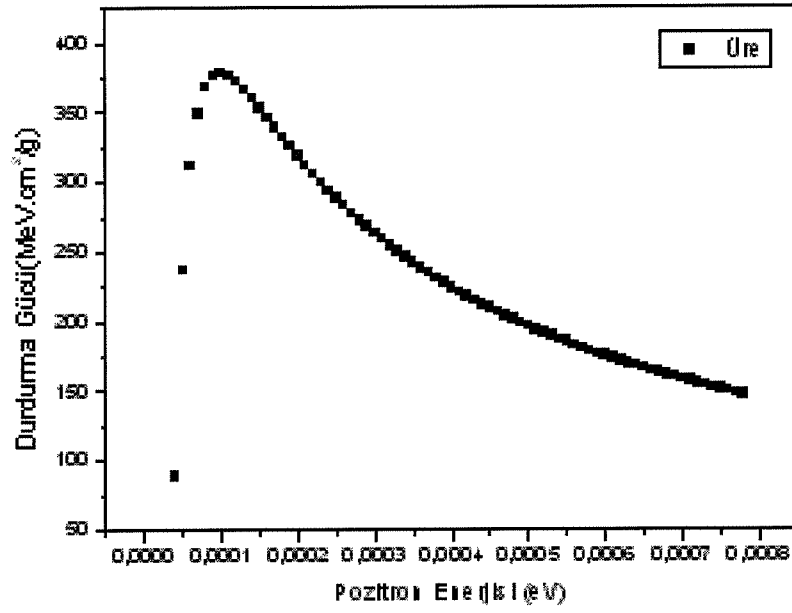
Şekil 4.7. Yumuşak doku için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



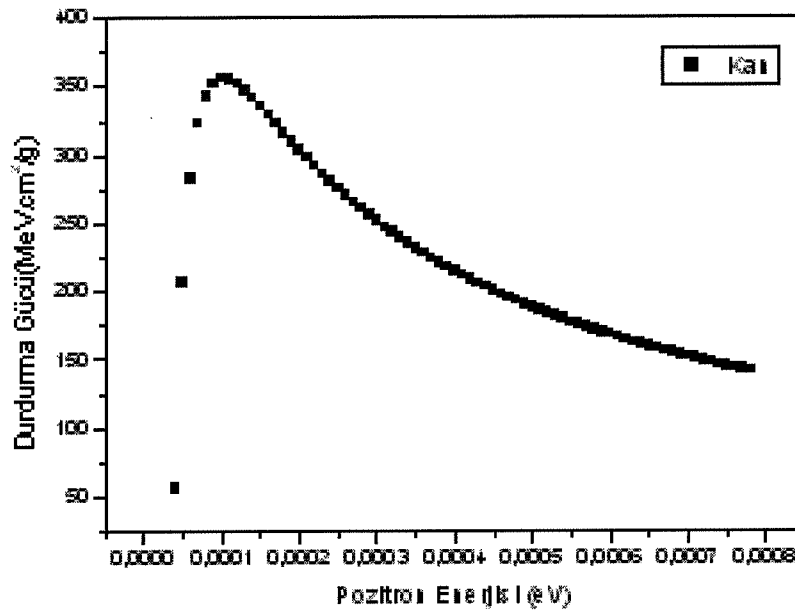
Şekil 4.8. Testis için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim Grafiği



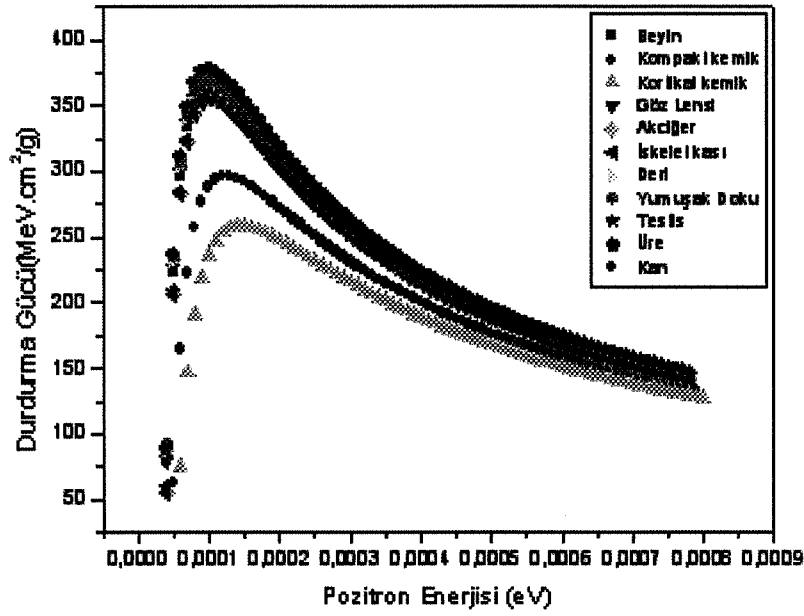
Şekil 4.9. İskelet kasi için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



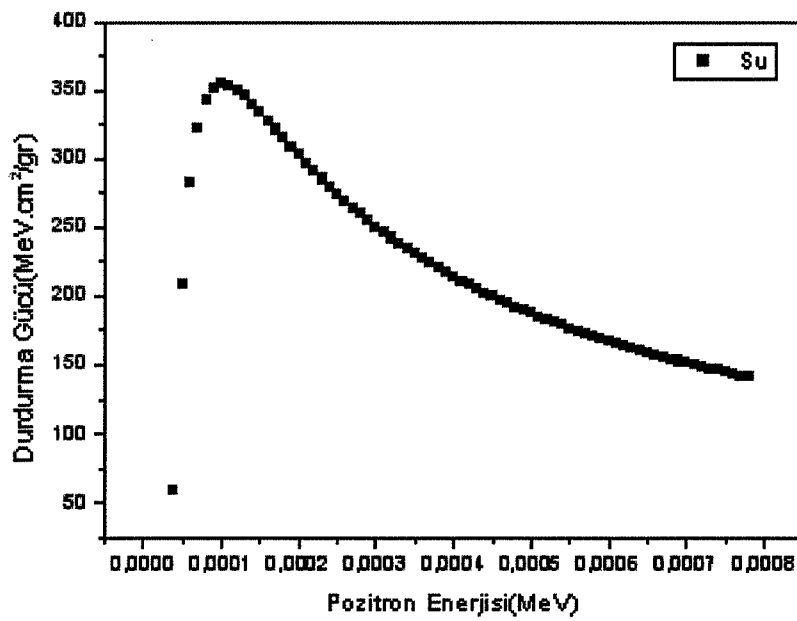
Şekil 4.10. Üre için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



Şekil 4.11. Kan için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



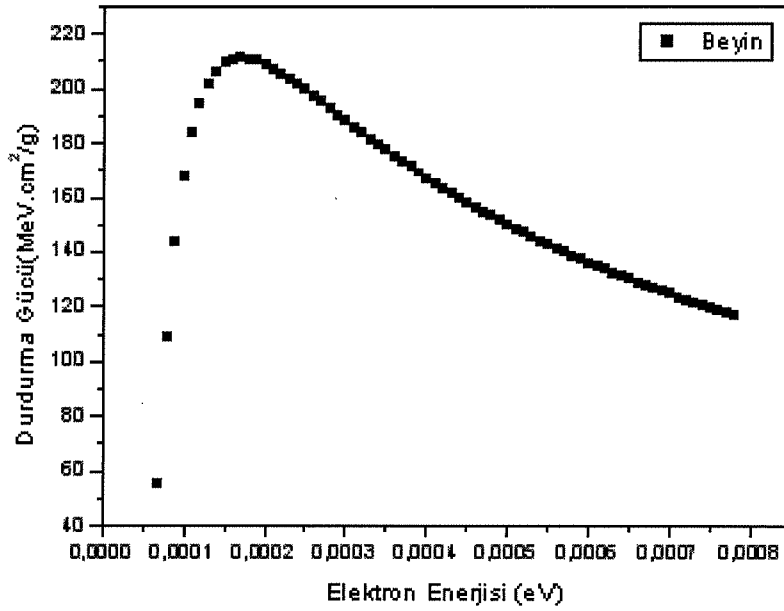
Şekil 4.12. Yumuşak doku, beyin, kortikal kemik, kompakt kemik, iskelet kası, üre, kan, testis, akciğer, lens, deri için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği



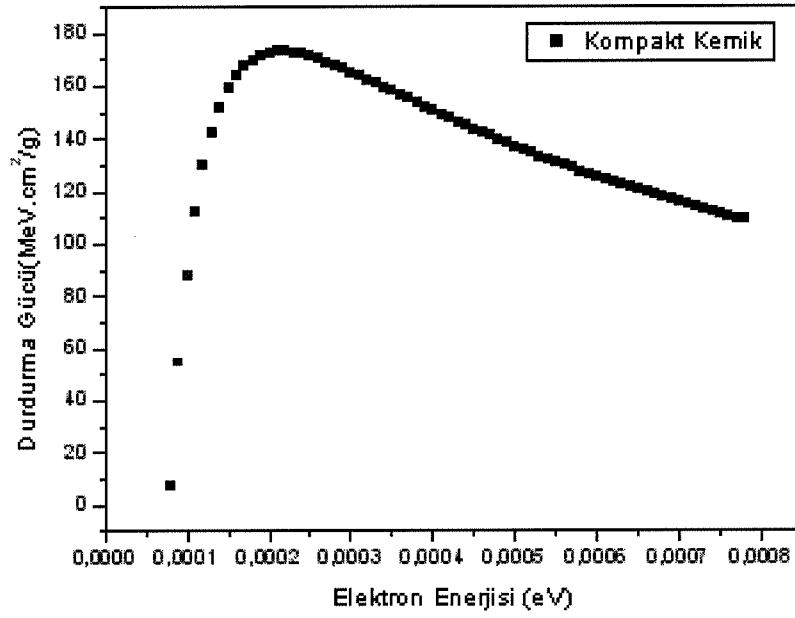
Şekil 4.13. Su için, durdurma gücünün değerinin pozitron enerjisine bağlı değişim grafiği

4.4. Durdurma Gücünün Elektron Enerjisiyle Değişimi

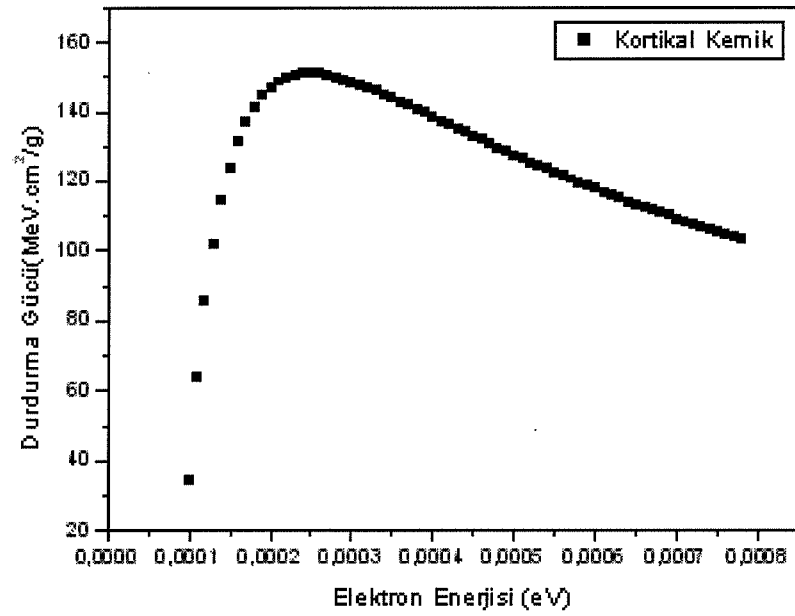
Aşağıdaki grafiklerde beyin, akciğer, lens, yumuşak doku, kompakt kemik, kortikal kemik, testis, üre, kan, kas, deri için durdurma gücünün elektron enerjisine göre değişimi grafikleri verilmiştir. Elde edilen grafiklerde maksimum durdurma gücünün hangi enerji değerlerinde olduğunu bulmak için 0.00004 MeV den 0.001 MeV e kadar olan enerji aralığındaki durdurma gücü hesaplanmış ve maksimum olduğu enerji değeri elde edilmiştir.



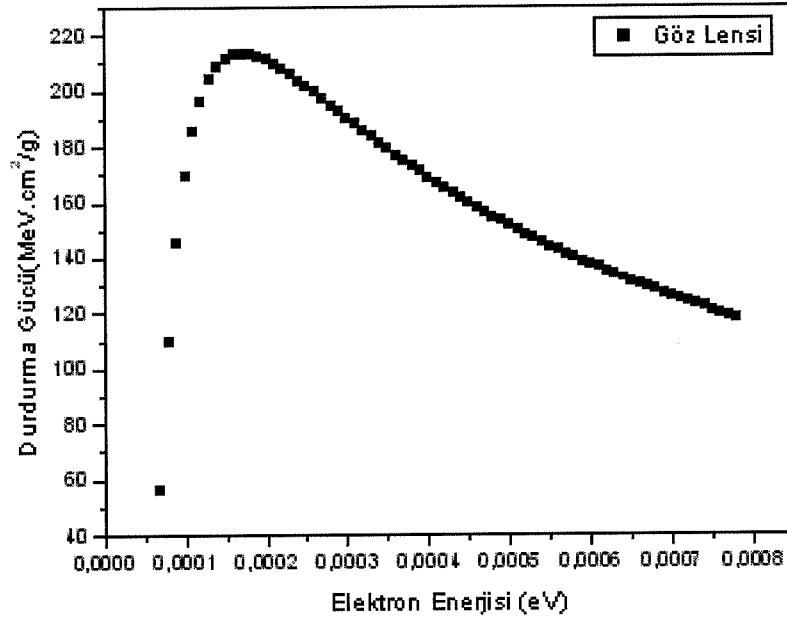
Şekil 4.14. Beyin için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



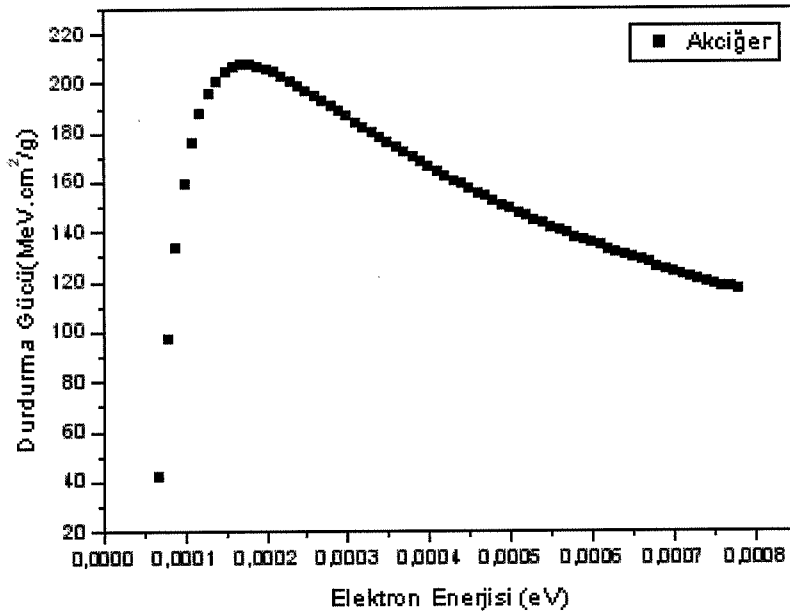
Şekil 4.15. Kompakt kemik için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



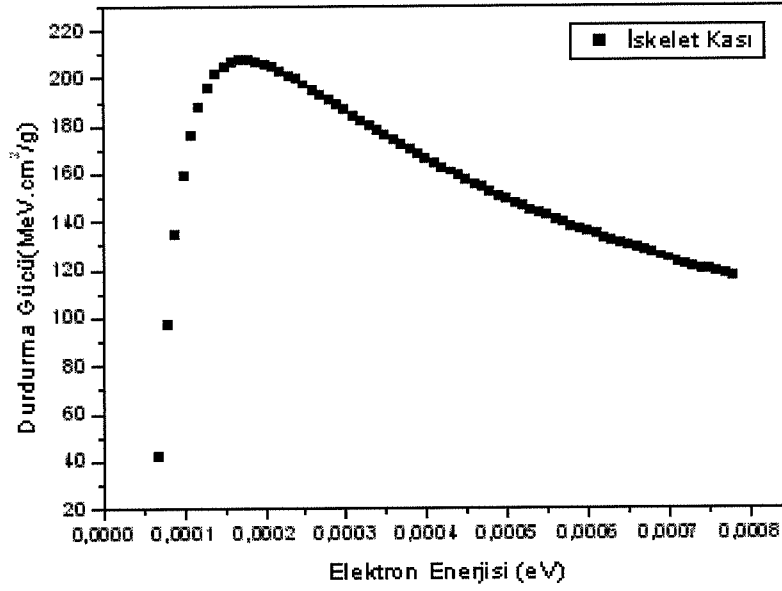
Şekil 4.16. Kortikal kemik için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



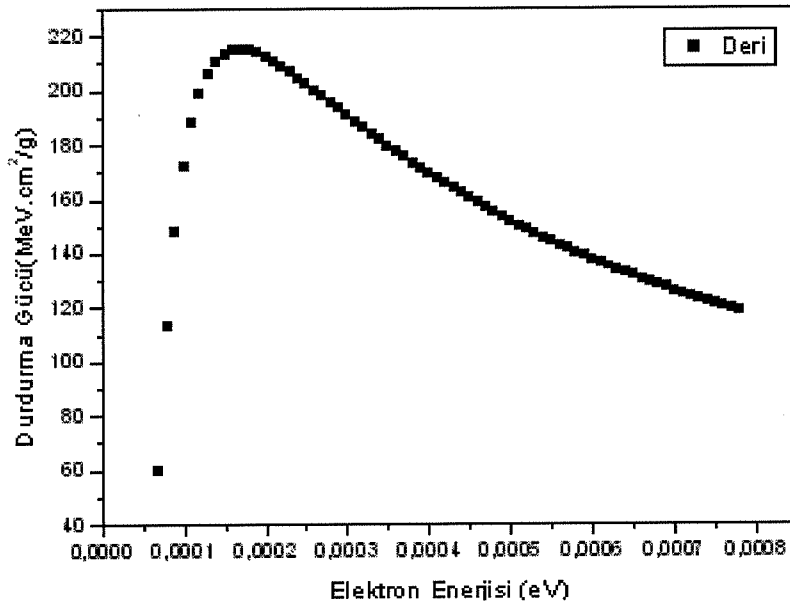
Şekil 4.17. Lens için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



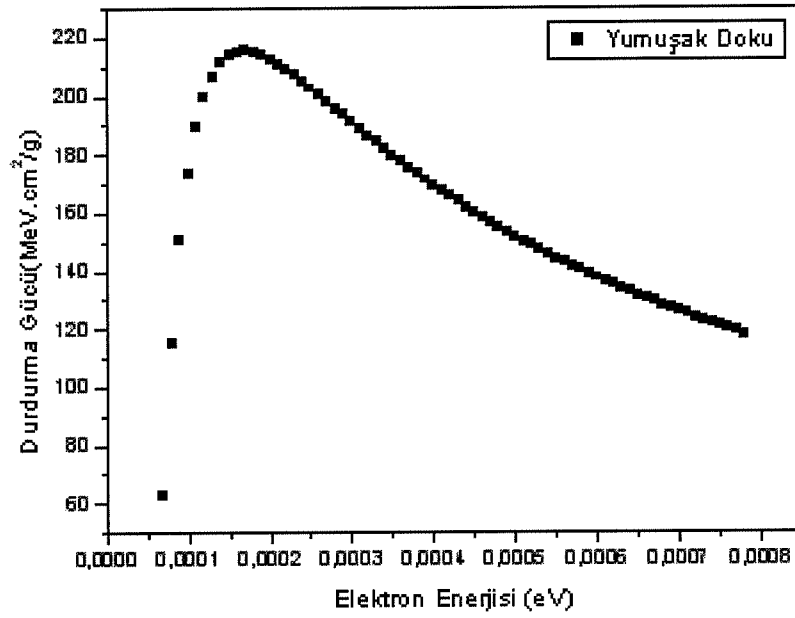
Şekil 4.18. Akciğer için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



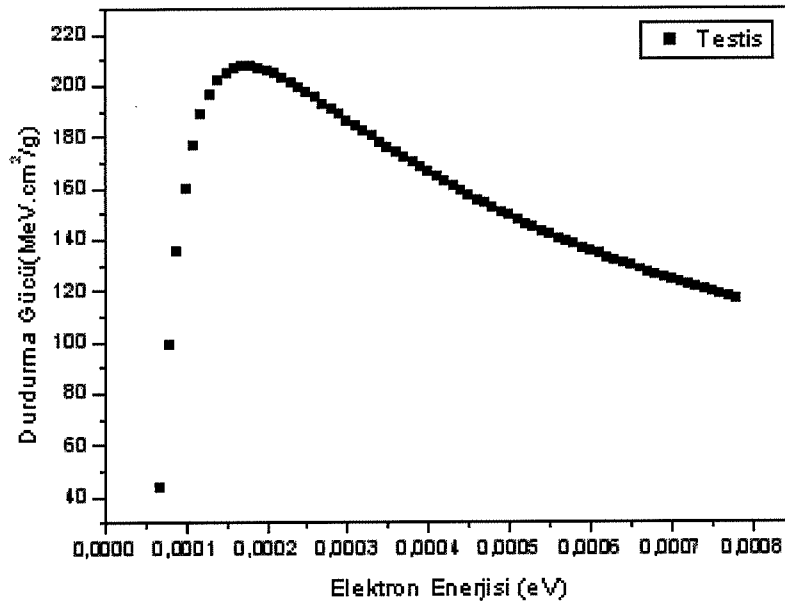
Şekil 4.19. İskelet kasi için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



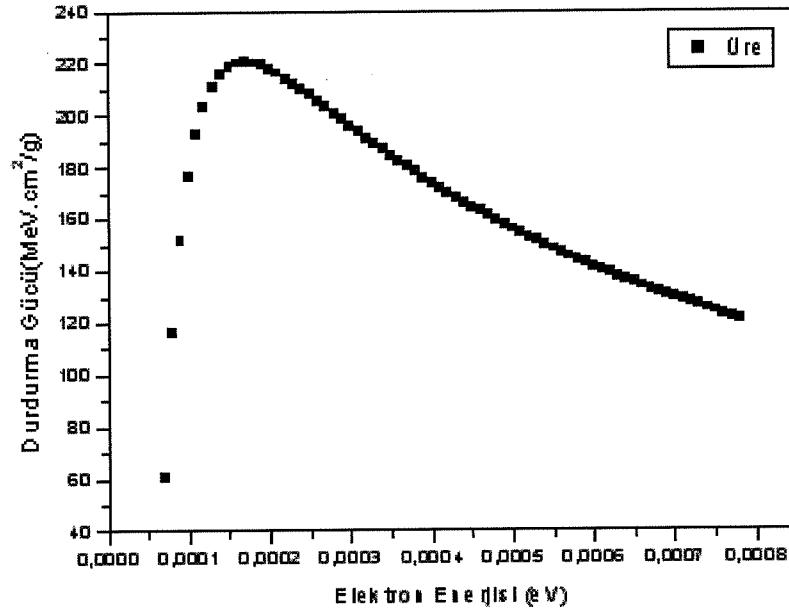
Şekil 4.20. Deri için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



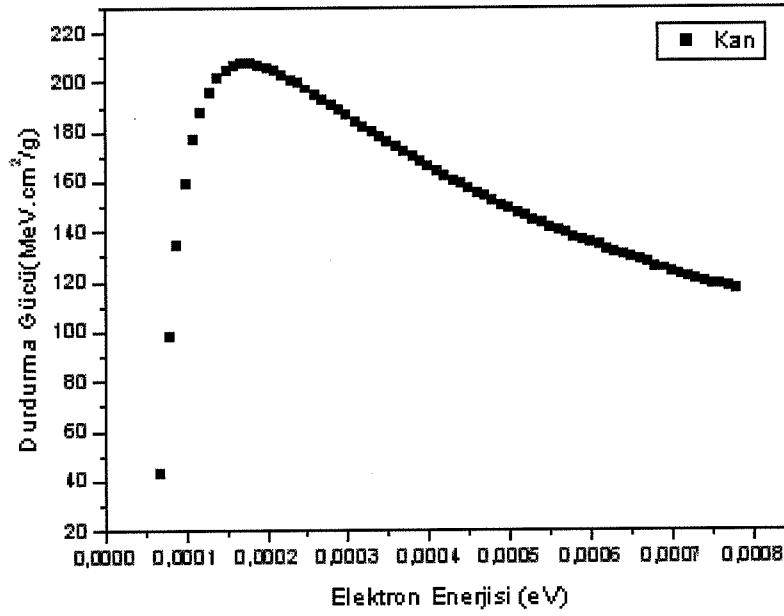
Şekil 4.21. Yumuşak doku için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



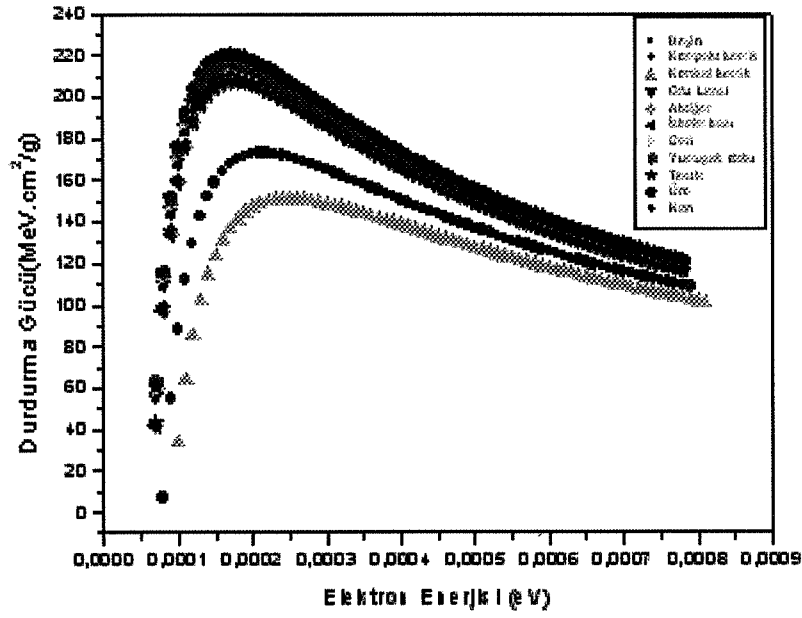
Şekil 4.22. Testis için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



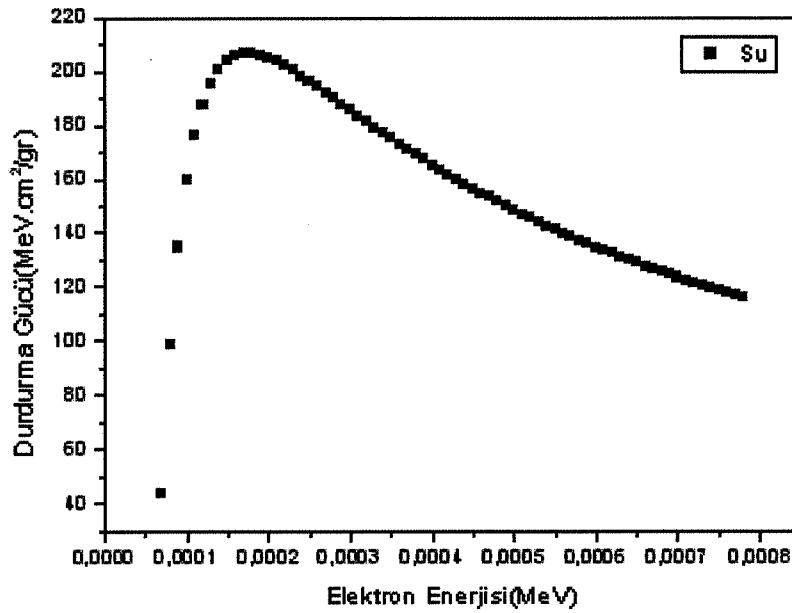
Şekil 4.23. Üre için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



Şekil 4.24. Kan için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



Şekil 4.25. Yumuşak doku, beyin, kortikal kemik, kompakt kemik, iskelet kası, üre, kan, testis, akciğer, lens, deri için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği



Şekil 4.26. Su için, durdurma gücünün değerinin elektron enerjisine bağlı değişim grafiği

5. SONUÇ

Bu çalışmada, pozitron emisyon tomografi (PET) de kullanılan radyoizotoplardan yayınlanan pozitronların 0.00004 MeV ile 0.001 MeV aralığındaki enerji değerleri için, Tsoufinadis tarafından önerilen durdurma gücü eşitliği kullanılarak hesaplar yapılmıştır [25]. Bu eşitlikte yer alan ortalama uyarma enerjisi, yoğunluk değerleri NIST'den alınmıştır [54].

Kullanılan biyolojik hedefler yumuşak doku, beyin, kortikal kemik, kompakt kemik, iskelet kası, üre, kan, testis, akciğer, lens, deridir. Ayrıca biyolojik açıdan benzerliğinden dolayı su kullanılmıştır. Su için ortalama uyarma enerjisi, yoğunluk, etkin atom numarası, ortalama atomik kütle değerleri kullanılan biyolojik hedeflerle benzerlik göstermektedir.

Bu çalışmada su için durdurma gücünün maksimum olduğu pozitron enerjisi 0,0001 MeV; buna karşılık gelen durdurma gücü ise 354,3904 MeV.cm²/g olarak bulunmuştur. Yine su için durdurma gücünün maksimum olduğu elektron enerjisi 0,00018 MeV; buna karşılık gelen durdurma gücü ise 206,6143 MeV.cm²/g olarak bulunmuştur.

Gümüş çalışmasında [22] yaklaşık 10 keV civarında pozitron enerji değerleri için Rohrlich ve Carlson'un [47] bulmuş olduğu eşitliği kullanarak su için durdurma gücünün maksimum olduğu pozitron enerjisini 0,0001 MeV olarak bulmuştur[22]

Gümüş [20] başka bir çalışmada, yaklaşık elektron enerji değerleri için Sugiyama'nın [14] modifiye ettiği Rohrlich ve Carlson'un [47] bulmuş olduğu eşitliği kullanarak su için durdurma gücünün maksimum olduğu pozitron enerjisini 0,0001 MeV; buna karşılık gelen durdurma gücünü ise 319,7806 MeV.cm²/g olarak bulunmuştur [20]. Yapmış olduğumuz çalışmada su için durdurma gücünün maksimum olduğu pozitron enerjisi ile elektron enerjisinin Gümüş'ün çalışmalarıyla uyum içinde olduğu görülmüştür.

H.Sugiyami [14] çalışmasında yaklaşık 10 keV civarında elektron enerji değerleri için Rohrich ve Carlson'un [47] bulmuş olduğu eşitliği kullanarak su için durdurma gücünün maksimum olduğu pozitron enerjisini 0,0001 MeV olarak bulmuştur.

E Star programında 0,01 MeV ile 1000 MeV arasında eletron enerjisi değerleri için, su için durdurma gücü hesaplanmıştır. Su için durdurma gücünün maksimum olduğu elektron enerjisi 1000 MeV olarak bulunmuştur [8,54].

Pozitronlar, elektronlar ile hemen hemen aynı kütleye ve yük değerine sahiptirler. Pozitronların hedef içinde durdurulma mekanizması, elektronlarınkine benzemesine rağmen bıraktıkları iz dolayısıyla önemli farklılıklara sahiptir[57]. Yaklaşık 1 keV'in üzerindeki enerjilerde, enerji kaybı elektron ve pozitronlar için benzerdir. Ancak elektronlarla pozitronların durdurulmaları arasındaki fark küçük enerjilerde önem kazanmaktadır [55]. Bu çalışmada kullanılan durdurma gücü eşitliği küçük enerjilerde güvenilir bir sonuç elde etmemizi sağlamaktadır.

10 keV den büyük enerjili elektronlar için durdurma gücü ve menzil teorik olarak iyi belirlenmiştir ve değerleri tablolar halinde bulunabilir [51,54,56].

10 keV altında enerji ile gelen elektronlar için menzil ve durdurma gücü hesabına yönelik bazı çalışmalar yapılmıştır [9,10,12]. Ara ve düşük enerji bölgesinde bileşikler için *basit* bir hesaplama yöntemi mevcut değildir.

Elektronlar ve pozitronların ortamla etkileşimleri elastik saçılma, inelastik saçılma ve frenleme ışıması yolu ile olmakta, pozitronlar ayrıca yok olmaya da uğramaktadır.

Bilindiği gibi beta bozunan çekirdekten yayınlanan pozitronlar sürekli enerji spektrumuna sahiptirler. Yani, örneğin ^{109}Cd ' dan, sıfır' dan 0.126 MeV e kadar olan enerjili pozitronlar yayınlanır. Göz önüne aldığımız pozitron yayınlayıcılarına bakıldığında 0,0004 MeV-0,001 aralığında enerjiye sahip pozitronlar için her bir hedefte durdurma gücü hesabı yapılmıştır. Aşağıdaki çizelgede bulunan değerler verilmiştir:

Çizelge 5.1. Durdurma gücünün maksimum olduğu pozitron enerjisi-durdurma gücünün maksimum değeri

Organik Bileşik	Durdurma gücünün maksimum olduğu pozitron enerjisi	Durdurma gücünün maksimum değeri
Üre	0,0001	377,9318
Yumuşak doku	0,0001	369,5753
Deri	0,0001	368,585
Lens	0,0001	366,1516
Beyin	0,0001	362,1702
Testis	0,0001	355,9476
İskelet Kası	0,0001	355,4342
Akciğer	0,0001	355,1886
Kompakt kemik	0,00013	296,2509
Kortikal kemik	0,00014	258,6335

Çizelge-3.1' den görüldüğü gibi, ^{109}Cd dan yayınlanan pozitronların maksimum enerjisine karşılık gelen durdurma gücü en büyüktür. Bu beklenen bir sonuçtur. Çünkü, ^{109}Cd 'un yarı ömrü 462.6 gündür ve maksimum enerjisi 0.126 MeV'dir

Çizelge 5.1'de görüldüğü gibi durdurma gücünü maksimum yapan pozitron enerji değerleri yaklaşık olarak aynı değerdedir. Pozitronların biyolojik hedeflerdeki maksimum durdurma güçlerinin benzer olduğu görülmektedir. Bu, beklenen bir şeydir. Çünkü durdurma gücü hedef atomlarının etkin numarasına, ortalama atomik kütlesine, ortalama uyarma enerjisine ve yoğunluğuna bağlıdır.

KAYNAKLAR

1. Sternheimer, R.M., "Density effect for the ionization loss of charged particles in various substance", *Physical Review B* **26**, 26 (11): 6067-6076 (1982).
2. Sternheimer, R.M., "The density effect for the ionization loss in various materials", *Physical Review* **88**, 88 (4): 851-859 (1952).
3. Lindhard, J.H., "Energy dissipation by ions in the kev region", *Physical Review*, 124 (1): 128-130 (1961).
4. Lindhard, J.H., "Range straggling of charged particles in Be, C, Al, Cu, Pb, and air", *Physical Review* **117**, 117 (2): 485-488 (1960).
5. Knuth, D.E., Morris, J.H., Pratt V.R., "Fast pattern matching in strings", *SIAM Journal on Scientific Computing*, 6 (2): 323-350 (1977).
6. Akkerman, A., Breskin, A., Chechik, R., Lifshitz, Y., "Calculation of proton stopping power in the region of its maximum value for several organic materials and water", *Radiation Physics and Chemistry*, 61 (3-6): 333-335 (2001).
7. Sigmund, P., "Stopping power in perspective", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, 135 (1-4): 1-15 (1998).
8. İnternet : NIST Physic Labrotary "NIST Atomic Spectroscopic Data" <http://physics.nist.gov/PhysRefData/ASD/> (2010).
9. Akar, A., "Electron inelastic mean free path formula and csda-range calculation in biological compounds for low and intermediate energies", *Applied Radiation and Isotopes*, 64 (5): 543-550 (2006).
10. Akerman, A., "Characteristics of electron inelastic interactions in organic compounds and water over the energy range 20–10 000 eV", *Journal of Applied Physic*, 86 (10): 5809 (1999).
11. Ashley, J.C., "Inelastic interactions of low-energy electrons with organic solids: simple formulae for mean free paths and stopping powers", *Transactions on Nuclear Science*, 27 (6): 1454-1458 (1980).
12. Gümüş, H., "Radiation Physics and Chemistry, 79", Chantler C.T., *Elsevier B.V.*, 196-203 (2005).
13. İnternet : University of Florida, "Total Electron Stopping Powers and CSDA-Ranges from 20 eV to 10 MeV electron energies for components of DNA and RNA" <http://www.qtp.ufl.edu/~sabin/public/AQC-BIO/gumus/Totalelecentrans.doc> (2009).

14. Sugiyama, H., "Stopping power of liquid water for low-energy electrons", *Physics in Meicine and Biology*, 30 (4): 331-335 (1985).
15. Sugiyama, H., "Stopping power of liquid water for low-energy electrons", *Transactions on Nuclear Science*, 89 (1): 25-30 (1982).
16. Internet: The Harvard University, "Mean Excitation Energies for Use in Bethe's Stopping-Power Formula"
<http://search.harvard.edu:8765/query.html?st=21&charset=iso-8859-1&qt=mean+excitation+energies+for+use+in+bethes+stopping+power+formula> (2009).
17. Simon M.P., Laverne, J.A., Albargarcia, A., Siebeles, D.A., "Energy loss by nonrelativistic electrons and positrons in polymers and simple solid hydrocarbons" *Phys. Chem. B*, 104 (41): 9607–9614 (2000).
18. Batra, R.K., "Approximate stopping power of low energy electrons and positrons in matter", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, 28 (2): 195-198 (1987).
19. Meiring, W. J., Klinken, J.V., Wichers, V.A., "Differences between electrons and positrons interacting with detector material", *Phys. Rev. A*, 44 (5): 2960-2967 (1991).
20. Gümüş, H., "New stopping power formula for intermediate energy electrons", *Applied Radiation and Isotopes*, 66 (12): 1886-1890 (2008).
21. Gümüş H., Tufan, M.Ç., Kabadayı, Ö.K., "Calculation of the electronic stopping cross-sections of compounds for low energy protons by using molecular orbitals", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, 256 (1): 118-121 (2007).
22. Gümüş H., Tufan, M.Ç., Kabadayı, Ö.K., "Calculation of the stopping power for intermediate energy positrons", *Chinese Journal of Physics*, 44(4): 290-295 (2006).
23. Paul, H., "Beam interactions with materials and atoms, 19th international conference on the application of accelerators in research and industry", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, 261 (1-2): 1176-1179 (2007).
24. Vorogushin, M.F., Stepanov, A.V., "Regional system for the radioactive isotope diagnostics", *Proceedings of RuPAC*, Novosibirsk, Russia, 117 (2006)
- 25 Tsoufanidis, N., "Measurement and Detection of Radiation, 2nd Ed.", Williams, C., E., Edwards, C., *Times Roman by Technical Typesetting Inc.*, USA, 88-89 (1995).

26. Powsner, R.A., Powsner, E.R., "Essential Nuclear Medicine Physics, 2nd Ed.", **Blackwell Publishing**, Massachusetts, 1-44, 1-28 (2008).
27. Krane, K.S., "Nükleer Fizik, 1.cilt", Şarer, B., **Palme Yayıncılık**, 193-197, 272 (2006).
28. William, R., L., "Techniques For Nuclear and Particle Physics Experiments, 2nd Ed.", **Springer-Verlag**, Berlin, 1-2 (1994).
29. Alvarez, Luis, W., "The capture of orbital electrons by nuclei", **Physical Review Letter.**, 54(7): 486-497 (1938).
30. İnternet: Uludağ Üniversitesi, " Temel Radrasyon Kavramları" http://home.uludag.edu.tr/users/kaynak/images/temel_radyasyon_kavramlari.pdf (2009).
31. Levin, C., S., Hoffman, E.J., "Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution", **Phys. Med. Biol.**, 44(3): 781-799 (1999).
32. Hounsfield, GN., "Computerized transverse axial scanning (tomography)", **Br J Radiol**, 46(552): 1016-22 (1973).
33. Phelps, M.E., Hoffman, E.J., Mullani, NA., "Ter-pogossian mm. application of annihilation coincidence detection to transaxial reconstruction tomography.", **J Nucl Med.** 16(3): 210-24 (1975).
34. Kuntner, C., Auffray, E., Bellotto D., Dujardin C., Grumbach N., Kamenskikh IA., "Advances in the scintillation performance of LuYAP:Ce single crystals", **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A**, 537 (1-2): 295-301 (2005).
35. Dizendorf, E., Hany, T.F., Buck, A., Schulthess, G.K., Burger, C., "Cause and magnitude of the error induced by oral ct contrast agent in ct-based attenuation correction of pet emission studies", **Journal of Nuclear Medicine**, 44(5): 732-738 (2002).
36. Demir, B., "Pozitron emisyon tomografi (pet) dedektörlerinin insan vücut fantomunda duyarlılık analizi", Doktora, **İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi**, İstanbul, 1-17 (2007).
37. Lopes, MI., Chepel, V., "Detectors for medical radioisotope imagine: demands and rerspectives", **Radiation Physics and Chemistry**, 71 (3-4): 683-92 (2004).
38. Demir, M., "Nükleer tıp fiziği", **Bayrak Ofset Matbaacılık**, İstanbul, 55-57 (2008).

39. Saha, G.B., MacIntyre, W.J., "Cyclotrons and positron emission tomography radiopharmaceuticals for imaging", *Semin Nucl Med.*, 22(3): 150-61 (1992).
40. Volkovitsky, P., Gilliam, D.M., "Possible pet isotopes production using linear deuteron accelerators", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 548(3): 571-573 (2005).
41. Lagunas-Solar Manuel C, Carvacho, O.F., "Cyclotron production of pet radionuclides: no-carrier-added fluorine-18 with high-energy protons on natural neon gas targets", *Appl Radiat Isot*, 46(9): 833-8 (1995).
42. Robert, A.D., Daniel, L.C., Nickles, R.J., "A high power target for the production of [18F] fluoride", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 99(1-4): 797-799 (1995).
43. Maiti, D.K., Chakraborty, P.K., Chugan, D.C., Muzik, O., Mangner, T.J., Chugani, H.T., "Synthesis procedure for routine production of [carbonyl-11C]desmethyl-way-100635", *Appl Radiat Isot*, 62(5): 721-7 (2005).
44. Taylor, H.S., "Models, interpretations, and calculations concerning resonant electron scattering processes in atoms and molecules", *Advan. Chem. Phys.*, 18: 91-147 (1970).
45. Bethe, H.A., Ashkin, J., "Experimental Nuclear Physics, Segré, E.", *J. Wiley*, New York, 253 (1953).
46. Bethe, H.A., "Handbook of Physics. Flugge, 24th", Flugge, S., *Elsevier*, Berlin, 273 (1933).
47. Rohrlich, F., Carlson, B.C., "Positron-electron differences in energy loss and multiple scattering, physical review", *The American Physical Society*, 93(1): 38-44 (1954).
48. Krick, M.S., Evans, A.E., "Measurement of total delayed-neutron yields as a function of the energy of the neutron inducing fission", *Journal Article*, 47(3): 311-318 (1972).
49. Mishra, S. K., Friedlander, F. G., "Diffraction of sound pulses by a fluid cylinder", *Proceedings of the Cambridge Philosophical Society*, 60(2): 295 (1964).
50. Andersen, H. H., Simonsen, H., Sørensen, H., "An experimental investigation of charge-dependent deviations from the Bethe stopping power formula", *Nuclear Physics A*, 125(1): 171-175 (1969).
51. Seltzer, S.M., Berger, M.J., "Density effect for the ionization loss of charged particles in various substances", *Physical Review B*, 26(11): 6067-6076 (1982).

52. Seltzer, S.M., Berger, M.J., "Improved procedure for calculating the collision stopping power of elements and compounds for electrons and positrons", *Journal Article*, 35(7): 665-676 (1984).
53. Tubiana, M., Dutreix, J., Wambersie, A., "IntroductionT Radiobiology", *Taylor & Francis*, London, 274-301 (1990).
54. Internet : NIST Physic Labrotary "Composition of Adipose Tissue (ICRP)"
<http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?refer=ap&matno=103>
55. Pimblott S.M., LaVerne Jay A., ' New machanism for H₂ formation in water', *J.Chem., A*, 104(44): 9820-9822 (2000).
56. ICRU, Report No:37, 'Stopping powers for electrons and positrons.'(international commission on radiation units and measurements, bethesda, MD, (1984).
57. Pimblott, S.M., Siebbeles, L.D.A., 'Energy loss by non-relativistic electrons and positrons in liquid water' Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B, 194(3): 237-250 (2002).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : GÖKER, İpek
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 14.08.1979 Hatay
Medeni hali : Evli
e-mail : ipekgoker@hotmail.com.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	Gazi Üniversitesi/ Fizik Bölümü	2004
Lise	Ayrancı Süper Lisesi	1997

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2008-	Özel Evrensel Kolej	Fizik Öğretmeni

Yabancı Dil

İngilizce