

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

Behiye AŞKIN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

HAZİRAN 2010

ANKARA

Behiye AŞKIN tarafından hazırlanan “RADYOTERAPİDE KULLANILAN PROTONLARIN 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 yapıldığını bildiririm.

Behiye AŞKIN

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN PROTONLARIN
BAZI BİYOLOJİK HEDEFLER ÜZERİNDE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ
(Yüksek Lisans Tezi)**

BEHİYE AŞKIN

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Haziran 2010

ÖZET

Bu çalışmada radyoterapide kullanılan protonların, bazı biyolojik hedefler üzerinde enerjilerini nasıl kaybettikleri ve ne kadar yol alabildikleri konusunda çalışmalar yapıldı. Radyoterapide protonların enerji aralığı 65-250 MeV olmasına rağmen, bu çalışmada 0,04-250 MeV enerji aralığındaki proton kullanılarak, su, deri, prostat, testis, pankreas ve hava için, birim uzunluk başına ortama bıraktıkları enerji (durdurma gücü) (Stopping Power) ve enerjilerini kaybedene kadar aldıkları yol (menzil) hesaplamaları teorik olarak yapıldı. Durdurma gücü hesaplamalarında, Tsoulfanidis (1995) tarafından ağır yüklü parçacıklar için önerilen durdurma gücü eşitliği kullanıldı. Menzil hesaplamalarında ise menzili yaklaşık olarak hesaplamaya yarayan ampirik denklemler kullanılarak, ilk olarak hava için menzil değerleri hesaplandı. Bulunan menzil değerleri ile Tsoulfanidis ve NIST PSTAR, SRIM2006 programlarından elde edilen hava yüzdeleri kullanılarak biyolojik materyaller için 3 farklı menzil sonucu elde edildi. Söz konusu hesaplamalarda kullanılan durdurma gücü ve menzil değerlerinin sonuçları “NIST PSTAR Data Base” ve “SRIM 2006” programları ile karşılaştırıldı.

Bilim Kodu : 202.1.008

Anahtar Kelimeler: proton, proton tedavisi, radyoterapi, durdurma gücü, menzil

Sayfa Adedi : 51

Tez Yöneticisi : Doç. Dr. Şeref OKUDUCU

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

(M.Sc. Thesis)

BEHİYE AŞKIN

**GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

June 2010

ABSTRACT

This study explains that how radiotherapically used protons lost their energy and how much they proceeded on biological targets. although the energy range of protons is 65-250 MeV, in this study 0,04-250 MeV energy ranged protons are used. Their released energy per length, stopping power, distance until lose their energy, range values for water, skin, prostate, testical, pancreas, and air are theoretically calculated. Tsoulfanidis' (1995) recommended stopping power equation for heavy loaded particles is used on stopping power calculations. Firstly range values are calculated for air by using empirical equations which are used for calculating the approximate range on range calculations. Afterwards 3 different range results are obtained with the founded range values by using air percentages gained from Tsoulfanidis and PSTAR NIST Data Base, SRIM 2006 softwares. Stopping power's and range values' results on mentioned calculations are compared with "PSTAR NIST Data Base", "SRIM 2006" softwares and the study calculatins which about this subject results.

Science Code : 202.1.008

Key Words : proton, proton therapy, radiotherapy, stopping power, range

Page Number : 51

Adviser : Assoc. Prof. Dr. Şeref OKUDUCU

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım sırasında, yardımlarını, zamanını ve hoşgörüsünü hiçbir zaman eksik etmeyen, Tez Danışmanım Sayın Doç. Dr. Şeref OKUDUCU'ya, bilimsel açıdan engin bilgi ve yardımlarını esirgemeyen, çalışmalarımın her aşamasında değerli önerileri ile beni yönlendiren, saygı değer hocam Prof. Dr. A. Güneş TANIR'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca, gerek manevi, gerekse bilimsel açıdan katkılarını esirgemeyen, karşılaştığım her zorlukta güler yüzleriyle yardımcı olan sevgili hocalarım Arş. Gör. Dr. M. Hicabi BÖLÜKDEMİR ve Arş. Gör. Nisa Nur AKTI'ya, bugüne kadar üzerimde emeği olan "Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi" Radyasyon Fiziği Bölüm Sorumlusu Uzman Fizik Mühendisi Adil DEMİR'e ve tüm çalışanlarına, çalışmalarım sırasında hep yanımda olan yol arkadaşım Betül ÖZYÜREK'e, hayatım boyunca her türlü konuda desteğini ve yardımlarını esirgemeyen öncelikle sevgili annem ve babam olmak üzere, ağabeylerim S Murat ŞİRİN, Fatih BOZKURT'a ve ablalarım, nişanlım M. Hakan ÇEŞMECİ' ye teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
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. GENEL BİLGİ	3
2.1.Radyasyon	3
2.2. Parçacık Radyasyonu	4
2.2.1. Protonlar	4
3. RADYASYON TEDAVİSİ	7
3.1. Kanser Tanımı ve Oluşumu.....	7
3.2. Radyoterapi	8
3.3. Parçacık Hızlandırıcı Cihazlar.....	9
3.4. Proton Tedavi.....	10
3.4.1. Proton tedavi ekipman sistemi	12
3.4.2. Proton tedavi nasıl yapılır?	12
3.4.3. Proton tedavide ışın türleri	13

	Sayfa
3.4.4. Proton tedavisinde radyasyon güvenliği.....	15
3.4.5. Proton tedavisinin avantajları	15
3.4.6. Proton tedavi fiziği	16
4.DURDURMA GÜCÜ VE MENZİL	19
5.YÖNTEM VE HESAPLAMALAR	23
6.SONUÇ	46
KAYNAKLAR.....	48
ÖZGEÇMİŞ	51

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 5.1. Tsoufanidis'in kitabından hava için alınmış değerler.....	26
Çizelge 5.2. SRIM 2006 Programından hava için alınmış değerler	26
Çizelge 5.3. PSTAR Nist Data Base Programından hava için alınmış değerler.....	26
Çizelge 5.4. 0,05 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için, kullanılmak üzere SRIM2006 dan hava için alınmış değerler	27
Çizelge 5.5. 0,05 MeV - 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan havanın kütle durdurma gücü ve CSA menzil değerleri ...	28
Çizelge 5.6. 0,04 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için, kullanılmak üzere SRIM2006 dan su için alınmış değerler	29
Çizelge 5.7. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan suyun kütle durdurma gücü ve CSDA menzil değerleri	30
Çizelge 5.8. 0,04 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için, kullanılmak üzere SRIM2006 dan deri için alınmış değerler	31
Çizelge 5.9. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan derinin kütle durdurma gücü ve CSDA menzil değerleri	32
Çizelge 5.10. 0,04 MeV -250 MeV enerjili protonlar için, kullanılmak üzere SRIM2006' dan prostat için alınmış değerler	33
Çizelge 5.11. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan prostatın kütle durdurma gücü ve CSDA menzil değerleri	34
Çizelge 5.12. 0,04 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için,kullanılmak üzere SRIM2006' dan testis için alınmış değerler	35
Çizelge 5.13. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan testisin kütle durdurma gücü ve CSDA menzil değerleri	36

Çizelge	Sayfa
Çizelge 5.14. 0,04 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için,kullanılmak üzere SRIM2006' dan pankreas için alınmış değerler.....	37
Çizelge 5.15. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan pankreasın kütle durdurma gücü ve CSDA menzil Değerleri.....	38
Çizelge 5.16. Hedef materyallerin maksimum durdurma gücü	45

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. İyonizasyon.....	6
Şekil 2.2. Atomun uyarılması	6
Şekil 3.1. Basit siklotron şeması	10
Şekil 3.2. Hızlandırılmış protonların güvenli doz dağılımını sağlayan cihazlar	14
Şekil 3.3. Proton ışınını etkisinin karşılaştırılması	16
Şekil 3.4. Çeşitli radyasyon örneklerinin doku içerisinde derinliğe bağlı doz etkileri	17
Şekil 5.1. 0,05 MeV - 250 MeV aralığındaki protonlar için havanın kütle durdurma gücü	39
Şekil 5.2. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki protonlar için suyun kütle durdurma gücü	39
Şekil 5.3. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki protonlar için derinin kütle durdurma gücü	40
Şekil 5.4. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki protonlar için prostatın kütle durdurma gücü	40
Şekil 5.5. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki protonlar için testisin kütle durdurma gücü	41
Şekil 5.6. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki protonlar için pankreasın kütle durdurma gücü	41
Şekil 5.7. Havada 0,05 MeV- 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili..	42
Şekil 5.8. Suda 0,04 MeV- 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili	42
Şekil 5.9. Deride 0,04 MeV- 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili	43

Şekil	Sayfa
Şekil 5.10. Prostatta 0.04 MeV- 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili	43
Şekil 5.11. Testiste 0,04 MeV- 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili.....	44
Şekil 5.12. Pankreasta 0,04 MeV- 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili	44

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Gantrysiz proton tedavi odası	11
Resim 3.2. Gantryli proton tedavi odası	13

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama
Λ	Dalga Boyu
Γ	Gama
β	Beta
m	Kütle
T	Kinetik Enerji
c	Işık Hızı (3×10^8 m/s)
N	Hedef Materyalin m^3 ü Başına Atom Sayısı
N_0	Avagadro Sayısı ($6,022 \times 10^{23}$ atom/mol)
ρ	Yoğunluk
I	Ortalama uyarma potansiyeli
Z	Atom Numarası
A	Atom Ağırlığı
R	Menzil
SP	Durdurma Gücü
R_0	Elektron Yarıçapı

Kısaltmalar**Açıklama****C.S.D.A.**

Sürekli Yavaşlama Yaklaşımı Menzili

g

Gram

IMPT

Yoğun Modüllü Proton Terapi

IMRT

Yoğun Modüllü Radyoterapi

MeV

Mega (Milyon) Elektron Volt

MV

Mega Volt

NPL

National Physics Laboratory

1.GİRİŞ

1895 yılında X-ışınlarının Röntgen tarafından keşfedilmesinden kısa bir süre sonra X-ışınlarının, parçacık radyasyonun ve radyoaktif maddelerin biyolojik hasarlar meydana getirdikleri anlaşılmış, daha sonrasında ise tıpta teşhis ve tedavi amaçlı kullanılabilecekleri öne sürülmüştür [1]. Günümüzde geleneksel radyoterapi tekniklerinde elli yılı aşkın süredir medikal lineer hızlandırıcılardan elde edilen yüksek enerjili X-ışınları (6-25 MV), Kobalt-60 (Co-60) radyoizotopundan elde edilen ortalama 1,25 MeV enerjili gama ışınları ve yine medikal lineer hızlandırıcılardan elde edilen yüksek enerjili elektron ışınları (6-21 MeV) kullanılmaktadır. Şimdi ise birçok gelişmiş ülkede 65 MeV ile 250 MeV arasında enerjiye sahip, siklotron veya lineer hızlandırıcılarla üretilen ve hızlandırılan protonlarla tedavi yapılmaktadır. Protonların tedavideki kullanım amaçları tümör gibi istenmeyen veya iyi çalışmayan dokuların vücuttan yok edilmesidir.

Proton tedavisi, parçacık hızlandırıcı üzerinde çalışan fizikçi Dr. Robert Rathbun Wilson'ın, 1946 yılında kanser tedavisinde protonların kullanımını öneren makalesiyle ilk olarak gündeme gelmiştir. Ancak 1990 yılına kadar bu tedaviler yalnızca araştırma laboratuvarlarında, kısıtlı sayıda yapılabilmıştır. Bu tarihten sonra Güney California'da bulunan Loma Linda Üniversitesi Proton Tedavi Merkezi'nin açılmasıyla, klinik ortamda kanser hastaları tedavi edilmeye başlanmıştır [2]. Proton tedavisi; göz, toraks, pelvis, pediatrik kanserler, santral sinir sistemi tümörleri gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

Proton, sahip olduğu enerjiye bağlı olarak sonlu bir menzile sahiptir. Proton enerjisinin uygun seçimi ile ilgili derinlikteki doz eğrisi %100 düz olabilir. Yani hastaya istenilen derinlikte maksimum doz verilebilir. Demetin aldığı mesafeye bağlı olarak, dozda %90 ile %10 arasında değişen bir düşme gözlenir. Enerjinin bitimine yakın bir aralıkta ise doz, neredeyse sıfıra düşer, Ayrıca benzer şekilde yanal saçılmalar da çok az olacaktır. Protonlar yukarıda sayılan özellikleri sayesinde radyoterapide birçok avantaj sağlamaktadır [3]. Protonların herhangi bir ortam içerisindeki enerji kaybı veya ortamın durdurma gücü hakkında elde edinilen bilgi;

nükleer fizik, sağlık fiziği, biyoloji, radyasyon dozimetrisi gibi birçok alan için önemlidir. Özellikle de radyoterapide doz hesaplamaları için bu bilgi gereklidir. Radyoterapide amaç hastalıklı dokuyu, tümör kontrolünü sağlamaya yetecek kadar bir radyasyon dozu ile ışınlarken, sağlıklı dokuları da maksimum düzeyde korumaktır. Bu nedenle parçacıkların kaybettiği enerji ve bu esnada aldıkları yol çok önemlidir.

Sağlık fiziğinde doz hesaplamalarının elde edilmesinde, protonların karakteristik özellikleri ile ilgili olan durdurma gücü ve menzil hesaplamaları oldukça önemlidir [4]. Durdurma gücü 20.y.y.'ın ilk başlarında atomun yapısını anlayabilmek için çalışılmış, daha sonra 1920'li yıllarda kuantum mekaniksel saçılma olayının geliştirilmesinde, 1930 ve 1940'lı yıllarda nükleer fisyon çalışmalarında, 1950'lerde nükleer fizik çalışmalarında ve 1970'lerde malzeme analizi ve radyasyon onkolojisinde çokça kullanılmış 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 [5].

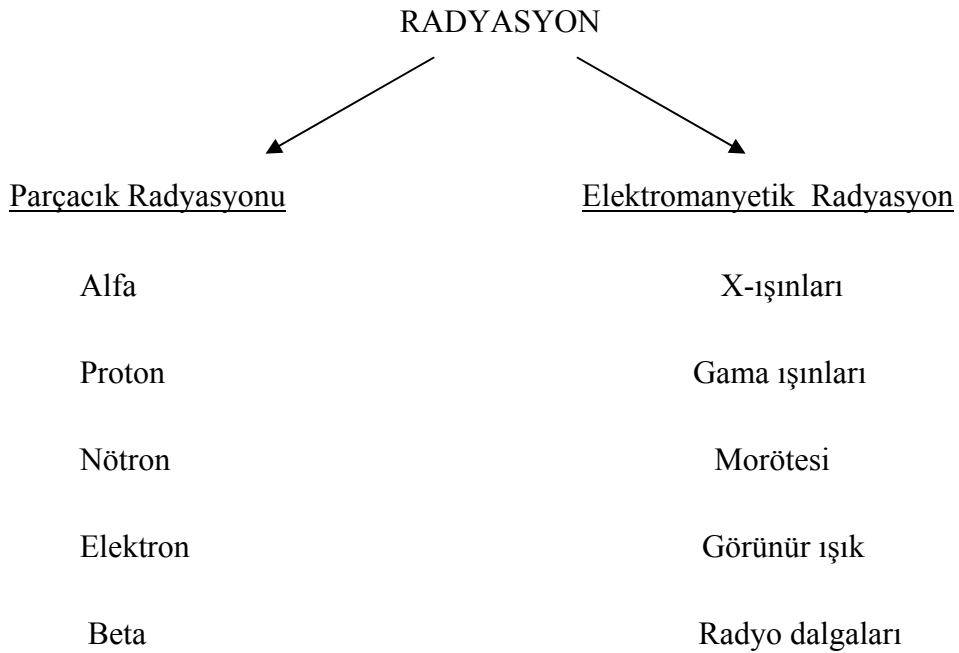
Durdurma gücü hesaplamaları 1913 yılında klasik fizik kuralları kullanılarak Bohr [6] tarafından yapılmıştır. Daha sonrasında Bethe [7,32] bu alanda yaptığı birçok çalışma ile durdurma gücü hesaplamalarının temelini oluşturmuştur [5]. Lindhard ve Ritchie'nin bulduğu *dielektrik teoremi* [8,9], Ashley [10] in yoğun maddeler için geliştirdiği *optikal data modeli*, Akkerman'ın [11] protonlar için tanımladığı durdurma gücü ifadeleri ile çalışmalar yapılmıştır [12]. Ayrıca düşük enerji dağılımına sahip ağır parçacıklarda durdurma gücü çalışmaları birçok araştırmacı tarafından yapılmıştır. Örnek olarak Bohr ve Lindhard (1954), Lindhard ve Scharff [13], Northcliffe (1963) ve Mozumder et al. (1968) verilebilir. Durdurma gücü formüllerinin türevleri Friedlander et al. (1964), Roy ve Reed (1968), Segré (1968), ve Evans (1972) tarafından yazılan metinlerden elde edilebilir [14].

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyon

Radyasyon, boşlukta ve madde içerisinde hareket edebilen, soğurulan ve transfer edilen enerjidir [21].

Radyasyon; enerjisine, çeşidine ve kaynağına göre karakterize edilir. Parçacık radyasyonu ve elektromanyetik radyasyon olmak üzere ikiye ayrılır [16].



Soluduğumuz hava, içtiğimiz su ve yaşadığımız toprak her zaman belirli bir miktarda ve çeşitli formlarda radyoizotoplar içerir. Radyasyon kaynakları yapay ve doğal kaynaklardır. Doğal radyasyon kaynakları, doğada mevcut olan ve kendiliğinden radyasyon yayan maddelerdir. Bunlardan bazıları uranyum, toryum ve aktinyum gibi radyoaktif maddelerdir. Günümüzde radyoaktif olmayan elementlerin çekirdekleri; alfa, nötron, proton gibi parçacıklarla bombardıman edilerek, yapay yollarla da çeşitli radyoizotopların üretimi mümkündür [16].

2.2. Parçacık Radyasyonu

Parçacık radyasyonları, radyoaktif maddelerin çekirdeklerindeki parçalanma süresince çekirdekten dış ortama salınan parçacıklardır. Hız ve kütleyle sahip oldukları için bir kinetik enerjiye sahiptirler. Yüklü olanlar elektrik ve manyetik alanlardan etkilenirler. Hepsisi doğrudan veya dolaylı olarak iyonlaştırıcı karaktere sahiptir [16].

2.2.1. Protonlar

Hızlandırılmış protonlar elementlerin parçalanmasında kullanılır. Bir elementin protonla bombardımanı sonucu olarak gama ışınları da gözlenir. Madde ile etkileşimleri iyonizasyon ve uyarılma yoluyla olur ve bu şekilde enerji kaybederler. Proton hızlandırıcıları olarak, siklotron veya sinkrotron cihazları kullanılır. Radyoterapide yeterli olan en yüksek proton ışın enerjisi 250 MeV'dir . Protonun derin doz eğrisini incelediğimizde; en yüksek dozun olduğu hedef bölgeye ulaşana kadar birim yol boyunca enerji küçük ve sabittir. Sonra hızla artıp keskin bir Bragg-Piki noktasına erişir. Bu noktadaki doz, giriş dozunun 3 - 4 katıdır. Tepenin eni ışın enerjisine ve dağılımına bağlı olarak 1 cm düzeyindedir. Hedefi kapsayan ve hedefin birkaç milimetre ötesinde keskin bir şekilde sıfır doza düşer. Protonun bu özelliği doz lokalizasyonunda bir avantaj sağlar. Belirli bir hedefe yönlendirilen doz, komşu normal dokularda doz artışına yol açmadan hedef hacimde maksimuma ulaşır. X-ışınları kullanıldığında hedef hacimin gerisindeki normal dokular üstel olarak azalan X- ışınlarından ek bir doz alırlarken, proton ışınlarında bu durum söz konusu değildir. Enerjilerinin bir fonksiyonu olarak dokudaki menzilleri sonludur. Protonların hem giriş hem de çıkış bölgesindeki dozları düşüktür [16,20].

Ağır yüklü parçacıklar

Protonlar, pionlar, muonlar, döteronlar ve alfalar ağır yüklü parçacıklardır. Yüklü parçacıklar çekirdek ile reaksiyon verebilirler. Bu durum çekirdekten elastik saçılma olarak da bilinir. Fakat, atomun yarıçapı çekirdeğinkinden çok daha büyük

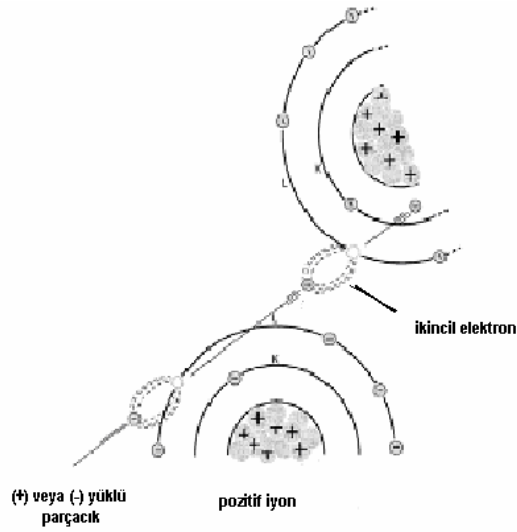
olduğundan ve hedef materyalin çekirdekleri, atom hacimlerinin yaklaşık 10^{-15} ini işgal ettikleri için, parçacığın çekirdekten çok yörüngedeki bir elektronla reaksiyonu daha olasıdır (10^{15} kez daha fazla). Bu nedenle yüklü parçacığın enerjisini kaybetmesi hedef atomun elektronlarıyla yaptığı Coulomb saçılmasıdır. Ağır yüklü parçacıklar soğurucu ortamın atomlarının yörünge elektronlarının negatif yükü ile kendi yükleri arasında Coulomb kuvveti ile etkileşirler. Coulomb kuvveti sonsuz menzile sahiptir. Bu nedenle parçacık aynı anda birçok elektron ile etkileşebilir. Böylelikle enerjisini yavaş fakat sürekli olarak kaybeder [26].

Ağır yüklü parçacıklar enerjilerini uyarılma ve iyonizasyon ile kaybederler. Yüklü parçacığın etkileşmesiyle şu durumlar ortaya çıkar:

- (1) Parçacık, enerjisinin tümünü kaybetmeden önce binlerce benzer olay meydana gelir (kafa-kafaya çarpışmada elektrona maksimum enerji aktarılır; pek çok başka çarpışmada parçacığın enerji kaybı daha küçük olacaktır).
- (2) Bir elektron ve bir ağır parçacık arasındaki çarpışmada, ağır parçacık ihmal edilebilir bir açıyla saptırılır. Böylece parçacık hemen hemen bir doğru yol boyunca ilerler.
- (3) Coulomb kuvveti sonsuz menzile sahip olduğu için parçacık aynı anda birçok elektronla etkileşebilir ve böylece enerjisini adım adım fakat sürekli olarak kaybeder. Belli bir mesafeyi kat ettikten sonra enerjisinin tümünü kaybeder. Bu mesafeye parçacığın menzili denir. Menzil parçacığın türüne, materyalin yapısına ve parçacığın enerjisine bağlıdır.
- (4) Bir atomu iyonlaştırmak için gerekli enerji 10eV civarındadır; böylece, çarpışmalar atomu iyonlaştırmak için elektrona yeterli enerjiyi aktarabilir. Aktarılan keV mertebesindeki enerjilerle elektronların kendileri de çarpışmalarla iyon üretebilirler ve ikincil elektronları oluşturabilirler. Parçacık tarafından kaybedilen enerjiyi ölçmek için, atomik uyarılmalar kadar birincil ve ikincil elektronları da göz önüne almak gerekir [26].

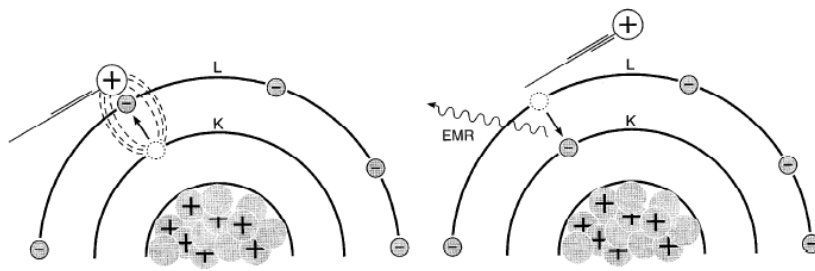
Proton, elektron ve α - parçacıkları gibi parçacıklar direk olarak iyonlaştırıcı özelliğe sahiptir. Olay sırasında parçacık enerjisini küçük artışlarla ve çok sayıda iyonizasyon

yaparak ortam boyunca kaybeder. Bu sırada birçok iyon çifti oluşacaktır. Hedef atomdan kopan elektronlar negatif iyonu, geriye kalan atom da pozitif iyonu oluşturarak iyon çifti meydana gelecektir. Bu durum parçacık enerjisini tamamen kaybedip duruncaya kadar devam edecektir. Meydana gelen elektron ise ikincil bir iyonlaşmaya sebep olabilir. Bu ışınlar delta ışınları olarak da bilinir.



Şekil 2.1. İyonizasyon

Gelen ağır yüklü parçacık, atomun yörüngesinde bulunan elektronun iyonlaşma enerjisinden daha küçük bir enerjiye sahipse; gelen parçacık enerjisinin bir kısmını yörüngedeki elektrona aktarır. Elektron daha yüksek bir enerji seviyesine çıkar. Bu olaya *uyarılma* adı verilir. Daha sonra uyarılmış durumdaki elektron taban durumuna ya da bir alt enerji seviyesine geçerken görünür bölgede foton yayınlar.



Şekil 2.2. Atomun uyarılması

3. RADYASYON TEDAVİSİ

3.1. Kanser Tanımı ve Oluşumu

Normal şartlar altında, hücreler sistemli bir şekilde büyür, bölünür ve ölür. Yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan ve bölünmeyi kontrol eden bazı gen mekanizmaları, bölünmekte olan hücreye bölünmesini durdurmasını söyler. Hücre verilen emre uymayarak bölünmeye ve büyümeye devam ederse, birikerek kitleler oluşur. Kitle oluşumları bir süre sonra durabileceği gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Hücre bölünmeleri kontrolden çıktığı anda kanserleşme başlamış olur. Kontrolsüz bölünen hücreye kanser hücresi, kanserleşmeyle oluşan kitlelere tümör, sürekli çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere kötü huylu tümör (Lt.: malignant), bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere de iyi huylu veya selim tümör (Lt.:bening) denir. İyi huylu tümörler metastaz yapmaz ve çok seyrek görülen istisnalar dışında yaşamsal tehlike oluşturmazlar. Kanser hücrelerinin çevre dokuya göçü ve onu yıkarak ilerlemesine *invazyon*, kan veya lenf damarlarına geçerek kan dolaşımı ile tüm vücuda yayılması ve vücudun herhangi bir normal dokusuna girerek orada çoğalmasına da *metastaz* denir.

Kanserlerin yaklaşık %80-90'ı çevresel veya davranış faktörleri tarafından meydana gelir ve önlenilme potansiyeli vardır. Kalıtım yoluyla kanser meydana gelme olasılığı çevresel faktörlere oranla çok daha azdır. Kanser gelişiminde hormonlar, bağışıklık sistemi, genlerde oluşan kalıtsal değişiklikler, diyet faktörleri, virüsler, bakteriler ve kimyasallar önemlidir. Bu etkenler vücuttaki normal hücre programını bozarak, normal hücreyi anormal hücreye, anormal hücreyi de kanser hücresine dönüştüren zincirleme olaylar başlatır. Radyoaktif maddelerden ve güneş ışığından gelen radyasyon, X-ışınları ve bazı ilaçlar, polisiklik aromatik hidrokarbonlar gibi kimyasal faktörlerin yanında virüsler de biyolojik olarak normal karaktere sahip bir hücre kültürünü taşıyarak kanser oluşturabilirler [19].

3.2. Radyoterapi

Radyoterapi, ‘ışın tedavisi’ anlamında olup, değişik sistem ve kaynaklardan elde edilen iyonlayıcı karaktere sahip radyasyon etkisiyle yani yüksek enerjili ışınların kullanıldığı, kanserli veya seçilmiş doku hücrelerini öldürmeye yönelik bir tedavi çeşididir [16]. Radyoterapi esas olarak iki amaca yöneliktir. Kanserli dokuyu (tümörü) tedavi etmek amacı ile küratif olarak, veya tümörü yok etmenin mümkün olmadığı durumlarda hastanın şikayetlerini hafifletmek, sağ kalımı uzatmak ve bu süreç içerisinde daha kaliteli bir yaşam amacı ile palyatif olarak kullanılır. Kanser hastalarının %60’ı cerrahi veya kemoterapi tedavisi yanında ışın tedavisi (radyoterapi) görmektedir [15].

Radyoterapinin kanser tedavisinde kullanılması ile ilgili ilk bilgi 1899 yılında rapor edilmiştir. İlk yıllarda kaydedilen gelişmeler brakiterapi alanında olmuştur. 1913 yılında Amerikalı bilim adamı Coolidge tarafından katotlu X-ışını tüpünün icat edilmesinden sonra eksternal tedavi cihazları geliştirilmeye başlanmış, 1951 yılında Kobalt-60, 1953 yılında ise ilk lineer hızlandırıcılar kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır. X- ışınları ve elektronlar radyoterapide kullanılan önemli radyasyonlardır [2,15,16]. 1990’lı yılların başından itibaren, bilgisayar teknolojisindeki ve görüntüleme tekniklerindeki gelişmelere paralel olarak, kanser tedavisinde kullanılan temel yöntemlerden biri olan radyoterapi tekniklerinde de devrim sayılabilecek değişimler yaşanmaktadır. Kısaca üç boyutlu konformal tedaviler ana başlığında toplanabilen bu yöntemler, radyasyon onkologlarının ‘tümöre maksimum zarar, çevre dokulara minimum zarar’ şeklinde özetlenebilen ana hedefine ulaşma çabasının sonucunda ulaşılan son noktadır [2].

Yapılan bu çalışmalarla birlikte; ağır yüklü parçacıklar da medikal alanda kullanılmaya başlanmıştır. Radyoterapide tedavi amaçlı kullanılan protonlar 250 MeV’e kadar hızlandırılabilirler. Bu ışınlar siklotron veya lineer hızlandırıcılar tarafından üretilmektedirler. Yüksek enerjili protonların ve diğer ağır yüklü parçacıkların radyoterapideki avantajlarına örnek olarak; daha derindeki tümörleri tedavi edebilmeleri ve derinliğe bağlı olarak karakteristik doz dağılımları verilebilir.

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre; elektromanyetik radyasyonlar (X-ışınları, γ -ışınları) ve parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar) olmak üzere iki gruba ayrılır.

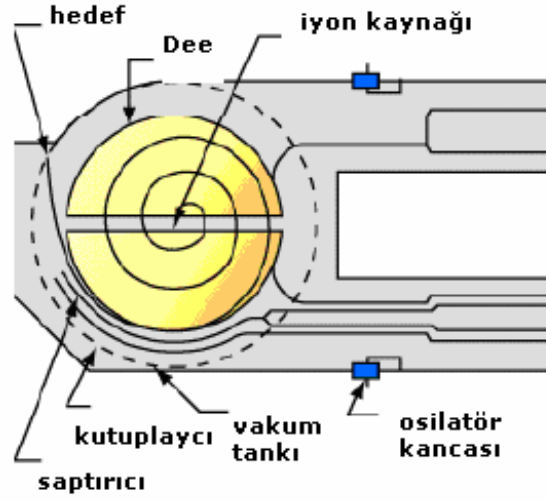
Radyoterapi, uygulama şekline göre 3 gruba ayrılır;

1. Eksternal tedavi (uzak mesafeden yapılan tedavi): Kaynak ile hasta cildi arasındaki uzaklık 5-350 cm' dir. X- ışınları, Co-60 kaynağından elde edilen γ -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. γ - ışınları veren kapalı kaynaklar ve β parçacıkları kullanılır.
3. İnternal tedavi (sıvı ve koloidal radyoizotoplar vücuda uygulanır): β parçacıkları ve γ - ışınları veren açık kaynaklar kullanılır [24].

3.3. Parçacık Hızlandırıcı Cihazlar

Parçacıkların hızlarını artırmak istiyorsak eğer; vakumlanmış bir tüpe ihtiyaç vardır. Tüp bir doğru şeklinde ise, bu doğrusal hızlandırıcıdır. Parçacıkları çok daha yüksek enerjilere kadar hızlandırmak istersek; parçacıkları dairesel bir yörüngede manyetik bir alan uygulayarak yapmamız mümkündür. Bu tür hızlandırıcılara siklotron veya sinkrotron adı verilir [10,22].

Siklotron, ağır yüklü iyonları elektrik ve manyetik alanda MeV mertebesinde hızlandırabilen dairesel hızlandırıcılardır. Siklotron özellikle nükleer fizik araştırmalarında kullanılan yüklü parçacık hızlandırıcısıdır. Radyasyon terapisinde proton ışın tedavisi için yüksek enerjili proton üretiminde kullanılmakla birlikte, berilyum hedefe çarptırılarak nötron oluşturulması ile nötron tedavisinde de kullanılmaktadır. Tıpta bir diğer önemli kullanımı ise radyoizotop üretmek amaçlıdır [20].



Şekil 3.1. Basit siklotron şeması

1932 yılında Lawarance ve Lewinston tarafından geliştirilen bu hızlandırıcı 1939 yılında Lawarance a Nobel Fizik Ödülünü almasını sağlamıştır.1960 'lara kadar fizik araştırmalarında en çok kullanılan hızlandırıcı çeşidi olmuştur.1980 lerden itibaren ise siklotronlar, medikal alanda radyoterapi amaçlı kullanılmaya başlanmıştır. Bu amaçla PET radyoizotoplarının üretimi için kompakt siklotron sistemleri geliştirilmiştir [22].

Parçacıkların enerjilerinin 1 GeV den büyük olmasını istediğimiz durumlarda, parçacığın dolandığı yörünge yarıçaplarının metrelerce büyümesi gerekmektedir. Böylesine hızlı bir artışı dengeleyecek bir mıknatısın üretimi imkansız olacağından, parçacık yörüngesi boyunca küçük magnetler kullanılarak yörünge yarıçapı R sabit tutulmuştur. Yani magnet alanları, parçacıklar enerji kazanırken onları sabit yörüngede tutmak için enerji ile eş zamanlı olarak artmalıdır. Bu tip hızlandırıcılara sinkrotron adı verilmektedir [22].

3.4. Proton Tedavi

Proton tedavi, parçacık hızlandırıcı üzerinde çalışan fizikçi Dr. Robert Rathbun Wilson'ın, 1946 yılında kanser tedavisinde protonların kullanımını öneren makalesiyle ilk olarak gündeme gelmiştir. 2 yıl sonra Lawrence Berkeley

laboratuvarında çalışan araştırmacılar bu konu üzerinde çalışmaya başladılar. 1950 yılında İsviçre’ de, bir hasta üzerinde tedavi denendi ve başarılı bir sonuç elde edildi. Bu araştırmalar ardından Harvard Siklotron Birimi, protonları tedavilerde daha iyi bir Şekilde kullanmak amacıyla yeni teknikler geliştirdiler. 1970’li yıllarda Massachusetts General Hastanesi ilk deneyimini prostat kanseri üzerinde, X-ışınlarını ve protonları birlikte kullandı. Ancak 1990 yılına kadar bu tedaviler yalnızca araştırma laboratuvarlarında, kısıtlı sayıda yapılabildi. Bu tarihten sonra ise Güney Kaliforniya’da bulunan Loma Linda Üniversitesi Proton Tedavi Merkezi’nin açılmasıyla, klinik ortamda kanser hastaları tedavi edilmeye başlanmıştır [18].

Proton tedavi klinikleri 1990 yılından beri sürekli gelişmektedir. Bugüne kadar dünyanın çeşitli yerlerinde bulunan 55 000 üzerinde hasta proton ışınları ile tedavi edilmiştir. in, Kanada, İngiltere, Fransa, Amerika, Japonya, Rusya, Almanya, İtalya, Afrika, Kore gibi ülkelerde proton tedavi merkezi bulunmaktadır. Kanser tedavisinde protonun evrensel olarak kullanılmamasının nedeni hızlandırıcıların getirdiği maliyetler ve kurulumu için geniş bir alana ihtiyaç duyulmasıdır [23,31].



Resim 3.1. Gantrysiz proton tedavi odası [31]

3.4.1. Proton tedavi ekipman sistemleri

Modüler tasarım, işlevsel olarak farklı alt sistemler içinde olan çekirdek sisteminin bölümüdür. Her bir alt sistem iyi tanımlanmış işlevleri gerçekleştirir ve birbirlerine bağlıdır. Genel olarak alt sistemler, hızlandırıcılar, enerji seçim sistemi, enerji transfer sistemi, ışın dağıtım sistemi, ışın şekillendirme sistemi, hasta konumlanması şeklinde sıralanabilir [23].

3.4.2. Proton tedavi nasıl yapılır?

Proton tedavi sistemleri çok geniş olup, bazıları futbol sahası uzunluğunda ve üç katlı bina yüksekliğinde olabilir. Fakat, bu makineler duvarların arkasına yerleştirildiğinden tedavi odasındaki hastalar bunları görememektedirler. Sistem ilk başta, parçacık hızlandırıcı olarak da adlandırılan siklotron ile başlar. Hidrojen atomları elektrolizle sudan ayrıştırılır ve hidrojen atomlarından çıkartılan pozitif yüklü protonlar siklotron içine enjekte edilir. Protonlar siklotron çevresinde dairesel yörüngede saniyede on milyon kez dönerek hızlandırılır. Böylelikle protonların enerjilerindeki bu artış 250 MeV' e ulaşabilir.

Proton ışını siklotrondan alınır ve ışının tedavi odalarında kullanılması için değişkenlik sağlayan enerji seçim sisteminden geçirilir. Bu da, her tedavi odasının hasta için gerekli olduğu kadar enerji kullanmasına imkan tanır. Işın taşıma sistemi, hızlandırılmış protonları ışın taşıma hattından geçirerek odalara taşır. Işın taşıma hattı bir futbol sahası uzunluğunda olabilir ve siklotronla her bir tedavi odasını birbirine bağlar. Bazı tedavi odaları gantrysiz yapılmıştır. Gantry, protonları hastaya veren teçhizatın bulunduğu büyük, küre şekilli yapılardır. Gantry üç kat yüksekliğinde ve büyük beton kaplama içine yapılmıştır. Gantry proton ışınının hastanın etrafında 360 derece dönmesine olanak sağlar. Sabitlenmiş ışın tedavi odası (Resim 3.1.bakınız) gantrye ihtiyaç duymaz çünkü, ışınlar hastanın etrafında hareket etmez. Geleneksel radyasyon tedavisinde olduğu gibi, hasta tedavi olmak için koltuğa uzanır. Bazı makinelerde ise koltuğun döndürülmesi ile yeterli dozun hastaya verilmesi sağlanır [31].

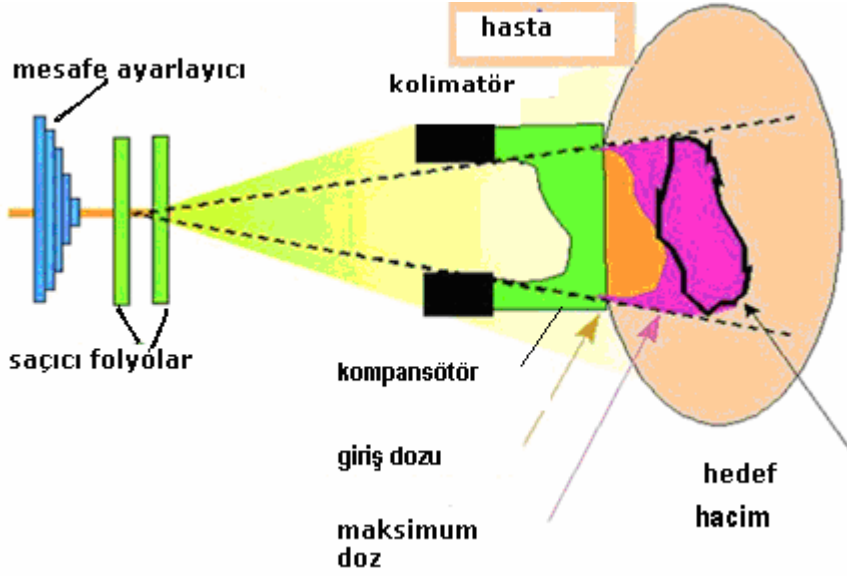


Resim 3.2. Gantryli proton tedavi odası [31]

3.4.3. Proton tedavide ışın türleri

İstenilen bölgeye istenildiği kadar doz uygulanabilmesi için farklı türlerde ışınlar ve ışınları yönlendirmek ve şekillendirmek için farklı türde araçlar kullanılır. Şu anda üç tür proton dağıtım sistemi kullanılmaktadır: Pasif dağıtım (passive scattering), tek tip tarama (uniform scattering) ve kalem ışın taraması (pencil beam scattering).

Pasif dağıtmada, ince ışının alınarak tümöre uymasını sağlayacak şekilde genişletmek için modülatör ve dağıtma folyosu (scatter foil) kullanılır. Işını daha fazla şekillendirmek için kolimator ve kompensatör de kullanılabilir. Kompensatör, ışının uzak köşelerini veya sonunu şekillendirerek tümörün etrafındaki bölgelerin daha derin veya daha az ışına maruz kalmasını sağlar. Bu parçalar her hastanın tümör tedavi planına göre özellikle hazırlanır. Pasif dağıtımın dezavantajları, her hasta için ayrı parça üretilmesi, bu parçaların atılması ve ışının ön kısma (deriye) doğru yönlendirilerek hastaya istenmeyen doz verilmesine (siyahla gösterilen tümörün dışındaki pembe alan) neden olmasıdır.



Şekil 3.2. Hızlandırılmış protonların güvenli doz dağılımını sağlayan cihazlar

İkinci tip ışın, tarama ışını olarak adlandırılır. Aslında iki tür tarama ışını bulunmaktadır, tek tip tarama ve kalem ışın taraması. Tek tip tarama, tedavi bölgesinin etrafında geniş bir ışınla tarama yapar. Bu tip tarama da ışınları şekillendirmek için kolimatör kullanılması gerekmektedir. İkinci tip tarama ABD’de kullanılmak için henüz onaylanmıştır ve kalem ışın taraması olarak da adlandırılır. Burada kolimatör ve kompensatöre ihtiyaç yoktur. Tarama ışınları nokta atışı yaptığından, organ hareketleri ile ilgili sorunda bulunmaktadır. Her hareketle (nefes alma, vb), organlar çok az da olsa hatta radyasyon tedavisi için gereken o kısa sürede bile hareket ederler. Bu hareket, radyasyonun verildiği yeri etkiler ve radyasyon takımı bunun hesaplanması ve tümörün gerekli dozda radyasyon alıp almadığından emin olmak için çok vakit harcar. Burada IMPT (Yoğunluk Modüllü Proton Tedavisi) olarak adlandırılan ve daha kesin doz verilmesini sağlayan bu tedavi şeklini ve teknolojiyi, merkezler IMRT (Yoğun Modüllü Radyasyon Tedavisi)’ ne yerleştirmeye çalışmaktadırlar.

Sabit ışın (tarama ışınının bir çeşidi veya dağıtıcı ışın) hareket etmez ve genelde kafatası veya gözdeki kanseri tedavi etmekte kullanılır. Işını gantry kullanarak hastanın etrafında döndürmektense, ışın duvarda bir hattan gelir ve hasta bunun

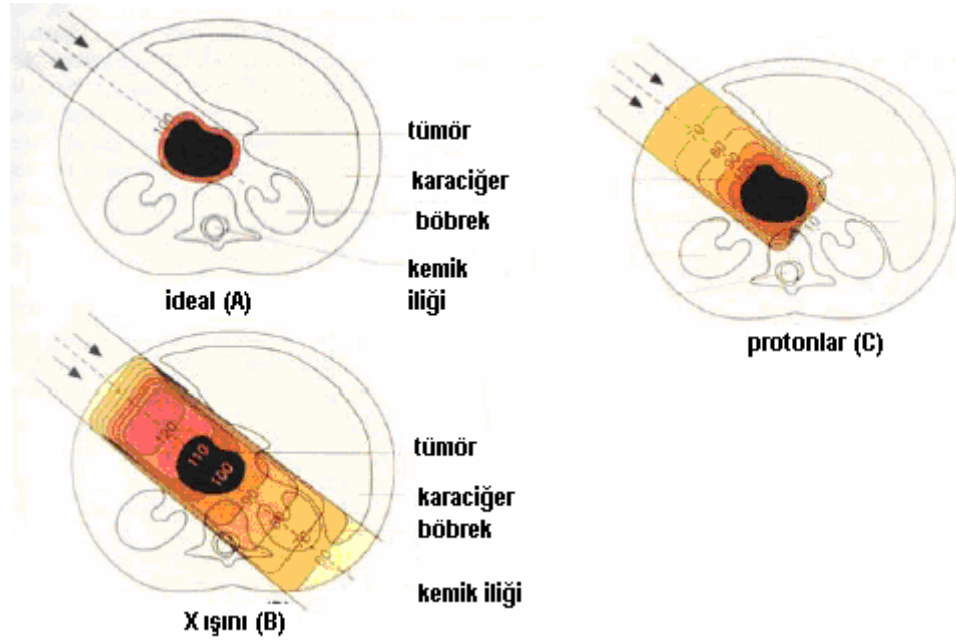
etrafında döndürülür. Çoğu merkezde hasta bir sandalyeye oturtulur. Ancak, beyin ve prostat kanserlerde dahil olmak üzere çok sayıda kanser tedavisi için koltuktan faydalanan sabit ışın sistemleri bulunmaktadır [31].

3.4.4. Proton tedavisinde radyasyon güvenliği

Proton tedavide birçok belirli gereksinimleri taşıyan, koruyucu özelliğe sahip ekipman ve tasarımlar ile radyasyon güvenliği sağlanmalıdır. Bu tasarımlar; hızlandırıcılardaki veya ulaşım sistemindeki büyük ışın kayıpları için çağrı teknolojisi olarak, tedavi odalarındaki kolimatörden kaynaklanan ve oda içerisine dağılan büyük enerji kayıplarında yine çağrı (sesli uyarı) teknolojisi olarak kullanılmaktadır. Bu tür yerel ve dış ışın kayıplarının olabileceği planlanarak, tedavi odaları dizayn edilmelidir [23].

3.4.5. Proton tedavinin avantajları

Robert Wilson'un iddialarına dayanarak yapılan araştırmalarla birlikte kanser tedavisinde, proton tedavisinin lokalize doz dağılımlarının, hastalısız sağ kalımlarının ve minimum düzeyde normal doku hasarı gibi konularda oldukça avantaj sağladığı gözlemlenmektedir. Tedavide kullanılan her bir proton ışın demeti, her zaman fotonlardan daha iyi bir doz dağılımına sahiptir. İstisna olarak; cilde daha yakın tümörlerde fotonlar protonlara göre daha iyidir. Ayrıca bazı klinik durumlarda ortaya çıkabilecek hata veya menzil belirsizliklerinde, protonlar oldukça iyi avantajlar sağlamaktadırlar.

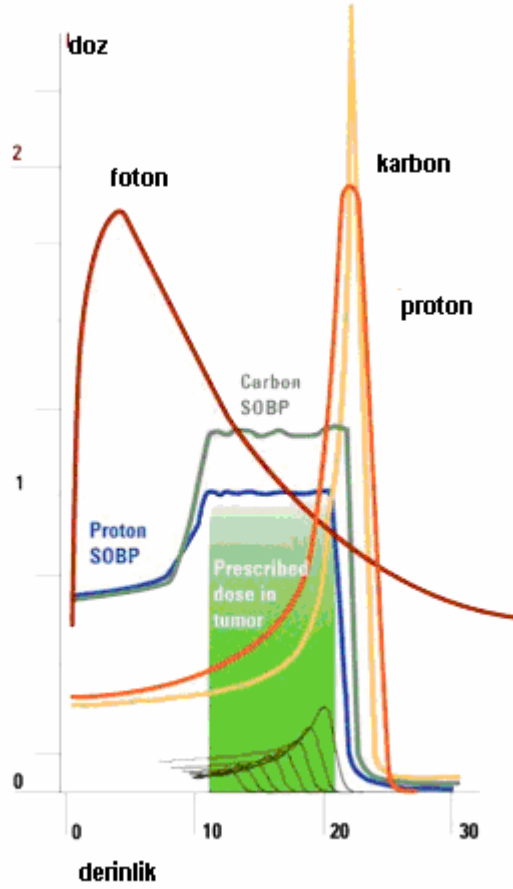


Şekil 3.3. Proton ışını etkisinin karşılaştırılması

Protonlar oldukça büyük kütleyle sahip olduklarından, dokuda yanal saçılma çok azdır; demet çok genişlemez ve tümör şekline odaklanır. Bu nedenle çevre dokular çok az doza maruz kalır. Proton tedavisinde asıl önemli olan nokta, tümörden daha derin ya da arkasındaki dokular proton tedaviden hiçbir radyasyon almazken; tümörden daha derin olmayan ya da tümörün önündeki doku çok az miktarda radyasyona maruz kalmasıdır [18].

3.4.6. Proton tedavisi fiziği

Protonların fotonlara göre üstünlüğü çıkış dozunun olmamasıdır. Aşağıdaki şekilde kullanılan çeşitli radyasyon tedavilerinin deride bıraktığı nisbi doz görülmektedir. Görüldüğü üzere 22 mV foton ışını maksimum doza ulaştıktan sonra (Dmax) derinliğin artması ile giderek azalmaktadır.



Şekil 3.4. Çeşitli radyasyon örneklerinin doku içerisinde derinliğe bağlı doz etkileri

Proton dokuda ilerledikçe, iyonizasyon yoluyla çok az da olsa enerjisini kaybeder ve yavaşlar. Parçacık enerjisini kaybettikçe ve yavaşladıkça, durmasına yakın daha çok enerji kaybederek iyonizasyon hızlı bir şekilde artar ve tepe noktasına ulaşır, bu nokta aynı zamanda ‘*Bragg Piki*’ olarak da bilinir. Bragg pikinin hemen sonrasında, iyonizasyon sıfıra düşer. Başlangıçtaki proton dozunun yaklaşık %20si atom çekirdekleri ile nükleer etkileşime girerek kaybolur.

Proton ışınının menziline kesin olmadığı belirtmekte fayda vardır. Protonların dokuda ilerledikçe iyonizasyonla birlikte enerji kaybetmesi doğal bir olaydır. Fakat, bazı protonların ise normal protondan daha farklı şekilde enerji kaybetmesi nedeniyle dalgalanmalar meydana gelmesi beklenir. Bu da “range straggling” olarak tanımlanan ve aynı başlangıç ve bitiş enerjisine sahip olan protonların yukarıda

belirtilen farklı enerji kayıplarına uğraması ihtimali nedeniyle farklı yol mesafesine sahip olmalarına neden olur. Ayrıca, protonun geçtiği maddenin yoğunluğu da Bragg pikini oldukça etkilemektedir. Bu durum, proton menziline önemli ölçüde etkileyen doku yapısı ve organ hareketleri için içine girdiğinde tedavi planlamasını önemli ölçüde etkilemektedir. Ayrıca, proton dozu hesaplamaları için gereken Hounsfield numarasını (veya CT numarasını) durdurma gücüne (stopping power'a) dönüştürülmesinde yapılan yanlışlar nedeniyle mesafe hesaplamaları belirsizlikleri oluşabilir. CT numarasının durdurma gücüne dönüştürülmesindeki hatalarda proton mesafesinin yaklaşık %3.5i kadar hataya neden olabilir. Hounsfield birimlerinin durdurma gücüne dönüştürülmesinde yapılacak iyileştirmeler, bu dönüşümden kaynaklanan hataları azaltabilir [31].

4. 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 [20, 33]. Bu tanımın matematiksel ifadesi Eş. 4.1. ile verilmektedir.

$$S(E) = -\frac{dE}{dx} \quad (4.1)$$

Burada (-) işareti enerji kaybını göstermektedir. dE/dx ; durdurma gücü, enerji kaybı, spesifik enerji kaybı, diferansiyel enerji kaybı gibi isimlerle de adlandırılmaktadır.

Durdurma gücü her ne kadar enerjiye bağlı gibi görünse de, aslında, ortamın cinsine, ortamın yoğunluğuna, radyasyonun cinsine, radyasyonun hızına (enerjisine) bağlıdır [3].

Birçok uygulamada kütle durdurma gücü kullanılır. Kütle durdurma gücü, maddenin yoğunluk normalize edilmiş durdurma gücüdür. Durdurma gücü S harfiyle gösterilir ve birimi MeV/cm 'dir. Durdurma gücü S, kütle durdurma gücü S/ρ ' ya dönüştürüldüğünde birimi; $\text{MeV} \cdot \text{cm}^2 / \text{g}$ olur. Yüklü parçacığın Coulomb etkileşmesi yapacağını göz önüne alarak enerji kaybı için ortalama bir değerden bahsedilebilir. Çünkü her çarpışma için enerji kaybını hesaplamak oldukça güçtür.

Ağır yüklü parçacıklar ile elektronlar ve pozitronlar için durdurma gücü hesabı, bu parçacıkların madde ile etkileşme özelliklerinden dolayı farklıdır. Eğer gelen parçacık elektron veya pozitron ise, enerjisini çarpışmalar ile kaybedecektir. Çünkü çarpışma aynı iki parçacık içerir. Dolayısıyla bir çarpışma ile enerjilerinin önemli bir kısmını kaybederler. Böylelikle yolları boyunca dağınık açılarla zig-zag yaparak ilerlerler. Ağır yüklü parçacıkların ise davranışları bambaşkadır. Her çarpışma başına çok küçük miktarda enerji kaybederler. Ağır yüklü parçacıklar atomun elektronları tarafından yollarından saptırılırlar ve yörüngeleri hemen hemen düz bir çizgidir [3].

Durdurma gücü ilk olarak 1913'te Bohr [6] tarafından klasik fizik kanunları kullanılarak hesaplanmıştır. Bu çalışmadan yaklaşık on yıl sonra dalga mekaniğinin gelişmesi ile 1930'da Bethe [32] kuantum mekaniksel yaklaşımı kullanarak durdurma gücünü hesaplamıştır. Özellikle Bethe'nin çalışması çok daha iyi sonuçlar vermektedir ve daha sonra yapılan birçok çalışmada Bethe teorisi temel alınmıştır [15]. Bethe'nin durdurma gücü teorisi, yüksek enerjili parçacıkların madde içinde gicirilikleri içindir. Lindhard ve Ritchie tarafından geliştirilen dielektirik teorisi ise hızlı parçacıklar ve ortam arasındaki etkileşimi göz önüne almaktadır. Dielektrik teoremi, düşük enerjili elektronların durdurma gücü hesaplamalarında çok önemlidir. Fakat protonlar için bazı organik metaryellerin durdurma gücü hesaplamalarında pek kullanılmamaktadır. Ashley'in geliştirdiği optical data modeli ise, yoğun maddelerin protonlarla durdurma gücü hesaplamaları için geliştirilmiştir. Ayrıca Akkerman da yine protonlar için yeni bir durdurma gücü ifadesi geliştirmiştir [12].

Tüm atomları ve atomun elektronlarını bağımsız hareket ettiğini ve sadece iyonizasyon ve uyarılma ile enerji kaybettiğini düşünerek; birim yol başına durdurma gücü ifadeleri Tsoulfanidis (1995) tarafından şu şekilde tanımlanmıştır,

Yüklü ağır parçacıklar (proton, döteron ve alfa parçacıkları) için;

$$\frac{dE}{dx} = 4\pi r_0^2 z^2 \frac{mc^2}{\beta^2} NZ \left[\ln \left(\frac{2mc^2}{I} \beta^2 \gamma^2 \right) - \beta^2 \right] \quad (4.2)$$

Elektron için;

$$\frac{dE}{dx} = 4\pi r_0^2 \frac{mc^2}{\beta^2} NZ \times \left[\ln \left(\frac{\beta \gamma \sqrt{\gamma-1}}{I} mc^2 \right) + \frac{1}{2\gamma^2} \left(\frac{(\gamma-1)^2}{8} + 1 - (\gamma^2 + 2\gamma - 1) \ln 2 \right) \right] \quad (4.3)$$

Pozitron için;

$$\frac{dE}{dx} = 4\pi r_0^2 \frac{mc^2}{\beta^2} NZ \times \left[\ln \left(\frac{\beta\gamma\sqrt{\gamma-1}}{I} mc^2 \right) - \frac{\beta^2}{24} \left(23 + \frac{14}{\gamma+1} + \frac{10}{(\gamma+1)^2} + \frac{4}{(\gamma+1)^3} \right) + \frac{\ln 2}{2} \right] \quad (4.4)$$

eşitlikleri ile ifade edilmektedir. Bu eşitliklerdeki ifadeler,

$r_0 = e^2 / mc^2 = 2.818 \times 10^{-15} m$: Klasik elektron yarıçapıdır.

mc^2 : Elektronun durgun kütle enerjisi olup 0,511 MeV

Mc^2 : Protonun durgun kütle enerjisi olup 931,5 MeV

N: Hedef materyalin m^3 ü başına atom sayısıdır ($N = \rho N_0 / A$)

A: Hedef materyalin atom ağırlığı

Z: Hedef materyalin atom numarası

T: Parçacığın MeV cinsinden kinetik enerjisi

I: Hedefin eV cinsinden ortalama uyarma potansiyeli

β :v/c

$\gamma = (T + Mc^2) / Mc^2 = 1 / (1 - \beta^2)^{1/2}$

şeklinde tanımlanmaktadır [14].

Uyarılma potansiyeli I, genellikle kuantum mekaniksel yaklaşım veya deneysel ölçüm sonuçları kullanılarak hesaplanmaktadır.

Radyasyonun (proton, elektron, pozitron vs) maddesel bir ortam içerisinde hareketi sırasında duruncaya kadar aldığı yolun uzunluğuna ‘menzil’, ‘erişim mesafesi’ adı verilmektedir. Menzil parçacığın türüne, materyalin yapısına ve parçacığın enerjisine bağlıdır [25].

Menzil ile durdurma gücü arasındaki en genel bağıntı Eş.4.5’deki gibidir [25].

$$R = \int_0^R dx = \int_{E_0}^0 \frac{dx}{dE} dE = \int_0^E \frac{dE}{S(E)} \quad (4.5)$$

Eş. 4.5' den bulunan menzil (R), sürekli yavaşlama yaklaşımı (CSDA-menzili), olarak da adlandırılmaktadır. Menzil, Eş. 4.5.'in, parçacığın tüm enerjileri üzerinden integrali alınarak hesaplanır.

Bilindiği üzere durdurma gücü ifadesi birçok değişkene bağlıdır. Bu nedenle menzili yukarıdaki denklem ile yani analitik yol ile hesaplamak pek mümkün olmadığından, menzili yaklaşık olarak hesaplamaya yarayan ampirik denklemler elde edilmiştir [4,34,35].

5.YÖNTEM VE HESAPLAMALAR

Bu çalışmada, birçok gelişmiş ülkede radyoerapide kullanılan 65-250 MeV aralığındaki enerjilere sahip protonların 0.04 MeV - 250 MeV aralığındaki enerji değerleri için Tsoulfanidis (1995) tarafından önerilen durdurma gücü eşitliği kullanılarak deri, pelvis, pankreas, testis, su gibi biyolojik materyaller ve hava için durdurma gücü ve ampirik formüller kullanılarak menzil hesaplamaları yapılmıştır. Beş biyolojik hedef ve hava için durdurma gücü hesaplamalarında kullanılan değerler SRIM 2006 programından alınmıştır. Menzil hesaplamalarında kullanılan değerler ise SRIM 2006, PSTAR NIST Data Base ve kaynak [3]' den alınarak yapılmıştır. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar SRIM 2006 ve PSTAR sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

Yüklü ağır parçacıklar (proton, döteron ve alfa parçacıkları) için durdurma gücü eşitliği,

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

kütle durdurma gücü eşitliği ise;

$$\frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx} = 4\pi r_0^2 z^2 \frac{mc^2}{\beta^2} \frac{N_0}{A} Z \left[\ln \left(\frac{2mc^2}{I} \beta^2 \gamma^2 \right) - \beta^2 \right] \quad (5.2)$$

şeklinde ifade edilmiştir.

Eş. 5.2.' de kullanılacak olan ortalama atom numarası (A_{ort}), efektif kütle numarası (Z_{ef}) ve uyarılma potansiyeli (I) değerleri için;

$$A_{ort} = w_1 A_1 + w_2 A_2 + \dots + w_i A_i \quad (5.3)$$

$$Z_{ef} = \frac{\sum_{i=1}^L (w_i / A_i) Z_i^2}{\sum_{i=1}^L (w_i / A_i) Z_i} \quad (5.4)$$

$$\langle I \rangle = \exp \left\{ \left[\sum_{i=1}^L w_i (Z_i / A_i) \ln I_i \right] / \sum_{i=1}^L w_i (Z_i / A_i) \right\} \quad (5.5)$$

Eş.5.3, Eş.5.4, Eş.5.5 kullanılmıştır [14]. Bu eşitliklerdeki w_i değerleri atomların biyolojik hedeflerdeki bulunma olasılığıdır.

Protonlar için çok küçük enerji değerlerinden 200 MeV enerji değerine kadar menzil ifadesi ise Eş. 5.6 ile verilmiştir

$$R(E) = (E / 9,3)^{1,8} \quad (5.6)$$

Burada E protonların enerji değeri, R ise protonun havada aldığı metre cinsinden menzil değeridir [27]. Bu eşitlikten faydalanarak, eğer bir metaryelin menzili biliniyorsa, diğer bir metaryelin menzili *Bragg-Kleeman* kuralı ile bulunabilir [3].

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{\rho_2}{\rho_1} \sqrt{\frac{A_1}{A_2}} \quad (5.7)$$

$$R_i = R_{hava} \times \frac{\rho_{hava}}{\rho_i} \times \sqrt{\frac{A_i}{A_{hava}}} \quad (5.8)$$

Burada ρ_i yoğunluk ve A_i atomik ağırlıktır. Bileşik metaryeller için moleküler ağırlık;

$$\sqrt{A_{ef}} = \left(\sum_{i=1}^L \frac{w_i}{\sqrt{A_i}} \right)^{-1} \quad (5.9)$$

Eş.5.9 ile hesaplanabilir [3].

Bu çalışmada ilk olarak hava için menzil değerleri Eş.5.6'dan hesaplandı. Bulunan sonuçlar yardımıyla Eş.5.7 ile deri, su, testis, pankreas, pelvis için menzil hesaplamaları yapıldı. Menzil-1 değerlerinde Tsoufandis'in [3] ele aldığı hava yüzdeleri Çizelge 5.1 kullanılarak sonuçlar bulunmuştur. Menzil-2 değerlerinde SRIM 2006 adlı programdan elde edilen hava yüzdeleri Çizelge 5.2 kullanılarak sonuçlar bulunmuştur. Menzil-3 değerlerinde ise PSTAR Nist Data Base programından elde edilen hava yüzdeleri Çizelge 5.3 kullanılarak sonuçlar elde edilmiştir.

Menzil-1, Menzil-2, Menzil-3 hesaplamalarında hava için kullanılan değerler Çizelge 5.1, Çizelge 5.2 ve Çizelge 5.3' de verilmiştir.

Çizelge 5.1. Tsoulfanidis'in kitabından [3] hava için alınmış değerler

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
O	8	15,999	22,9
N	7	14,007	74,5
Ar	18	39,948	2,6

Eş.5.9' dan $A_{ef} = 14,74$ olarak bulunmuştur

Çizelge 5.2. SRIM 2006 programından [28] hava için alınmış değerler

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
C	6	12,011	0,01
O	8	15,999	25,06
N	7	14,007	71,48
Ar	18	39,948	3,45

Eş.5.9' dan $A_{ef} = 7,42$ olarak bulunmuştur.

Çizelge 5.3. PSTAR Nist Data Base programından [30] hava için alınmış değerler

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
C	6	12,011	0,0124
O	8	15,999	23,1781
N	7	14,007	75,5267
Ar	18	39,948	1,2827

Eş.5.9' dan $A_{ef} = 8,4912$ olarak bulunmuştur.

Çizelge 5.4. 0,05 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için kullanılmak üzere SRIM 2006' dan hava için alınmış değerler

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
C	6	12,011	0,01
O	8	15,999	25,06
N	7	14,007	71,48
Ar	18	39,948	3,45

hava için yoğunluk değeri ($\rho = 1.58 \times 10^{-3} \text{ g / cm}^3$)

Çizelge 5.4'deki değerler kullanılarak Eş.5.3, Eş.5.4, Eş.5.5 ve Eş.5.9' dan elde edilen $A_{ort} = 15,4009$, $Z_{ef} = 7,5951$, $I = 103.36 \text{ eV}$ ve $A_{ef} = 7,42$ olarak hesaplandı.

Çizelge 5.5. 0.05 MeV - 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan havanın kütle durdurma gücü ve CSDA menzil değerleri

T (MeV)	Durdurma Gücü (S/ρ) (MeV cm ² /g)	Menzil (g/ cm ²)
0,05	88,96932022	0,0000129877
0,06	288,4142087	0,0000180327
0,07	402,4998595	0,0000237993
0,08	469,8917972	0,0000302656
0,09	509,9706811	0,0000374132
0,1	533,2754466	0,000045226
0,5	333,7913102	0,000819471
1	215,9285154	0,002853565
10	38,30272504	0,180047784
20	21,9241693	0,626962798
30	15,80959767	1,300786551
40	12,55535013	2,183211267
50	10,5183563	3,262374301
60	9,116896908	4,529601859
70	8,090796945	5,978114812
80	7,305611827	7,602383193
90	6,684625637	9,397758847
100	6,180764485	11,36024714
110	5,763489539	13,48635579
120	5,412095873	15,7729898
130	5,11203385	18,21737565
140	4,852771032	20,81700487
150	4,626489739	23,56959097
160	4,42726181	26,47303588
170	4,250507969	29,52540327
180	4,09263326	32,72489703
190	3,950774994	36,06984377
200	3,822624582	39,5586782
210	3,70629912	43,18993099
220	3,00247206	46,96221852
230	3,503178773	50,87423414
240	3,414012065	54,92474062
250	3,331833065	59,11256372

Çizelge 5.6. 0,04 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için,kullanılmak üzere SRIM2006 dan su için alınmış değerler

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,008	10,01
C	6	12,011	25,03
N	7	14,007	4,60
O	8	15,999	59,46
S	16	32,06	0,31
Cl	17	35,453	0,29
Na	11	22,990	0,18
K	19	39,098	0,13

Su için yoğunluk değeri ($\rho=1 \text{ g / cm}^3$)

Çizelge 5.4.'deki değerler kullanılarak Eş.5.3, Eş.5.4, Eş.5.5 ve Eş.5.9' dan elde edilen $A_{ort}=14,3215$, $Z_{ef}=6,60$, $I=69 \text{ eV}$ ve $A_{ef}=9$ olarak hesaplandı.

Çizelge 5.7. 0.04 MeV - 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan suyun kütle durdurma gücü ve CSDA menzil değerleri

T (MeV)	Durdurma Gücü (S/ρ) (MeV cm ² /g)	Menzil-1 (g/cm ²)	Menzil-2 (g/cm ²)	Menzil-3 (g/cm ²)
0,04	396,3130332	0,00000679	0,00000957	0,00000894
0,05	611,1152192	0,0000101	0,0000143	0,0000133
0,06	709,4910885	0,0000140	0,0000199	0,0000185
0,07	753,245382	0,0000185	0,0000262	0,0000245
0,08	769,0805206	0,0000236	0,0000333	0,0000311
0,09	769,8687228	0,0000292	0,0000412	0,0000385
0,1	762,315305	0,0000353	0,0000498	0,0000465
0,5	364,7379555	0,000640334	0,000903	0,000843726
1	228,207578	0,002229771	0,003143	0,002938023
10	38,47314802	0,140689049	0,198293	0,185376718
20	21,84890947	0,489907722	0,690496	0,645519225
30	15,69545031	1,016432519	1,432601	1,339286366
40	12,43471179	1,705957773	2,404446	2,247828501
50	10,39938974	2,549214032	3,592966	3,358931885
60	9,01918571	3,539423607	4,988607	4,663666001
70	7,980330343	4,671289299	6,583905	6,155051076
80	7,199569745	5,940489999	8,372768	7,827393472
90	6,582714333	7,343393648	10,35008	9,67590746
100	6,082634795	8,876878845	12,51143	11,69648018
110	5,668795245	10,53821672	14,85299	13,88551598
120	5,320515398	12,32498886	17,37134	16,23982826
130	5,023276807	14,23502803	20,06343	18,75656141
140	4,766578487	16,26637412	22,92649	21,43313273
150	4,542631982	18,41724048	25,95801	24,26718804
160	4,34553531	20,68598766	29,15567	27,25656718
170	4,170732226	23,07110262	32,51735	30,39927651
180	4,01464788	25,57118191	36,04106	33,69346676
190	3,874437063	28,18491791	39,72497	37,13741501
200	3,747806384	30,91108752	43,56734	40,72950963
210	3,632886163	33,74854261	47,56657	44,46823782
220	3,528136531	36,69620202	51,72112	48,35217502
230	3,432277505	39,75304473	56,02956	52,37997587
240	3,344236174	42,91810398	60,49052	56,55036654
250	3,263106301	46,19046221	65,10271	60,86213805

Çizelge 5.8. 0,04 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için kullanılmak üzere SRIM2006 dan deri için alınmış değerler

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,008	10,01
C	6	12,011	25,03
N	7	14,007	4,60
O	8	15,999	59,46
S	16	32,06	0,31
Cl	17	35,453	0,29
Na	11	22,990	0,18
K	19	39,098	0,13

Deri için yoğunluk değeri ($\rho=1,04 \text{ g / cm}^3$)

Çizelge 5.4.'deki değerler kullanılarak Eş.5.3, Eş5.4, (Eş 5.5) ve (Eş.5.9)' dan elde edilen $A_{ort}=13,559$, $Z_{ef}=6,54$, $I=68,6 \text{ eV}$ ve $A_{ef}=5,35$ olarak hesaplandı.

Çizelge 5.9. 0.05 MeV - 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan derinin kütle durdurma gücü ve CSDA menzil değerleri

T (MeV)	Durdurma Gücü (S/p) (MeV cm ² /g)	Menzil-1 (g/cm ²)	Menzil-2 (g/cm ²)	Menzil-3 (g/cm ²)
0,04	424,8344643	0,00000523	0,00000738	0,0000069
0,05	647,6571337	0,00000782	0,000011	0,0000103
0,06	749,2878847	0,0000108	0,0000153	0,0000143
0,07	794,1296193	0,0000143	0,0000202	0,0000189
0,08	809,9878182	0,0000182	0,0000257	0,000024
0,09	810,2559187	0,0000225	0,0000318	0,0000297
0,1	801,9044555	0,0000272	0,0000384	0,0000359
0,5	382,5636311	0,000493699	0,000696	0,000651
1	239,2601253	0,001719159	0,002423	0,002265
10	40,30951593	0,108471571	0,152884	0,142926
20	22,88934132	0,377719948	0,532374	0,497697
30	16,44200537	0,783671742	1,104539	1,032593
40	13,02574089	1,315297253	1,853833	1,733081
50	10,89342227	1,965449713	2,770185	2,589744
60	9,29392646	2,728903507	3,846227	3,595697
70	8,359171096	3,601574484	5,076205	4,745558
80	7,541255778	4,580131059	6,455423	6,034938
90	6,895054557	5,661772906	7,979933	7,460146
100	6,371190759	6,844093418	9,646343	9,018012
110	5,937672949	8,124988633	11,45169	10,70576
120	5,572835394	9,502593942	13,39334	12,52094
130	5,261468023	10,97523841	15,46895	14,46135
140	4,992569734	12,54141078	17,67637	16,52499
150	4,757981222	14,19973355	20,01368	18,71006
160	4,551519539	15,94894269	22,47909	21,01487
170	4,368411581	17,78787166	25,07095	23,43791
180	4,204912373	19,71543837	27,78774	25,97774
190	4,05804133	21,73063467	30,62804	28,63303
200	3,925395954	23,83251752	33,59052	31,40254
210	3,805017628	26,02020173	36,67393	34,28511
220	3,695293245	28,29285373	39,8771	37,27963
230	3,594881949	30,64968628	43,19891	40,38508
240	3,502659812	33,08995404	46,63833	43,60046
250	3,417677508	35,61294955	50,19434	46,92484

Çizelge 5.10. 0,04 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için kullanılmak üzere SRIM2006 dan prostat için alınmış değerler

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,008	10,5
C	6	12,011	8,89
N	7	14,007	2,50
O	8	15,999	77,42
Na	11	22,990	0,19
P	15	30,974	0,10
S	16	32,06	0,21
K	19	39,098	0,19

Prostat için yoğunluk değeri ($\rho=1,04 \text{ g / cm}^3$)

Çizelge 5.4.'de ki değerler kullanılarak Eş.5.3, Eş.5.4, Eş. 5.5 ve Eş.5.9' dan elde edilen $A_{ort}=14,1265$, $Z_{ef}=6,5379$, $I=69,41 \text{ eV}$ ve $A_{ef}=5,50$ olarak hesaplandı.

Çizelge5.11. 0.05 MeV - 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan prostatın kütle durdurma gücü ve CSDA menzil değerleri

T (MeV)	Durdurma Gücü (S/ρ) (MeV cm ² /g)	Menzil-1 (g/ cm ²)	Menzil-2 (g/ cm ²)	Menzil- 3 (g/ cm ²)
0,04	388,2020081	0,000005309	0,00000748	0,000006995
0,05	605,8804213	0,000007933	0,0000112	0,00001045
0,06	705,9826002	0,00001101	0,0000155	0,00001451
0,07	750,8568922	0,00001453	0,0000205	0,00001915
0,08	767,4596098	0,00001848	0,0000261	0,00002436
0,09	768,7956523	0,00002285	0,0000322	0,00003011
0,1	761,6456032	0,00002762	0,0000389	0,00003640
0,5	365,5088352	0,000500572	0,000706	0,000659571
1	228,7881978	0,001743092	0,002457	0,002296758
10	38,59739617	0,109981688	0,155013	0,144915647
20	21,92185751	0,382978483	0,539785	0,504625591
30	15,74868729	0,794581851	1,119916	1,046968313
40	12,47730791	1,333608537	1,879642	1,757208371
50	10,43526453	1,992812278	2,808751	2,625797842
60	9,033139004	2,766894711	3,899774	3,645755418
70	8,008126172	3,651714824	5,146875	4,811624762
80	7,22473473	4,643894652	6,545294	6,11895495
90	6,605791955	5,740594883	8,091028	7,564004807
100	6,104014203	6,939375406	9,780638	9,14355916
110	5,688765055	8,238102967	11,61112	10,85480716
120	5,339295825	9,634886998	13,5798	12,69525773
130	5,041039856	11,1280333	15,6843	14,66267854
140	4,783461167	12,71600959	17,92246	16,75505059
150	4,558745265	14,39741917	20,29231	18,97053354
160	4,360970381	16,17098042	22,79204	21,30743871
170	4,185564959	18,03551056	25,41998	23,7642076
180	4,028942102	19,98991244	28,17459	26,33939458
190	3,888246997	22,03316386	31,05444	29,03165277
200	3,761178492	24,16430867	34,05816	31,83972231
210	3,645860574	26,38244935	37,1845	34,76242058
220	3,540748145	28,68674071	40,43226	37,79863395
230	3,444556868	31,07638458	43,80032	40,94731072
240	3,356210181	33,55062521	47,28761	44,20745508
250	3,274798754	36,10874532	50,89313	47,57812191

Çizelge 5.12. 0,04 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için kullanılmak üzere SRIM2006' dan testis için alınmış değerler

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,008	10,61
C	6	12,011	9,92
N	7	14,007	2,01
O	8	15,999	76,70
Na	11	22,990	0,19
S	16	32,06	0,21
Cl	17	35,453	0,17
K	19	39,098	0,19

Testis için yoğunluk değeri ($\rho = 1,04 \text{ g / cm}^3$)

Çizelge 5.4.'deki değerler kullanılarak Eş.5.3, Eş.5.4, Eş.5.5 ve Eş.5.9' dan elde edilen $A_{ort} = 14,0968$, $Z_{ef} = 6,5193$, $I = 69,12 \text{ eV}$ ve $A_{ef} = 5,48$ olarak hesaplandı.

Çizelge5.13. 0.05 MeV- 250 MeV aralığındaki enerjiye sahip protonlar için hesaplanan testisin kütle durdurma gücü ve CSDA menzil değerleri

T (MeV)	Durdurma Gücü (S/ρ) (MeV cm ² /g)	Menzil-1 (g/ cm ²)	Menzil-2 (g/ cm ²)	Menzil-3 (g/ cm ²)
0,04	394,8345751	0,000005299	0,00000747	0,000006982
0,05	610,9668224	0,000007919	0,0000112	0,00001043
0,06	710,0717201	0,00001099	0,0000155	0,00001448
0,07	754,2534815	0,00001451	0,0000205	0,00001912
0,08	770,3494898	0,00001845	0,000026	0,00002431
0,09	771,3000396	0,00002281	0,0000322	0,00003005
0,1	763,8477118	0,00002757	0,0000389	0,00003633
0,5	365,7909902	0,000499661	0,000704	0,00065837
1	228,8952453	0,00173992	0,002452	0,002292578
10	38,59680699	0,10978154	0,154731	0,144651924
20	21,91983515	0,382281524	0,538803	0,503707255
30	15,74664507	0,793135841	1,117878	1,045063
40	12,47539365	1,331181586	1,876221	1,754010537
50	10,43348629	1,989185683	2,803639	2,621019316
60	9,31482015	2,761859412	3,892677	3,639120735
70	8,006573481	3,645069296	5,137509	4,802868386
80	7,22327133	4,635443518	6,533382	6,107819445
90	6,604405331	5,730147932	8,076303	7,550239546
100	6,102694065	6,926746868	9,762839	9,126919366
110	5,68750294	8,223110956	11,58999	10,83505317
120	5,338084726	9,617353067	13,55509	12,67215442
130	5,039873923	11,10778209	15,65576	14,63599484
140	4,782335479	12,69286852	17,88984	16,72455911
150	4,557655642	14,3712182	20,25538	18,93601025
160	4,35991325	16,14155186	22,75056	21,26866263
170	4,184537238	18,00268885	25,37372	23,7209606
180	4,027941117	19,95353404	28,12332	26,29146116
190	3,887270414	21,99306708	30,99792	28,97881987
200	3,76022426	24,12033355	33,99618	31,78177918
210	3,644926881	26,33443758	37,11683	34,9915862
220	3,539833384	28,6345355	40,35868	37,72984657
230	3,443659605	31,01983061	43,72061	40,87279326
240	3,355329132	33,48956852	47,20156	44,12700468
250	3,273932766	36,04303326	50,80052	47,49153745

Çizelge 5.14. 0,04 MeV - 250 MeV enerjili protonlar için kullanılmak üzere SRIM2006' dan pankreas için alınmış değerler

Atom	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kütle Oranı
H	1	1,008	10,62
C	6	12,011	16,94
N	7	14,007	2,22
O	8	15,999	69,55
P	15	30,974	0,20
S	16	32,06	0,11
Cl	17	35,453	0,18
K	19	39,098	0,19

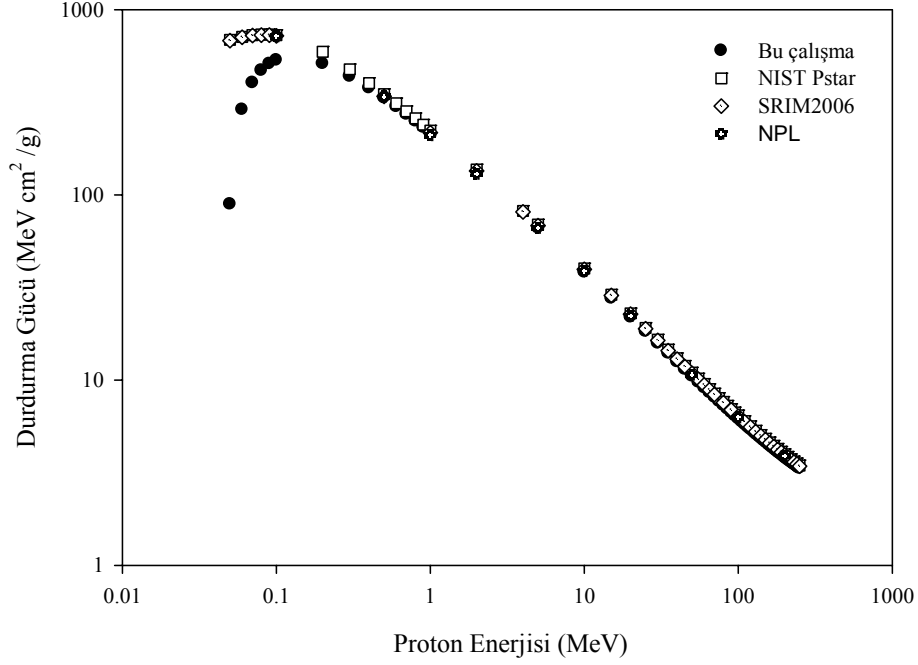
Pankreas için yoğunluk değeri ($\rho=1,05 \text{ g / cm}^3$)

Çizelge 5.4'deki değerler kullanılarak Eş.5.3, Eş5.4, Eş 5.5 ve Eş.5.9' dan elde edilen $A_{ort}=13,8153$, $Z_{ef}=6,76831$, $I=68,42 \text{ EV}$ ve $A_{ef}=5,37$ olarak hesaplandı.

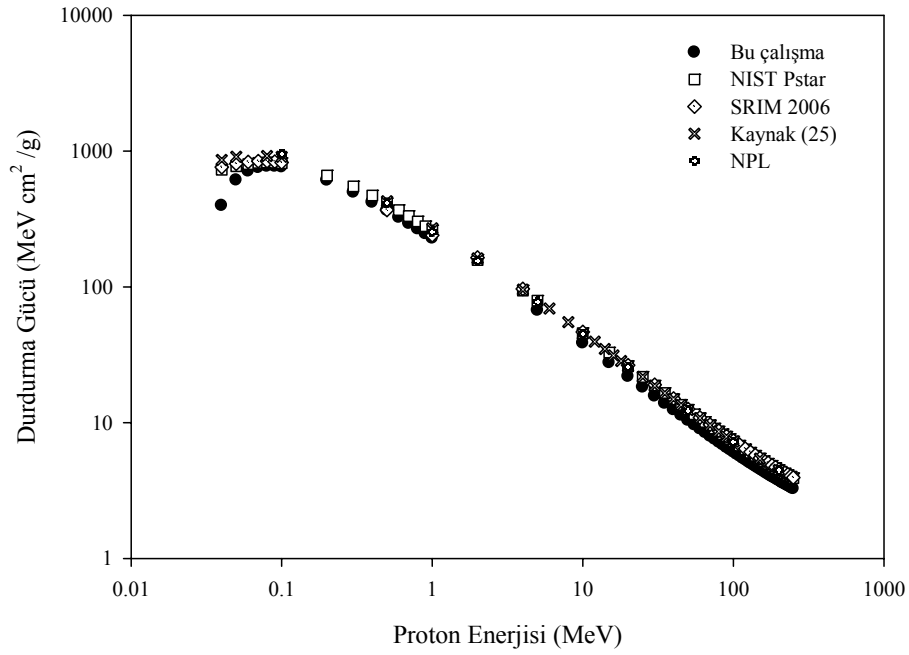
Çizelge 5.15. 0.04 MeV - 25 MeV enerjiye sahip protonlar için hesaplanan pankreasın durdurma gücü ve CSDA menzil değerleri

T (MeV)	Durdurma Gücü (S/ρ) (MeV cm ² /g)	Menzil-1 (g/cm ²)	Menzil-2 (g/cm ²)	Menzil-3 (g/cm ²)
0,04	436	0,00000524607	0,00000739	0,000006912
0,05	661,4877519	0,00000748392	0,000011	0,000010329
0,06	764,0977385	0,0000108842	0,0000153	0,000014341
0,07	809,2040226	0,0000143649	0,0000202	0,000018927
0,08	824,9821063	0,0000182679	0,0000257	0,000024070
0,09	824,9988043	0,000022582	0,0000318	0,000029754
0,1	816,3119797	0,0000272977	0,0000385	0,000035968
0,5	388,9272636	0,000494621	0,000697	0,000651729
1	243,1939719	0,001722369	0,002428	0,002269452
10	40,95991849	0,108674132	0,15317	0,143192766
20	23,25754602	0,378425308	0,533368	0,498626171
30	16,70610525	0,785135183	1,106601	1,034521059
40	13,23477038	1,317753459	1,857295	1,736317177
50	11,0681159	1,969120024	2,775358	2,594580114
60	9,580530095	2,733999503	3,85341	3,602411563
70	8,493099107	3,608300119	5,085685	4,754420056
80	7,662037856	4,588684066	6,467478	6,046207586
90	7,005454708	5,672345787	7,994835	7,474077456
100	6,473177284	6,856874183	9,664357	9,034852718
110	6,03269886	8,140161361	11,47307	10,72575594
120	5,66200488	9,520339231	13,41835	12,54432566
130	5,345640474	10,99573374	15,49783	14,48835609
140	5,072427545	12,56483081	17,70938	16,55585223
150	4,834075548	14,22625035	20,05106	18,74499563
160	4,624302114	15,97872599	22,52107	21,05411768
170	4,438257406	17,821089	25,11777	23,4816784
180	4,272136255	19,75225528	27,83963	26,02624936
190	4,12291018	21,77121478	30,68523	28,68649968
200	3,988138084	23,87702273	33,65325	31,46118449
210	3,865829887	26,06879226	36,74242	34,34913523
220	3,754346573	28,34568823	39,95156	37,3492515
230	3,652325754	30,70692198	43,27958	40,46049411
240	3,558625455	33,15174672	46,72542	43,68187909
250	3,47228111	35,67945371	50,28807	47,01247255

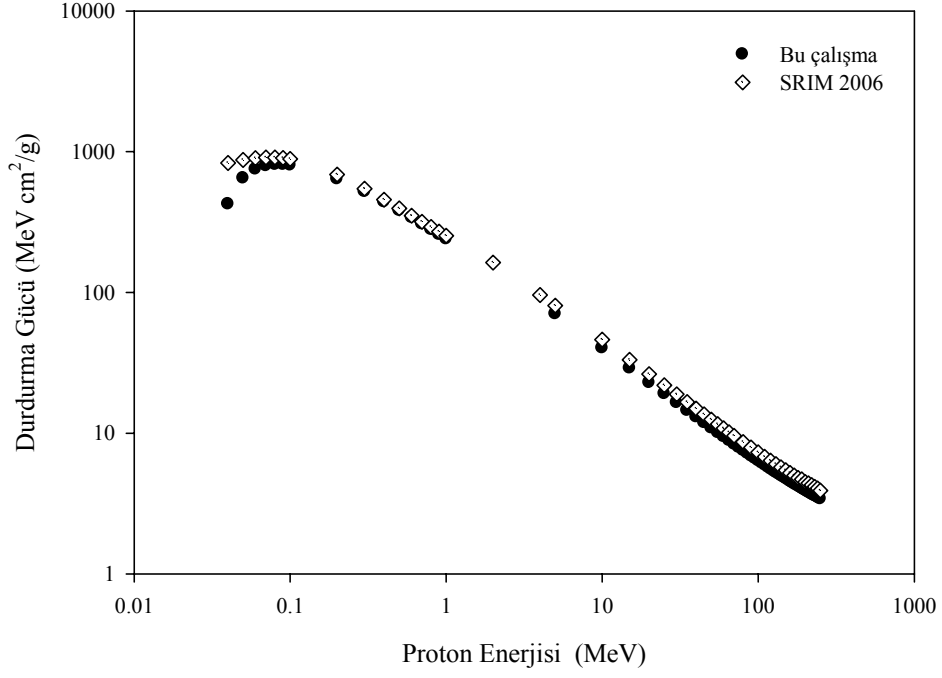
Farklı biyolojik hedefler için hesaplanan durdurma gücü ve menzil değerlerinden elde edilen grafikler Şekil 5.1.-5.12.'de verilmiştir.



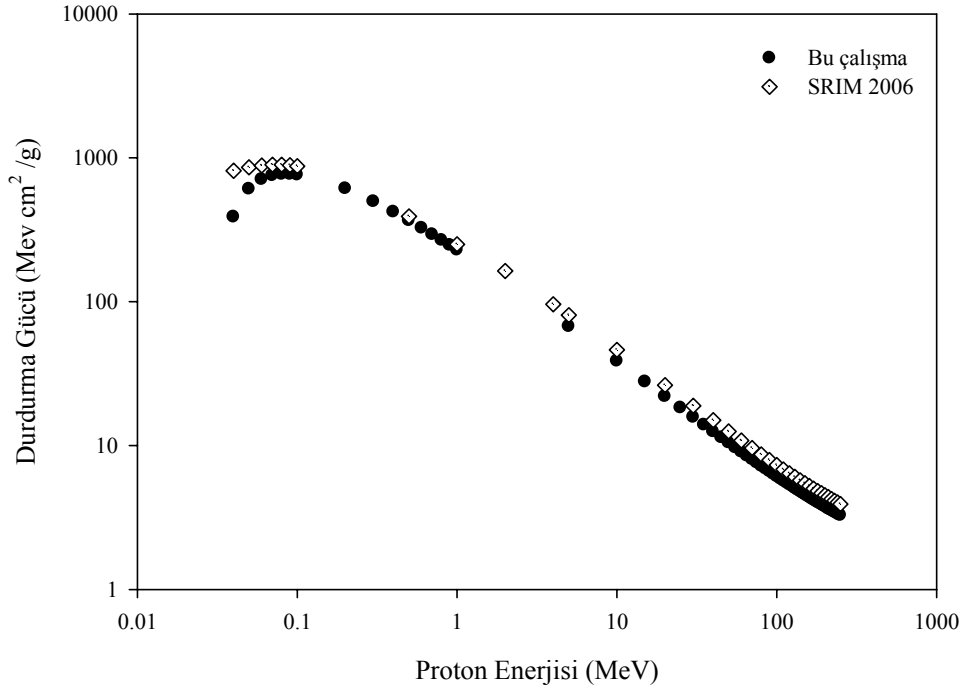
Şekil 5.1. 0,05 MeV-250 MeV aralığındaki protonlar için havanın kütle durdurma gücü



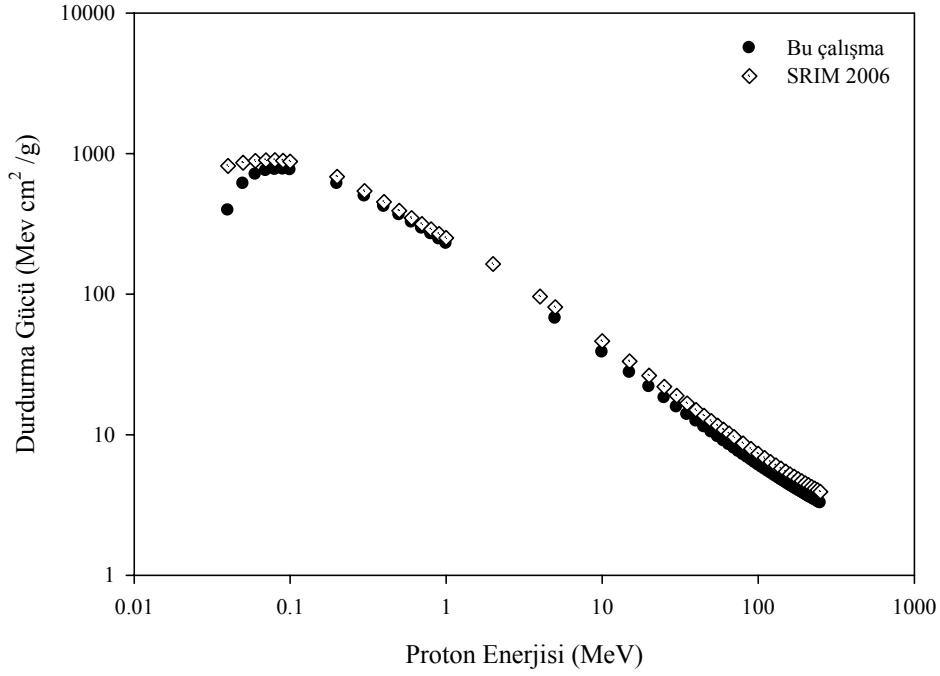
Şekil 5.2. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki protonlar için suyun kütle durdurma gücü



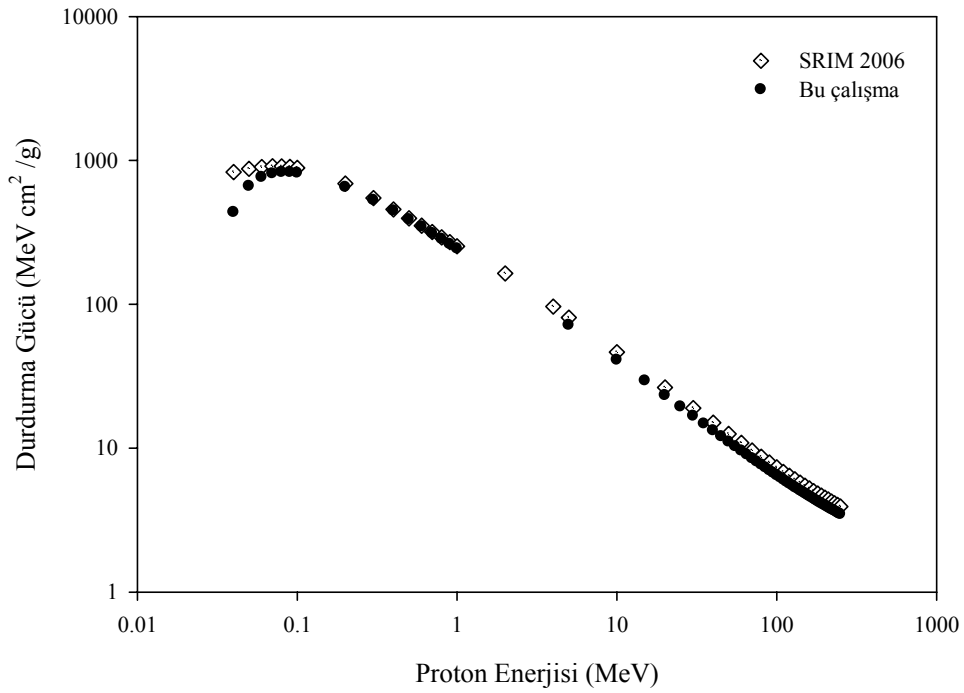
Şekil 5.3. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki protonlar için derinin kütle durdurma gücü



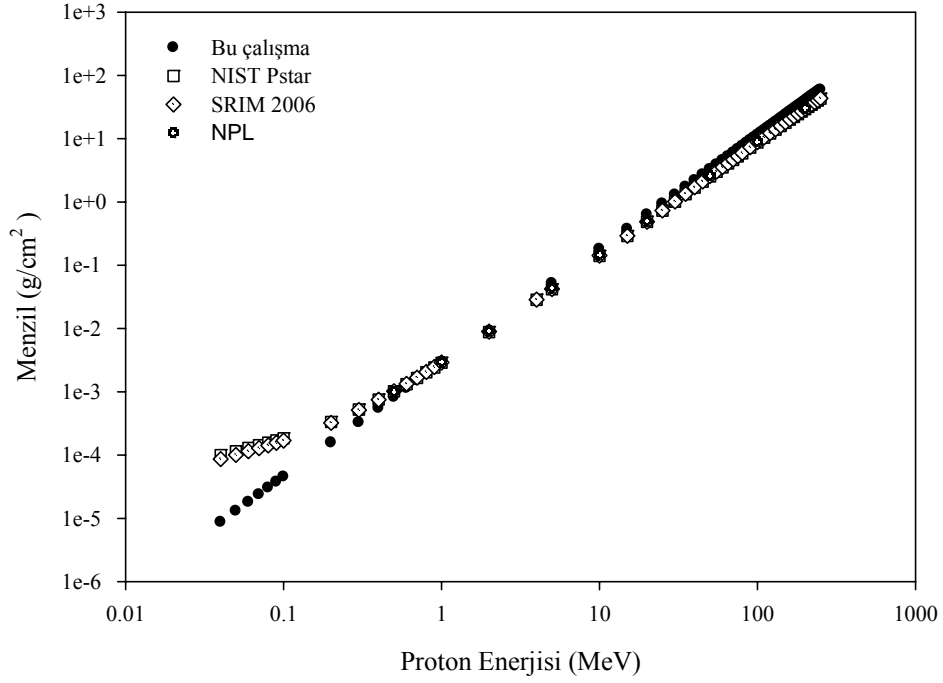
Şekil 5.4. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki protonlar için prostatın kütle durdurma gücü



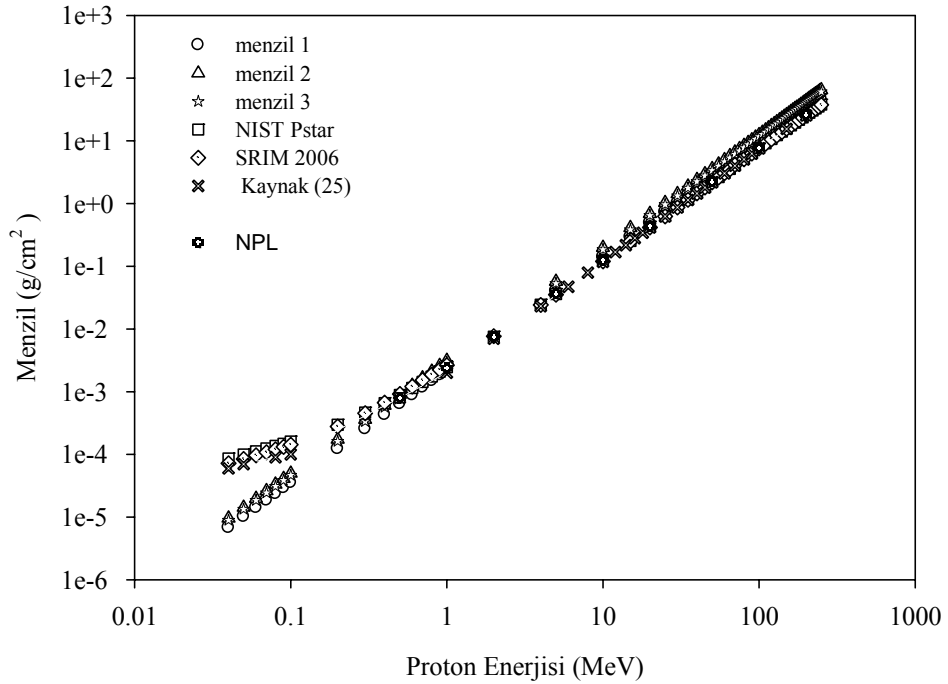
Şekil 5.5. 0,04 MeV - 250 MeV aralığındaki protonlar için testisin kütle durdurma gücü



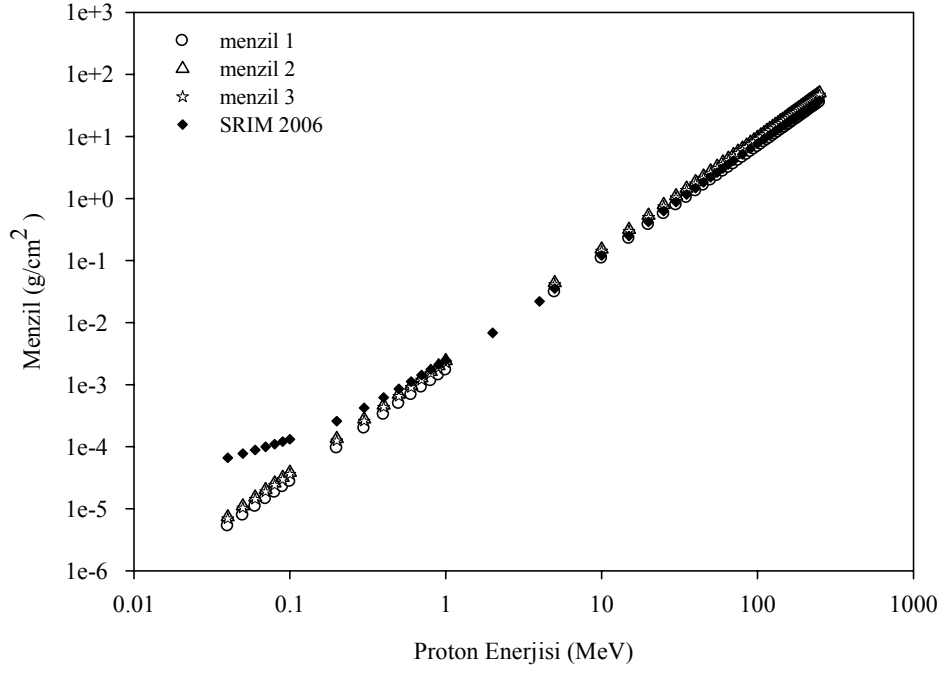
Şekil 5.6. 0,04 MeV ile 250 MeV aralığındaki protonlar için pankreasın kütle durdurma gücü



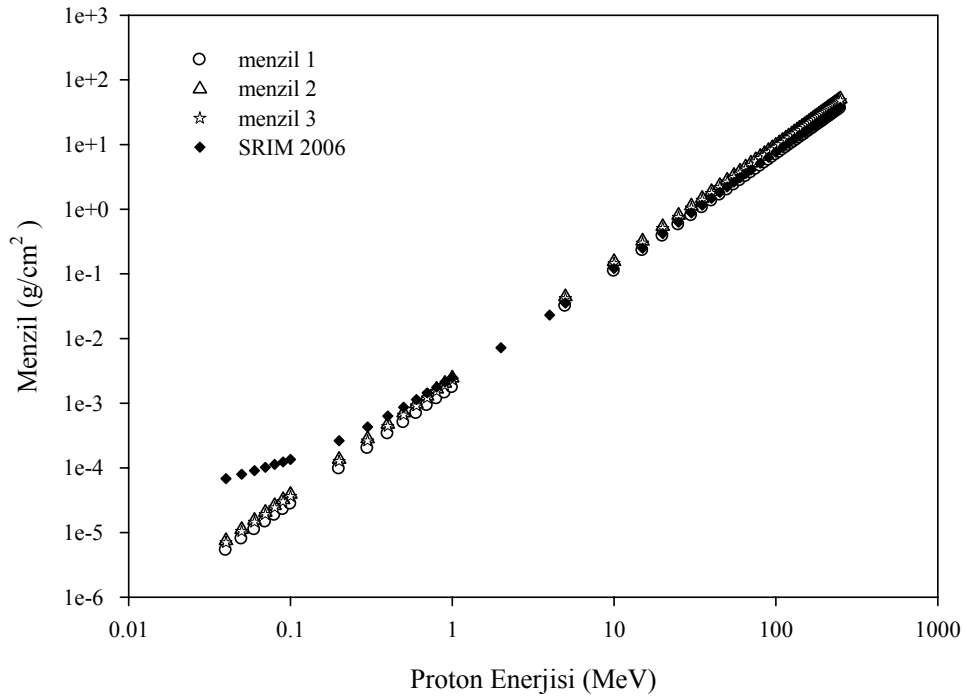
Şekil 5.7. Havada 0.05 MeV - 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili



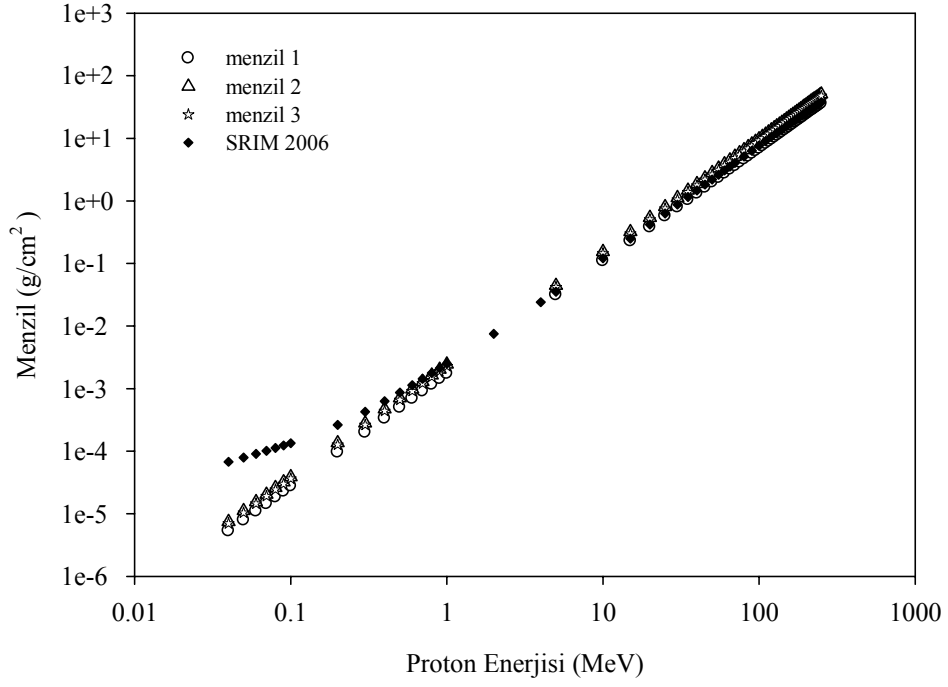
Şekil 5.8. Suda 0.04 MeV - 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili



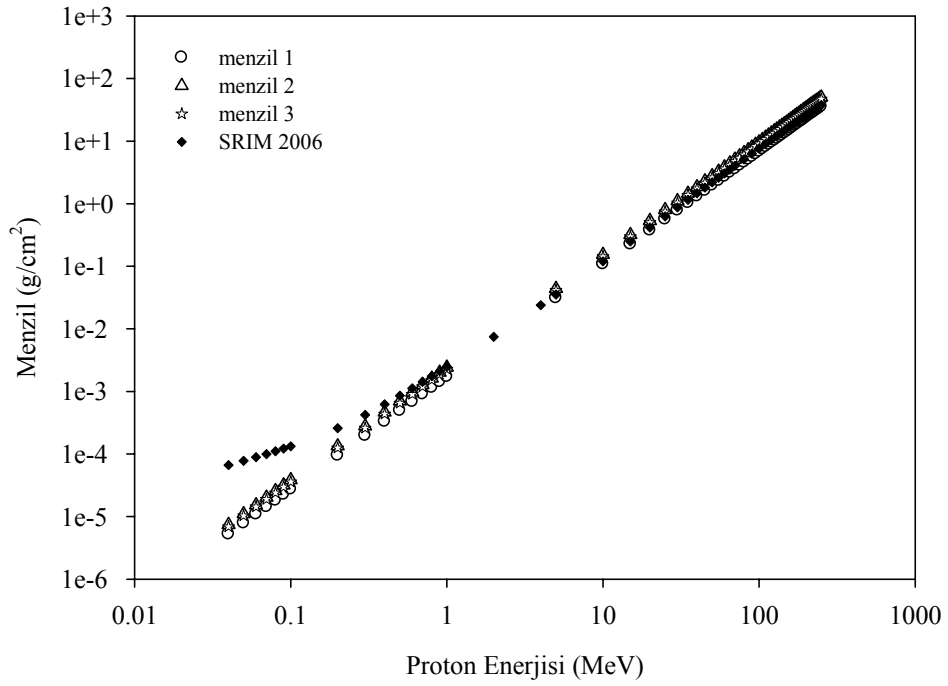
Şekil 5.9. Deride 0.04 MeV - 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili



Şekil 5.10. Prostatta 0.04 MeV - 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili



Şekil 5.11. Testiste 0.04 MeV - 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili



Şekil 5.12. Pankreasta 0.04 MeV - 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların CSDA menzili

Çizelge 5.16. Hedef materyallerin maksimum durdurma gücü

Hedef	T (MeV)	Durdurma Gücü MeVcm ² / g
Hava	0,1	533,275
Su	0,09	769,868
deri	0,09	810,255
Prostat	0,09	768,795
Testis	0,09	771,300
Pankreas	0,09	824,998

6. SONUÇ

Protonlar ağır yüklü parçacıklar olduklarından dolayı enerjilerini kısa mesafede kaybederler. Bu nedenle radyoterapide yüksek enerjili protonlar kullanılmaktadır. Ayrıca protonlar yine büyük kütlelerinden dolayı dokudaki yanal saçılmaları çok azdır; demet çok genişlemez. Bundan dolayı çevre dokular çok az miktarda doza maruz kalır. Burada da en önemli nokta protonların çıkış dozunun olmamasıdır. Yani tümörden daha derin ya da tümörün arkasındaki dokular tedavi sırasında radyasyon almazken, tümörün önündeki dokuların çok az miktarda radyasyona maruz kalmasıdır.

Radyoterapide asıl amaç, istenilen enerjinin istenilen bölgeye verilmesidir. Burada da parçacıkları madde içerisinden geçerken birim yol başına kaybettikleri enerji olan durdurma gücü ve madde içerisinden geçerken aldıkları yol (menzil) hesaplamaları oldukça önemlidir. Proton tedavisinde, protonların enerjileri 65 MeV ile 250 MeV arasında kullanılmasına rağmen, bu çalışmada 0,04 MeV ile 250 MeV aralığında enerjiye sahip protonların su, deri, prostat, testis, pankreas hava gibi 6 farklı hedef üzerinde durdurma gücü ve menzil hesaplamaları yapıldı.

Ağır yüklü parçacıkların madde ile etkileşmesinde bremsstrahlung görülmediğinden, elektronik durdurma gücü dikkate alınmıştır. Elektronik durdurma gücü gelen parçacığın cinsine ve enerjisine, hedefin cinsine ve yoğunluğuna bağlıdır. Sonuçlardan elde ettiğimiz verilere göre grafiklerimizi oluşturduğumuzda; durdurma gücünün enerji arttıkça azaldığı, biyolojik hedefin cinsine göre havada 0,1 MeV deri ,su, prostat, testis ve pankreas da ise 0,09 MeV'de maksimum enerji kaybettikleri görülmüştür. Bu çalışmada elde edilen sonuçlarla SRIM2006 PSTAR Nist Data Base Program sonuçları karşılaştırıldığında büyük enerji değerlerinde uyumluluk, çok çok küçük enerji değerlerinde ise az da olsa bir uyumsuzluk olduğu görülmüştür.

Menzil hesaplamalarında ise kullanılan ampirik formüllerle menzilin parçacığın cinsine, enerjisine ve biyolojik hedefin efektif atom numarasına birinci dereceden bağlı olduğu görülmüştür. Sonuçlardan elde edilen verilere göre grafik

oluşturulduğunda durdurma gücünün tam teri bir şekilde parçacık enerjisinin arttıkça menzilin artmakta olduğu görülmüştür. Çalışmada, 3 farklı menzil hesabı yapılmıştır. Çizelge 5.1' den yararlanılarak yapılan Menzil-1 hesaplamalarının karşılaştırılan SRIM 2006 ve Nist Pstar Programlarıyla daha uyumlu olduğu görülmüştür. Menzil-2 ve Menzil-3 hesaplamalarında ise çok küçük enerji değerlerinde ve 200 MeV den büyük menzil değerlerinde uyumsuzluk görülmüştür.

Uyumsuzlukların nedeni yapılan çalışmanın teorik, SRIM 2006 değerlerinin ise deneysel olduğu söylenebilir. Ayrıca menzil hesaplamalarında hava için kullanılan eşitlik 200 MeV' e kadar uygulanması gerektiğinin önerilmesine rağmen, yapılan çalışmalarda 250 MeV' e kadar denenmiştir. Ayrıca proton ışınının menzilin kesin olmadığını belirtmekte fayda var. Çünkü protonlar normalde madde içerisinde enerjilerini iyonizasyonla kaybederler, fakat bazı protonlar, iyonizasyondan daha farklı şekilde enerji kaybetmesiyle farklı yol mesafesine sahip olurlar. Bu da menzildeki uyumsuzlukların sebeplerinden biridir.

Bir ortam içerisinde parçacıkların enerjisi; radyasyon hasarı, radyasyon dozimetresi, radyoloji, sağlık fiziği, gibi birçok alanda önemlidir. Radyoterapide amaç hastalıklı dokuyu, tümör kontrolünü sağlamaya yetecek kadar bir radyasyon dozu ile ışınlarken, sağlıklı dokuları da maksimum düzeyde korumaktır. Bu nedenle parçacıkların kaybettiği enerji ve bu esnada aldıkları yol çok önemlidir. Sonuç olarak yapılan çalışmalar doğrultusunda hesaplanmış değerler sağlık fiziği uygulamalarında doz hesaplamalarında yararlanılabilir.

KAYNAKLAR

1. Yülek, G. G, “Radyasyon Fiziği ve Radyasyondan Korunma”, *Sek Yayınları*, Ankara, 1-8 , 50-54 (1992).
2. Wilson, R.R., “Radiological use of fast protons”, *Radiology*, 47, 487-491(1946).
3. Tsoulfanidis, N., “Measurement and Dedection of Radiation”, *Hemisphere Publishing Corporation*, Washington New York London, 118-126, (1983).
4. Akar, A., “Bazı biyolojik materyallerde enerji transferi ve durdurma gücü”, Doktora Tezi, *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Samsun, 1(2005).
5. Çağatay, M. T., “Yüklü parçacıklar için bazı bileşiklerin durdurma gücü hesaplamaları”, Doktora tezi, *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Samsun, 1 (2007).
6. Bohr, N., “On the theory of the decrease of velocity of moving electrified particles on passing through matter”, *Phil. Mag.*, 25: 10-31, (1913).
7. Bethe, H.A., Ashkin J, “Passege of radiation through matter.in :Segre.E.(Ed.) *Experimental Nuclear Physics*, 1, New York:Wiley, 166-201 (1953).
8. Ritchie, R.H., “Interaction of charged particles with adegenerate fermi-diracelectron gas” *Phys. Rev.* 114, 644-654, (1959).
9. Linhard, J.K. “On the properties of a gas of charged particles” *Dan Vidensk. Selsk Matt. Fys. Medd.*, 28, 1, (1954).
10. Ashley, J. C., “Optical data model for stopping power of condanse matter for protons and antiprotons”, *J. Phys.*, 3: 2741, (1991).
11. Akkerman A, Breskin A, Chechik, R, Lifshitz Y, “Calculation of proton stopping power in the region of its maximum value for several organic meterials and water”, *Radiat. Phys. Chem.*, 61: 333-335, (2001).
12. Tan, Z.Y., Xia, Y. Y., Zhao, M.W., Liu, X.D., Zhang, L.M., “Electronic stopping power for 0.05-10mev protons in a group of organic materials”, *Chin. Phys. Lett.*, 25(6): 2023, (2008).
13. Lindhard, J. Scharff, M., “ Energy dissipation by ions in the kev region”, *Phys. Rev.*, 124,128 (1961).

14. 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).
15. Lauger, A., "Radiation Technics at Canser", Uzal, C., *Öncü Limited Yayınevi*, Ankara,1,31,38,42 (1995).
16. Kumaş, A., "Radyasyon Fiziği ve Tıbbi Uygulamaları", 1.basım, Ankara, 50-51 (2006).
17. Inokuti M., "Inelastic collisions of fast charged particles with atoms and molecules- the bethe theory revisited,.*Rev. Mod. Phys.*,43, 297, (1971).
18. Smith, A.R., "Proton Therapy", *American Association of Physicists in Medicine, Med. Phys.* ,36 (2): 556,559 (February 2009).
19. Demir, A., "Lineer hızlandırıcılarda elde edilen x-ışınlarıyla kanser tedavisi",Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 5-9, (2005).
20. Khan, F.M., "The Physics of Radiation Therapy 3nd", Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, *Williams and Wilkins*, Chapter 4, 50-56, Chapter 5, 59, 74-77, (2003).
21. Oyar, O., "Radyoterapide Temel Fizik Kavramlar", *Nobel Tıp Kitabevleri LTD ŞTİ*, 3-5, (1998).
22. Yalçiner, E.G., "Proton hızlandırıcılarının nükleer uygulama alanları ile protonlarla oluşturulan nükleer reaksiyon tesir kesitlerinin incelenmesi", Doktora Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 4-6, (2008).
23. Wieszczycka,W., Schorf, W. H., "Proton Radiotherapy Accelerators", *World Scientific Publising Co.Pte.Ltd.*, USA., 15,126,127,303, (2001).
24. Dirican, B., *1.Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi TAEK*, Ankara, (2001).
25. İnternet : Ocw. Mit. "Principles of Radiation Interactions"
http://ocw.mit.edu/NR/rdonlyres/Nuclear-Engineering/22-55JFall2004/B645C4CC-8566-4ED8-9338-A0D2A8DFD124/0/energy_depos_hcp.pdf (2009).
26. Krane, K.S., "Nükleer Fizik 1", Şarer B., *Palme Yayıncılık*, Ankara, 192-201 (2001).

27. Segre, E., "Nuclei and Particles", second edition, *Addision-Wesley Publising Company, Inc.*, 28-36, (1977).
28. Program: Ziegler, J.F., "The Stopping and Range Ions in Matter", "SRIM 2006", USA, (2006).
29. İnternet: Kaye and Laby, National Phisic Laboratory, "Range and Stopping Power of Ions in Various Meterials"
http://www.kayelaby.npl.co.uk/atomic_and_nuclear_physics/4_5/4_5_1.html
(2010).
30. İnternet: NIST PSTAR "Stopping Power and Range Tables for Protons in Various Materials",
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/PSTAR.html> (2009).
31. İnternet: Oncolink, Vachani, C., "Proton Therapy: Behind the Scenes", Sinohara,E., "Module 1: An Introductiin to Proton Therapy", *The Abramson Canser Center of the University of Pennslvania*
<http://www.oncolink.org/treatment/article.cfm?c=9&s=70&id=438> (2009).
32. Bethe, H., "Zur Theorie des durchgangs schneller korpuskularstrahlerdurch materie" . *Ann. Physik*, 5, 325-400, (1930).
33. ICRU Report 49, "Stopping powers and ranges for protons and alpha particles", *ICRU*, Bethesda, MD, (1993).
34. Gümüş, H., "Simple stopping power formula for low and intermediate energy electrons", *Radiat. Phys. Chem.*, 72, 7-12 (2005).
35. Gümüş, H.; Kabadayi,Ö.; "Z₂ stucture of the stopping power for electron beams" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research* , (267) 299-301 (2009).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AŞKIN, Behiye
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 19.02.1985 Ankara
Medeni hali : Bekar
Telefon : 0 (312) 484 59 52
e-mail : behiye.askin@gazi.edu.tr

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi /Fizik Bölümü	2010
Lisans	Gazi Üniversitesi/ Fizik Bölümü	2008
Lise	İbn-i Sina Süper Lİsesi	2003

Yabancı Dil

İngilizce

Deneyimler

Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesinde
21/01/2008 tarihi itibarı ile tam zamanlı gönüllü stajyerlik yapmaktayım

Hobiler

Müzik, tiyatro, gezi