T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

PROTON TERAPİDE DUAL ENERJİLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE DURDURMA GÜCÜ ÖLÇÜLMESİ VE HESAPLANMASI

Rıza DİLEK

Fizik Anabilim Dalı

Nükleer Fizik Programı

DANIŞMAN
Prof. Dr. Yeşim ÖKTEM

Aralık, 2018

İSTANBUL

Bu çalışma, 19.12.2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı, Nükleer Fizik Programında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Prof. Dr. Yeşim ÖKTEM(Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

Prof. Dr. Latife ŞAHİN YALÇIN
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

Prof. Dr. Bahar DİRİCAN
Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Gülhane Tıp Fakültesi

Prof. Dr. Baki AKKUŞ
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

Doç. Dr. Arzu ÇİLLİ
Yıldız Teknik Üniversitesi
Fen Edebiyat Fakültesi

20.04.2016 tarihli Resmi Gazete'de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi'nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

Bu tez, 1059B141501291 başvuru numarasıyla 2015/2 başvuru döneminde TÜBİTAK 2214-A Yurt Dışı Araştırma Burs Programı (Doktora Öğrencileri için) ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Tez çalışmam boyunca her türlü destek ve yardımlarından dolayı değerli hocam ve tez danışmanım İ.Ü. Fen Fakültesi Dekanı Prof. Dr. Yeşim ÖKTEM'e,

Bu çalışma boyunca yardımlarını esirgemeyen değerli hocalarım, Prof. Dr. Baki AKKUŞ, Prof. Dr. Rabia Burcu ÇAKIRLI MUTLU, Prof. Dr. Latife ŞAHİN YALÇIN, Doç. Dr. Lidya SUSAM, SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Bahar DİRİCAN ve başta Hamza TATLI olmak üzere İ.Ü. Nükleer Fizik Bilim dalındaki çalışma arkadaşlarıma,

Birçok çalışmama ışık tutan ve desteğini herzaman hissettiğim değerli hocam, G.Ü. Fen Fakültesi Fizik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. A.Güneş TANIR'a,

Bir yıl misafir olduğum IFJ PAN'da, yurtdışı danışmanlığımı üstlenip değerli bilgilerini esirgemeyen, deneysel çalışma olanağı sağlayan Prof. Dr. Pawel OLKO, çalışmalarımda yardımını esirgemeyen Dr. Jan SWAKON, CCB'de deneysel çalışmaları beraber yaptığımız doktora öğrencisi Anna KOZERA ve IFJ PAN'da Nükleer Fizik Grubu'nda ki tüm arkadaşlarıma tüm katkıları için,

Çalışmalarım sırasında maddi açıdan destek aldığım TÜBİTAK (2214-A - Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programı) Bilim İnsanı Destekleme Programı grubuna,

Hayatım boyunca her zaman gösterdikleri özveri ve destekten dolayı hep minnettar olacağım sevgili aileme, bu süreçte hayatıma renk ve büyük bir anlam katan sevgili eşime ve değerli mesai arkadaşlarıma tüm destekleri için içtenlikle teşekkür ederim.

Aralık 2018 Rıza DİLEK

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ ..... **iv**
İÇİNDEKİLER ..... **v**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **vii**
TABLO LİSTESİ ..... **ix**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **xi**
ÖZET ..... **xiv**
SUMMARY ..... **xv**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL KISIMLAR **5**
2.1. İYON TERAPİ 5
2.1.1. İyon Terapi Fiziği 6
2.1.2. Işın Demeti Gönderim Teknikleri 8
2.1.3. Tedavi Planlama Sistemi 10
2.1.3.1. Stokiometrik Kalibrasyon Metodu *11*
2.1.3.2. Dual Enerjili Bilgisayarlı Tomografi (DEBT) *13*
2.1.4. Menzil Belirsizlikleri 14
2.2. GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ 15
2.2.1. Tedavi Planlama İçin BT görüntüleme 15
2.2.1.1. BT protokol parametreleri *16*
2.2.2. DEBT Görüntüleme 20
2.2.2.1. Spektral Bilginin Kulanılması *22*
2.2.3. Proton Radyografi 23
2.3. DURDURMA GÜCÜ 24
2.3.1. Elektron Yoğunluğu 26
2.3.2. I Değeri 26
2.3.3. Menzil 28
3. MALZEME VE YÖNTEM **30**
3.1. HOUNSFİELD UNİT (HU) DEĞERLERİNİN ELDE EDİLMESİ 32
3.2. DEBT'İN TEORİK YAKLAŞIMINDAN EFEKTİF ATOM NUMARASI (Z_{EFF}) VE ELEKTRON YOĞUNLUĞUNUN (ρ_E) TÜRETİLMESİ 34

3.3. DURDURMA GÜCÜNÜN Z_{EFF} VE Q_E DEĞERLERİNDEN TÜRETİLMESİ 38
3.4. PROTON DEMETİNİN SU İÇİNDEKİ MENZİL HESABI 40
3.4.1. Deneysel Menzil Hesabı 40
3.4.2. Teorik Sürekli Yavaşlama Yaklaşım (CSDA) Hesabı 42
3.4.3. Bağıl Fark 42
4. BULGULAR 44
4.1. HOUNSFİELD UNİT (HU) VE STANDART SAPMA DEĞERLERİ 44
4.2. EFEKTİF ATOM NUMARASI (Z_{EFF}) SONUÇLARI 48
4.3. ELEKTRON YOĞUNLUĞU (Q_E) SONUÇLARI 50
4.4. KÜTLE DURDURMA GÜCÜ (MSP) SONUÇLARI 52
4.5. SU İÇİN MENZİL DEĞERLERİ 67
4.5.1. Deneysel Bragg Pik Pozisyonu 67
4.5.2. Teorik Menzil Hesabı 68
5. TARTIŞMA VE SONUÇ 70
5.1. DEBT YÖNTEMİNİN KLİNİKSEL ZORLUKLARI 71
5.2. DURDURMA GÜCÜNÜ ETKİLEYEN BELİRSİZLİKLER 73
KAYNAKLAR 77
EKLER 87
ÖZGEÇMİŞ 105

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Yüklü parçacık demetlerinin doz profillerinin fotonlarla karşılaştırılması (Weber and Kraft, 2009).....7

Şekil 2.2: Pasif tarama tekniği ekipmanları (Olko, 2015).....8

Şekil 2.3: Aktif tarama tekniği (Olivia, 2008). 9

Şekil 2.4: Işınlama metotlarının karşılaştırılması, (a) pasif saçılma tekniği, (b) aktif tarama tekniği (Olko, 2015). 10

Şekil 2.5: Suyun kütle azaltma katsayısı (Doolan, 2014). 12

Şekil 2.6: Kalem örneğinin X-ışını ve proton ile görüntülenmesi (Ryu et al., 2008).....24

Şekil 2.7 : Atom numarasının bir fonksiyonu olarak I grafiği (ICRU, 1993).....27

Şekil 3.1: CCB bina diyagramı (70-230 MeV enerjili proton demeti kullanılan 2 hadronterapi ve 1 deneysel çalışma odası, 70 MeV enerjili proton demeti kullanılan 1 göz tedavi odası).....30

Şekil 3.2: CCB hadronterapi odası- (a) Gantri kafası, (b) 6 eksende hareket edebilen hasta masası, (c) X-ışını tüpü, (d) Align RT kamera.....31

Şekil 3.3: CCB'de kullanılan DEBT cihazı. 33

Şekil 3.4: CCB'de kullanılan 062M Model elektron yoğunluk fantomu 33

Şekil 3.5: IFJ PAN KRAKOW Göz Terapi Odası (AIC-144 cyclotron 58 MeV proton beam).....41

Şekil 3.6: Menzil ölçümü şematik gösterimi 41

Şekil 4.1: Taranan fantomun 70 keV enerjideki normal görüntüsü.....45

Şekil 4.2: Taranan fantomun 70 keV enerjideki büyütülmüş görüntüsü 45

Şekil 4.3: Farklı dokuları temsil eden doku eşdeğeri materyallerin HU grafiği 47

Şekil 4.4: Farklı dokuları temsil eden doku eşdeğeri materyallerin SD grafiği.....48

Şekil 4.5: Akciğer 1 dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.....58

Şekil 4.6: Akciğer 2 dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.....59

Şekil 4.7: Yağ dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri 60

Şekil 4.8: Meme dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.....61

Şekil 4.9: Suyu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri 62

Şekil 4.10: Karaciğer dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri 63

Şekil 4.11: Kas dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.....64

Şekil 4.12: T Kemik dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri 65

Şekil 4.13: K Kemik dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.....66

Şekil 4.14: 58.7 MeV enerjili proton demetinin sudaki Bragg Piki.....67

Şekil 4.15: 58.7 MeV enerjili proton demetinin su, boş kutu ve su dolu kutudaki Bragg Pikleri 68

Şekil 5.1: Teorik- Deneysel q_e değerlerinin uyumu.....73

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 3.1: Elektron yoğunluklu doku eşdeğeri materyalleri oluşturan bazı atomların azaltma katsayıları. 37

Tablo 4.1: 69 keV X-ışını demeti için alınan normal ve SAFİRE algoritmalı HU ve SD değerleri 46

Tablo 4.2: Farklı enerjilerdeki X-ışını demetleri için alınan HU ve SD değerleri 47

Tablo 4.3: Farklı enerjilerdeki X-ışını demet çiftlerinin türetilen Z_{eff} değerleri 49

Tablo 4.4: Farklı enerjilerdeki X-ışını demet çiftlerinin türetilen q_e değerleri 51

Tablo 4.5: Doku eşdeğeri materyallerin atom ağırlıkları ve iyonlaşma enerjileri 53

Tablo 4.6: Doku eşdeğeri materyallerin MSP sonuçları 54

Tablo 4.6 (devam): Doku eşdeğeri materyallerin MSP sonuçları 55

Tablo 4.6 (devam): Doku eşdeğeri materyallerin MSP sonuçları 56

Tablo 4.7: 58.7 MeV lik protonun su, boş kutu ve su dolu kutudaki menzilleri. 68

Tablo 4.8: 58.7 MeV enerjili proton demetinin farklı enerji çiftlerinde elde edilen R_{CSDA} değerleri ve bağıl fark değerleri 69

EK 1. Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 87

EK 1 (devam). Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 88

EK 2. Akciğer 2 doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 89

EK 2 (devam). Akciğer 2 doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 90

EK 3. Yağ doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 91

EK 3 (devam). Yağ doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 92

EK 4. Meme doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 93

EK 4 (devam). Meme doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 94

EK 5. Su eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 95

EK 5 (devam). Su eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 96

EK 6. Karaciğer doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 97

EK 6 (devam). Karaciğer doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 98

EK 7. Kas doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları.....99

EK 7 (devam). Kas doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları.....100

EK 8. T Kemik doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 101

EK 8 (devam). T Kemik doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları 102

EK 9. K Kemik doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları.....103

EK 9 (devam). K Kemik doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları.....104

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler **Açıklama**

Z_{eff} : Hedefin efektif atom numarası

ρ_e : Elektron yoğunluğu

I : İyonlaşma Enerjisi

$: Dolar

z_{eff} : Protonun efektif atom numarası

I_{eff} : Hedefin efektif iyonlaşma enerjisi

e : Elektron

Gy : Gray

ρ_e^{rel} : Suya göre hacimsel elektron yoğunluğu

μ : Azaltma katsayısı

μ_w : Suyun azaltma katsayısı

μ_m : Ölçülen ortamın azaltma katsayısı

ζ : (CT number) BT sayısı

E : Enerji

r_0 : Klasik elektron yarıçapı

A : Atom ağırlığı

Z : Hedefin atom numarası

z : Mermi parçacığın atom numarası

$R_{w,\%90}$: Sudaki Bragg Pik menzili

$R_{m,\%90}$: Hedef içindeki Bragg pik menzili

l_m : Hedef materyalin kalınlığı

S : Durdurma Gücü

N : Hedefin m^3 ü başına atom sayısı

kV : KiloVolt

kVp : KiloVolt Pik

σ : Standart sapma

Ca : Kalsiyum

Sn : Kalay

Kısaltmalar	Açıklama
SP	: (Stopping Power) Durdurma Gücü
RSP	: (Relative SP) Rölatif Durdurma Gücü
BT	: (Computed Tomography) Bilgisayarlı Tomografi
DEBT	: (Dual-Energy CT (DECT)) Dual Enerjili Bilgisayarlı Tomografi
HU	: Hounsfield Unit
SAFIRE	: (Raw-data based iterative reconstruction) Ham Data Tabanlı Tekrarlayan Yeniden Yapılandırma Algoritması
SD	: (Standard Deviation) Standart Sapma
NIST	: (National Institute of Standards and Technology) Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü
SRIM	: The Stopping and Range of Ions in Matter
CCB	: Cyclotron Center Bronowice
IFJ PAN	: Institute of Nuclear Physics Polish Academy of Science
SOBP	: (Spread-Out Bragg Peak) Genişletilmiş Bragg Pik
WHO	: (World Health Organization) Dünya Sağlık Örgütü
US$	: Amerikan Doları
MR	: Manyetik Rezonans
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
ICRU	: (International Comission of Radiation Units) Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu
RBE	: (Relative Biyological Effectiveness) Rölatif Biyolojik Etkinlik
BEV	: (Beam's-Eye-View) Demet Gözünden Görünüm
RMW	: (Range Modulator Wheels) Menzil Değiştirici Tekerlekler
Akciğer 1	: (Lung Inhale) Nefes Verme Durumunda Akciğer
IMPT	: (Intensity Modulated Proton Therapy) Yoğunluk Ayarlı Proton Terapi
WET	: (Water Equivalent Thickness) Su Eşdeğeri Kalınlık
CTV	: Klinik Hedef Hacim
bsPTV	: (beam-specific PTV) Demet Özgü Planlanan Hedef Hacim
DICOM	: (Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM) Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
mA	: miliAmper
CTDI	: Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi
DLP	: Doz Uzunluk Verimi

FOV	: Görüş Alanı
TEBT	: (Single Emission Computed Tomography (SECT)) Tek Enerjili Bilgisayarlı Tomografi
DEI	: Dual Enerji Endeksi
Akciğer 2	: (Lung Exhale) Nefes Alma Durumunda Akciğer
T Kemik	: (Bone 200) Trabeküler Kemik
K Kemik	: (Bone 800) Kortikal Kemik
CSDA	: (Continuous Slowing Down Approximation) Sürekli Yavaşlama Yaklaşımı
WER	: (Water Equivalent Ratio) Su Eşdeğeri Oran
WET	: (Water Equivalent Thickness) Su Eşdeğeri Kalınlık
a.u	: (Arbitrary Unit) Keyfi Birim
FWHM	: (Full width at half maximum) Yarı Maksimumdaki Tam Genişlik
cm	: Santimetre
in vitro	: Laboratuvar Ortamında veya Yapay Koşullarda
in vivo	: Canlı Ortamda veya Yaşayan Koşullarda
Stoichiometric	: Sitokiyometrik
HLUT	: (Hounsfield look-up table), HU skalası
MSP	: (Mass Stopping Power), Kütle Durdurma Gücü

ÖZET

DOKTORA TEZİ

PROTON TERAPİDE DUAL ENERJİLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE DURDURMA GÜCÜ ÖLÇÜLMESİ VE HESAPLANMASI

Rıza DİLEK

İstanbul Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Danışman : Prof. Dr. Yeşim ÖKTEM

Protonların ortamda hareketleri boyunca birim uzunlukta kaybettikleri enerji (durdurma gücü, SP) ve hedef içinde aldıkları yol (menzil) hesaplamaları için hedefin efektif atom numarasının (Z_{eff}) ve elektron yoğunluğunun (ρ_e) doğru bilgilerine ihtiyaç vardır. Dual-Enerjili Bilgisayarlı Tomografi (DEBT), iki farklı enerji sağladığı için Z_{eff} ve ρ_e hesaplamalarında daha kesin bilgiler verir. Ancak ışın sertleşmesi (beam hardening), saçılma, gürültü, hasta hareketliliği vb. gibi BT görüntüleme artefaktları sonuçların belirsizliğini artırır. Bu çalışmada Somatom Definition As 20 Siemens DECT üzerinde, 9 farklı doku eşdeğeri materyale sahip fantom, 80 kVp ve 140 kVp protokolleri birlikte kullanılarak 5 farklı enerji için tarandı ve Hounsfield Unit (HU) değerleri elde edildi. İki farklı X-ray enerjisinin kullanılmasındaki temel amaç ışın sertleşme etkisinin azaltılmasıdır ve ham data tabanlı tekrarlayan yeniden yapılandırma (SAFIRE) algoritması, standart sapmayı (SD) azaltmak için kullanılmıştır. Elde edilen 10 farklı enerji çifti için hesaplanan Z_{eff} değerleri SP formülünde kullanılarak sonuçlar SRIM programı, NIST veri tabanı ve su için elde edilen deneysel menzil sonucu ile karşılaştırıldı, su için 70-120 keV X-ışını demetinin en yakın sonuçları verdiği bulundu.

Aralık 2018, 119. sayfa.

Anahtar kelimeler: Proton Terapi, Durdurma gücü, DEBT, Efektif Atom ,Numarası

SUMMARY

Ph.D. THESIS

STOPPING POWER MEASUREMENT AND CALCULATION FOR PROTON THERAPHY BY DUAL ENERGY COMPUTED TOMOGRAPHY

Rıza DİLEK

İstanbul University

Institute of Graduate Studies in Science and Engineering

Department of Physics

Supervisor : Prof. Dr. Yeşim ÖKTEM

The accurate knowledge of effective atomic number (Z_{eff}) and electron density (ρ_e) of target tissues are needed for calculations of proton's energy losses in unit length (stopping power) and the path they take in the target material (range). Since dual-energy computed tomography (DECT) provides two different energies, it gives more information for precise calculation of Z_{eff} and ρ_e. However, influence of CT imaging artefacts due to the beam hardening effect, scattering, noise, patient movement, etc. increases uncertainty of results. In this study, phantom with 9 different tissue equivalent material on Somatom Definition As 20 Siemens DECT was scanned for 5 different energies by using 80 kVp and 140 kVp protocols together and Hounsfield Unit (HU) values obtained. The main reason for using two X-ray energies was to reduce the effects of beam hardening and raw-data based iterative reconstruction (SAFIRE) algorithm has been used to reduce standard deviation (SD). By Using in SP formula the calculated Zeff values for the 10 different energy pairs obtained, the results were compared to SRIM program, NIST database and the results of the experimental range obtained for water, found that the 70-120 keV X-ray beam for water gave the closest results.

December 2018, 119. pages.

Keywords: Proton Therapy, Stopping power, DECT, Effective Atomic Number

1. GİRİŞ

Hastalıklarla mücadele, Birleşmiş Milletler üye devletleri tarafından Eylül 2000'de imzalanan, Dünya Sağlık Örgütü'nün (WHO) bin yıllık girişimi çerçevesinde beyan edilen önemli taahhütlerden biridir. Ülkelerin kişi başına düşen ortalama yıllık sağlık harcamaları, gelir durumlarına göre önemli değişiklikler göstermektedir. WHO'nun 2009 yılında ki raporuna göre Eritre 11 US$ ile en az, Lüksemburg 8262 US$ ile en fazla harcama yapan ülkedir. Aynı rapora göre Türkiye ise 575 US$ ile düşük harcama yapan ülkeler arasındadır. The High Level Task Force on Innovative International Financing for Health Systems (Sağlık Sistemleri İçin Uluslararası Yenilikçi Finansmanda Yüksek Düzey Görev Gücü), kişilerin bir dizi temel sağlık hizmetine erişebilmesini sağlamak için bu değerin ortama olarak kişi başına 44 US$ olması gerektiğini ifade etmiştir (Organization, 2010).

Dünya çapında meydana gelen ölüm olaylarının üçte ikisi bulaşıcı olmayan hastalıklardan kaynaklanmaktadır. Bulaşıcı olmayan hastalık ölümlerinin en büyük kısmı kardiyovasküler hastalıklardan (% 48), bunu takiben kanserlerden (% 21) ve kronik solunum yolu hastalıklarından (% 12) meydana gelmektedir ('World HealtH StatiSticS', 2012).

Bulaşıcı olmayan hastalıklar için dört temel risk faktörü tanımlanabilir. Bunlar tütün kullanımı, fiziksel hareketsizlik, sağlıksız beslenme ve alkolün zararlı kullanımıdır. Bu risk faktörlerinden kaçınma dışında kanser hastalığını önlemenin hiçbir yöntemi yoktur ve ne yazık ki, kanseri önlemek yerine tedavisi üzerinde odaklanılmaktadır. Kanser tedavisinde tedavi yöntemi olarak cerrahi müdahale, kemoterapi, radyoterapi ve bunların kombinasyonları kullanılmaktadır (Ruciński, 2013).

Protonun 1919 yılında Rutherford tarafından keşfinden sonra, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılma fikri ilk defa 1946 yılında Robert Wilson tarafından önerilmiştir. (Rutherford, 1919), (Wilson, 1946). İlk kanser hastası 1955 yılında Lawrence Berkeley Labaratuarı'nda tedavi edilmiş ve bundan 35 yıl sonra ilk hastane tabanlı proton terapi merkezi Loma Linda Üniversitesi Medikal Merkezi'nde açılmıştır (Lawrence *et al.*, 1958), (Slater *et al.*, 1992).

Proton hızlandırıcıdan elde edilen protonların tümör üzerinde gönderilmesiyle uygulanan proton terapi bir eksternal demet radyoterapisidir. Protonlar, etkileşime girdikleri hedefin elektronlarına kıyasla büyük kütleli olmaları ve hedef atom çekirdekleri ile etkileşme olasılıklarının çok düşük olması nedeni ile hedef içinde hareketleri esnasında çok fazla saçılmaya uğramazlar. Bu yüzden aynı enerjili protonlardan oluşan demetteki protonların neredeyse tamamı menzile ulaşır. Dozun derinlikle değişmesine bakıldığında menzile çok yakın bir noktada protonların maksimum enerjilerini bıraktıkları görünür. Bu maksimum enerjinin bırakıldığı nokta Bragg pikini oluşturur ve tek bir enerji için bu pik çok dardır (Dilek, 2012). Tümör hacmi ışınlanmak istendiğinde birbirinden çok az farklı pik pozisyonlarına sahip çeşitli enerjideki protonlar bir Bragg pik dağılımını (Spread-Out Bragg Peak, SOBP) oluşturmak üzere üst üste binerler (Durante and Loeffler, 2010). Protonun doz dağılımının avantajı sayesinde Bragg pik dağılımı kullanarak tümör sarma işlemi önemli ölçüde sağlanabilir.

İleri tedavi yöntemleri olarak bilinen proton ve iyon terapisinde sağlıklı dokuların korunması foton terapiye kıyasla daha başarılıdır. Fakat daha hassas ve daha doğru tedavi planlaması gerektirir. Hasta üzerine gönderilen protonlar genel olarak ortalama bir enerjide kaynaktan çıksalar bile, her bir protonun enerjisi diğerinden farklı olabilir. Ayrıca yol boyunca ilerlerken ortamın yoğunluk farkından (inhomojenite) dolayı aynı enerjili protonların bile menzillerinde farklılıklar olacaktır (Yang *et al,* 2011).

Proton terapi için, protonun enerjisinin hasta içinde nasıl bir azalmaya uğrayacağı bilgisine ihtiyaç vardır. Bu bilgi suya göre rölatif durdurma gücü (Relative Stopping Power, RSP) hesaplanması ile sağlanır. Şu anki klinik uygulamalarda SP bilgisini elde etmek için HU (Hounsfield Unit veya CT number)-SP kalibrasyon eğrisi kullanarak, bilgisayarlı tomografiden (BT) elde edilen HU bilgisi SP ye dönüştürülmektedir. Fakat HU verileri, hasta ölçüleri ve ışın sertleşme, X-ışını spektrumundaki değişiklikler, detektör hassasiyeti ve görüntü yeniden yapılandırma algoritma seçimi, tarayıcının zamanla kayması ve metalik nesnelerden kaynaklı artefaklar sebebiyle birçok belirsizlikten etkilenebilir (Doolan *et al.*, 2016). SP hesaplamalarının doğruluğu ise gerçek doku atomik yapısının belirlenmesindeki belirsizlikler, atomik yapılardan gerçek hasta bilgilerinin türetilmesindeki belirsizlikler ile su ve dokuların iyonlaşma enerjilerindeki (I) belirsizliklere bağlıdır. Buna ek olarak, dokuların HU'su ile SP'si arasında birebir kusursuz bir ilişki yoktur (Yang *et al.*, 2010). Kalibrasyon eğrisindeki bu belirsizlikler, menzil belirsizliği olarak adlandırılan, protonun hasta içinde nerede duracağının

belirsizliğine sebep olur. Klinik uygulamalarda I değerinin ± % 1.5, HU-SP dönüşümünün ise ± % 0.5 kadar menzil belirsizliğine etkisi olabilir. Bu nedenle protonun menzil hesabında demetin menziline % 2.5-3.5 oranında pay eklenir ve genellikle ışın demetinin riskli organ bitişiğinde durmasından sakınılır (Paganetti, 2012).

Tedavi planındaki belirsizliklerin anlaşılması ve azaltılması için yeni yaklaşımlar geliştirilmesi daha iyi bir doz dağılımı elde etmek açısından önemlidir. Bu amaçla görüntüleme işlemleri parçacık tedavisinin tüm aşamaları boyunca önemli rol oynar. Manyetik rezonans (MR) görüntülerine dayalı hedef tanımlama ve pozitron emisyon tomografisi (PET) ile tedavi doğrulaması belirgin örneklerdendir. Ayrıca, tedavi planının tedavi esnasında meydana gelen hareketliliğe adaptasyonu için görüntü kılavuzluğunun da geliştirilmesi amaçlamaktadır. Bu görüntüleme yöntemlerinin birçoğu şu anda tanısal klinik uygulamalarında yer almaktadır. Ancak bunların hangilerinin radyoterapi tedavi planlamasında kullanılabileceği de merak edilmektedir. Şu an ki klinik uygulamalarda, HU-SP dönüşümü sebebiyle, BT cihazı tedavi planlamasında kullanılan önemli bir görüntüleme cihazıdır (Nora, 2014).

Anatomik ve fizyolojik bilgilerin, fiziksel ve biyolojik doz planlamada önemli katkılar sağlayacağı öngörüsü, BT metodu üzerindeki çalışmaları yoğunlaştırmıştır ve DEBT (Dual-Enerjili Bilgisayarlı Tomografi) metodu kullanımı gündeme gelmiştir. DEBT metodunda bir nesne iki farklı enerjiye sahip X-ışınları ile taranmaktadır. DEBT metodunun kullanılmasındaki amaç hedefin hem elektron yoğunluğunu (q_e) hem de efektif atom numarasını (Z) belirlemektir. Bu amaçla kullanım fikri ilk defa Rutherford ve arkadaşları tarafından ortaya atılmıştır (Rutherford, 1919). Daha sonra birçok araştırma grubu tarafından değişik yöntemlerle ve değişik amaçlarla geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu çalışmada ise Güneş ve arkadaşları (2015) tarafından öne sürülen, efektif z (mermi parçacığın atom numarası), Z ve I değerlerinin kullanımıyla oluşturulan SP formülünde, DEBT metoduyla deneysel olarak elde edilen HU değerlerinden türetilen, Z ve q değerlerini kullanarak, protonun tüm enerjilerdeki (özellikle tedavi enerjilerinde) SP sini deneysel yöntemle hesaplamak ve DEBT metodunun klinik kullanımı için gelişimine katkıda bulunmak amaçlanmıştır (Tanır *et al.*, 2015).

Çalışmanın 2. Bölüm-Genel Bilgiler kısmında, proton terapi ile ilgili genel bilgiler, bu çalışmanın dayandığı teorik bilgiler, mevcut klinik uygulamalar ve alternatif uygulamalarla ilgili bilgiler sunulmuştur.

3. Bölüm'de ilk olarak tez hesaplamalarının ilk aşaması olan HU değerlerinin deneysel olarak elde edilmesinden bahsedilmiştir. Bu aşama CCB (Cyclotron Center Bronowice)'de yapılmıştır ve HU değerlerine ihtiyaç duyulan doku eşdeğeri fantomların Somatom Definiation As 20 Siemens DEBT tarafından taranması ile gerçekleştirilmiştir (CIRS, 2013). Ayrıca bu kısımda HU sonuçlarını etkileyen standart sapma parametrelerini azaltmak için yapılan çalışmalardan da bahsedilmiştir. İkinci aşama olarak, elde edilen HU değerlerinden Z ile q_e nin teorik olarak türetilmesinden bahsedilmiştir. Daha sonra üçüncü aşama olarak türetilen bu Z değerinin, efektif durdurma gücü formülünde kullanılması ve SP değerlerinin elde edilmesinden bahsedilmiştir (Tanır *et al.*, 2015). Bu bölümün son kısmında ise 58.7 MeV enerjiye sahip proton demetinin su içindeki menzilinin deneysel olarak ölçülmesinden bahsedilmiştir.

DEBT metodu kullanımında daha iyi sonuçlar elde edebilmek için, taramada 69,70,120,125 ve 135 keV'luk 5 farklı monokromatik (tek renkli) enerjiden, 10 farklı enerji çifti oluşturulmuştur. Birbirine çok yakın sonuçlar elde edilse de protonun sudaki durdurma gücü için en ideal enerji çifti 70-120 keV olarak belirlenmiştir. Bölüm 4'de bu bulgular sonucunda tüm doku örneklerinin farklı enerji çiftlerine ait tabloları ve SP grafikleri çizilmiştir. (Ekler bölümünde ise kullanılan tüm enerjiler için SP değerleri tablo ile gösterilmiştir). Sonuçlar SRIM (The Stopping and Range of Ions in Matter) programı, NIST (National Institute of Standards and Technology) veritabanı ve IFJ PAN da elde edilen deney sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır.

Bölüm 5 kısmında ise elde edilen bulgular değerlendirilip genel yorumlamalar yapılmıştır.

2. GENEL KISIMLAR

Bu bölümde genel olarak proton terapinin dayandığı teorik bilgilerden kısaca bahsedilmiştir. Protonların, karşılaştıkları hedefin elektronlarına (e) kıyasla büyük kütleli olmaları sebebiyle hedef doku içerisinde hareketleri esnasında büyük saçılmaya uğramazlar. Bu gibi tedavide sağladığı avantajlarından dolayı proton terapi üzerindeki araştırmalar 70 yılı aşkın süredir sürekli artmaktadır. Hızlandırıcı teknolojisinin gelişmesine bağlı olarak protonların derin yerleşimli tümör tedavisinde kullanımı mümkün hale gelmiştir.

Bu bölümün ikinci kısmında tümörün görüntülenmesi ve görüntüleme sistemlerinden elde edilen bilgilerin tedavi planlamasında kullanılması hakkında teorik bilgilere yer verilmiştir. Hedefin atom ağırlığı ve yoğunluğu hakkında geleneksel BT ye göre daha doğru bilgiler vermesi sebebiyle DEBT bu tez çalışmasının da konusu olmuştur. Ayrıca bu bölümde hızlandırıcı teknolojisinin gelişmesi ile mümkün hale gelen proton radyografiden de bahsedilmiştir.

Bölümün son kısmında, tedavi planlamada kullanılan durdurma gücü ve menzil hesaplamalarının teorik temellerinden bahsedilmiştir.

2.1. İYON TERAPİ

X-ışını radyasyonu kullanılarak yapılan ilk röntgen denemelerinden sadece 10 yıl sonra Bragg ve Kleeman tarafından homojen bir ortamda hareket eden iyonların, fotona göre zıt bir doz profiline sahip olduğu keşfedilmiştir (W. Röntgen. Wilhelm, 1970; Bragg and Kleeman, 1905). Bu doz profilinin maksimum değeri şu an ‘‘Bragg-Pik’’ olarak adlandırılan, yüksek enerjinin soğurulduğu yerdir. Foton radyasyonunun keşfinden sadece birkaç yıl sonra, dünyanın çeşitli bölgelerindeki hekimler X-ışınından yararlanarak yaptıkları tedavi deneyimlerini birbirleriyle paylaşarak bu yöntemin gelişmesine katkı sağlamışlardır. Klinik çevrede röntgenin bu kadar hızlı ilerlemesinin aksine, Bragg’ın keşfinden yaklaşık 40 yıl sonra, Wilson (1946) iyon kullanımının getireceği faydalarını öngörerek, ağır yüklü parçacıkların tedavide kullanımını önermiştir (Wilson, 1946b). İyon tedavisinde ilk hastalar 1954 yılında ABD'de Lawrence Berkeley Laboratuvarı'nda protonlarla tedavi edilmiştir (Lawrence *et al.*, 1958b). Fakat daha sonra geçen 35 yıl sürecinde iyon terapi alanındaki gelişmeler yavaş seyretmiştir. Bu zaman periyodu boyunca, hastalara sadece Harvard Cyclotron Laboratuvarı gibi birkaç tesiste proton

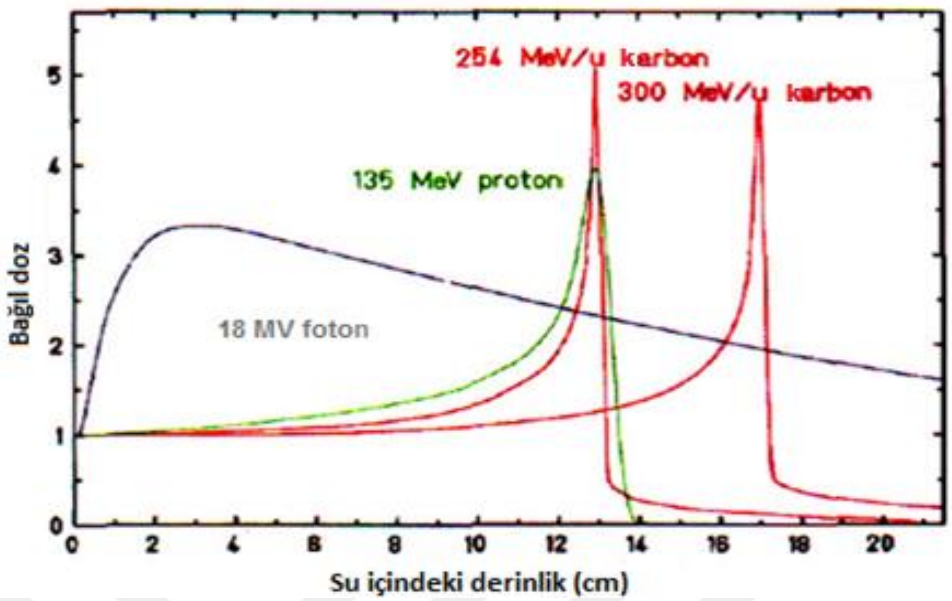
terapi uygulanabilmiştir. Klinik uygulamaya yönelik ilk terapi merkezi 1990 yılında Loma Linda Üniversitesi Medikal Merkezi'nde kurulmuştur. Bu tesisin açılmasıyla birlikte iyon terapiye olan ilgi hızla artmıştır. Şu anda (2018) kullanımda olan 68 proton, 11 karbon iyon, yapımı devam eden 42 proton, 4 karbon iyon ve yapılması planlanan 24 proton,1 karbon iyon tesisi bulunmaktadır (*PTCOG - Home*, no date).

2.1.1. İyon Terapi Fiziği

İnsan vücudunun biyolojik düzeyde temeli olan kimyasal bileşiklerin iyonlaştırılması, radyoterapi sonucu oluşan hücre hasarından sorumlu ana etkendir. Bu amaçla iyon terapide tedavi enerjilerine ulaşmış proton veya karbon gibi iyonlar hızlandırıcıdan elde edilerek hedefe gönderilir.

İyonizasyon, iyonlaştırıcı radyasyon nedeniyle bir atom ya da molekülden bir elektronun kopması olayıdır. Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu (International Comission of Radiation Units, ICRU) tarafından, iyonlaştırıcı radyasyon nedeniyle ortamda kütle birimi başına soğurulan enerji, soğurulan doz olarak ifade edilir ve birimi Gray (Gy) (J/kg) 'dir (Allisy *et al.*, 1993). Soğurulan doz, ışının enerjisine bağlı olarak hedef içindeki aldığı yola göre değişir. Monoenerjik bir iyon demeti hedefe girdiğinde, hedef tarafından soğurulan enerji giriş kısmında nispeten düşüktür, kat edilen mesafeyle maksimum bir seviyeye çıkar ve bu seviyenin hemen ötesinde keskin bir şekilde düşer (Şekil 1.1). Bragg pik olarak adlandırılan bu noktanın pozisyonu ve genellikle iyonun menzili ile ilişkili olan giricilik (penetrasyon) derinliği, ışın demetinin başlangıç enerjisine bağlıdır.

Klinik uygulamalarda 70-230 MeV enerjili protonlar kullanılır. Bu enerji aralığında hedefin elektronları ile yapılan elastik olmayan Coulomb etkileşimleri baskındır. Bu nedenle, parçacıkların etkileşimleri birim uzunluk başına enerji kaybını ölçen (durdurma gücü) Bethe-Bloch formülü ile tarif edilebilir (Bethe, 1930; Bloch, 1933). Düşük enerjilerde başlangıç iyonları veya +/- yükler, ortamda soğurulan dozu etkileyebilecek bir bileşen haline geldiği için durdurma gücü hesaplamalarına nükleer etkileşimleri de eklemek gerekir (Walter H Barkas, 1963).



Şekil 2.1: Yüklü parçacık demetlerinin doz profillerinin fotonlarla karşılaştırılması (Weber and Kraft, 2009).

İyon ışınının terapi için önemli olan diğer iki özelliği ise menzil dağınıklığı (straggling) ve yanal saçılmalardır. Menzil dağınıklığı demetin derin doz dağılımı ile (boylamsal profil), yanal saçılma ise demetin yanal profili ile ilgilidir. Bahsedilen her iki etki de, hedef hacim içindeki doz dağılımının homojenliğini doğrudan etkiler.

Işın demeti birden çok parçacıktan oluştuğu için etkileşim sayısında meydana gelen dalgalanmalar, ölçülen Bragg piklerin menzil farklılıklarını meydana getirir (Bohr, 1913; Ahlen, 1980). Bu dalgalanmalar gelen parçacığın kütlesine bağlıdır (Schardt, Elsässer and Schulz-Ertner, 2010). Dolayısıyla bu etki proton ile karbon iyonunda birbirinden farklı düzeydedir. Klinik uygulamalarda 2-3 mm lik hedef hacmin homojen bir şekilde sarılması için birden fazla pikin üst üste binip SOBP oluşturması yeterlidir. Bazı proton tedavilerinde demette meydana gelen menzil dalgalanması SOBP u oluşturmak için yeterlidir. Fakat karbon gibi protona kıyasla daha ağır olan iyonlar için bu dalgalanmayı oluşturmak için filtre kullanılmalıdır (Weber and Kraft, 1999).

Işın demetinin yanal yayılması genellikle, demetin elastik etkileşimleri ve hedefin çekirdeği sebebiyle meydana gelir. Highland tarafından önerildiği gibi yanal demet profili Gauss şekli ile uygun bir şekilde doğrulanır (V. Highland, 1975). Işın demetinin yanal sapması enerjiye bağlı olduğu için derinlikle değişir. Yanal saçılma karbon gibi ağır iyonlar için önemli bir etki

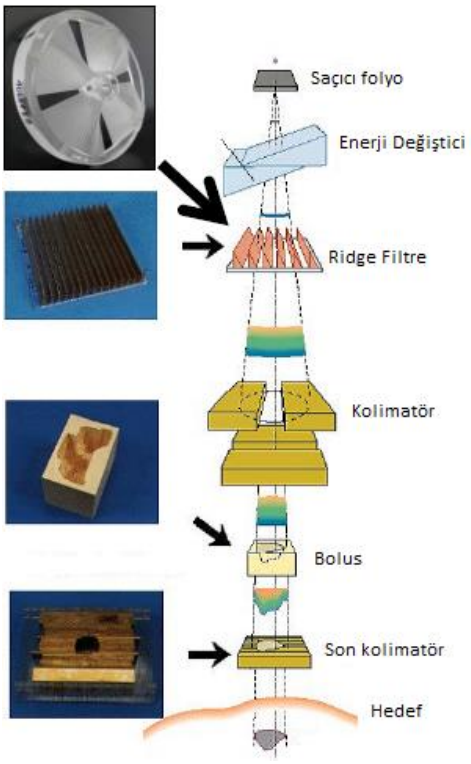
değildir (<1-2mm) ve yaklaşık 3 kat daha fazla saçılan protona kıyasla hedefi daha güvenli sarmaya imkân sağlar (Schardt, Elsässer and Schulz-Ertner, 2010).

Durdurma gücü formülleri, yüksek enerjilerde gönderilen demetin parçacıklarında ve/veya hedefin çekirdeklerinde meydana gelen parçalanmaları hesaba katmaz. İyon terapi deneysel verilere dayalı yapılır ve tanımlanan etkiler analitik yaklaşımlarla açıklanmaya çalışılır. Kararsız çekirdeklerin bozunması sonucunda meydana gelen ürünlerin Pozitron Emisyon Tomografi (PET) cihazında kullanılarak görüntü elde edilmesi gibi parçalanmaların da dikkate alınarak görüntülemede kullanılmaları mümkün olabilir.

Ayrıca elastik olmayan etkileşimlerde nötron gibi ikincil parçacıklar üretebilir. İkincil nötronlar, uzun menzil ve ‘‘rölatif biyolojik etkinlik (relative biyological effectiveness, RBE)’’ leri nedeniyle normal dokular için fazladan risk oluşturur (Hall, 2006).

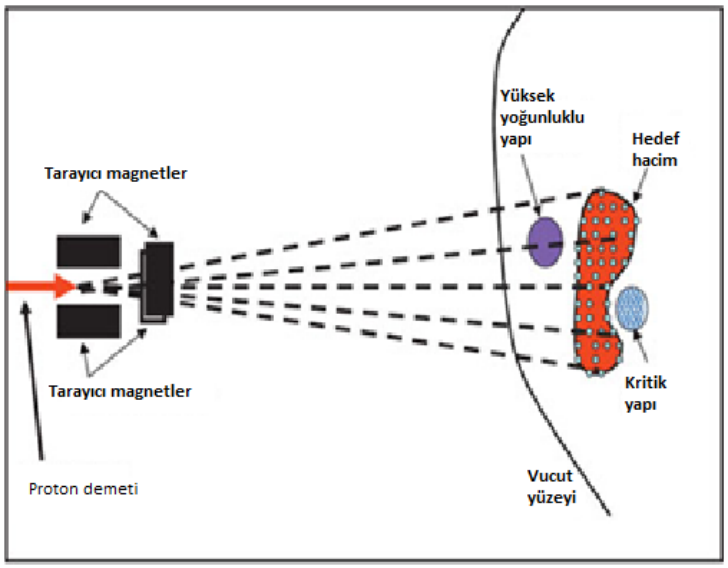
2.1.2. Işın Demeti Gönderim Teknikleri

Genel olarak proton terapide hızlandırıcıdan (cyclotron, synchrotron veya synchrocylotron) çıkan ışın demeti, pasif saçılma tekniği ve aktif tarama tekniği olarak iki farklı teknikle gönderilir (Smith, 2009).



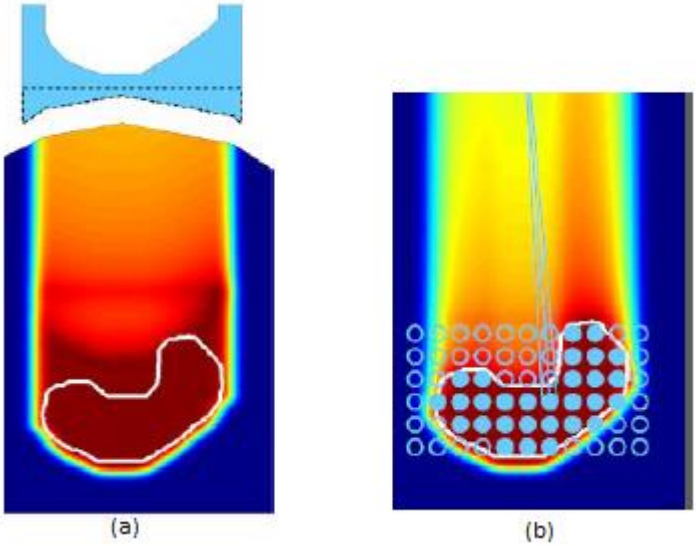
Şekil 2.2: Pasif tarama tekniği ekipmanları (Olko, 2015).

Pasif saçılma tekniğinde, proton ışınlarının yanal saçılması, demet saçıcılarının kullanılmasıyla elde edilir. Kolimatörler yardımıyla hedef alan ayarlaması ve ‘‘demet gözünden görünüm (beam’s-eye-view, BEV)’’ deki yanal yayılım ayarlanır. Boylamsal düzlemde, ışınlama esnasında dönen çeşitli kalınlıktaki menzil değiştirici tekerlekler (range modulator wheels, RMW) kullanılarak SOBP oluşturulur. Menzil boyunca karşılaşılan doku heterojenliği, hedef yüzey değişimi vb. gibi etkiler sebebiyle doz dağılımında meydana gelecek değişiklikleri ayarlamak için menzil düzenleyici kullanılır. Pasif saçılma tekniğinin bir dezavantajı, menzil boyunca ışın demetinin hedefi kaplaması amacıyla oluşturulan SOBP un çevre sağlam dokuları içerisine alma ihtimalinin olmasıdır.



Şekil 2.3: Aktif tarama tekniği (Olivia, 2008).

Aktif tarama tekniğinde hedef, kaynaktan çıkan protonların enerji ve yönleri sonucunda oluşan bireysel Bragg pikleri ile taranır. Demetin yönü, yönlendirici magnetlerin gücü değiştirilerek, menzili ise demetin enerjisi değiştirilerek ayarlanır.



Şekil 2.4: Işınlama metotlarının karşılaştırılması, (a) pasif saçılma tekniği, (b) aktif tarama tekniği (Olko, 2015).

Genel olarak aktif tarama tekniği, pasif saçılma tekniğine göre daha esnektir ve bu sebeple daha üstün doz dağılımı sağlar. Ayrıca aktif tarama metodunda hedefe özgü kolimatör ve düzleştirici kullanımı yoktur ve serbest nötron yayılımı pasif saçılma tekniğine göre daha azdır (Dilek, 2012). Proton tedavilerde bölgesel olarak yüksek doz dağılımı, özel bir aktif tarama tekniği olan yoğunluk ayarlı proton terapi (intensity modulated proton therapy, IMPT) yöntemiyle ile sağlanabilir. Ancak yüksek doz dağılımı, özellikle proton menzil hesaplamalarındaki belirsizlikler ve fraksiyone tedavide hasta hareketliliği belirsizliklerine karşı daha hassastır.

2.1.3. Tedavi Planlama Sistemi

Hasta içinde protonun doz dağılımını hesaplamak için, bir çok planlama sisteminde analitik kalem (aktif) demet algoritması (pencil beam algorithms)[1] kullanılmaktadır (Smith, 2009). Kalem demet algoritmasının avantajı hızlı hesaplama yapmasıdır. Fakat bazı heterojen yapıdaki materyallerde, doku yüzeyi yakınlarında vb. durumlarda meydana gelen belirsizlikler doz dağılımını etkilemektedir. Proton doz hesaplamaları için bu belirsizlikler Monte Carlo simülasyonları ile azaltılabilir. Proton terapi için birkaç Monte Carlo tabanlı tedavi planı geliştirilmiştir. Fakat henüz rutin klinik uygulamalarda kullanılmamaktadır. Yakın gelecekte, bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelerle Monte Carlo, proton doz hesaplamalarında rutin olarak kullanılabilir.

[1] Nokta tarama metodu da bir aktif tarama metodu çeşitidir.

Doku heterojenliğini dikkate almak için hem kalem demet algoritmasında hem de Monte Carlo doz hesaplamalarında hastanın BT görüntülerinden yararlanılır. Kalem demet algoritmasında doz hesaplamaları için hedef içinde ilerleyen proton demetinin SP bilgisine ihtiyaç duyulur. Durdurma gücü bilgisi, hedefin BT görüntülerinin, önceden belirlenmiş HU-SP kalibrasyon eğrisine göre değerlendirilmesinden türetilir. Monte Carlo doz hesaplamaları, SP nin ve tesir kesitinin belirlenmesi için hedefin hem yoğunluğuna hem de atomik bilgisine ihtiyaç duyar (W Schneider, Bortfeld and Schlegel, 2000). Kütle yoğunluğu, HU-q kalibrasyon eğrisinden kolaylıkla elde edilebilir. Vücut dokularının atom ağırlığı ile, HU bilgisi arasında bir ilişki olduğuna dair birçok metot önerilmiştir (Demarco, Solberg and Smathers, 1998; du Plessis *et al.*, 1998; W Schneider, Bortfeld and Schlegel, 2000). Genel olarak, HU nun menzili iki çeşit bölgeye ayrılmış ve her bölge için bir atomik içerik sabiti atanmıştır (Jiang, Seco and Paganetti, 2007).

2.1.3.1. Stokiometrik Kalibrasyon Metodu

İlk olarak Schneider ve arkadaşları (1996) tarafından önerilen stokiometrik yaklaşım, kalibrasyon eğrisinin oluşturulması için en doğru metot olarak büyük bir kabul görmüştür (Yang *et al.*, 2010). Bu yaklaşım 4 temel adımda oluşur;

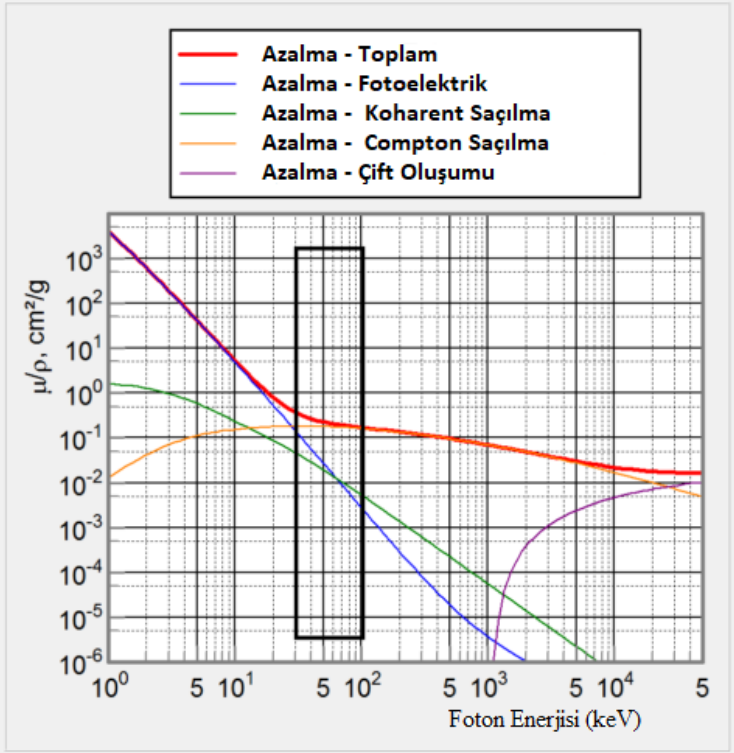
1. Bilinen kimyasal bileşiklerle oluşturulan doku eşdeğeri maddelerin görüntülenmesi.

Kimyasal yapısı bilinen bileşiklere ihtiyaç duyulmasının sebebi, doku eşdeğeri maddeler için yapılacak teorik hesaplamalarda literatür bilgisinin gerekli olmasıdır.

2. Denklem 2.1 i kullanarak kimyasal bileşiklere göre BT verilerinin analiz edilmesi.

$$HU = q_e^{rel}(AZ^{3.62} + BZ^{1.86} + C) \tag{2.1}$$

Burada q_e^{rel}, suya göre hacimsel elektron yoğunluğu, Z efektif atom numarası, A, B ve C, sırasıyla, fotoelektrik etki, Rayleigh saçılması ve Compton saçılmasının toplam zayıflamaya katkılarını karakterize eden sabitlerdir.



Şekil 2.5: Suyun kütle azaltma katsayısı[2] (Doolan, 2014).

BT verilerini analiz etmeye yarayan bu sabitler, X-ışını enerji spektrumuna bağlıdır ve denklem 3.1'in, doku eşdeğeri numunelere ait HU değerleri grafiğine uyumlandırılması ile belirlenir (Schaffner and Pedroni, 1998).

3. Vücut dokularının HU değerlerinin hesaplanması.

İdeal olan yöntem HU değerlerinin doğrudan BT tarayıcıdan ölçülmesidir. Beam hardening etki gibi artefaklardan etkilenmemek için vücut dokularının birbirinden ayrı taranıp değerlendirilmesi gerekir. Bu gereklilikten dolayı bu yöntem pratik değildir. Bu nedenle gerçek vücut dokularının HU değerleri, uyum sabitleri ile birlikte denklem 2.1. kullanılarak elde edilir. Atomik içerikler ve yoğunluklar literatürden elde edilir (White, Woodard and Hammond, 1987; Woodard and White, 1986; Allisy *et al.*, 1993).

4. Vücut dokularının SP değerlerinin hesaplanması.

Diğer 3 adımda olduğu gibi SP nin de doğrudan proton demeti ile belirlenmesi gerekir. Fakat SP nin bu yolla belirlenmesi de pratik değildir. Bu nedenle, teorik olarak literatürden alınan

[2] Siyah kutu diognostik enerji aralığını göstermektedir.

eşdeğer kimyasal bileşimler kullanılarak hesaplanmalıdır (White, Woodard and Hammond, 1987; Woodard and White, 1986; Allisy *et al.*, 1993).

Sitokiyometrik kalibrasyon metodunun zorluklarından biri, işlem basamaklarının karmaşık olması ve kullanıcı tarafından el yordamıyla yapılacak çok işin bulunmasıdır. Bu nedenle bazı merkezlerde halen doku eşdeğeri kalibrasyon kullanılmaktadır. Bu nedenle, stokiyometrik yöntemin doğruluğunu kapsayacak ve kullanımı daha kolay olan çoklu model ve DEBT yöntemi gibi alternatif yöntemler üzerinde çalışılmaktadır (Doolan, 2014).

2.1.3.2. Dual Enerjili Bilgisayarlı Tomografi (DEBT)

DEBT'de nesneler değişen tüp voltajları veya dış filtreleme ile üretilen farklı enerjili iki ışın demetiyle taranır. BT voxel değerleri, fotoelektrik ve kompton olaylarının baskın olduğu lineer azalma katsayıları ile ölçülür. Bu iki etkileşim fotonun enerjisi ve materyalin efektif atom numarasına bağlı olarak değişir. Bu sebeple aynı nesnelerin iki farklı enerjide taranmasından elde edilen BT voksel[3] değerleri, materyal ile ilgili ek bilgiler verebilir.

DEBT görüntüleme ile, materyal ayrımı, enerjiye göre görüntü yeniden yapılandırma, ışın sertleşme etki düzeltmesi, efektif atom numarasının belirlenmesi ve Pozitron Emisyon Tomografide (PET) elde edilen azalma katsayılarının düzeltilmesi gibi uygulamalar yapılabilir (Coleman and Sinclair, 1985). DEBT in önemli klinik uygulamalarından birisi farklı materyaller için materyal ayrım görüntüleri oluşturabilmektir (Flohr *et al.*, 2006). Bunun için iki farklı ayrışma metodu vardır. Bunlar görüntü tabanlı ayrışma yöntemi ve ham data tabanlı ayrışma yöntemidir (Maaß, Baer and Kachelrieß, 2009). Görüntü tabanlı ayrışma yönteminde, materyal ile ilgili BT görüntüleri, yapılandırma sonrası BT görüntülerinin lineer kombinasyonları ile belirlenir. Ham data ayrıştırma yönteminde ise materyal seçimi için BT den alınan ham iz düşüm datanın işleyişi için bir ayrışma fonksiyonunu kullanır. Daha sonra bu bilgiler materyal seçici görüntü içinde yeniden yapılandırılır (Alvarez and Science, 1979). Genelde ham data tabanlı ayrıştırma metodu görüntü kalitesinde daha iyi sonuçlar verir. Fakat ham datanın eşlenmesi yani X-ışını demetinin aynı yolda gitmesi gereklidir. Bu gereksinim bazı durumlarda çok kolay olmayabilir.

[3] Voksel: Radyasyonla tedavi planlaması için kullanılan BT vokseli, tipik olarak aksiyel düzlemde 1mm ye 1 mm boyutlarına ve 2–5 mm kesit kalınlığına sahiptir (Yang *et al.*, 2010).

Tedavide, DEBT metodunu kullanmaktaki amaç hem Z_{eff} hem de q_e yi belirlemektir. Bu amaçla kullanım fikri ilk defa Rutherford ve arkadaşları tarafından ortaya atılmıştır (Rutherford, Pullan and Isherwood, 1976). Daha sonra Torikoshi ve arkadaşları (2003) hastanın elektron yoğunluğu dağılımını tahmin etmek için DEBT kullanmayı önermişler ve DEBT kullanarak elektron yoğunluğu tahminlerinde %1 hassaslığa ulaşmayı hedeflemişlerdir (Torikoshi *et al.*, 2003)**.** Bazalova ve arkadaşları (2008) Monte Carlo doz hesaplamalarını kullanarak DEBT tarama ile doku ayrımı üzerine çalışmışlardır (Bazalova *et al.*, 2008). Williamson ve arkadaşları (2006) ise brakiterapi tedavi planında protonun tesir kesitini tahmin etmek için DEBT kullanmayı önermiştir (Williamson *et al.*, 2002). Bu tez çalışmasında da DEBT metodu üzerine odaklanılmıştır. DEBT yöntemi kullanarak Z_{eff} ve q_e nin elde edilmesi ilgili ayrıntılı bilgi Bölüm 3 de verilmiştir.

2.1.4. Menzil Belirsizlikleri

Proton terapi, hedef dokuya yüksek oranda doz verirken çevre dokuları koruması sebebiyle belirsizliklere karşı daha hassastır (Unkelbach *et al.*, 2008). Radyoterapide, doku heterojenliği, SP tahminleriyle alakalı menzil belirsizlikleri, set-up (kurulum) belirsizlikleri, hasta hareketliliği vb. gibi birçok belirsizlik nedeni vardır (Lomax, 2008a; Lomax, 2008b). İyi bir tedavi planlaması için bu belirsizliklerin en düşük seviyeye getirilmesi gerekir. En önemli belirsizliklerden biri olarak menzil belirsizliği, proton tedavilerinin kalitesini önemli ölçüde tehlikeye atabilir.

Şu anki klinik uygulamalarda protonun doku içindeki menzilini belirlemede kullanılan ‘‘su eşdeğeri kalınlık (water equivalent thickness, WET)’’ hesaplamaları için SP bilgilerine ihtiyaç vardır. Hasta içindeki SP dağılımı ise, tedavi planlaması için kullanılan BT görüntülerinden elde edilmektedir. HU dan SP türetilmesinde iki temel belirsizlik kaynağı vardır. Bunlar görüntü artefaktları veya gürültü sebebiyle BT görüntüleme belirsizlikleri ve HU dan türetilen SP deki belirsizlikler (Schaffner and Pedroni, 1998; Flampouri *et al.*, 2007; Jäkel and Reiss, 2007). Şu anki uygulamalarda bu belirsizlikler hesaba katılarak hedef hacmine güvenli hacim payı eklenmektedir (Moyers *et al.*, 2001; Moyers *et al.*, 2009). Hedef hacminin artırılması ise hedef yakınlarındaki normal dokuların yüksek doz almasına neden olur.

Set-up hataları ve hasta hareketliliği protonun doz dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Küçük bir hasta hareketliliği, bireysel ışınların doz dağılımlarının değişmesine neden olabilir.

Bu aynı zamanda klinik hedef hacmindeki (CTV) genel doz dağılımının homojen olmasına engel olabilir. Yine benzer bir şekilde, ışın demetinin yolu üzerinde yüksek yoğunluklu bir metal bulunması sebebiyle meydana gelen kurulum hataları menzil değerlerini değişebilir. Bu değişim bireysel ışınların doz dağılımında büyük bir değişime neden olur. Pasif saçılma tekniğinde bu belirsizlikler ‘‘belirsizlik giderici (compensator smearing)’’ isimli bir metod kullanılarak önlenmeye çalışılır (Urie, Goitein and Wagner, 1984). Aktif tarama metodunda menzil düzenleyici kullanılmadığı için, bu belirsizliklerin etkisini azaltmak için, olasılıksal tedavi planlama (probabilistic treatment planning) ve demet- özgü PTV (beam-specific PTV, bsPTV) gibi yeni metotlar önerilmiştir (Unkelbach *et al.*, 2009).

2.2. GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

2.2.1. Tedavi Planlama İçin BT görüntüleme

BT görüntüleri, taranan materyalin azaltma katsayılarının uzaysal dağılımlarından elde edilir. E enerjisinde ve I_0 yoğunluğunda bir polikromatik foton demetinin yol boyunca taranan nesne tarafından üstel olarak azaltılan izdüşümü, x ve y koordinatlarından oluşan bir eksensel düzlemde farklı açılarla tespit edilir. Nesne üzerinden geçen foton yoğunluğu I, nesnenin çizgisel azaltma katsayısı ‘‘μ’’ nün iki boyutlu bir haritasıyla yeniden yapılandırılabilir (Kalender, 2006).

$$I = \int I_0(E).e^{-\int \mu(x,y,E)ds} dE \tag{2.2}$$

BT görüntülerinde, ortamın ölçülen azaltma katsayısı ‘‘μ_m’’ in suyun azaltma katsayısı μ_w ye göre ifadesi, ‘‘CT number (BT sayısı)’’ olarak ζ,

$$\zeta = \frac{\mu_m - \mu_w}{\mu_w}.1000\ HU \tag{2.3}$$

şeklinde ifade edilir. ‘‘BT sayısı’’, BT nin mucidi Godfrey Hounsfield’in onuruna Hounsfield Units (HU) olarak ölçülür (Hounsfield, 1973; Kalender 2006). Suyun ‘‘BT number’’ değeri ‘‘0 HU’’ olarak tanımlanır ve farklı foton spektrumlarına sahip BT tarayıcılarda sabit olan bir değerdir. İkinci kalibrasyon noktası ise havaya ait ‘‘-1000 HU’’ değeridir.

Hasta anatomisinin BT görüntüleri, radyoterapi tedavi planlaması ve doz hesaplamalarının temelini oluşturur. Standart proton terapide, BT sayısı, suya göre kütle yoğunluğu veya elektron yoğunluğuna dönüştürülür ve tedavi enerjilerindeki iyonların yol boyunca yaptığı etkileşimleri tahmin etmek için kullanılır (Thomas, 1999). Diğer görüntüleme yöntemleri, terapistler tarafından tedavi kararı vermek amacıyla teşhis amaçlı kullanılabilir fakat doz hesaplamaları için genellikle BT görüntüleri kullanılır.

Çizgisel azaltma katsayısı μ, birim uzunluktaki madde ile fotonun etkileşme olasılıklarını tanımlar. Teşhis amacıyla kullanılan görüntüleme enerjilerinde (X-ray tüp voltajı: 30-150 kV) fotonun madde ile yaptığı etkileşmeler baskın olarak;

- Coherent ‘‘Rayleigh’’ saçılması
- Incoherent ‘‘Compton’’ saçılması
- Fotoelektrik olaydır (Nora, 2014).

2.2.1.1. BT protokol parametreleri

Günümüzde tarayıcı yazılımları, BT taramalarını etkileyen birçok ayarı yapma imkânı sunmaktadır. Yeniden oluşturulacak görüntülerin, aktarımının ve değerlendirilmesinin sağlanması için görüntü verilerinin standart bir formatta sunulması gerekir. Radyasyonla tedavide, BT protokolleri, her hasta için standart bir tarama ayarı sağlar ve BT görüntülerine dayanan tekrarlanabilir tedavi planlaması için temel oluşturur.

Tanı amaçlı medikal görüntülerin çoğu (BT görüntüleri dahil) ‘‘Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM)’’ formatında sunulmaktadır. Protokol ve edinilen özel tarama parametreleri DICOM da görüntü verilerinden sonra kaydedilir. Tedavi planlama sistemi (TPS), HU in kütle yoğunluğu ve elektron yoğunluğuna (foton terapisi) veya iyon tedavisi için ‘‘su eşdeğeri kalınlık’’ a, doğru ve tekrarlanabilir bir dönüşümünü sağlamak için DICOM verilerini kontrol eder. TPS için gerekli olan önemli protokol parametreleri;

X-ışını Tüp Voltajı: X-ışını tüpünde, katotta oluşturulan elektronlar elektriksel bir potansiyel ile anota doğru hızlandırılırlar. Anot çekirdeği tarafından saptırılan elektron demetinin kinetik enerjisinin büyük bir kısmı ısıya dönüşürken, sadece küçük bir kısım (≈1 %) Bremsstrahlung yoluyla yayılır (Nora, 2014). Elektronik sapma, atom çekirdeğine olan uzaklık (Coulomb potansiyeli) ile foton enerjisine göre lineer azalma gösteren polikromatik foton spektrumuna

bağlıdır. Elektronların Bremsstrahlung fotonları olarak salınabileceği maksimum kinetik enerji (keV cinsinden), katot ve anot arasında uygulanan voltaj tarafından (kV cinsinden) belirlenir. Geniş foton spektrumunda, anot malzemesine özgü karakteristik foton salınımı da görülmektedir. İç kabukların elektronu, hızlandırılmış bir elektron ($E_{kin} > E_{binding}$) çarpmasıyla dışarı atılır. Kabukta boşalan yer diğer kabuktan bir elektron tarafından doldurulur ve bir radyasyon salınımı olur. Karakteristik olan bu radyasyonun enerjisi, her iki seviyenin bağlanma enerjilerinin farklılıklarına eşittir (Bushberg and Boone, 2011). Tipik bir anot malzemesi olan tungsten, 69.5 keV'de karakteristik bir salınıma sahiptir (BERGER and MJ, 2005).

X-ışını Filtreleri ve Işın Sertleşme: Düşük enerjili fotonlar anot veya tüp zırhlaması tarafından büyük oranda soğurulur. Demet yoluna yerleştirilen ek alüminyum filtreler ise görüntüye katkıda bulunmayan düşük enerjili fotonları soğurur. Tipik bir foton spektrumunun havadaki ortalama enerjisi, maksimum foton enerjisinin yaklaşık 1 / 3'ü ile 1 / 2'si arasındadır.

Polikromatik foton spektrumları hasta vücuduna nüfuz ettiğinde, düşük enerjili fotonların soğurulma olasılığı daha yüksektir. Vücuda giren ışın demetinin yol boyunca ortalama enerjisinin (beam hardening) artmasını sağlar. Yeni görüntü yapılandırma sistemlerinde, su eşdeğeri objelerle yapılan beam hardening düzeltmeler uygulanmaktadır.

Beam hardening etki meydana gelmediği için BT görüntülemelerinde kısmi monoenerjik foton demeti kullanılmalıdır. Ancak, X-ışını tüpleri, yüksek enerjili çıkış üretemez ve teşhis için yüksek yoğunluklu siklotron radyasyonunu kullanmak ta olanaksızdır (Torikoshi *et al.,* 2003). Bunun yerine yüksek güce sahip X-ışını tüplerinin geliştirilmesi, daha keskin foton spektrumu veren ek filtrelerin kullanılmasına imkân sunar.

X-Işın Tüpü Akımı: Foton enerji spektrumunun kalitesini belirleyen tüp voltajının yanı sıra, tüpün akımı da üretilen fotonların miktarını belirler ve miliAmper (mA) cinsinden ölçülür (Bushberg and Boone, 2011). Yüksek bir akım, detektör algısının artması nedeniyle görüntü kalitesinin artmasını sağlar fakat bu artış hastanın aldığı dozun eş zamanlı olarak artmasına neden olur. Farklı tüp voltajlarında benzer görüntü kalitesi elde etmek için, daha düşük kV ayarlarında tüp akımlarının arttırılması gereklidir, çünkü X-ışını tüpündeki foton çıkışı düşük kV ayarlarıyla azalır ve düşük enerjili fotonlar hasta tarafından soğurulur (Bushberg and Boone, 2011).

BT görüntünün yeniden yapılandırılması: Görüntü yapılandırma için dedekte edilen foton yoğunlukları ham veri olarak işlenmelidir. Standart filtrelenmiş izdüşüm için, gantri dönüşünün farklı θ açılarıyla kaydedilen, rotasyon merkezine l uzaklığındaki X-ışını yoğunlukları p (θ, l), görüntü yüzeyine düşürülmeden önce bir ağırlık matrisi (konvülüsyon kerneli) ile filtrelenmelidir. BT görüntülemede radyal simetri, geri yansıma görüntüsünün "bulanıklaşmasını" tetikleyeceğinden dolayı yüksek geçiş filtreli bir matris gereklidir (yani X-ışınının yoğunluğu merkeze doğru artar) . Uzaysal alandaki bir matris, frekans alanında bir çarpıma eşdeğer olduğundan, ham data izdüşümleri p (θ, l) ilk Fourier dönüşümleridir ve ağırlık matrisi k ile çarpılır. Sonraki ters Fourier dönüşümü, uzaysal etki alanındaki zayıflama sonucunu μ (x, y) yü verir (Bushberg and Boone, 2011),

$$\mu(x,y) = FT_{2D}^{-1}\left[FT_{ID}\left[p(\theta,l)\right].|k|\right] \tag{2.4}$$

Denklem 2.4, 2 boyutlu bir uzaysal dağılımın bir izdüşümüne ait 1 boyutlu Fourier dönüşümünün, frekans alanındaki izdüşümüne ait 2 boyutlu Fourier dönüşümüne eşit olduğunu söyleyen merkezi kesit teoremini de temsil eder (Bille and Schlegel, 2002).

Ağırlık matrisi, görüntü keskinliği ve gürültü üzerinde önemli bir etkiye sahiptir ve genellikle frekans alanında verilmektedir. Yüksek görüntü frekansları, kenar tanımı ve görüntü detayları için önemlidir, ancak aynı zamanda görüntü dokusuna ve dolayısıyla görüntü gürültüsüne de bağlıdır. Ana görüntü özellikleri hakkında bilgi düşük görüntü frekanslarında sağlanır. Standart filtrelenmiş geri izdüşümün yanı sıra, SPECT ve PET'den bilinen iteratif yapılandırma algoritmaları en yeni tarayıcı nesillerinde mevcuttur. Projeksiyon alanında, önceden tahmin edilen, basit bir resmin ham verileri, gerçek ham veri ölçümü ile karşılaştırılır ve ölçülen verilere yeterli ölçüde yaklaşana kadar iteratif olarak iyileştirilir. Ayrıca, iteratif yapılandırma algoritmaları, herhangi bir bilgi içermeyen metaller yoluyla izdüşümleri kaldırarak ham veri sinogramında metal artefakt azaltma sağlar. Kayıp veriler daha sonra komşu iz düşümler arasında değerlendirme yapılarak tahmin edilir (Meyer *et al.,* 2010). İteratif yapılanmalar, kontrast / gürültü oranını önemli ölçüde arttırır ve bu nedenle BT görüntü alımlarında doz tasarrufu için faydalıdır. Bununla birlikte, her bir görüntü pikseli için büyük doğrusal denklemlerin çözülmesi, zaman ve hafıza tüketimidir.

Bölgesel hacim etkisi (partial volüme effect): Sonlu voksel boyutu nedeniyle (daha kesin kesit kalınlığı), Z'deki büyük yanal zayıflama gradyanları ile bir detektör tarafından toplanan, I_1 ve

I_2 iletildiğinde doğrusal olmayan kısmi hacim etkisi oluşur. Ölçülen yoğunluk I, iki farklı hacim zayıflatma, μ_1 ve μ_2 tarafından zayıflatılmıştır ve $I_0 = I_1 + I_2$ ile uygulanır:

$$I = I_1 e^{-\mu_1 . z} + I_2 e^{-\mu_2 . z} \neq I_0 e^{-(\mu_1 . z + \mu_2 . z)} \tag{2.5}$$

Sonuç olarak, tarayıcı ekseni boyunca kemik / hava veya metal / doku ara yüzleri gibi büyük değişim içeren pikseller BT sayısı göz ardı edilmektedir (Kemerink *et al.*, 1995). Kısmi hacim artefaktlarını azaltmak için en etkili yöntem daha ince bir kesit kalınlığı kullanmaktır.

BT Görüntüleme Doz Raporu: BT taraması invazif (yayılgan) bir görüntüleme yöntemini temsil eder ve iyonlaştırıcı radyasyondan kaynaklanan ikincil kanser risklerinin farkındalığı, görüntü kalitesi ve görüntü dozu arasındaki dengeyi tanımlar. Tanısal görüntülerin aksine, tedavi planlaması için BT protokolleri çok iyi doku kontrastı sağlamayı amaçlamaz ve görüntü dozları genellikle tanı amacıyla kullanılan BT görüntülerine kıyasla yükselir.

Standart koşullar altındaki belirli protokol ayarları için tarayıcı çıktısı, mGy cinsinden ölçülen Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI) adlı DICOM görüntü etiketinde kaydedilir ve erişilebilir. CTDI, çeşitli doz ölçüm ayarları için tanımlanmıştır. Standart bir indeks, standart bir PMMA fantomunda (kafa: yarıçap = 16 cm; gövde: yarıçap = 32 cm) z = 10 cm tarama uzunluğunun merkezinde tek bir dönüşten yaklaşık alınacak dozu sağlayan CTDI 100'dür (McCollough *et al.*, 2011; AAPM,2008),

$$CTDI_{100} = \frac{1}{l} \int_{-5cm}^{+5cm} D(z) dz \tag{2.6}$$

Detektör yoğunluğu, detektör sayısının (özellikle veri kanalları sayısı) kolimatör genişliği ile çarpımı olan ışın yoğunluğu I'yı belirler (McNitt-Gray, 2002). Daha küçük bir detektör yoğunluğu daha az dozda etkilidir, ancak aynı zamanda daha ince görüntü kesitlerinin yeniden yapılandırılmasına izin verir. Günümüzde, detektör elemanları mekânsal olarak z yönünde eşit olmayan kesit genişliklerine bölünebilir.

CTDI, hastaya uygulanan gerçek doz için bir ölçü değildir, ancak farklı protokoller için doz değerlerinin karşılaştırılmasını kolaylaştırır. Doz uzunluk verimi (DLP), incelenen hacmin gerçek tarama uzunluğunu volumetrik CTDI ile çarpar ve taramanın spesifik dozu için bir referans indeksi verir.

BT görüntü dozu, X-ışını tüpü çıkışı tarafından temsil edilen foton akısı ile doğru orantılıdır ($doz \propto tüp\ akımı$). X-ışını tüpü akımının yanı sıra, X-ışını tüp potansiyelinin de doz üzerinde önemli bir etkisi vardır. Daha yüksek enerjili fotonlar, saçıldıklarında doku ortamına daha fazla enerji salarlar:

$$dose \propto (tüp\ voltajı)^n, \quad n = [2-3] \tag{2.7}$$

Aynı çekim ve yeniden yapılandırma ayarları için, kuantum görüntü gürültüsü etkin tüp akımının karekökünün tersine bağlıdır.

$$noise \propto \frac{1}{\sqrt{tüp\ akımı}} \tag{2.8}$$

Bunun yanında, yeniden yapılandırılmış voksel hacminin arttırılması ile gürültü daha da azaltılabilir.

2.2.2. DEBT Görüntüleme

Bir nesneyi iki farklı foton spektrumu ile tarama fikri, BT nin keşfinin onuncu yıllarında formülleştirilmiştir (Hounsfield, 1973; Rutherford, Pullan and Isherwood, 1976; Alvarez and Macovski, 1976). Şu anda, ticari olarak farklı teknik gerçekleştirmeler mevcut veya araştırılmaktadır. Bu bölüm aşağıdaki dört sistemi kısaca özetlemektedir:

- Tek Kaynak / Dual Enerji
- Dual kaynak / Dual Enerji
- Hızlı kV-anahtarlama
- Enerji ayırıcı detektörler ve dual katmanlı detektörler

Tek kaynak dual enerji: DEBT görüntülemenin en eski teknik çalışması, nesnenin iki farklı X-ışını tüp gerilimi ile sıralı olarak taranmasıyla olmuştur. Görüntüleme dozunu azaltan voltaja göre tüp akımları ayarlanabilir. Elde edilen görüntüler kaydedilir ve zaman gecikmesi minimal olsa da, bu teknik her iki görüntüleme arasında meydana gelen hareketlenmelere karşı hassastır.

Dual kaynak dual enerji: İlk çift kaynaklı BT tarayıcısı 2006 yılında kullanılmıştır (Flohr *et al.*, 2006). Çift kaynaklı BT sistemi, hastayı neredeyse serbest iki farklı foton spektruma sahip hareketli tüpler ile aynı anda tarayabilmektedir. X-ışını tüpleri ve detektör dizileri, aynı hat üzerinde belli bir mesafe ile (tarayıcı nesline göre 90-95^0) monte edilir. Geometrik sınırlamalar

nedeniyle, yüksek kV lı X-ışını tüpünün detektör sistemi daha küçük bir görüş alanı (field of view, FOV) kaplar ve çift enerji bilgisi sadece iç FOV'da (tarayıcı çeşidine göre 26-35 cm) bulunur. Uygulanan tüp akımları, tüp potansiyeline veya öngörülen tarama hacmine ("doz modülasyonu") göre ayrı ayrı ayarlanabilir. Filtreler tek tek yerleştirilebilir ve her iki foton spektrumunun spektral örtüşmesi en aza indirgenir. Üçüncü nesil çift kaynaklı BT cihazında, düşük kV li X-ışını tüpü 70kV'da çalıştırılabilir, ikinci tüpün potansiyeli ise ilave kalay filtrasyonu ile 150 kV'ye ayarlanabilir. Çift kaynaklı tarayıcılarda işlem sonrası uygulamalar genellikle görüntü uzayında uygulanır, çünkü iki ham veri kümesi spiral tarama kazancında kesişmez.

Hızlı kV-anahtarlama: Tüp dönüşü sırasında düşük ve yüksek kV arasında X-ışını tüpü potansiyelini hızla değiştiren tek kaynaklı tarayıcı kullanmaktadır (Zhang, Li and Liu, 2011). Yükselme ve düşme süresini en aza indirmek için tüp potansiyelleri 0,5 ms'den (Goodsitt, Christodoulou and Larson, 2011) daha kısa sürede değişmektedir. Benzer şekilde, detektörde, yüksek temporal çözünürlük ve kısa görüntü tutulum süreleri önemlidir. Tam FOV, her iki foton spektrumu tarafından da kapsanır. Benzer foton istatistiklerini elde etmek için düşük tüp potansiyeline ek tarama süresi verilir. Bununla birlikte, spektrum ayrımı, her iki spektrum için bağımsız filtrasyonun imkânsız olması nedeniyle, çift kaynaklı BT sistemlerinde olduğu kadar iyi değildir. Eşzamanlı taramanın temel avantajı, edinilen her iki ham veri setinin uzaysal örtüşmesidir yani, her iki spektrumun da foton demetleri, hasta boyunca aynı geometrik yollardan geçer. Teoride, beam hardening etki tamamen kaldırılabilir.

Enerji ayırıcı dedektörler ve dual katmanlı dedektörler: Standart BT detektörleri fotonları, enerjisinden bağımsız olarak bir elektrik sinyaline dönüştürür (detektör enerji cevabı hariç). Bu enerji toplayıcı detektörlerin aksine, foton enerjilerini çözen foton sayım detektörlerinin geliştirilmesi, genişletilmiş doku karakterizasyonu ve doz tasarrufu için son derece faydalı olacaktır (Johnson *et al.*, 2011). Prensip olarak, k katmanına ait elektronik bağlanma enerjilerine özgü bilgiler bile çözülebilir (daha düşük konsantrasyonlarda kontrast maddesi gerekli olabilir). Bununla birlikte, enerji çözümlemesi, hızlı bozulma ve kısa süreli parıldama ile yüksek bir zaman çözünürlüğüne gereksinim duyar. Tüp akımları ve tüp rotasyon süreleri azaltılmalı ve daha uzun tarama süreleri beklenmelidir. Son zamanlarda, enerji çözümleme detektörlerinde, detektör ve elektronik gelişmelerdeki yüksek talepler araştırma konularıdır. Teknik prensip, polikromatik foton spektrumunun daha iyi anlaşılmasını amaçlar (Nora, 2014).

2.2.2.1. Spektral Bilginin Kullanılması

Dual enerji BT taraması fotoelektrik soğurulmanın yüksek oranda enerjiye bağlı olduğu gerçeğinden yararlanmaktadır. TEBT (Tek Enerjili Bilgisayarlı Tomografi) elektron yoğunluğu q_e ve atom numarası Z den etkilenir. TEBT in aksine DEBT bu iki niceliğin çıkarımına olanak sağlar.

Görüntü yapılandırma sonrası düzeltmeler (post-processing), hem yansıtma alanında hem de görüntü alanında mümkündür. Projeksiyon alanı tabanlı işleme sonrası düzeltme algoritması beam hardening etkiden ve diğer artefaktlardan bağımsız olması nedeniyle, üstündür fakat her iki izdüşümün geometrik olarak örtüşmesi gerekir (örneğin, GE hızlı kV anahtarlama tekniği için bu uygulanır) (Johnson *et al.*, 2011). Işın sertleşme düzeltmeleri hassas yapıldığında görüntü alanında işlem sonrası düzeltme algoritmaları ile iyi sonuçlar elde edilir.

Dual enerji bilgilerinden ve suya göre elektron yoğunluğu q_e ile efektif atom numarası Z_{eff}, den yararlanmak için, temel fonksiyonun ilk kısmında fotoelektrik ve compton azalmanın katkısı birbirinden ayrılır (Alvarez and Macovski, 1976),

$$\mu(E_i) = a_1.q_e.\sigma_e^{KN}(E_i) + a_2.q_e.\frac{Z^n}{E_i^3} \ , \ n \approx 3 \tag{2.9}$$

a_1 ve a_2 sabittir ve tesir kesitlerinin enerji bağımlılığının tüm elementler için aynı olduğu varsayılır. Bağlanma etkisi için koharent saçılma ve düzeltme hesaplamalarının fotoelektrik terimine dahil edilmesi gerekir (Brooks, 1977).

Temel fonksiyonun ikinci kısmı materyalin toplam azaltma katsayısının, μ_1/ρ_1 ve μ_2/ρ_2 azaltma katsayıları ve atom ağırlıkları w_1, w_2 ile iki temel malzemeye ayrıştırılmasıdır (Goodsitt, Christodoulou and Larson, 2011),

$$\mu(E_i) = w_1 \frac{\mu_1(E_i)}{\rho_1} + w_2 \frac{\mu_2(E_i)}{\rho_2} \tag{2.10}$$

Yukarıda tarif edilen fiziksel zayıflatma işlemlerinden ötürü, çoğu algoritma DEBT bilgisini Compton zayıflatmasından (su gibi) sorumlu olan düşük bir Z materyaline ve iyot veya sıvı kemik eşdeğeri madde gibi yüksek bir Fotoelektrik soğurulma sergileyen bir malzemeye ayrıştırır.

Foton spektrumları ne kadar genişse, DEBT görüntülemeden elde edilebilecek ek bilgiler o kadar anlamlı olur (Zatz, 1976; Rutherford, Pullan and Isherwood, 1976). DEBT bilgisi, dokulardaki yüksek Z elementlerine özellikle duyarlıdır. Bu, iki farklı ‘‘BT sayısı’’ nın ‘‘BT sayısı’’ toplamına bölünmesiyle tanımlanan "dual enerji endeksi (DEI)" tarafından sağlanmaktadır (Johnson *et al.*, 2011).

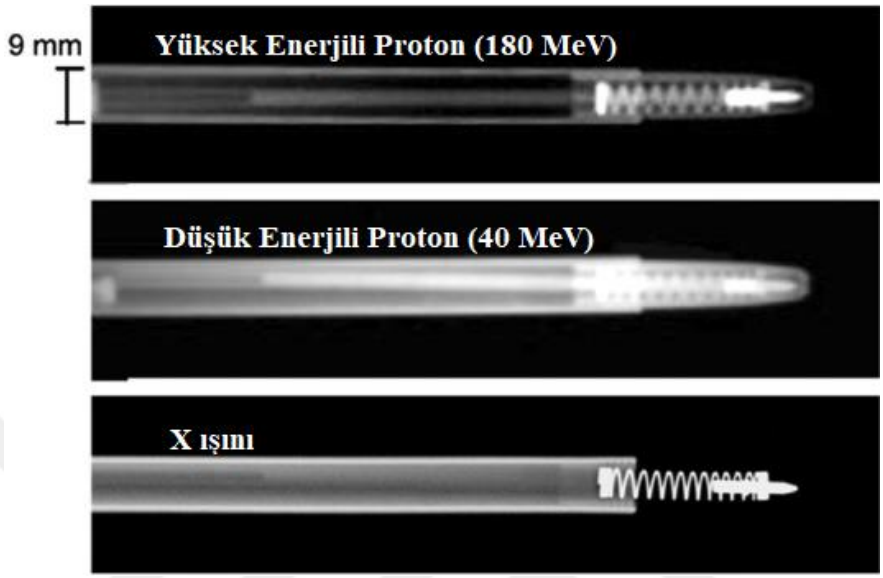
DEBT, materyal ayırma olasılığına dayanarak yapılan, iyot ve kalsiyum içeriğinin nicelleştirilmesi, böbrek taşlarının kimyasal olarak farklılaşması (kalsitli taşlara karşı ürik asit), inaktif beyin kanamasının taze kanamayla farklılaşması ve gut tanısı gibi temel olarak tanı ve tedavide çeşitli uygulamalar, klinik rutin ve araştırma projeleri için kullanılabilir (Johnson *et al.*, 2011; Nora, 2014).

Radyoterapide özellikle 3 uygulama dikkat çekmektedir, bunlar; metal artefaktlarının giderilmesi, gelişmemiş sanal görüntüler, ρ_e ve Z_{eff} ile ek doku bilgileri. DEBT fikri (Rutherford, Pullan and Isherwood, 1976) tarafından öne sürüldükten sonra Chen ve arkadaşları tarafından iyon terapisinde ρ_e ve Z_{eff} bilgilerinin kullanılması önerilmiştir (Chen *et al.*, 1979). Bununla birlikte, Chen ve arkadaşları görüntünün yanlış kaydının (o esnada) teknik sınırlamalarına ve foton spektrumundaki zorunlu bilgiye ait şüpheleri tanımlamışlardır. Dual kaynaklı BT tarayıcıların icadı, bu teknik sınırlama sorunlarını çözmüş ve ρ_e ve Z_{eff} hakkındaki bilgilerin iyon menzil tahmini için nasıl kullanılabileceği araştırılmıştır. Hastanın DEBT cihazından alınan ham görüntüsü, su ve iyot içinde madde ayırma metoduna dayanan kontrastlı ve kontrastsız olarak hesaplanır ve standart foton terapisi için değerlendirilir (Yamada *et al.*, 2014). Kontrast madde verilen dokular hedef tanımlamayı kolaylaştırır ancak iyon menzil sonuçlarını etkiler. Bu sebeple işleme sonrası (post-processing) düzenlemeler, iyon terapisi için önemlidir (Wertz and Jäkel, 2004).

2.2.3. Proton Radyografi

Protonun durdurma gücü hesaplamalarında, BT verileriyle X-ışını azaltma katsayılarından türetilen doku içerik bilgileri kullanılmaktadır. Ancak durdurma gücü tahminlerini arttırmak için farklı yöntemler de araştırılmaktadır. Bunlardan biri, proton radyografi ve proton BT ile dokulardaki durdurma güçleri hakkında doğrudan bilgi elde etmek için yüksek enerjili protonların kullanılmasıdır. Bu ölçümler için çeşitli yöntemler araştırılmaktadır. Şu ana kadarki en ayrıntılı bilgi hastanın vücudundan geçen her bir protonun enerji kaybı ve saçılma açısı

ölçülerek elde edilir. Bragg pikinin hastayı geçtikten sonra hasta vücudunun dışında oluşması gerekliliğinden dolayı protonların başlangıç enerjileri görüntülenen bölgeye göre 200 ila 300 MeV arasında olması gerekmektedir.



Şekil 2.6: Kalem örneğinin X-ışını ve proton ile görüntülenmesi (Ryu *et al.*, 2008).

Protonun giriş noktası, çıkış noktası ve saçılma açısından soğurulan enerji büyük olasıkla her bir proton için hesaplanabilir. Bu, mevcut X-ışını BT verileriyle birlikte durdurma gücünü belirleme doğruluğunu ve dolayısıyla proton tedavi planının kalitesini arttırabilir.

Proton radyografi ve proton BT, Linda & Santa Cruz , İtalyan TERA ve PRIMA gibi bazı gruplar tarafından geliştirilmektedir (Biegun, 2015).

2.3. DURDURMA GÜCÜ

Durdurma gücü (S), Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu (ICRU) tarafından, ‘‘yüklü parçacıklar tarafından bir ortam içinde harcanan ortalama enerji’’ olarak tanımlamıştır. Durdurma gücü yüklü parçacığın içinden geçtiği ortamın bir özelliğidir (Dilek, 2012).

Yüklü parçacıklar ortam içinde ilerlerken elektronik ve nükleer etkileşmelerde bulunurlar. Ancak tedavi enerjilerindeki yüklü parçacıkların enerji kaybı, baskın bir şekilde hedef elektronlarla elastik olmayan çarpışma ile olduğu için bu enerjilerdeki durdurma gücü

hesaplamalarında nükleer etkileşim katkısı ihmal edilebilir düzeydedir. Parçacığın ortam içindeki hareketi sırasında geçtiği bölgelerde yoğun bir iyonlaşma meydana gelir ve bu, parçalanmayan bir parçacık için Bragg pik noktasına ulaşıncaya kadar yavaş yavaş artar (Nora, 2014).

Proton için düşük enerji ile yüksek enerjiyi birbirinden ayıran enerji 0.5 MeV olarak belirlenmiştir (*NIST: Appendix for ESTAR, PSTAR, and ASTAR*, no date). Yüksek enerjilerde, yüklü parçacıkların elektronik durdurma gücünün belirlenmesi amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Bu alanda ilk başarılı çalışma 1913 yılında Bohr tarafından yapılmıştır ve Bohr elektronun durdurma gücünü klasik fizik kanunlarına göre hesaplamıştır (Bohr, 1913). Dalga mekaniğinin gelişmesi ile 1930 yılında H. Bethe, 1933 yılında ise F. Bloch durdurma gücünü kuantum mekaniksel yaklaşımlarla hesaplamışlardır. Bu iki çalışma sonraki birçok çalışmanın temelini oluşturmuştur (Arya, 1999). Bu tez çalışmasında ise Güneş ve arkadaşları (2015) tarafından öne sürülen, efektif z, Z ve I değerlerinin kullanımıyla oluşturulan SP formülünden yararlanılmıştır (Bölüm 3.3) (Tanır et al., 2015).

Düşük enerjilerde, durdurma güçleri, birçok element ve sınırlı sayıda bileşik için deneysel verileri temsil eden uygun formüllerden hesaplanmış ve NIST veri tabanına kaydedilmiştir. NIST de deneysel verilere sahip olmayan elementler için durdurma güçleri, Ziegler (1977) tarafından atom sayısına göre değerlendirilmiş ve sonucu belirlenen değerlerin Varelas-Biersack formülü ile uyumlandırılması ile elde edilmiştir. Deneysel durdurma gücü verilerinin bulunmadığı bileşikler için, Bragg Additivty kuralı kullanılmış ve kütle durdurma güçleri, birkaç temel atomun kütle durdurma güçlerinin doğrusal kombinasyonları olarak hesaplanmıştır. Addittivity kuralı karışımlara uygulanırken, mümkün olduğu ölçüde bileşikler ve elementlerin bir karışımı olarak işlenmiştir. Örneğin, "kas" ın durdurma gücü, suyun durdurma gücünün (ağırlıkça % 78.6 olduğu varsayılmaktadır) ve diğer element bileşenlerinin durdurma güçlerinin ağırlıklı bir toplamı olarak elde edilmiştir (*NIST: Appendix for ESTAR, PSTAR, and ASTAR*, no date).

ICRU (1993) de, yüksek enerji bölgesindeki elektronik durdurma gücü belirsizlikleri elementler için %1 ile %2 arasında, bileşikler için ise %1 ile %4 arasında olduğu belirtilmiştir. Düşük enerji bölgesinde ise belirsizlikleri tahmin etme çok zordur ve ICRU (1993) de bu belirsizlikler; 1000 keV de %2 ile %5 arası, 100 keV da %5 ile %10 arası, 10 keV da %10 ile %15 arası ve 1

keV da en az %20 ile %30 arası olarak belirtilmiştir (*NIST: Appendix for ESTAR, PSTAR, and ASTAR*, no date).

Nükleer durdurma gücü ise, saçılma açıları ve elastik çarpışmalarda geri tepen atomun enerji transferleri arasındaki ilişki kullanılarak hesaplanır. ICRU'da (1993), alfa parçacıkları için nükleer durdurma güçlerinin belirsizliğinin, 100 keV'de %5 ile %10 arasında, 10 keV'de %10 ve 1 keV'de %10 ile %20 arasında olduğu tahmin edilmektedir.

2.3.1. Elektron Yoğunluğu

i tane elementten oluşmuş bir bileşiğin birim hacim başına elektron yoğunluğu (McCullough, 1975):

$$\rho_e = \rho N_A \sum_i w_i \frac{Z_i}{A_i} \tag{2.11}$$

ile ifade edilir. Burada N_A, avogadro sayısı, ρ bileşiğin kütle yoğunluğu, Z_i , i. atomun atom numarası, A_i, i. atomun kütle numarası ve w_i , i. elementin ağırlık fonksiyonudur. Yüksek atom numaralarında nötron sayısı arttığı için, Z/A oranı azalır. Hidrojen haricinde, insan vücudunda bulunan ana elementler için Z / A oranları nispeten sabit (0.47 - 0.50) olarak kabul edilebilir. Birim kütle başına elektron yoğunluğu Denk. 2.11 ye benzer şekilde $\rho_e^{mass} = N_A \sum_i w_i Z_i / A_i$ olarak ifade edilir.

2.3.2. I Değeri

Ortalama iyonlaşma enerjisi, bir atomik elektronu başlangıçtaki E_0 konumundan herhangi bir uyarılmış E_i konumuna uyarmak için gerekli olan ortalama enerji ($<E_i - E_0>$) olarak tanımlanır (Nora, 2014). Birden fazla elektrona sahip atomlardaki elektronik dağılımın karmaşıklığı nedeniyle ortalama iyonlaşma enerjisinin belirlenmesi, Bethe durdurma gücü formülü (Seltzer and Berger, 1982) için önemlidir.

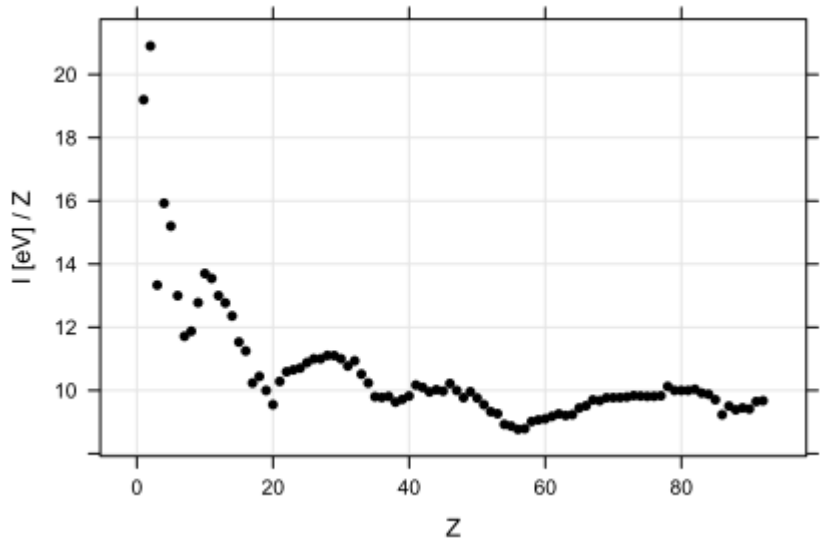
Çekirdeğe bağlanan elektronların karakteristik bir rezonans frekansı ile salındığı varsayılmaktadır (Bohr'un klasik modelinde tanımlayıcı bir şekilde gösterilmiştir) (Sigmund, 2004; Fano, 1964). Bir atomun veya molekülün elektronik uyarım spektrumu, her olası uyarılma durumu için olasılıkları temsil eden ağırlık faktörleri (osilatör gücü) (*ICRU*, 2005) ve karşılık gelen kuantum mekanik rezonans salınım frekanslarını (dolayısıyla enerjiler) içeren

enerji seviye spektrumu ile karakterize edilir (Nora, 2014). Bir iyonun, enerjisinin bir kısmını sürekli salınımla yaydığı klasik varsayımın tersine, kuantum mekaniksel varsayımda enerji salınımı belirli aralıklarla gerçekleşir. Her iki görüş de istatistiksel ortalamaları analiz ederken aynı fikirdedir.

$$\ln I = \sum_i f_i \ln(E_i - E_0) \ , \quad \sum_i f_i = 1 \tag{2.12}$$

Denk. 2.12 sürekli enerji transferlerini içerir ve ortalama uyarım enerjisi yaklaşık olarak ortalama iyonizasyon potansiyeline eşittir. Logaritmik bağımlılık, serbest Coulomb saçılım tesir kesiti üzerinden enerji transferinin integrasyonuyla sonuçlanır.

Elektronik osilatör güçlerinin bilinmesi zor olduğu için, yarı-ampirik yaklaşımlara ve I-değerinin doğrudan ölçümlerine güvenilir (Nora, 2014). Bloch'un I-değeri ile Z atom numarası arasındaki korelasyonu ($I = k \cdot Z$, $k \simeq 10$), yüksek Z atomları için iyi bir yaklaşımdır (Bloch, 1933). Düşük Z bölgesinde ($Z \leq 20$, Şekil 2.7) Z ile korelasyon, ağır atomlarda olduğu kadar belirgin değildir. Bloch'un korelasyonu, farklı Z grupları için çeşitli araştırmacılar tarafından değiştirilmiştir. I-değerini açıklayan yarı-ampirik bir model oluşturmuş ve bu modele göre "aynı periyottaki bitişik elementler aynı çekirdek/elektronlara sahip oldukları için sadece en düşük iyonlaşma potansiyelleri farklıdır"



Şekil 2.7: Atom numarasının bir fonksiyonu olarak I grafiği (ICRU, 1993).

Bileşikler için I değerleri, ampirik Bragg Additivity kuralıyla belirlenebilir (Bragg and Kleeman, 1905; ICRU, 1984; ICRU, 1993).

$$\ln I = \frac{\sum_i w_i (Z_i / A_i) \ln I_i}{\sum_i (w_i Z_i / A_i)} \tag{2.13}$$

Bileşiklerde, elektronik bağlanma enerjilerinin, serbest elektronlarda daha düşük olduğu varsayılmaktadır ve Seltzer ve Berger (1982) ölçülen verilerden faz ve moleküler bağlanma etkilerine göre hidrojen, karbon, azot, oksijen ve klor için elementel I değerlerini düzeltmiştir. Diğer tüm atomlar için, elementel I değerlerinin %13 yükseltildiğinde deneysel olarak ölçülen I değerleri ile iyi eşleştiği bulunmuştur (Seltzer and Berger, 1982; ICRU,1993). ICRU (1993) raporuna göre, Bragg Additivity kuralı, durdurma gücü hatalarını %15'e kadar etkileyebilir.

I değerleri deneysel olarak, durdurma gücü, göreceli durma gücü, menzil hesaplamaları ve X-ışınları ile optik ve fotoelektrik tesir kesit ölçümlerinin her birinden elde edilebilir. I değerini belirlemek amacıyla durdurma gücü ölçülürken, yoğunluk ve kabuk düzeltmeleri ölçümden önce doğru bir şekilde tahmin edilmeli ya da parçacık başlangıç enerjisi 300-700 MeV / u aralığında seçilmelidir (Fano, 1964). Standart koşullarda durdurma gücünün mutlak ölçümleri nadir yapılır, fakat doğruluk değeri yüksektir. Tersine, bir referans materyale (yani suya) göre durdurma gücü ölçümleri, yüksek belirsizlik nedeniyle referans malzemenin I değeri hakkında doğru bilgi gerektirir.

2.3.3. Menzil

E_0 başlangıç enerjisine sahip yüklü parçacıkların madde içindeki ortalama yol uzunluğu, sürekli yavaşlama yaklaşımı anlamına gelen ''continuous-slowing-down approximation (CSDA)'' terimi ile tanımlanır ve;

$$R = -\int_{E_0}^{0} \frac{dE}{dE/dx} \tag{2.14}$$

formülüyle ifade edilir (ICRU, 2005). CSDA'nın hesaplanması için denklem 2.14 integralinin çözülmesi gerekir. Fakat çok küçük enerji ayrımlarıyla analitik olarak da CSDA'yı hesaplamak mümkündür (Bölüm 3.4.2, Denklem 3.24).

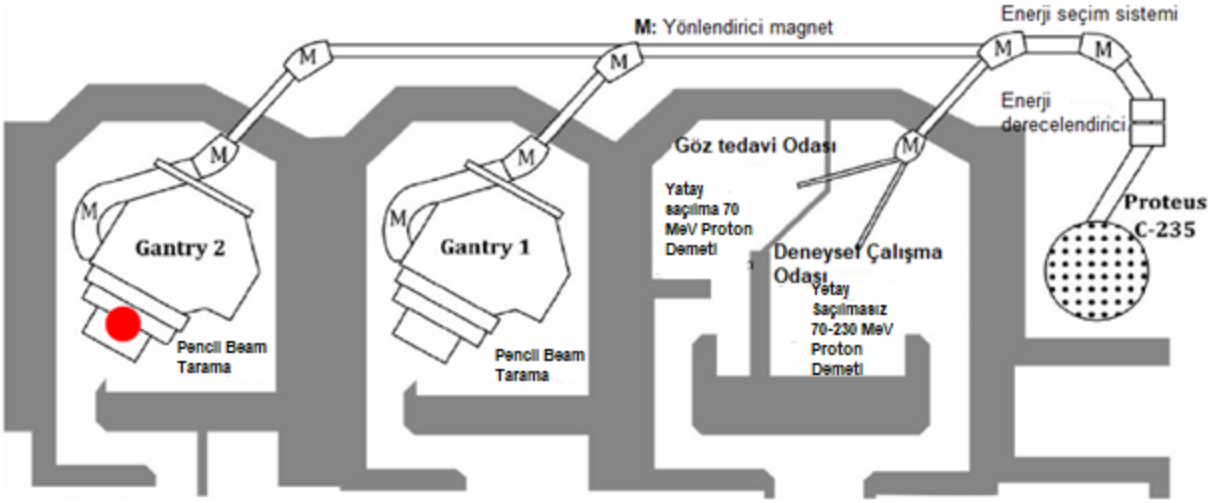
Menzil sonunda kalan kinetik enerjinin sıfır olmasına rağmen, gerçekte enerji kaybı rastgele değişir ve bu da menzil değerinde sapmalara neden olur. Ayrıca, homojen olmayan ortamda hareket eden yüklü parçacık demetinin öngörülen menzili, hedef çekirdekleri üzerinde meydana gelebilecek çoklu Coulomb saçılmaları nedeniyle değişebilir (Nora, 2014). Menzil ölçümlerinin doğruluğu için, Bragg zirvesinin uzak kenarındaki maksimum enerji kaybının %80-90'ının konumu belirlenir.

3. MALZEME VE YÖNTEM

Tezde protonların durdurma gücünün hesaplanması için gerekli olan Z_{eff} ve ρ_e nin türetilmesinde kullanılan HU değerleri ve menzil belirlenmesi için yapılan deneysel çalışmalar Polonya' da bulunan Cyclotron Centre Bronowice (CCB)'de yapılmıştır. CCB, Krakow-Henryk Niewodniczanski Institute of Nuclear Physics Polish Academy of Science' ın bir parçasıdır.

1955 yılında kurulan tesisin asıl amacı bilimsel araştırmalarda ve tümör radyoterapisinde siklotronların kullanılmasıdır. CCB'de şu an çalışmakta olan iki siklotron bulunmaktadır. Bunlardan birisi Proteus C-235 siklotronudur. Proton demeti Proteus C-235 siklotronunda hızlandırıldıktan sonra dipol ve quadropol magnetlere sahip vakumlu tüpler ve kolimatör dizisi kullanılarak tedavi odasına taşınır. Tedavi için kullanılacak proton demetinin enerjisi 230 MeV'e kadar ulaşır ve bu enerjinin su içindeki menzili 30 cm'dir. Bu nedenle 230 MeV vücudun herhangi bir bölgesinde bulunan tümörü ışınlayabilecek menzile sahiptir. Bu enerji, enerji derecelendirici ve seçiciler ile tümör pozisyonuna göre 70 MeV'e kadar düşürülebilir (Centrum Cyklotronowe Bronowice - CCB construction photo report, 2015).

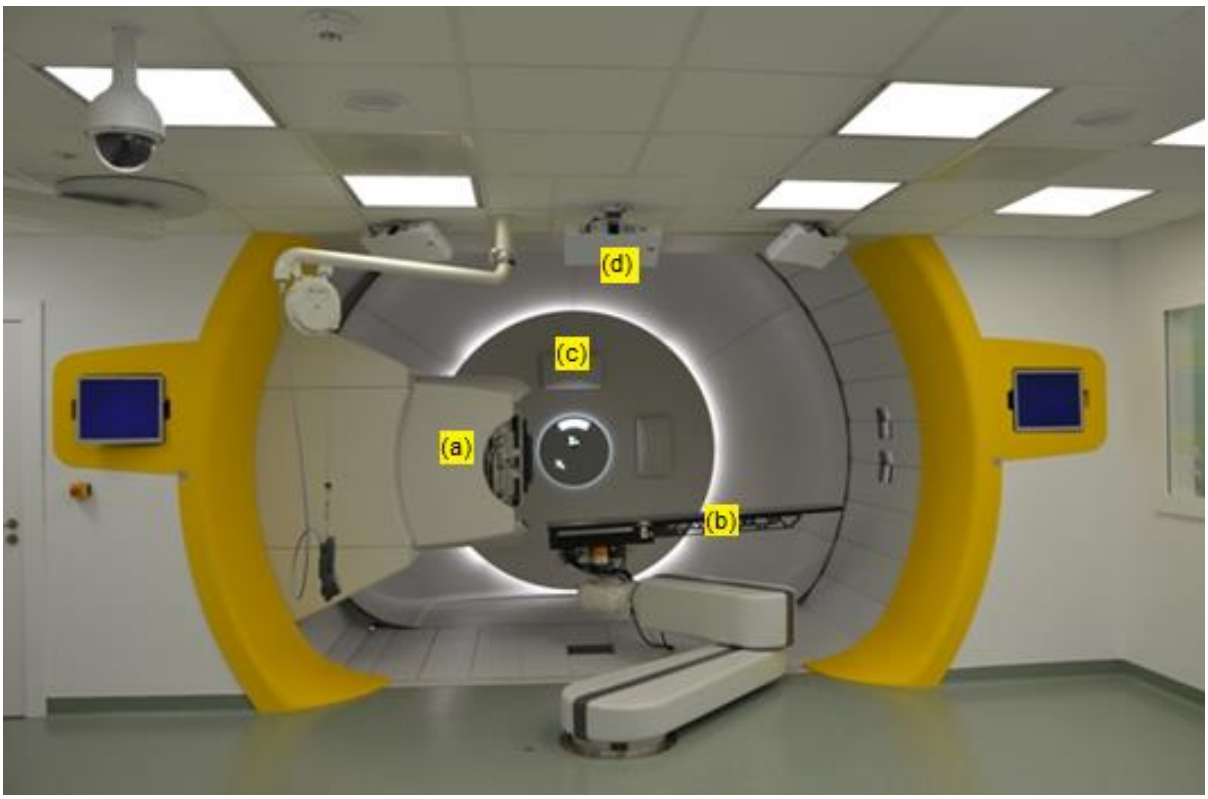
Hızlandırıcıdan gelen proton demetinin tedavi alanına gelmeden hemen önce şekillendirildiği son yer olan ''Gantri'', hareketli ışınlama imkânı sağlar. Bu teknik ile tümör 360 derecelik bir ışınlamayla tedavi edilebilir.



Şekil 3.1: CCB bina diyagramı (70-230 MeV enerjili proton demeti kullanılan 2 hadronterapi ve 1 deneysel çalışma odası, 70 MeV enerjili proton demeti kullanılan 1 göz tedavi odası).

Gantrinin tedavi odasında görünen kısmı çok büyük olmasa da 100 ton ağırlığında, 10m çapında ve kıvrımlı magnetlerden oluşan çelik bir iskelete sahiptir. Bu denli büyük yapıda olmasına rağmen, proton demeti hedefe 1 mm'den daha düşük bir hassasiyetle gönderilir.

Vücudun farklı yerlerine yerleşmiş tümörlerin tedavileri için, farklı yönlerden ışınlama sağlayacak bir tedavi planı hazırlanmalıdır. Işınlama öncesinde hasta 6 boyutta hareket edebilen bir kol üzerine yerleşmiş hasta masası üzerine yatırılır.



Şekil 3.2: CCB hadronterapi odası- (a) Gantri kafası, (b) 6 eksende hareket edebilen hasta masası, (c) X-ışını tüpü, (d) Align RT kamera.

Gantri, vücudun ilgili bölümünün görüntüsü alınarak pozisyonlamanın doğruluğundan emin olunması amacıyla 2 tane X-ışını tüpü ve grafik panel ile donatılmıştır. Ayrıca gantri odasında, radyoterapi sırasında hasta konumlandırma ve proton demetinin geçiş kontrolü için RT hizalama kamera üniteleri bulunmaktadır. Bu düzenek ışınlama sırasında hastanın göğsünden solunum hareketlerini izleyerek ışınlamanın otomatik durdurulmasını ve başlatılmasını sağlar (Centrum Cyklotronowe Bronowice - CCB construction photo report, 2015).

CCB de bulunan diğer hızlandırıcı ise Cyclotron AIC-144'dür. Bu siklotronun magnet bacak çapı 144 cm dir ve tedavi odasına gönderdiği proton demetinin enerjisi 58 MeV'dir. 1955

yılında kurulan Cyclotron AIC-144, 1994 yılında göz tümörlerinin tedavisi için medikal amaçla kullanılmaya başlanmıştır. 2014 yılında kurulan Proteus C-235 siklotronun 2016 yılında kullanımına başlanılması üzerine Cyclotron AIC-144 in sadece deneysel çalışmalar için kullanımına devam edilmektedir (History, 2012).

3.1. HOUNSFİELD UNİT (HU) DEĞERLERİNİN ELDE EDİLMESİ

BT, modern radyasyon tedavisinde temel bir yere sahiptir. Sanal BT simülasyonu çerçevesinde, hastalar, özel konumlandırma aksesuarları (diz desteği, baş desteği vb.) kullanılarak fraksiyonel tedavi için lineer hızlandırıcıda konumlandırılacakları şekilde konumlandırılır. Görüntüleme esnasında, geniş görüş alanı (Field of View - FOV) kullanarak vücut şeklini ve tümörü yüksek görüntü kalitesi ile görüntülemek esastır. Planlama için genel kullanımda 2 mm kalınlık ve 120 kV değerleri tercih edilmektedir. Çünkü bu ayar tüm hastalar için tedavi plan dozunun hesaplanmasında kullanılan ρ_e nin HU ya dönüşümü için kalibre edilmiştir.

Standart 120 kV taramanın aksine, DEBT'te 80 kV (düşük kV) ve 140 kV (yüksek kV) olmak üzere iki tarama yapılır. İki farklı voltajda yapılan tarama, doku tipine göre farklı HU değerlerinde görüntü verir. Hem yüksek hem de düşük kV taramaları için, her ‘‘voksel’’ in HU değerleri, referans eğriler kullanılarak elde edilir (190 keV enerjiye kadar). Daha sonra bu bilgiler monoenerjik görüntülerin hesaplanmasında kullanılır (Kretschmer *et al.*, 2013).

Bu tez çalışmasının deneysel kısmında Model 062M fantomu SOMATOM DEFİNİATİON AS 20 Siemens DEBT tarayıcı ile taranarak HU değerleri elde edilmiştir. 062M Model elektron yoğunluk fantomu, radyoterapi tedavi planlamasında doku heterojenliginin hesaplanması amacıyla kullanılır. Fantom çeşitli dokuların elektron yoğunluğu ile HU'i arasındaki ilişkinin belirlenmesi amacıyla BT tarayıcı ile birlikte kullanılır.



Şekil 3.3: CCB'de kullanılan DEBT cihazı.



Şekil 3.4: CCB'de kullanılan 062M Model elektron yoğunluk fantomu[4].

[4] İç diskin boyutları 180mm x 50mm'dır ve 8 adet farklı doku ve 1 adet su eşdeğeri materyale sahiptir. Dış çemberin boyutları 330 mm x 270 mm x 50 mm 'dir ve 8 adet doku eşdeğeri materyale sahiptir. Doku eşdeğeri materyallerin temsil ettiği dokular; Lung Inhale (nefes alma durumunda akciğer (Akciğer 1)), Lung Exhale (nefes verme durumunda akciğer (Akciğer 2), Adipose (Yağ), BR50/50 (Meme), Liver (Karaciğer), Muscle (Kas), Bone200 (Trabeküler Kemik (T Kemik)), Bone800 (Kortikal Kemik (K Kemik)) dir (CIRS, 2013).

062 M model fantom, ‘‘plastik su (plactic water-LR)’’ dan yapılmış iç-içe iki diskten oluşur. Bu diskler hem baş hem de karın bölgesi yapılarını temsil eder. Tarama alanı içinde, farklı elektron yoğunluğuna sahip 9 doku eşdeğeri materyal (bunlardan bir tanesi su eşdeğeri materyaldir ve farklı türden sıvı ile doldurulabilir), 17 farklı bölgeye yerleşebilir. Aynı dokuya ait doku eşdeğeri materyalin farklı konumlandırılabilmesi, daha doğru HU değerleri alınmasına olanak sağlayabilir. Ancak beam hardening etki, saçılma, gürültü, hasta hareketliliği vb. gibi BT görüntüleme artefakları sonuçların belirsizliğini artırır (CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, 2013).

Bu tez çalışmasında kalibrasyon fantomunun taranması sonucu, 80 kVp ve 140 kVp protokoleri birlikte kullanılarak 5 farklı X-ışını enerjisi için HU değerleri elde edilmiştir. Beam-hardening etkinin azaltılması için monokromatik enerji kullanılmasının yanı sıra, SD değerlerinin azaltılması için akım değeri 400 mAs, kesit kalınlığı 1.5 mm olarak seçilmiş ve SAFIRE algoritması kullanılmıştır. Elde edilen 10 X-ışını enerji çifti için HU değerleri kullanılarak Z_{eff} ve ρ_e değerleri türetilmiştir.

3.2. DEBT'İN TEORİK YAKLAŞIMINDAN EFEKTİF ATOM NUMARASI (Z_{EFF}) VE ELEKTRON YOĞUNLUĞUNUN (ρ_E) TÜRETİLMESİ

062 M model fantomun taranması sonucu 5 farklı enerji için elde edilen HU değerleri, teorik olarak denklem 3.1 ile ifade edilir.

$$HU = \frac{\langle \mu_x \rangle - \langle \mu_{water} \rangle}{\langle \mu_{water} \rangle} \cdot 1000 \tag{3.1}$$

Burada, μ_x, hedef materyalin, μ_{water}, ise suyun azaltma katsayısıdır. Bu ifadeye göre HU'nun $\langle \mu_x \rangle$'e lineer bir bağlılığı vardır.

$$\langle \mu_x \rangle = \sum_{i=1}^{N} \mu(E_i) \cdot \omega(E_i) \tag{3.2}$$

3.2 denkleminde ki $\mu(E_i)$ ve $\omega(E_i)$ terimleri sırasıyla, E_i enerji spektrumuna sahip ışın için azaltma katsayısını ve ağırlık fonksiyonunu ifade eder (Yang *et al.*, 2010).

Enerjisi 1,02 MeV'den küçük olan monokromatik fotonlar için hedef materyalin toplam azaltma katsayısı,

$$\mu = \rho_e \left[Z^4 F(E,Z) + G(E,Z) \right] \tag{3.3}$$

şeklinde ifade edilir. Burada ρ_e, hedef materyalin elektron yoğunluğu, *Z*, atom numarası ve *E*, ışın demetinin enerjisidir. Formüldeki $\rho_e Z^4 F(E,Z)$ terimi, fotoelektrik olaydan kaynaklı azalmayı, $\rho_e G(E,Z)$ ise hem Compton saçılması hem de coherent saçılmadan kaynaklı azalmayı ifade eder (Torikoshi *et al.*, 2003). $G(E,Z)$ ve $F(E,Z)$ değerleri elementin NIST XCOM veri tabanından alınacak saçılma (coharent, incohorent) ve fotoelektrik olaydan kaynaklanan azaltma katsayılarından türetilebilir (BERGER and MJ, 2005).

Benzer bir şekilde polikromatik (çok renkli) fotonlar için hedef materyalin toplam azaltma katsayısı,

$$\langle \mu \rangle_k = \rho_e \sum_{i=1}^{N} \omega_{k,i} \left[Z^4 F(E_{k,i},Z) + G(E_{k,i},Z) \right] \tag{3.4}$$

ifadesi ile verilir. Burada *k* alt indisi farklı enerji spektrumlarını ifade eder ve $\omega_{k,i}$, ilgili enerjideki azalma fonksiyonudur. İteratif yöntemle Z'yi hesaplayabilmek için 3.4 eşitliği iki farklı enerji spektrumu için çözülür. Z'nin bulunmasından sonra ρ_e'de iki enerji spektrumu ile bulunabilir. Eşitlik 3.1,

$$\frac{\langle \mu_x \rangle}{\langle \mu_{water} \rangle} = \frac{HU}{1000} + 1 \tag{3.5}$$

şeklinde ifade edilebilir. $F\left(E_{k,i},Z\right)$ ve $G\left(E_{k,i},Z\right)$ nin Z ye güçlü bir bağlılığı olmadığı yaklaşımı yapılırsa Z^4,

$$Z^4 = \left[\begin{array}{l} \left(\frac{\mu_{x,2}}{\mu_{w,2}} \sum_i w_{2,i} \left[Z_w^4 F(E_{2,i}, Z_w) + G(E_{2,i}, Z_w) \right] \sum_i w_{2,i} G(E_{1,i}, Z) \right) \\ - \left(\frac{\mu_{x,1}}{\mu_{w,1}} \sum_i w_{1,i} \left[Z_w^4 F(E_{1,i}, Z_w) + G(E_{1,i}, Z_w) \right] \sum_i w_{2,i} G(E_{2,i}, Z) \right) \end{array} \right]$$

$$/ \left[\begin{array}{l} \left(\frac{\mu_{x,1}}{\mu_{w,1}} \sum_i w_{1,i} \left[Z_w^4 F(E_{1,i}, Z_w) + G(E_{1,i}, Z_w) \right] \sum_i w_{2,i} F(E_{2,i}, Z) \right) \\ - \left(\frac{\mu_{x,2}}{\mu_{w,2}} \sum_i w_{2,i} \left[Z_w^4 F(E_{2,i}, Z_w) + G(E_{2,i}, Z_w) \right] \sum_i w_{1,i} F(E_{1,i}, Z) \right) \end{array} \right] \quad (3.6)$$

ifadesi ile türetilebilir. Bu çalışmada $Z_w = 7,733$ olarak kullanılmıştır (Bazalova *et al.*, 2008). Z^4 bulunduktan sonra Denklem 3.6 yardımıyla ρ_e,

$$\rho_e = \rho_{e,w} \frac{\mu_k}{\mu_{k,w}} \frac{\sum_i w_{k,i} \left[Z_w^4 F(E_{k,i}, Z_w) + G(E_{k,i}, Z_w) \right]}{\sum_i w_{k,i} \left[Z^4 F(E_{k,i}, Z) + G(E_{k,i}, Z) \right]} \quad (3.7)$$

ifadesi ile bulunur.

Denklem 3.6 ve 3.7 kullanılarak, hedef materyalin Z_{eff} ve ρ_e'sini hesaplamak için DEBT'den alınacak iki farklı enerji spektrumuna ait HU değerlerine ihtiyaç vardır. Dolayısıyla Z_{eff} ve ρ_e hesaplamalarının doğruluğu, HU ve atom ağırlığı değerlerine bağlıdır. Bu çalışmada doku eşdeğeri materyallerin atomik ağırlık fonksiyonları, üretici firma tarafından verilen değerler olarak kullanılmıştır. Doku eşdeğeri materyallerin atomik içerikleri ve ağırlık fonksiyonları kendilerine özgü olduğundan dolayı Z_{eff} ve ρ_e nin NIST verileri ile kıyası mümkün olmamıştır. Ancak ρ_e, üretici firmanın verdiği teorik değerlerle, Z_{eff} ise Denklem 3.8 kullanılarak yapılan teorik hesaplama ile kıyaslama yapılarak farklı enerji çiftlerinde elde edilen Z_{eff} sonuçlar değerlendirilmiştir (Johns and Cunningham, 1983).

$$Z = (\sum_i w_i Z_i^{3.5})^{1/3.5} \quad (3.8)$$

Burada Z_i, i inci atomun atom numarası ve w_i, de o atoma ait ağırlık fonksiyonudur. Z_{eff} ve ρ_e nin hesaplanmasında gerekli olan azaltma katsayıları Tablo 3.1 de verilmiştir.

Tablo 3.1: Elektron yoğunluklu doku eşdeğeri materyalleri oluşturan bazı atomların azaltma katsayıları.

		C	O	H	N	Ca	P	Cl
69 keV	**Fotoelektrik (cm^2/g)**	2,74E-06	2,59E-06	3,50E-06	2,67E-06	1,79E-06	2,02E-06	2,74E-06
	Coherent (cm^2/g)	7,56E-03	1,20E-02	5,79E-04	9,63E-03	5,22E-02	3,29E-02	7,56E-03
	İncoherent (cm^2/g)	1,57E-01	1,56E-01	3,18E-01	1,56E-01	1,47E-01	1,46E-01	1,57E-01
70 keV	**Fotoelektrik (cm^2/g)**	2,61E-06	2,47E-06	3,33E-06	2,54E-06	1,71E-06	1,93E-06	2,61E-06
	Coherent (cm^2/g)	7,35E-03	1,17E-02	5,62E-04	9,38E-03	5,09E-02	3,20E-02	7,35E-03
	İncoharent (cm^2/g)	1,57E-01	1,55E-01	3,17E-01	1,56E-01	1,47E-01	1,46E-01	1,57E-01
120keV	**Fotoelektrik (cm^2/g)**	4,35E-07	4,17E-07	5,29E-07	4,26E-07	3,15E-07	3,44E-07	3,24E-07
	Coherent (cm^2/g)	2,61E-03	4,22E-03	1,92E-04	3,35E-03	1,91E-02	1,18E-02	1,43E-02
	İncoharent (cm^2/g)	1,41E-01	1,40E-01	2,81E-01	1,40E-01	1,37E-01	1,18E-02	1,32E-01
125 keV	**Fotoelektrik (cm^2/g)**	3,80E-07	3,65E-07	4,61E-07	3,72E-07	2,77E-07	3,01E-07	2,85E-07
	Coherent (cm^2/g)	2,41E-03	3,90E-03	1,77E-04	3,10E-03	1,77E-02	1,09E-02	1,32E-02
	İncoharent (cm^2/g)	1,39E-01	1,39E-01	2,79E-01	1,39E-01	1,35E-01	1,33E-01	1,31E-01
135 keV	**Fotoelektrik (cm^2/g)**	2,95E-07	2,83E-07	3,55E-07	2,89E-07	2,17E-07	2,36E-07	2,23E-07
	Coherent (cm^2/g)	2,07E-03	3,36E-03	1,52E-04	2,67E-03	1,53E-02	9,45E-03	1,14E-02
	İncoharent (cm^2/g)	1,37E-01	1,36E-01	2,73E-01	1,36E-01	1,33E-01	1,30E-01	1,29E-01

3.3. DURDURMA GÜCÜNÜN Z_{EFF} VE Q_E DEĞERLERİNDEN TÜRETİLMESİ

Bu tezde kullanılan durdurma gücü formülünün temelini Bethe ve Bloch tarafından öne sürülen,

$$S = -\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi z^2 e^4}{m_0 v^2} NZ \left[\ln\left(\frac{2m_0 v^2}{\bar{I}} \right) - \ln\left(1 - \frac{v^2}{c^2} \right) - \frac{v^2}{c^2} \right] \tag{3.9}$$

denklemi oluşturmaktadır (Bethe, 1930), (Bloch, 1933). Daha sonra Tsoulfanidis, 3.9 denkleminde yaptığı $r_0 = e^2 / mc^2$, $\beta = V / c$ ve $\gamma = 1/\sqrt{1-\beta^2}$ değişimleri ile bu formülü ağır yüklü parçacıklar için,

$$\frac{dE}{dx} = 4\pi r_0^{\,2} z^2 \frac{mc^2}{\beta^2} NZ \left[\ln\left(\frac{2mc^2}{I} \beta^2\gamma^2 \right) - \beta^2 \right] \tag{3.10}$$

ifadesiyle yeniden ifade etmiştir (Arya,1999). Daha sonra düzenlenen bu formüldeki z, Z ve I değerleri, Güneş ve Ark. daha önce farklı çalışmalarda elde edilen mermi parçacığın efektif yükü, z^*, hedefin efektif atom numarası, Z^* ve hedefin efektif iyonlaşma enerjisi, I^* değerlerini kullanarak Bethe-Bloch denklemini protonlar için,

$$\frac{1}{\rho}\frac{dE}{dx} = 4\pi r_0^{\,2} (z^*)^2 \frac{mc^2}{\beta^2} \frac{N_0}{A} (Z^*) \left[\ln\left(\frac{2mc^2}{(I^*)} \beta^2\gamma^2 \right) - \beta^2 \right] \tag{3.11}$$

ifadesiyle düzenleyerek yeni bir kütle durdurma gücü (Mass Stopping Power, MSP) formülü tanımlanmıştır (Tanır *et al.*, 2015). Burada MSP (S/q) kullanılmasının nedeni hedefin yoğunluğunu değerlendirmeme gereksinimidir. Bu formülde,

$r_0 = 2.818\times10^{-15}\ m$: klasik elektron yarıçapıdır.

mc^2 : elektronun durgun kütle enerjisidir ve değeri 0,511 MeV'dir.

Mc^2 : protonun durgun kütle enerjisidir ve değeri olup 931,5 MeV'dir.

N: hedefin m^3 ü başına atom sayısıdır. ($N = \rho\, N / A$)

A: Hedefin atom ağırlığıdır.

Z: Hedefin atom numarasıdır ve

ρ : Hedefin elektron yoğunluğudur.

z^*, Z^* ve I^* değerlerinin elde edilmesi için aşağıda verilen denklemler sırasıyla (Salvat, Martinez and Mayol, 1985),(Tufan and Gümüş, 2011), (Cabrera-Trujillo *et al.*, 1997), (Ziegler, 1980),(Tufan and Gümüs, 2008) yayınlarından elde edilmiştir.

$$z^* = 1 - \exp(-2200\beta^{1.78}) \tag{3.12}$$

$$Z^* = Z\frac{b^2(3x+b)}{(x+b)^3} \tag{3.13}$$

$$I^* = 2(13,6)\gamma Z C_0^{-3/2} exp(\alpha) \tag{3.14}$$

C_0 =0.6064741718 ve ‘‘b’’ normalizasyon sabitidir.

$$b = \left(\frac{8}{\pi}\right)^{2/3} \tag{3.15}$$

$$a = \frac{b^2}{0,60647}\frac{V_0^2}{V^2}Z^{4/3} \qquad V_0 = 2.42x10^6\ m/s \tag{3.16}$$

$$\beta = \frac{V}{c} \tag{3.17}$$

$$x = -2\left(\frac{b}{3}\right) + \frac{\left(\frac{b}{3}\right)^3}{\left[\frac{a}{2} + \left(\frac{b}{3}\right)^3 + \sqrt{\left(a/2\right)^2 + a\left(b/3\right)^3}\right]^{1/3}} + \left[\frac{a}{2} + \left(\frac{b}{3}\right)^3 + \sqrt{\left(a/2\right)^2 + a\left(b/3\right)^3}\right]^{1/3} \tag{3.18}$$

$$\alpha = \frac{Z}{2Z^*}\Big[x^2\left(x+3b\right)\ln x + x\left(x+b\right)b + x\left(\ln 6-2\right)3b^2 + b^3\left(\ln 6-10/3\right) + \left(3x+b\right)b^2\ln\frac{b^2}{\left(x+b\right)^4} - \left(x+b\right)^3\ln\left(x+b\right)\Big]/\left(x+b\right)^3 \tag{3.19}$$

$$\mathrm{I} = 10,4621\,\gamma\,\mathrm{Z} \tag{3.20}$$

ve γ, 3.20 eşitliğinden bulunabilir.

Bu tez çalışmasında DEBT verilerinden türetilen Z_{eff} değerleri Z^* ,I^* ,a, α ve hesaplamalarında kullanılmıştır. Bunun yanında doku eşdeğeri materyallerin üretici tarafından verilen atom ağırlıkları kullanılarak A değerleri (Tsoulfanidis and Landsberger, 1995),

$$A_x = \sum_i A_i w_i \tag{3.21}$$

formülü ile hesaplanmıştır. I değeri ise 3.22 denklemi ile verilen Bragg additivity kuralıyla hesaplanmıştır (Seltzer and Berger, 1982).

$$\ln\,\mathrm{I}_x = \frac{\sum \frac{w_i z_i}{A_i} x \ln\,\mathrm{I}_i}{\sum \frac{w_i z_i}{A_i}} \tag{3.22}$$

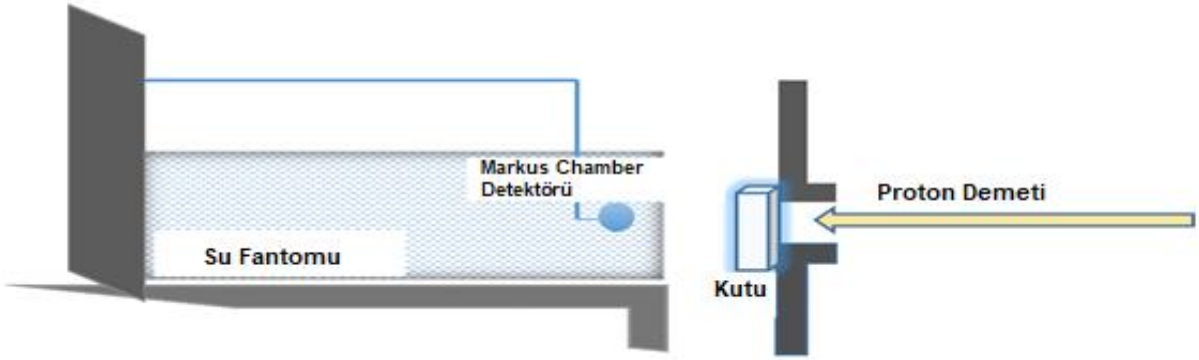
3.4. PROTON DEMETİNİN SU İÇİNDEKİ MENZİL HESABI

3.4.1. Deneysel Menzil Hesabı

Parçacıkların su içindeki menzilinin deneysel çalışması IFJ PAN göz proton terapi odasında AIC_144 Cylotron'un sağladığı 58,7 MeV lik proton demeti kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 3.5: IFJ PAN KRAKOW Göz Terapi Odası (AIC-144 cyclotron 58 MeV proton beam).



Şekil 3.6: Menzil ölçümü şematik gösterimi.

Bragg pikinin konumu ve derin doz dağılımı, su fantomu içinde hareket eden Markus Type iyon odası ile yük miktarı ölçülerek elde edilmiştir. Deneyde ilk olarak su için Bragg piki doğrudan fantom içinde ölçülmüştür. Daha sonra Şekil 3.6' da şematik olarak gösterildiği gibi düzenek hazırlanmıştır. Hazırlanan düzenekte kutu içine yerleştirilecek herhangi bir sıvı örneği sebebiyle proton demetinin su fantomu içinde meydana gelen Bragg Pik konum değişimi belirlenebilir. (Şekil 3.6 da gösterilen kutunun duvarları sebebiyle Bragg Piki konumunda meydana getireceği farklığın, boş kutu ile ölçüm yapılarak hesaplanması ve kutu içine konulacak herhangi bir örneği etkilememesi için bu değerin hesaba katılması gerekir). Farklı materyallerin Bragg pikleri, WER (Water Equivalent Ratio, su eşdeğeri oran) ile hesaplanır.

WER, kullanılan materyal sebebiyle su içindeki menzil değişikliğinin (WET-water equivalent thickness, su eşdeğeri kalınlık) materyalin kalınlığına oranıdır. Bu çalışmada deneysel WER hesaplamaları için aşağıdaki formül türetilmiştir (Zhang and Newhauser, 2009),

$$WER_{Exp} = \frac{R_{w,\%10} - R_{m,\%10}}{l_m} \tag{3.23}$$

Burada; $R_{w,\%10}$, su içinde Bragg pikinin maksimum değerinin %10 una düştüğü noktaya karşılık gelen menzil, $R_{m,\%10}$ materyalin kullanılması ile su içinde Bragg pikinin maksimum değerinin %10 una düştüğü noktaya karşılık gelen menzil ve l_m materyalin kalınlığı olarak ifade edilir ve WER birimsizdir. Bu çalışmada kutu içindeki materyalin duvar kalınlığı ihmal edilebilir bir ölçüde olduğundan dolayı bu hesaplama sadece su için yapılmıştır.

3.4.2. Teorik Sürekli Yavaşlama Yaklaşım (CSDA) Hesabı

Teorik olarak menzil hesabında, CSDA terimi kullanılır. CSDA, duracağı ana kadar sürekli yavaşlayan yüklü bir parçacığın ortalama aldığı yol uzunluğuna çok yakın bir yaklaşımdır. Bu yaklaşımda, yol boyunca her noktada enerji kaybı oranı (toplam durdurma gücünde olduğu gibi) aynı olduğu varsayılmaktadır ve parçacığın yavaşlarken kaybettiği enerjideki dalgalanmaları ihmal edilir (*NIST: Appendix for ESTAR, PSTAR, and ASTAR*, no date).

CSDA'nın hesaplanması için durdurma gücünün enerjiye göre integralinin çözülmesi gerekir. Fakat çok küçük enerji ayrımlarıyla Denklem 3.24'yi kullanarak CSDA'yı hesaplamak mümkündür.

$$R_{CSDA} = 0.5\rho\left[\sum_{i=0}^{N}(E_{i+1} - E_i)/(S_{i+1} + S_i)\right] \tag{3.24}$$

Burada, R_{CSDA}, CSDA yaklaşımı ile bulunan menzili, E_i ve E_{i+1} sırasıyla başlangıç ve bitiş enerjisini, S_i ve S_{i+1} sırasıyla başlangıç ve bitiş durdurma gücünü ve ρ hedefin yoğunluğunu ifade eder. Bu çalışmada enerji aralıkları 0,01 MeV olarak alınmıştır.

3.4.3. Bağıl Fark

Bu çalışmada Denklem 3.11 ile hesaplanan durdurma gücü ve 0.01 farkla alınan enerji değerleri Denklem 3.24 de kullanılarak CSDA menzili teorik olarak hesaplanmıştır. Elde edilen sonuç IFJ PAN'da 58,7 MeV enerjili proton demetinin deneysel ölçülen menzili, SRIM programı ve

NIST veritabanı sonuçları karşılaştırılarak Denklem 3.25 yardımıyla ‘‘Bağıl Fark’’ hesabı yapılmıştır.

$$\text{Bağıl Fark } (\%) = \frac{\left|R_{Teo} - R_{NIST}\right|}{R_{NIST}} x100(\%) \tag{3.25}$$

3.24 denkleminde kullanılan ‘‘NIST’’ alt indisi simgesel bir gösterimdir ve kıyas yapılan sonuca göre EXP, NIST veya SRIM olarak değiştirebilir.

4. BULGULAR

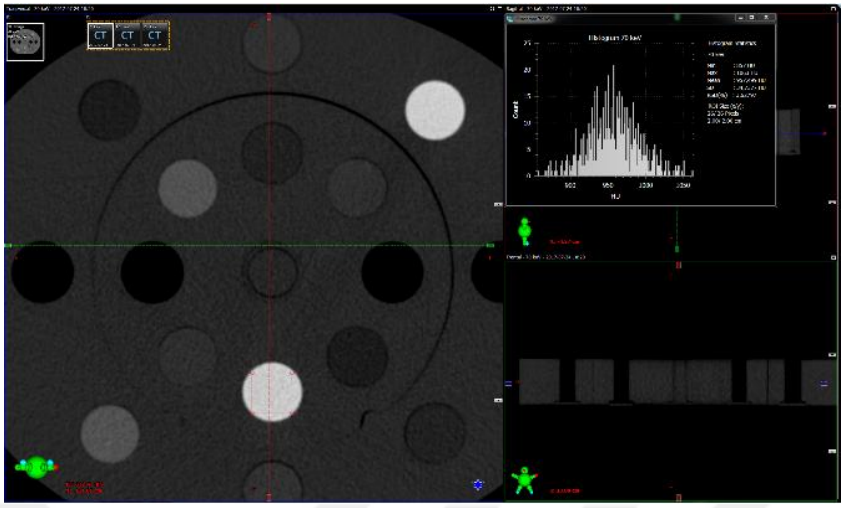
İleri tedavi yöntemleri olarak bilinen proton ve iyon terapisinde sağlıklı dokuların korunarak tümörlü bölgenin tedavi edilmesi geleneksel foton terapiye kıyasla daha başarılıdır. Ancak Bragg piki sebebiyle daha hassas ve daha doğru tedavi planlaması gerekir. Protonun menzil hesaplamaları için gerekli olan, enerjisinin hedef içinde nasıl bir azalmaya uğrayacağı bilgisi, protonun enerjisi ve hedefin karakteriyle ilgilidir (Tsoulfanidis and Landsberger, 1983). Dolayısıyla durdurma gücü hesaplamalarının yapılabilmesi için hedefin Z_{eff} ve ρ_e 'sinin doğru bilgilerine ihtiyaç vardır. DEBT cihazı, iki farklı enerjide hedefi taradığı için Z_{eff} ve ρ_e hesaplamalarında daha kesin bilgiler verir.

Bu çalışmada efektif z, Z ve I değerlerinin kullanımıyla oluşturulan Denklem 3.11 'de, DEBT metoduyla deneysel olarak elde edilen HU değerlerinden türetilen Z değerleri kullanılarak, 1 MeV ile 230 MeV arasındaki enerjilerde MSP hesaplamaları yapılmıştır. DEBT metodu kullanımında daha iyi sonuçlar elde edebilmek için, taramada 69,70,120,125 ve 135 keV'luk 5 farklı monokromatik (tek renkli) X-ışını enerjisinden, 10 farklı enerji çifti oluşturulmuştur. Elde edilen durdurma gücü sonuçları SRIM programı sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Birbirine çok yakın sonuçlar elde edilse de protonun sudaki durdurma gücü sonuçlarının SRIM programı sonuçlarına en yakın olmasını sağlayan DEBT enerji çifti, 70-120 keV X-ışını çifti olarak belirlenmiştir.

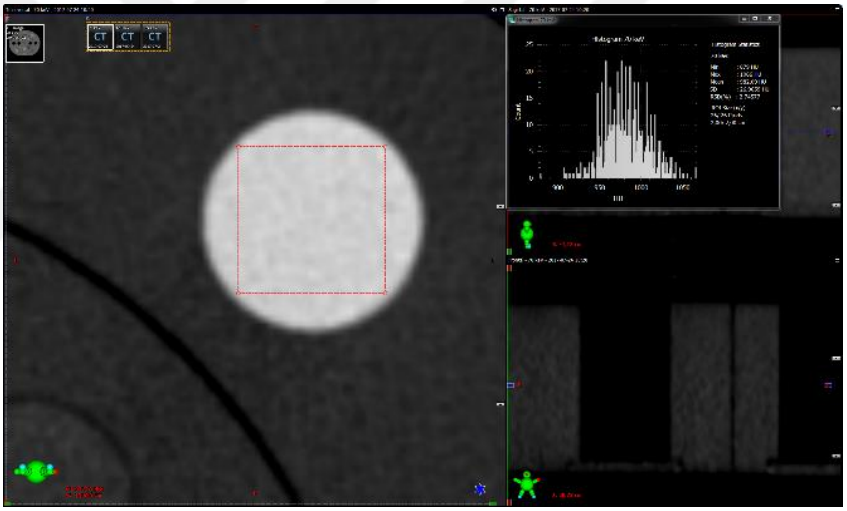
Ayrıca 70-120 keV enerji çiftinden elde edilen Z_{eff} sonuçları kullanılarak 58.7 MeV enerjisindeki proton demetinin su içindeki menzili hesaplanmış, IFJ PAN'da yapılan deneysel ölçüm ve NIST veritabanı sonuçları ile karşılaştırma yapılarak bağıl fark hesaplanmıştır.

4.1. HOUNSFİELD UNİT (HU) VE STANDART SAPMA DEĞERLERİ

SOMATOM DEFINIATION AS 20 Siemens DEBT tarayıcı tarafından hasta masasına yerleştirilen 062 M model fantomun taranması sonucu, kumanda odasında bulunan monitörlerden görüntüler elde edilmiştir. Elde edilen görüntülerden 9 farklı doku eşdeğeri materyalin 5 farklı monokromatik X-ışını enerjisinde HU ve SD değerleri alınmıştır.



Şekil 4.1: Taranan fantomun 70 keV enerjideki normal görüntüsü.



Şekil 4.2: Taranan fantomun 70 keV enerjideki büyütülmüş görüntüsü.

062 M model fantomun taranması sonucu Şekil 4.1 ve Şekil 4.2 de ki ekran görüntülerinde iç diskte bir ve dış çemberde bir olmak üzere iki farklı konuma yerleştirilen ve açık beyaz renk ile görünen kortikal kemik dokuya ait doku eşdeğeri materyallerin HU ve SD değerleri alınmıştır. HU ve SD nin değerlendirilmesinde iç diskten ve dış çemberden alınan değerlerin ortalaması kullanılmıştır.

HU değerlerinin elde edilmesinde 80 kVp ve 140 kVp protokoleri birlikte kullanılmış, akım değeri 400 mAs, kesit kalınlığı 1.5 mm olarak alınmıştır. Kesit kalınlığının klinik kullanımdaki kalınlıklardan daha ince seçilmesi kısmi hacim artefaktlarını azaltmak içindir (Nora, 2014). Monokromatik X-ışını enerjisinin kullanılmasıyla BT görüntü artefaklarından olan beam

hardening etki azaltılmıştır (Torikoshi *et al.*, 2003). Ayrıca gürültünün azaltılması ve görüntü kalitesinin artırılması için, tüm HU verileri SAFIRE algoritması kullanılarak elde edilmiştir (Kretschmer *et al.*, 2013) [5].

Tablo 4.1: 69 keV X-ışını demeti için alınan normal ve SAFİRE algoritmalı HU ve SD değerleri

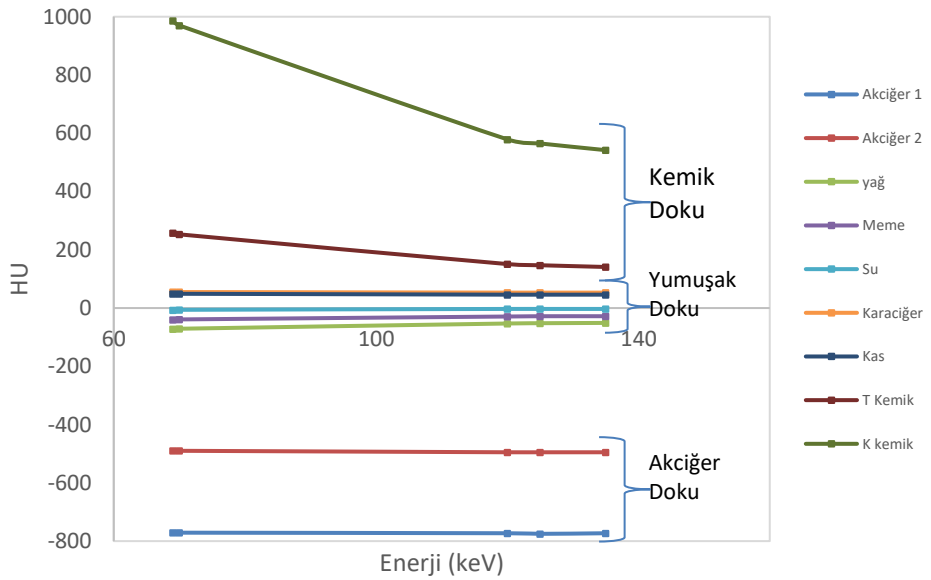
	Normal		**SAFIRE**	
	HU	**σ**	**HU**	**σ**
Akciğer 1	-779	22	-771	12
Akciğer 2	-495	21	-490	11
Yağ	-72	21	-72	10
Meme	-39	21	-40	11
Su	-3	24	-7	15
Karaciğer	58	22	55	12
Kas	52	21	49	11
T Kemik	263	24	258	12
K Kemik	993	31	986	17

Tablo 4.1 de ‘‘σ’’ işareti standart sapmayı ifade etmek için kullanılmıştır. Tabloda SAFIRE algoritmasının SD değerini düşürdüğü görülmektedir. 69 keV için yapılan bu değerlendirmeden yola çıkarak diğer tüm enerjilerde SAFİRE algoritması kullanılarak elde edilen HU değerleri kullanılmıştır. Ayrıca hem normal hem de SAFIR li değerler birlikte dikkate alındığında SD si en büyük olan doku eşdeğeri materyal, kortikal kemiği temsil eden doku eşdeğeri materyale ait olduğu görülmektedir. Fakat kortikal kemik haricinde, diğer dokuları temsil eden doku eşdeğeri materyallerin SD değerlerinin küçük farklılıklarla birbirine benzediği görülmektedir.

[5] SAFIRE algoritması HU değer doğruluğunu etkilemez.

Tablo 4.2: Farklı enerjilerdeki X-ışını demetleri için alınan HU ve SD değerleri

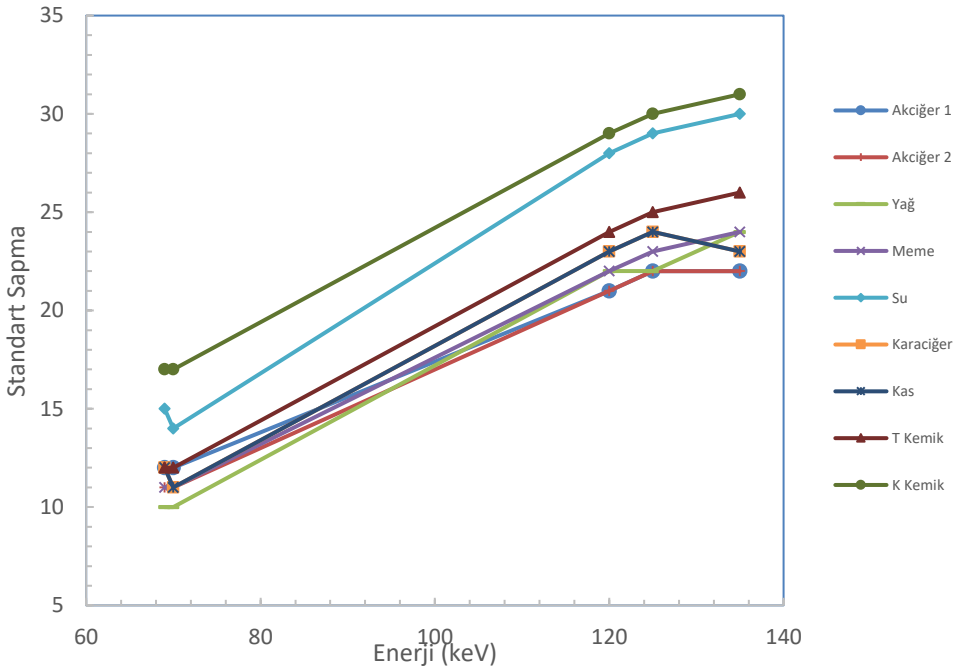
	69 keV		70 keV		120 keV		125 keV		135 keV	
	HU	**σ**	**HU**	**σ**	**HU**	**σ**	**HU**	**σ**	**HU**	**σ**
Akciğer 1	-771	12	-771	12	-773	21	-775	22	-773	22
Akciğer 2	-490	11	-490	11	-495	21	-495	22	-495	22
Yağ	-72	10	-71	10	-53	22	-52	22	-51	24
Meme	-40	11	-39	11	-29	22	-28	23	-28	24
Su	-7	15	-6	14	-3	28	-3	29	-3	30
Karaciğer	55	12	55	11	53	23	53	24	53	23
Kas	49	11	49	10	46	21	46	22	46	23
T Kemik	258	12	253	12	151	24	147	25	141	26
K Kemik	986	17	970	17	579	29	565	30	542	31



Şekil 4.3: Farklı dokuları temsil eden doku eşdeğeri materyallerin HU grafiği.

Çeşitli dokuları temsil eden doku eşdeğeri materyallerin HU değerleri 69,70,120,125 ve 135 keV enerjileri için elde edilmiştir. Şekil 4.3 verilerine göre Akciğer 1, Akciğer 2 doku eşdeğeri materyalleri akciğer dokusu, Yağ, Meme, Su, Karaciğer ve Kas doku eşdeğeri materyalleri yumuşak doku ve T kemik, K kemik doku eşdeğeri materyalleri kemik dokusu olarak 3 grup

altında birleştirilmişlerdir. Şekildeki verilere göre akciğer ve yumuşak dokulara ait doku eşdeğeri materyalerin HU değerleri enerjiye göre sabit değerler vermektedir. Ancak yüksek atom numarası sebebiyle kemik dokuya ait doku eşdeğeri materyalin HU değerleri enerjiye bağlılık göstermektedir (Kretschmer *et al.*, 2013).



Şekil 4.4: Farklı dokuları temsil eden doku eşdeğeri materyallerin SD grafiği.

SD olarak adlandırılan gürültü oranı, görüntü kalitesi ve hedefin belirlemesinde gerekli olduğundan dolayı radyoterapi planlamada büyük öneme sahiptir. Sekil 4.4 de görüldüğü gibi tüm doku eşdeğeri materyallerde SD nin en düşük olduğu enerji 70 keV olarak görülmektedir. Bu enerjiden daha büyük enerjilerde neredeyse tüm doku eşdeğeri materyaller için SD değeri enerji ile orantılı artışa sahiptir. Ancak karaciğer dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin 135 keV de SD değerinin düştüğü görülmektedir.

4.2. EFEKTİF ATOM NUMARASI (Z_{EFF}) SONUÇLARI

Doku eşdeğeri materyallerin taranması sonucu 5 farklı X-ışını enerjisi kullanılarak elde edilen 69-70 keV, 69-120 keV, 69-125 keV, 69-135 keV, 70-120 keV, 70-125 keV, 70-135 keV, 120-125 keV,120-135 keV ve 125-135 keV enerji çiftlerinin HU değerleri, doku eşdeğeri materyalleri oluşturan atomların ağırlık fonksiyonları ve Tablo 3.1 de verilen azaltma katsayıları Denklem 3.6 da kullanılarak doku eşdeğeri materyallerin Z değerleri bulunmuştur.

Tablo 4.3: Farklı enerjilerdeki X-ışını demet çiftlerinin türetilen Z_{eff} değerleri

	Teorik	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
Akciğer 1	7,16	7,22	8,25	8,49	8,10	8,30	8,54	8,14	12,81	3,86	11,20
Akciğer 2	7,92	8,43	8,23	8,24	8,23	8,22	8,23	8,22	8,60	8,20	7,92
Yağ	6,70	7,12	6,85	6,85	6,82	6,83	6,83	6,81	6,81	6,37	6,04
Meme	7,19	7,27	7,33	7,35	7,34	7,34	7,35	7,34	7,76	7,40	7,15
Su	7,73	7,34	7,57	7,57	7,56	7,58	7,57	7,57	7,43	7,39	7,36
Karaciğer	7,99	7,69	7,88	7,89	7,88	7,89	7,90	7,89	8,22	7,95	7,76
Kas	7,98	7,82	7,91	7,93	7,93	7,92	7,93	7,95	8,41	8,23	8,17
T Kemik	10,81	10,18	10,30	10,31	10,33	10,30	10,32	10,34	10,78	10,73	10,70
K Kemik	14,56	12,02	12,82	12,84	12,87	12,85	12,87	12,90	13,37	13,41	13,43

Tablo 4.3 de teorik olarak verilen değerler Denklem 3.8 ile hesaplanan değerlerdir. Tabloda verilen sonuçları incelendiğinde Z_{eff} değerleri 3,86 ile 12,81 arasında değişen Akciğer 1 doku eşdeğeri materyali, sırasıyla 120-135 keV ile 120-125 keV enerjili X-ışını demet çiftlerinden türetilen Z_{eff} değerlerinde büyük dalgalanma göstermiştir. 69-70 keV enerjili X-ışını demet çiftine ait Z_{eff} değeri Denklem 3.8 ile hesaplanan değere en yakın sonuç olarak görülmektedir.

Akciğer 2 nin farklı enerji çiftlerinde elde edilen sonuçlarına bakıldığında küçük farklılıklarda birbirlerine yakın sonuçlar elde edildiği görülmektedir ve 125-135 keV enerjili X-ışını demet çiftine ait sonucun Denklem 3.8 ile hesaplanan değere tam uyumlu olduğu görülmektedir.

Yumuşak doku olarak nitelendirilen yağ, meme, karaciğer ve kas dokularına ait doku eşdeğeri materyallerin sonuçları incelendiğinde tüm enerji çiftlerine ait sonuçların küçük farklılıklarla birbirleriyle ve Denklem 3.8 ile hesaplanan değerlerle benzediği görülmektedir. Yağ dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için Denklem 3.8 ile hesaplanan değere en yakın sonucu 70-135 keV ve 120-125 keV enerjili X-ışını demet çiftlerinin, Meme dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için Denklem 3.8 ile hesaplanan değere en yakın sonucu 125-135 keV enerjili X-ışını demet çiftinin, Karaciğer dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için Denklem 3.8 ile hesaplanan değere

en yakın sonucu 120-135 keV enerjili X-ışını demet çiftinin ve Kas dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için Denklem 3.8 ile hesaplanan değere en yakın sonucu 70-135 keV enerjili X-ışını demet çiftinin verdiği görülmektedir.

Su için elde edilen Z_{eff} değerleri incelendiğinde, yumuşak dokulara ait doku eşdeğeri materyallerde olduğu gibi tüm enerji çiftlerine ait sonuçların küçük farklılıklarla birbirleriyle benzediği ve Denklem 3.8 ile hesaplanan değere en yakın sonucu veren X-ışını demet çiftinin 70-120 keV enerjili olduğu görülmektedir.

Trabeküler kemiğe ait doku eşdeğeri materyali ifade eden T Kemik in sonuçları, su ve yumuşak dokuları temsil eden doku eşdeğeri materyallere ait sonuçlara benzer şekilde, tüm enerji çiftlerinde küçük farklılıklarla birbirlerine ve Denklem 3.8 ile hesaplanan değere yakın sonuçlar verdiği görülmektedir. 120-125 keV enerjili X-ışını demet çiftinde alınan Z_{eff} değeri Denklem 3.8 ile hesaplanan değere en yakın sonuç olarak görülmektedir.

Kortikal kemiğe ait doku eşdeğeri materyali ifade eden K Kemik in sonuçları incelendiğinde farklı enerji çiftlerine ait sonuçların birbirleriyle uyumlarında dalgalanmalar olduğu görülmektedir. Örneğin Tablo 4.3 e göre 69-70 keV enerjili X-ışını demet çiftinden elde edilen Z_{eff} değeri 12,02 iken 125-135 keV enerjili X-ışını demet çiftinde elde edilen Z_{eff} değeri 13,43 dür ve bu değer Denklem 3.8 ile hesaplanan değere en yakın sonuç olarak görülmektedir.

Şekil 4. 4 den alınan sonuçlara göre en düşük SD değerlerinin tüm doku eşdeğeri materyaller için 70 keV enerjili X-ışını demeti olduğu yukarıda belirtilmişti. Tablo 4.3 incelendiğinde ise 70 keV enerjili X-ışını demetinin diğer farklı enerjilerlerdeki X-ışını demetleri ile yapmış olduğu tüm enerji çiftlenimi sonuçlarının Denklem 3.8 ile hesaplanan değere çok aykırı olmadığı görülmektedir.

4.3. ELEKTRON YOĞUNLUĞU (Q_E) SONUÇLARI

DEBT taraması sonucu farklı enerji çiftleri için elde edilen HU değerleri Denklem 3.5 de kullanılarak doku eşdeğeri materyallerin toplam azaltma katsayıları (μ_x) elde edilmiştir. Doku eşdeğeri materyaller için elde edilen bu azaltma katsayıları, Denklem 3.6 dan elde edilen Z^4 değerleri ve NIST den elde edilen $F(E_{k,i},Z)$ ile $G(E_{k,i},Z)$ değerleri Denklem 3.7 de kullanılarak

q_e değerleri türetilmiştir. Elde edilen değerler üretici firma tarafından verilen sonuçlar ile karşılaştırılıp değerlendirilmiştir.

Tablo 4.4: Farklı enerjilerdeki X-ışını demet çiftlerinin türetilen q_e değerleri

	69-70 keV	**69-120 keV**	**69-125 keV**	**69-135 keV**	**70-120 keV**	**70-125 keV**	**70-135 keV**	**120-125 keV**	**120-135 keV**	**125-135 keV**	**Üretici Verileri**
Akciğer 1	0,24	0,23	0,23	0,23	0,23	0,23	0,23	0,22	0,23	0,23	0,20
Akciğer 2	0,51	0,51	0,51	0,51	0,51	0,51	0,51	0,51	0,51	0,51	0,51
Yağ	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,96
Meme	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,99
Karaciğer	1,07	1,06	1,06	1,06	1,06	1,06	1,06	1,06	1,06	1,06	1,07
Kas	1,06	1,05	1,05	1,05	1,05	1,05	1,05	1,05	1,05	1,05	1,06
T Kemik	1,16	1,15	1,15	1,15	1,15	1,15	1,15	1,14	1,14	1,14	1,16
K Kemik	1,62	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	1,51	1,50	1,50	1,53

Tablo 4.4 verilerine göre farklı X-ışını enerji çiftleri için Akciğer 1 dokusuna ait doku eşdeğeri materyalin elektron yoğunluk değerleri birbirlerinden çok farklı olmamalarının yanı sıra üretici firma tarafından verilen değere göre farklılık göstermektedir.

Akciğer 2 dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için tüm enerji çiftlerinde elde edilen q_e değerlerinin ve üretici firma tarafından verilen değerin birbirleriyle tam uyum içinde oldukları görülmektedir.

Yağ dokusuna ait doku eşdeğeri materyalin tüm enerji çiftlerinde aynı q_e değerini verdiği ve bu değerin üretici firma tarafından verilen değere çok yakın olduğu görülmektedir.

Meme dokusuna ait doku eşdeğeri materyalin tüm enerji çiftlerinde aynı q_e değerini verdiği ve bu değerin üretici firma tarafından verilen değere çok yakın olduğu görülmektedir.

Karaciğer dokusuna ait doku eşdeğeri materyalin tüm enerji çiftlerinde elde edilen q_e değerlerinin birbirleriyle uyum içinde olduğu ve 69-70 keV enerjili X-ışını demet çiftinden elde edilen değerin üretici firma tarafından verilen değere tam uyumlu olduğu görülmektedir.

Kas dokusuna ait doku eşdeğeri materyalin tüm enerji çiftlerinde elde edilen q_e değerlerinin birbirleriyle uyum içinde olduğu ve 69-70 keV enerjili X-ışını demet çiftinden elde edilen değerin üretici firma tarafından verilen değere tam uyumlu olduğu görülmektedir.

Karaciğer ve Kas dokusunda olduğu gibi T kemik dokusuna ait doku eşdeğeri materyalin tüm enerji çiftlerinde elde edilen q_e değerlerinin birbirleriyle uyum içinde olduğu ve 69-70 keV enerjili X-ışını demet çiftinden elde edilen değerin üretici firma tarafından verilen değere tam uyumlu olduğu görülmektedir.

K Kemik dokusuna ait doku eşdeğeri materyalin 69-70 keV enerjili X-ışını demet çiftinden elde edilen q_e değerinin diğer enerji çiftlerinden elde edilen değerlerden ve üretici firma tarafından verilen değerden farklılığı görülmektedir. Diğer enerji çiftlerine ait q_e değerlerinin ise birbirleriyle ve üretici firma verileriyle küçük farklılıklar dışında uyum içinde olduğu görülmektedir.

Genel olarak tüm doku tipleri incelendiğinde türetilen q_e değerlerinin farklı enerji değerlerine sahip X-ışını demetlerinde benzer sonuçlar verdiği görülmektedir.

4.4. KÜTLE DURDURMA GÜCÜ (MSP) SONUÇLARI

MSP nin hesaplanması için hedefin atom ağırlığı, iyonlaşma enerjisi ve efektif atom numarası değerlerine ihtiyaç vardır. Bu çalışmada hedefin atom ağırlığı Denklem 3.21 ile iyonlaşma enerjisi ise Denklem 3.22 ile hesaplanmıştır. Doku eşdeğeri materyallerin hem atom numarası hem de iyonlaşma enerjisinin hesaplanmasında gerekli olan atom ağırlığı fonksiyonları üretici firma tarafından verilmiştir. DEBT taraması sonucu elde edilen HU değerleri kullanılarak Denklem 3.66 dan türetilen Z_{eff} değerleri 3.13, 3.14, 3.16, 3.19 ve 3.20 denklemlerinde MSP hesaplanmasında kullanılmıştır.

Tablo 4.5: Doku eşdeğeri materyallerin atom ağırlıkları ve iyonlaşma enerjileri

	A	I (eV)
Akciğer 1	12,23	65,23
Akciğer 2	12,51	65,71
Yağ	11,73	62,64
Meme	11,96	63,60
Su	14,32	69,00
Karaciğer	12,37	65,18
Kas	12,36	65,00
T Kemik	15,24	74,71
K Kemik	19,40	87,60

Bu çalışmada MSP, Tablo 4.5 verileri ve farklı X-ışını enerji çiftlerinden elde edilen Z_{eff} değerlerinin Denklem 3.11 de kullanılmasıyla 9 farklı doku eşdeğeri materyal için 1 MeV den 230 MeV e kadar hesaplanmıştır. Tablo 4.6 de bu hesaplamanın bazı sonuçları gösterilmiştir. Su için yapılan menzil hesabında IFJ PAN da 58.7 MeV lik proton demeti kullanılması nedeniyle bu değer tabloda gösterilmiştir. Ayrıca tüm vücut proton terapi enerji aralığı 70 MeV den başladığı için ve CCB de kullanılan Proteus hızlandırıcıdan elde edilen proton demetinin maksimum enerjisi 230 MeV olduğu için bu değerlere ait sonuçlar tabloda gösterilmiştir. Protonun 1 MeV den 200 MeV e kadar elde edilen MSP sonuçları ise EKLER bölümünde gösterilmiştir. 9 farklı doku temsili olarak kullanılan doku eşdeğeri materyallerin atomik içerikleri ve ağırlık fonksiyonları kendilerine özgüdür ve SP sonuçları SRIM programından elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Tablo 4.6: Doku eşdeğeri materyallerin MSP sonuçları

			69-70 keV		69-120 keV		69-125 keV		69-135 keV		70-120 keV	
	E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
	58,70	7,30	11,83	20,52	13,51	38,56	13,90	43,56	13,27	35,64	13,58	39,44
	70,00	6,37	10,30	15,44	11,77	29,16	12,11	32,95	11,56	26,94	11,84	29,92
	100,00	4,87	7,85	8,88	8,97	16,81	9,23	19,01	8,81	15,52	9,02	17,22
	150,00	3,64	5,86	4,93	6,70	9,36	6,89	10,56	6,58	8,64	6,73	9,55
	200,00	3,01	4,84	3,35	5,52	6,30	5,68	7,13	5,42	5,81	5,55	6,45
	230,00	2,76	4,43	2,79	5,06	5,29	5,21	6,00	4,97	4,88	5,09	5,43
Akciğer 1			**70-125 keV**		**70-135 keV**		**120-125 keV**		**120-135 keV**		**125-135 keV**	
	E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
	58,70	7,30	13,99	44,76	13,33	36,36	20,97	186,87	6,32	0,96	18,35	122,10
	70,00	6,37	12,19	33,87	11,61	27,46	18,27	141,61	5,50	0,76	15,98	92,35
	100,00	4,87	9,29	19,54	8,85	15,84	13,92	81,90	4,19	0,46	12,18	53,44
	150,00	3,64	6,93	10,82	6,61	8,82	10,40	45,70	3,13	0,26	9,09	29,70
	200,00	3,01	5,72	7,34	5,45	5,95	8,58	31,02	2,58	0,18	7,50	20,16
	230,00	2,76	5,24	6,15	4,99	4,97	7,85	25,91	2,37	0,15	6,87	16,89

			69-70 keV		69-120 keV		69-125 keV		69-135 keV		70-120 keV	
	E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
	58,70	10,73	13,48	7,56	13,16	5,90	13,18	6,00	13,16	5,90	13,14	5,81
	70,00	9,36	11,74	5,66	11,47	4,45	11,48	4,49	11,46	4,41	11,45	4,37
	100,00	7,17	8,95	3,17	8,74	2,46	8,75	2,50	8,74	2,46	8,73	2,43
	150,00	5,37	6,68	1,72	6,52	1,32	6,53	1,35	6,52	1,32	6,51	1,30
	200,00	4,44	5,51	1,14	5,38	0,88	5,39	0,90	5,38	0,88	5,37	0,86
	230,00	4,08	5,05	0,94	4,93	0,72	4,93	0,72	4,93	0,72	4,92	0,71
Akciğer 2			**70-125 keV**		**70-135 keV**		**120-125 keV**		**120-135 keV**		**125-135 keV**	
	E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
	58,70	10,73	13,16	5,90	13,14	5,81	13,75	9,12	13,12	5,71	12,66	3,72
	70,00	9,36	11,47	4,45	11,45	4,37	11,98	6,86	11,43	4,28	11,03	2,79
	100,00	7,17	8,74	2,46	8,72	2,40	9,13	3,84	8,71	2,37	8,41	1,54
	150,00	5,37	6,52	1,32	6,51	1,30	6,82	2,10	6,50	1,28	6,28	0,83
	200,00	4,44	5,38	0,88	5,37	0,86	5,62	1,39	5,36	0,85	5,18	0,55
	230,00	4,08	4,93	0,72	4,92	0,71	5,15	1,14	4,91	0,69	4,74	0,44

			69-70 keV		69-120 keV		69-125 keV		69-135 keV		70-120 keV	
	E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
	58,70	10,73	12,22	2,22	11,76	1,06	11,75	1,04	11,71	0,96	11,73	1,00
	70,00	9,36	10,65	1,66	10,24	0,77	10,24	0,77	10,20	0,71	10,22	0,74
	100,00	7,17	8,11	0,88	7,80	0,40	7,80	0,40	7,77	0,36	7,78	0,37
	150,00	5,37	6,05	0,46	5,82	0,20	5,82	0,20	5,80	0,18	5,81	0,19
	200,00	4,44	4,99	0,30	4,80	0,13	4,80	0,13	4,78	0,12	4,79	0,12
	230,00	4,08	4,57	0,24	4,40	0,10	4,40	0,10	4,38	0,09	4,39	0,10
Yağ			**70-125 keV**		**70-135 keV**		**120-125 keV**		**120-135 keV**		**125-135 keV**	
	E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
	58,70	10,73	11,73	1,00	11,68	0,90	11,69	0,92	10,93	0,04	10,36	0,14
	70,00	9,36	10,22	0,74	10,18	0,67	10,18	0,67	9,52	0,03	9,03	0,11
	100,00	7,17	7,78	0,37	7,75	0,34	7,76	0,35	7,26	0,01	6,88	0,08
	150,00	5,37	5,81	0,19	5,79	0,18	5,79	0,18	5,42	0,00	5,13	0,06
	200,00	4,44	4,79	0,12	4,77	0,11	4,77	0,11	4,47	0,00	4,23	0,04
	230,00	4,08	4,39	0,10	4,37	0,08	4,37	0,08	4,09	0,00	3,88	0,04

			69-70 keV		69-120 keV		69-125 keV		69-135 keV		70-120 keV	
	E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
	58,70	10,74	12,22	2,19	12,32	2,50	12,34	2,56	12,33	2,53	12,33	2,53
	70,00	9,37	10,64	1,61	10,74	1,88	10,75	1,90	10,74	1,88	10,74	1,88
	100,00	7,17	8,11	0,88	8,18	1,02	8,19	1,04	8,18	1,02	8,18	1,02
	150,00	5,38	6,05	0,45	6,11	0,53	6,12	0,55	6,11	0,53	6,11	0,53
	200,00	4,45	4,99	0,29	5,04	0,35	5,04	0,35	5,04	0,35	5,04	0,35
	230,00	4,13	4,57	0,19	4,61	0,23	4,62	0,24	4,61	0,23	4,61	0,23
Meme			**70-125 keV**		**70-135 keV**		**120-125 keV**		**120-135 keV**		**125-135 keV**	
	E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
	58,70	10,74	12,35	2,59	12,34	2,56	13,04	5,29	12,44	2,89	12,01	1,61
	70,00	9,37	10,76	1,93	10,75	1,90	11,36	3,96	10,84	2,16	10,46	1,19
	100,00	7,17	8,20	1,06	8,19	1,04	8,65	2,19	8,26	1,19	7,97	0,64
	150,00	5,38	6,12	0,55	6,11	0,53	6,46	1,17	6,16	0,61	5,95	0,32
	200,00	4,45	5,05	0,36	5,04	0,35	5,33	0,77	5,08	0,40	4,91	0,21
	230,00	4,13	4,62	0,24	4,62	0,24	4,88	0,56	4,65	0,27	4,49	0,13

Tablo 4.6 (devam): Doku eşdeğeri materyallerin MSP sonuçları

Su

		69-70 keV		69-120 keV		69-125 keV		69-135 keV		70-120 keV	
E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
58,70	11,12	10,27	0,72	10,51	0,37	10,50	0,38	10,49	0,63	10,52	0,36
70,00	9,67	8,95	0,52	9,15	0,27	9,15	0,27	9,14	0,53	9,17	0,25
100,00	7,37	6,82	0,30	6,98	0,15	6,97	0,16	6,97	0,40	6,99	0,14
150,00	5,50	5,09	0,17	5,21	0,08	5,21	0,08	5,20	0,30	5,22	0,08
200,00	4,54	4,20	0,12	4,30	0,06	4,30	0,06	4,29	0,25	4,30	0,06
230,00	4,16	3,85	0,10	3,94	0,05	3,94	0,05	3,93	0,23	3,94	0,05

		70-125 keV		70-135 keV		120-125 keV		120-135 keV		125-135 keV	
E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
58,70	11,12	10,51	0,37	10,50	0,38	10,32	0,64	10,25	0,76	10,21	0,83
70,00	9,67	9,16	0,26	9,15	0,27	8,99	0,46	8,94	0,53	8,90	0,59
100,00	7,37	6,98	0,15	6,97	0,16	6,85	0,27	6,81	0,31	6,78	0,35
150,00	5,50	5,21	0,08	5,21	0,08	5,12	0,14	5,09	0,17	5,07	0,18
200,00	4,54	4,30	0,06	4,30	0,06	4,22	0,10	4,20	0,12	4,18	0,13
230,00	4,16	3,94	0,05	3,94	0,05	3,87	0,08	3,84	0,10	3,83	0,11

Karaciğer

		69-70 keV		69-120 keV		69-125 keV		69-135 keV		70-120 keV	
E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
58,70	10,74	12,45	2,92	12,75	4,04	12,77	4,12	12,76	4,08	12,77	4,12
70,00	9,37	10,85	2,19	11,11	3,03	11,12	3,06	11,12	3,06	11,12	3,06
100,00	7,17	8,27	1,21	8,46	1,66	8,47	1,69	8,47	1,69	8,47	1,69
150,00	5,38	6,17	0,62	6,32	0,88	6,33	0,90	6,32	0,88	6,33	0,90
200,00	4,45	5,09	0,41	5,21	0,58	5,22	0,59	5,22	0,59	5,22	0,59
230,00	4,08	4,66	0,34	4,77	0,48	4,78	0,49	4,78	0,49	4,78	0,49

		70-125 keV		70-135 keV		120-125 keV		120-135 keV		125-135 keV	
E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
58,70	10,74	12,78	4,16	12,77	4,12	13,31	6,60	12,86	4,49	12,56	3,31
70,00	9,37	11,14	3,13	11,13	3,10	11,59	4,93	11,21	3,39	10,94	2,47
100,00	7,17	8,49	1,74	8,48	1,72	8,83	2,76	8,54	1,88	8,34	1,37
150,00	5,38	6,34	0,92	6,33	0,90	6,60	1,49	6,38	1,00	6,22	0,71
200,00	4,45	5,23	0,61	5,22	0,59	5,44	0,98	5,26	0,66	5,13	0,46
230,00	4,08	4,79	0,50	4,78	0,49	4,98	0,81	4,82	0,55	4,70	0,38

Kas

		69-70 keV		69-120 keV		69-125 keV		69-135 keV		70-120 keV	
E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
58,70	10,73	12,67	3,76	12,83	4,41	12,85	4,49	12,87	4,58	12,84	4,45
70,00	9,36	11,04	2,82	11,18	3,31	11,20	3,39	11,21	3,42	11,18	3,31
100,00	7,17	8,41	1,54	8,52	1,82	8,53	1,85	8,54	1,88	8,52	1,82
150,00	5,37	6,28	0,83	6,36	0,98	6,37	1,00	6,38	1,02	6,36	0,98
200,00	4,44	5,18	0,55	5,24	0,64	5,25	0,66	5,26	0,67	5,25	0,66
230,00	4,08	4,74	0,44	4,80	0,52	4,81	0,53	4,82	0,55	4,81	0,53

		70-125 keV		70-135 keV		120-125 keV		120-135 keV		125-135 keV	
E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
58,70	10,73	12,86	4,54	12,88	4,62	13,63	8,41	13,35	6,86	13,24	6,30
70,00	9,36	11,20	3,39	11,22	3,46	11,88	6,35	11,63	5,15	11,53	4,71
100,00	7,17	8,54	1,88	8,55	1,90	9,05	3,53	8,86	2,86	8,79	2,62
150,00	5,37	6,37	1,00	6,38	1,02	6,76	1,93	6,61	1,54	6,56	1,42
200,00	4,44	5,26	0,67	5,26	0,67	5,57	1,28	5,46	1,04	5,41	0,94
230,00	4,08	4,81	0,53	4,82	0,55	5,10	1,04	5,00	0,85	4,96	0,77

T Kemik

		69-70 keV		69-120 keV		69-125 keV		69-135 keV		70-120 keV	
E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
58,70	13,36	13,14	0,05	13,28	0,01	13,30	0,00	13,33	0,00	13,29	0,00
70,00	11,66	11,45	0,04	11,58	0,01	11,59	0,00	11,61	0,00	11,58	0,01
100,00	8,93	8,73	0,04	8,83	0,01	8,84	0,01	8,86	0,00	8,83	0,01
150,00	6,69	6,52	0,03	6,60	0,01	6,61	0,01	6,62	0,00	6,60	0,01
200,00	5,54	5,38	0,03	5,44	0,01	5,45	0,01	5,46	0,01	5,45	0,01
230,00	5,08	4,93	0,02	4,99	0,01	4,99	0,01	5,00	0,01	4,99	0,01

		70-125 keV		70-135 keV		120-125 keV		120-135 keV		125-135 keV	
E	**SRIM**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
58,70	13,36	13,31	0,00	13,33	0,00	13,90	0,29	13,84	0,23	13,81	0,20
70,00	11,66	11,60	0,00	11,62	0,00	12,11	0,20	12,07	0,17	12,03	0,14
100,00	8,93	8,85	0,01	8,86	0,00	9,24	0,10	9,20	0,07	9,18	0,06
150,00	6,69	6,61	0,01	6,62	0,00	6,90	0,04	6,87	0,03	6,86	0,03
200,00	5,54	5,45	0,01	5,46	0,01	5,70	0,03	5,67	0,02	5,66	0,01
230,00	5,08	5,00	0,01	5,01	0,00	5,22	0,02	5,20	0,01	5,18	0,01

Tablo 4.6 (devam): Doku eşdeğeri materyallerin MSP[6] sonuçları

			69-70 keV		69-120 keV		69-125 keV		69-135 keV		70-120 keV	
	E	**SRIM S**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
	58,70	24,27	11,92	152,52	12,71	133,6	12,73	133,1	12,76	132,48	12,74	132,94
	70,00	21,24	10,39	117,72	11,08	103,2	11,10	102,8	11,13	102,21	11,11	102,62
	100,00	16,33	7,93	70,56	8,46	61,94	8,47	61,78	8,49	61,47	8,48	61,62
	150,00	12,30	5,93	40,58	6,33	35,64	6,34	35,52	6,35	35,40	6,34	35,52
	200,00	10,20	4,90	28,09	5,22	24,80	5,23	24,70	5,24	24,60	5,24	24,60
	230,00	9,37	4,49	23,81	4,79	20,98	4,79	20,98	4,81	20,79	4,80	20,88
K Kemik			**70-125 keV**		**70-135 keV**		**120-125 keV**		**120-135 keV**		**125-135 keV**	
	E	**SRIM S**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**	**S**	**δ**
	58,70	24,27	12,76	132,48	13,33	119,6	13,25	121,4	13,29	120,56	13,32	119,90
	70,00	21,24	11,13	102,21	11,62	92,54	11,56	93,70	11,59	93,12	11,61	92,74
	100,00	16,33	8,49	61,47	8,86	55,80	8,82	56,40	8,85	55,95	8,86	55,80
	150,00	12,30	6,35	35,40	6,62	32,26	6,60	32,49	6,62	32,26	6,63	32,15
	200,00	10,20	5,24	24,60	5,46	22,47	5,45	22,56	5,46	22,47	5,47	22,37
	230,00	9,37	4,81	20,799	5,01	19,01	4,99	19,18	5,01	19,01	5,01	19,01

Tabloda 4.6 de kullanılan ‘‘δ’’ ifadesi, MSP nin Denklem 3.11 ile hesaplanan değeri ile SRIM programı tarafından yapılan hesaplamanın karşılaştırılma sonucunun açıkça görülmesi için ‘‘$\delta=(de/dx_{SIRIM}-de/dx_{Enerji\ çifti})^2$’’ olarak tanımlanmıştır. Tabloda δ değerlerine bakılarak farklı hedeflerin MSP nin hesaplanmasında SRIM sonuçlarına en uygun Z_{eff} değerini sağlayacak enerji çifti belirlenebilir. Bu verilere göre Akciğer 1 dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için SRIM programı sonuçlarına en uygun değerler 120-135 keV enerjili X-ışını demet çiftinde elde edilmiştir.

Akciğer 2 dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için tüm enerji çiftlerinde elde edilen değerler küçük farklılıklarla benzer MSP sonuçları vermiş, 125-135 keV enerjili X-ışını demet çifti SRIM programı MSP sonuçları ile en uyumlu sonuçları veren enerji çifti olmuştur.

Yağ dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için tüm enerji çiftlerinde elde edilen değerler küçük farklılıklarla benzer MSP sonuçları vermiş, 120-135 keV enerjili X-ışını demet çifti SRIM programı MSP sonuçları ile en uyumlu sonuçları veren enerji çifti olmuştur.

Meme dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için tüm enerji çiftlerinde elde edilen değerler küçük farklılıklarla benzer MSP sonuçları vermiş, 125-135 keV enerjili X-ışını demet çifti SRIM programı MSP sonuçları ile en uyumlu sonuçları veren enerji çifti olmuştur.

[6] MSP değerlerinin birimi ‘‘$MeV.cm^2/gr$’’ dır.

Suya ait doku eşdeğeri materyal için tüm enerji çiftlerinde SRIM programı MSP sonuçlarına çok yakın MSP sonuçları elde edilmiş 70-120 keV enerjili X-ışını demet çifti en uygun sonuçları veren enerji çifti olarak belirlenmiştir.

Karaciğer dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için tüm enerji çiftlerinde elde edilen değerler küçük farklılıklarla benzer MSP sonuçları vermiş, 69-70 keV enerjili X-ışını demet çifti SRIM programı MSP sonuçları ile en uyumlu sonuçları veren enerji çifti olmuştur.

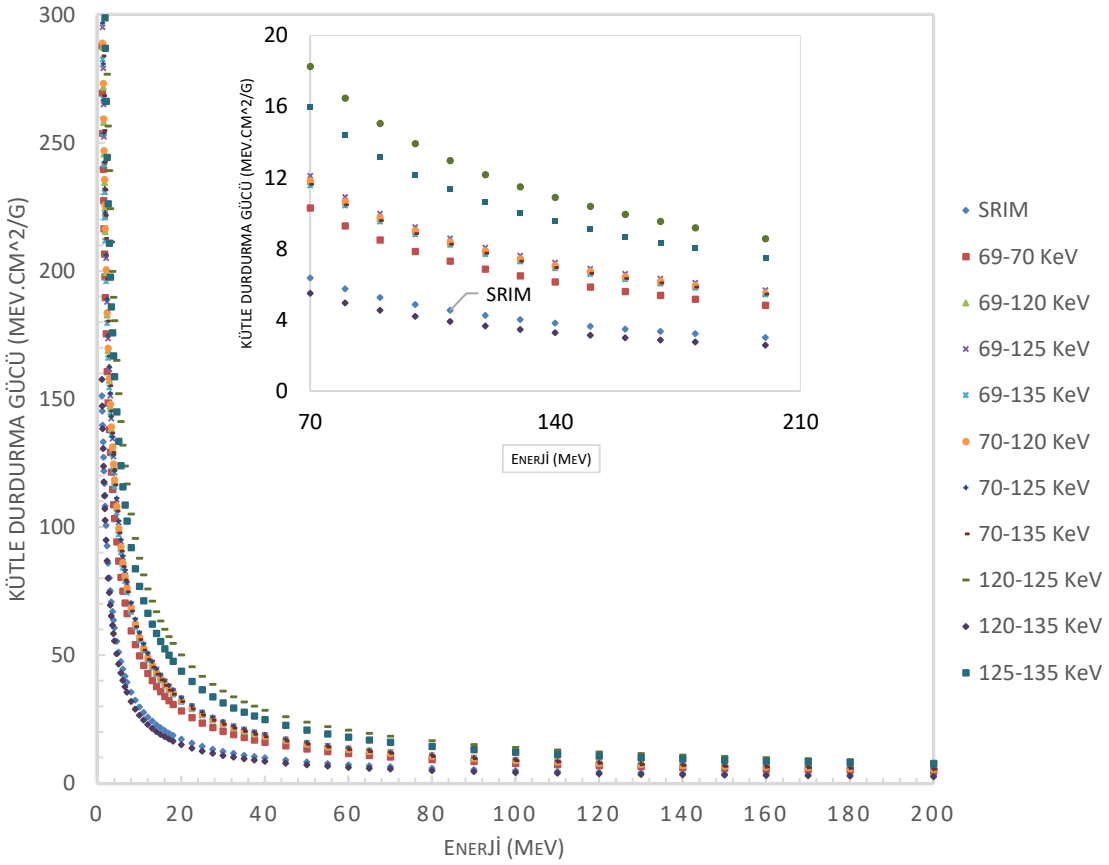
Kas dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için tüm enerji çiftlerinde elde edilen değerler küçük farklılıklarla benzer MSP sonuçları vermis, 69-70 keV enerjili X-ışını demet çifti SRIM programı MSP sonuçları ile en uyumlu sonuçları veren enerji çifti olmuştur.

T Kemik dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için tüm enerji çiftlerinde elde edilen değerler küçük farklılıklarla hem birbirlerine hem de SRIM programı MSP sonuçlarına benzer sonuçlar vermis, 69-125 keV, 69-135 keV, 70-120 keV, 70-125 keV ve 70-135 keV enerjili X-ışını demet çiftleri için bazı enerji değerlerinde SRIM programı sonuçları ile tam uyumlu sonuçlar elde edilmiştir.

K Kemik dokusuna ait doku eşdeğeri materyal için tüm enerji çiftlerinde elde edilen değerler küçük farklılıklarla birbirleri ile uyumlu fakat SRIM programı MSP sonuçları ile farklılık göstermektedir. 120-125 keV enerjili X-ışını demet çifti SRIM programı sonuçlarına en yakın sonuçları veren enerji çifti olmuştur.

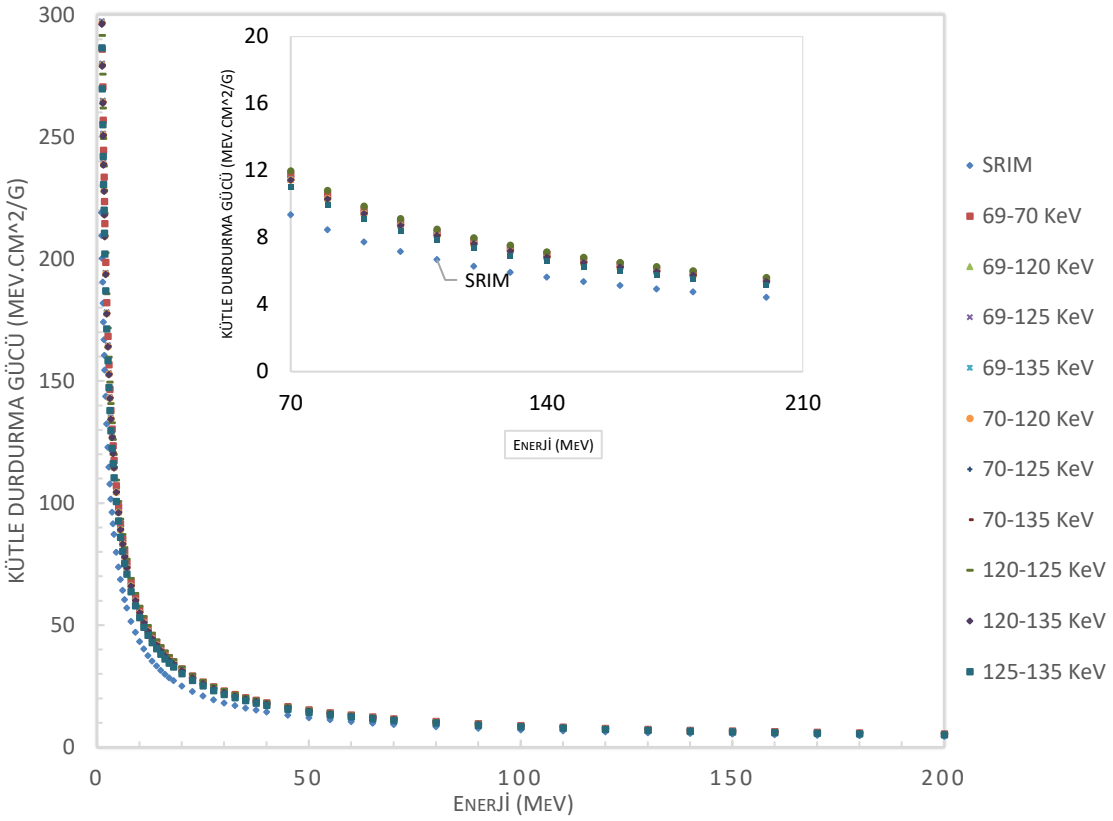
Genel olarak tüm enerji çiftleri ve tüm doku eşdeğeri materyaller değerlendirildiğinde Kortikal kemik dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyal ve nefes alma durumundaki akciğer dokusunu temsil eden Akciğer 1 doku eşdeğeri materyali dışındaki doku eşdeğeri materyaller, tüm enerji çiftleri için SRIM programına yakın sonuçlar vermiştir. Tablo 4.4 ve 4.5 sonuçları birlikte düşünüldüğünde Z_{eff} ve q_e nin elde edilmesiyle belirlenen en uygun enerji çifti ile MSP nin sonuçlarına göre belirlenen en uygun enerji çifti sadece Su ve Akciğer 2 dokusuna ait doku eşdeğeri materyaller için aynı, diğer dokulara ait doku eşdeğeri materyal için farklı olduğu görülmüştür.

Ayrıca tüm doku eşdeğeri doku eşdeğeri materyaller için 1 MeV ile 230 MeV arasında MSP değerlerini gösteren grafikler, farklı enerji çiftlerine ait sonuçlar ve SRIM programı verileri kullanılarak çizilmiştir.



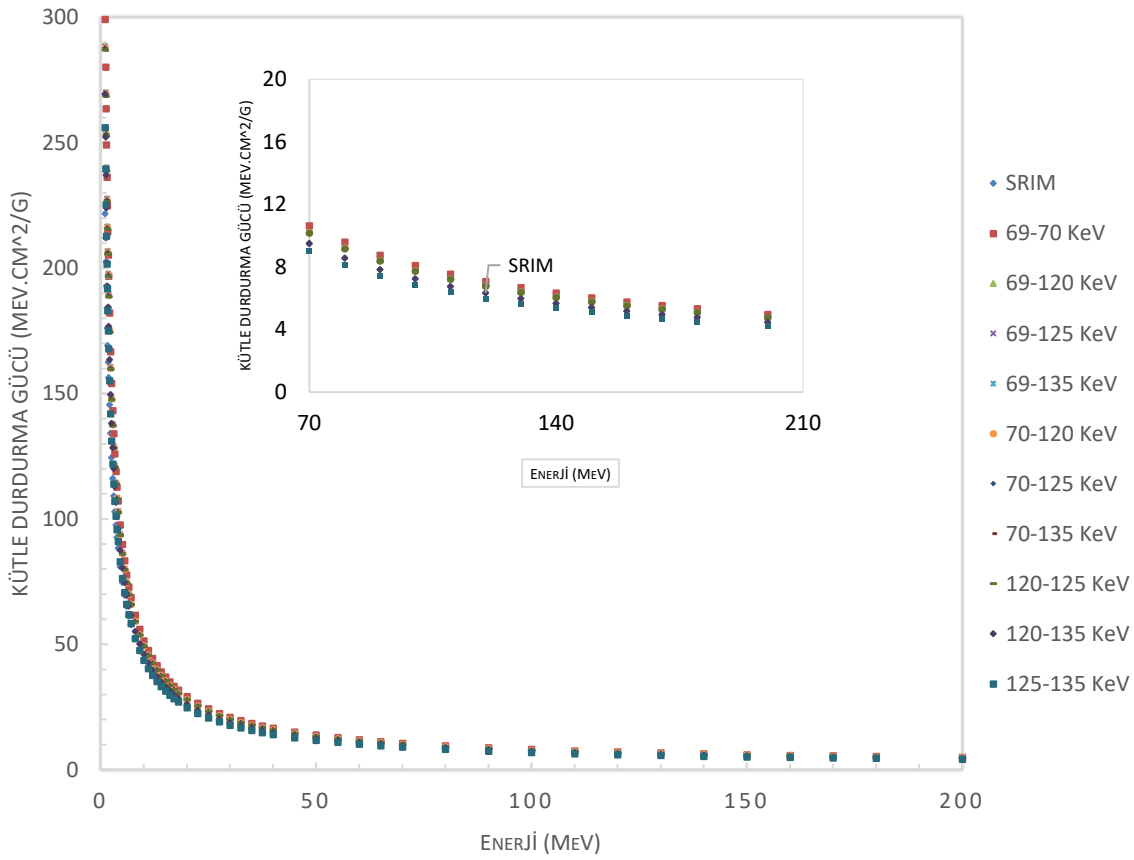
Şekil 4.5: Akciğer 1 dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.

Şekil 4.5 de DEBT taraması sonucu Akciğer 1 doku eşdeğeri materyali için farklı X-ışını enerji çiftlerinde türetilen Z_{eff} değerleri kullanılarak elde edilen MSP değerlerinin düşük enerjilerde (<10 MeV) ve yüksek enerjilerde (>150 MeV) birbirleri ile uyumu görülmektedir. İçteki grafik tedavi enerjilerindeki sonuçları göstermektedir. Tedavi enerjilerinde 120-135 keV enerjili X-ışını demet çiftinin SRIM değerlerine yakınlığı görülmektedir. Diğer enerji çiftlerine ait MSP sonuçlarının ise tedavi enerji aralığında görülen sonuçlarının SRIM programı MSP sonuçlarından farklılığı görülmektedir. Nefes alma durumundaki akciğeri temsil eden Akciğer 1 dokusu için 120-125 keV enerjili X-ışını demet çifti SRIM programı sonuçlarından ve özellikle de 120-135 keV enerji çifti sonuçlarından çok farklı değerler vermiştir.



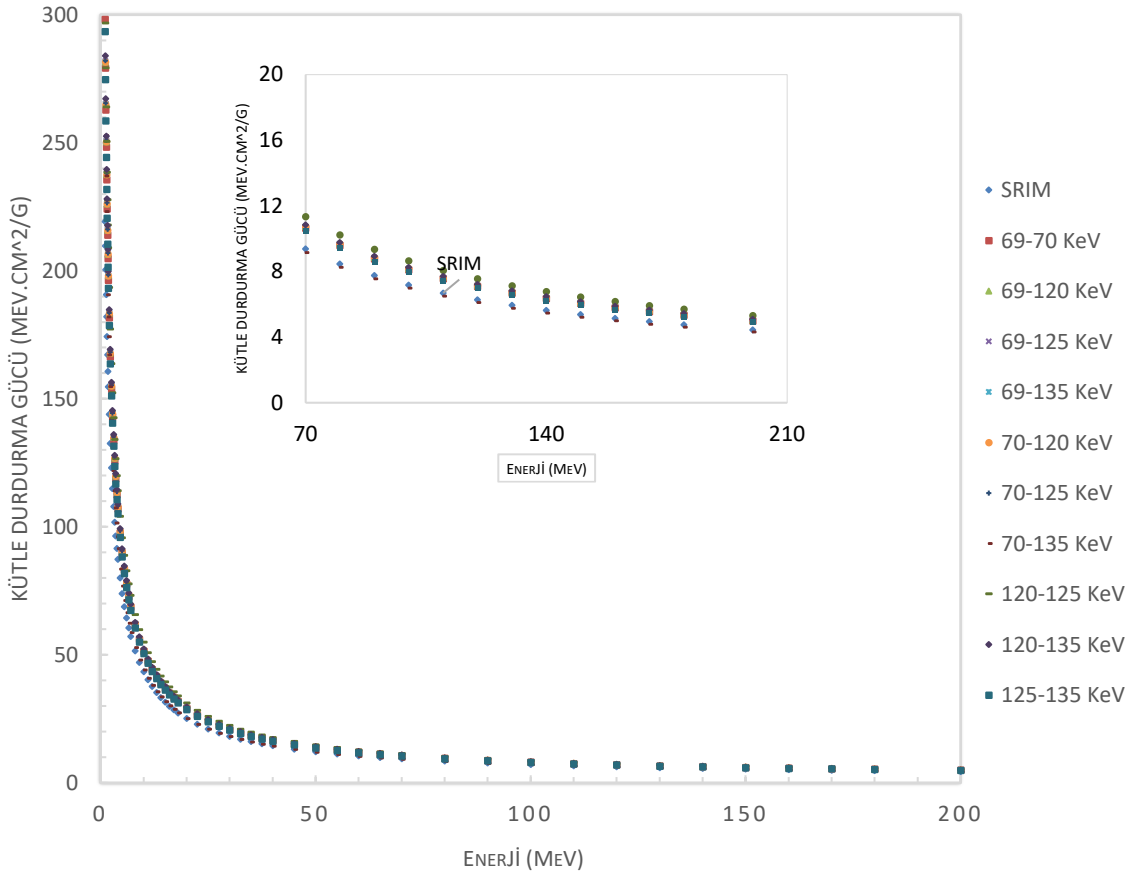
Şekil 4.6: Akciğer 2 dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.

Şekil 4.6 da DEBT taraması sonucu Akciğer 2 doku eşdeğeri materyali için farklı X-ışını enerji çiftlerinde türetilen Z_{eff} değerleri kullanılarak elde edilen MSP değerlerinin düşük enerjilerde (<10 MeV) ve yüksek enerjilerde (>150 MeV) birbirleri ile uyumu görülmektedir. İçteki grafik tedavi enerjilerindeki sonuçları göstermektedir. Tedavi enerjilerinde de tüm enerji çifti sonuçlarının birbirlerine ve SRIM programı MSP sonuçlarına yakın değerler verdiği görülmektedir. Özellikle 125-135 keV enerjili X-ışını demet çifti sonuçlarının SRIM programı değerlerine daha yakın değerler verdiği görülmektedir. Nefes verme durumundaki akciğeri temsil eden Akciğer 2 doku eşdeğeri materyali değişik enerji çiftlerinde birbirinden çok farklı sonuçlar vermemektedir.



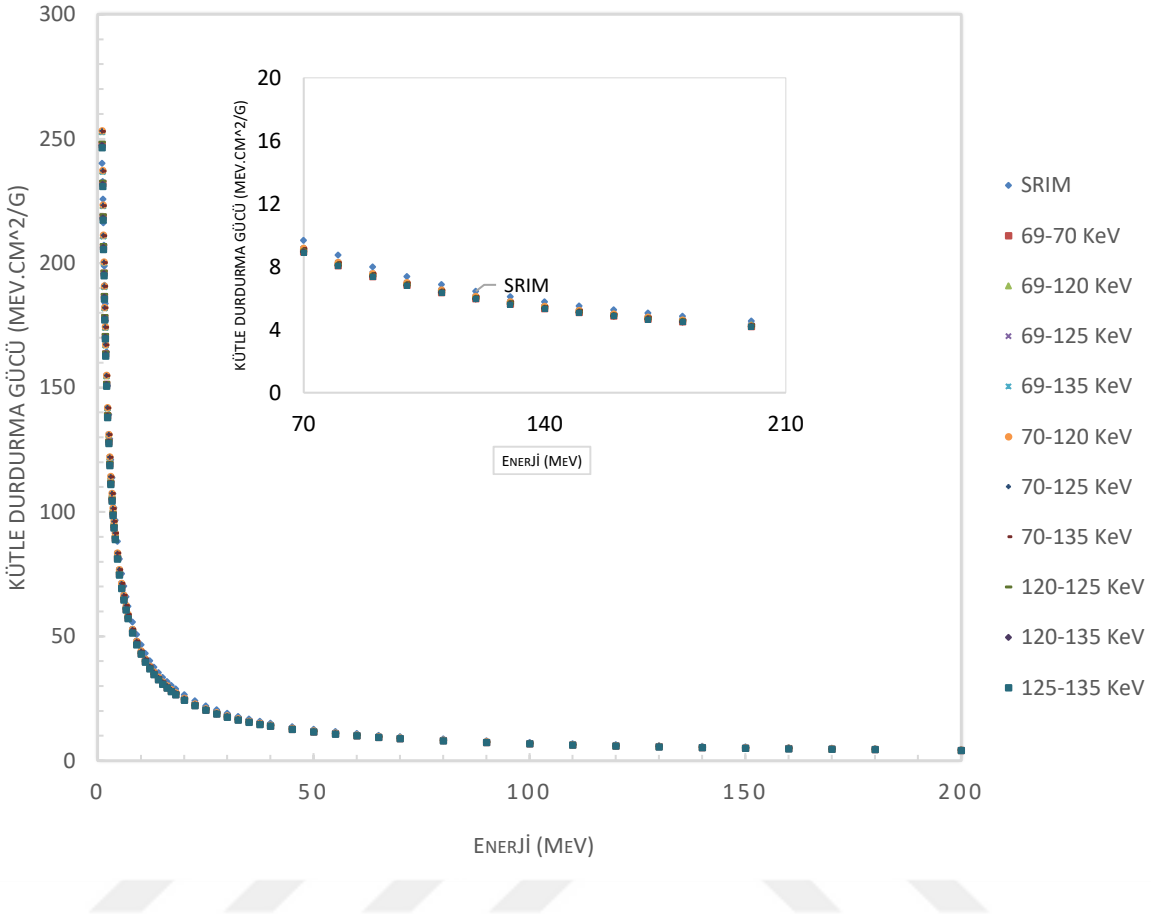
Şekil 4.7: Yağ dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.

Şekil 4.7 de DEBT taraması sonucu yağ doku eşdeğeri materyali için farklı X-ışını enerji çiftlerinde türetilen Z_{eff} değerleri kullanılarak elde edilen MSP değerlerinin tüm enerjilerde birbirleri ile uyumu görülmektedir. İçteki grafik tedavi enerjilerindeki sonuçları göstermektedir. Tedavi enerjilerinde de tüm enerji çiftlerine ait MSP sonuçlarının birbirlerine ve SRIM programı MSP sonuçlarına yakın değerler verdiği görülmektedir. Akciğer 2 doku eşdeğeri materyale ait sonuçlarda olduğu gibi Yağ dokusuna ait doku eşdeğeri materyalin sonuçları, Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalinden farklı olarak, değişik enerji çiftlerinde çok farklı sonuçlar vermemektedir.



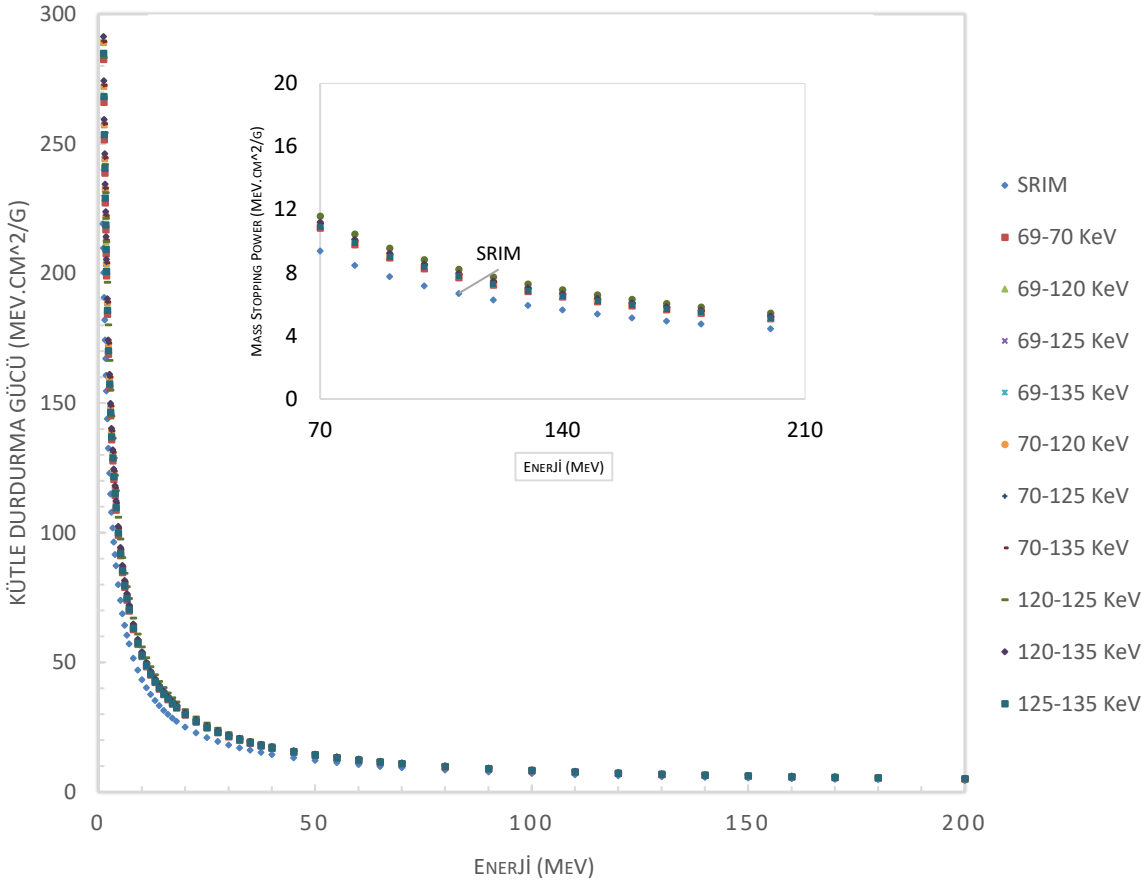
Şekil 4.8: Meme dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.

Şekil 4.8 de DEBT taraması sonucu Meme doku eşdeğeri materyali için farklı X-ışını enerji çiftlerinde türetilen Z_{eff} değerleri kullanılarak elde edilen MSP değerlerinin tüm enerjilerde birbirleri ile uyumu görülmektedir. İçteki grafik tedavi enerjilerindeki sonuçları göstermektedir. Tedavi enerjilerinde de tüm enerji çiftlerine ait MSP sonuçlarının birbirlerine ve SRIM programı MSP sonuçlarına yakın değerler verdiği görülmektedir. Meme dokusuna ait doku eşdeğeri materyalin sonuçları, Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalinden farklı olarak, değişik enerji çiftlerinde çok farklı sonuçlar vermemektedir.



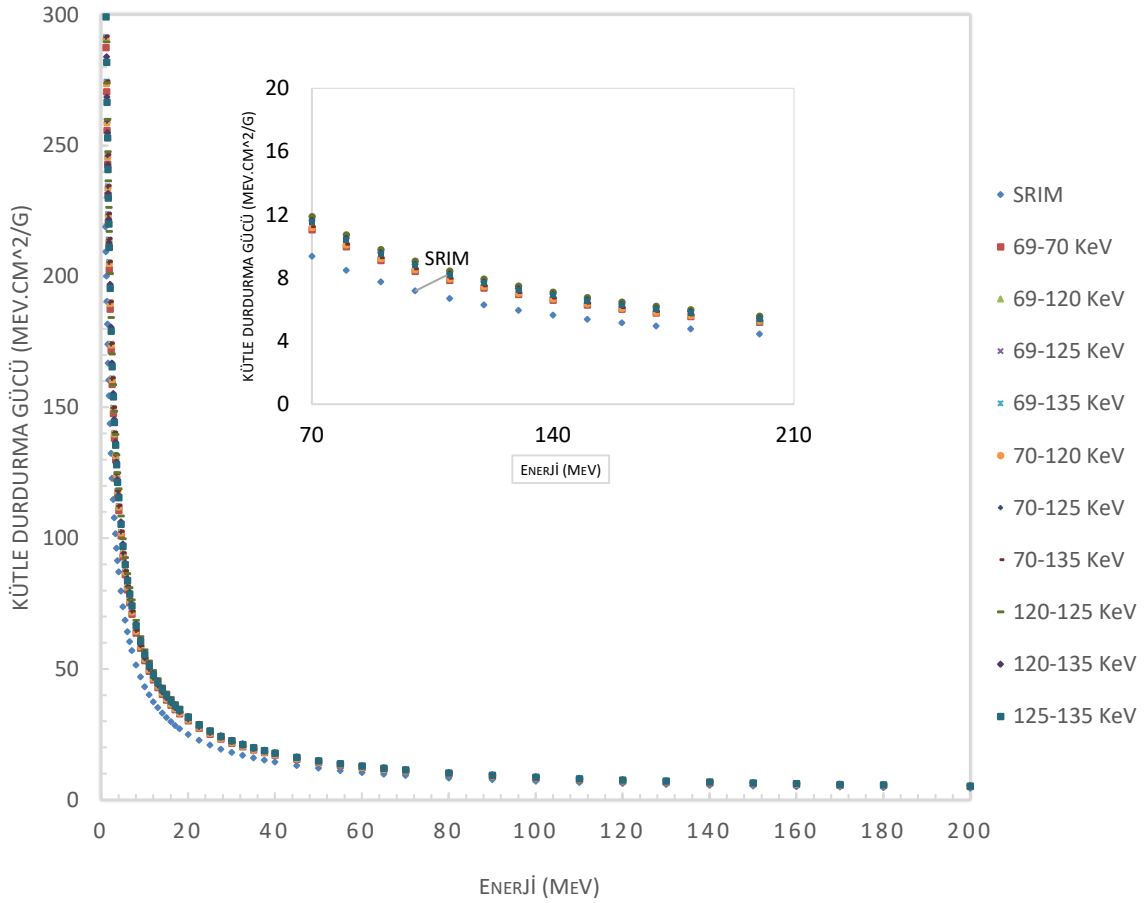
Şekil 4.9: Suyu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.

Şekil 4.9 da DEBT taraması sonucu Suyu temsil eden doku eşdeğeri materyal için farklı X-ışını enerji çiftlerinde türetilen Z_{eff} değerleri kullanılarak elde edilen MSP değerlerinin tüm enerjilerde birbirleri ile uyumu görülmektedir. İçteki grafik tedavi enerjilerindeki sonuçlarını göstermektedir. Tedavi enerjilerinde de tüm enerji çiftlerine ait MSP sonuçlarının birbirlerine ve SRIM programı MSP sonuçlarına çok yakın değerler verdiği görülmektedir. Suyu temsil eden doku eşdeğeri materyalin sonuçları, Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalden farklı olarak, değişik enerji çiftlerinde çok farklı sonuçlar vermemektedir.



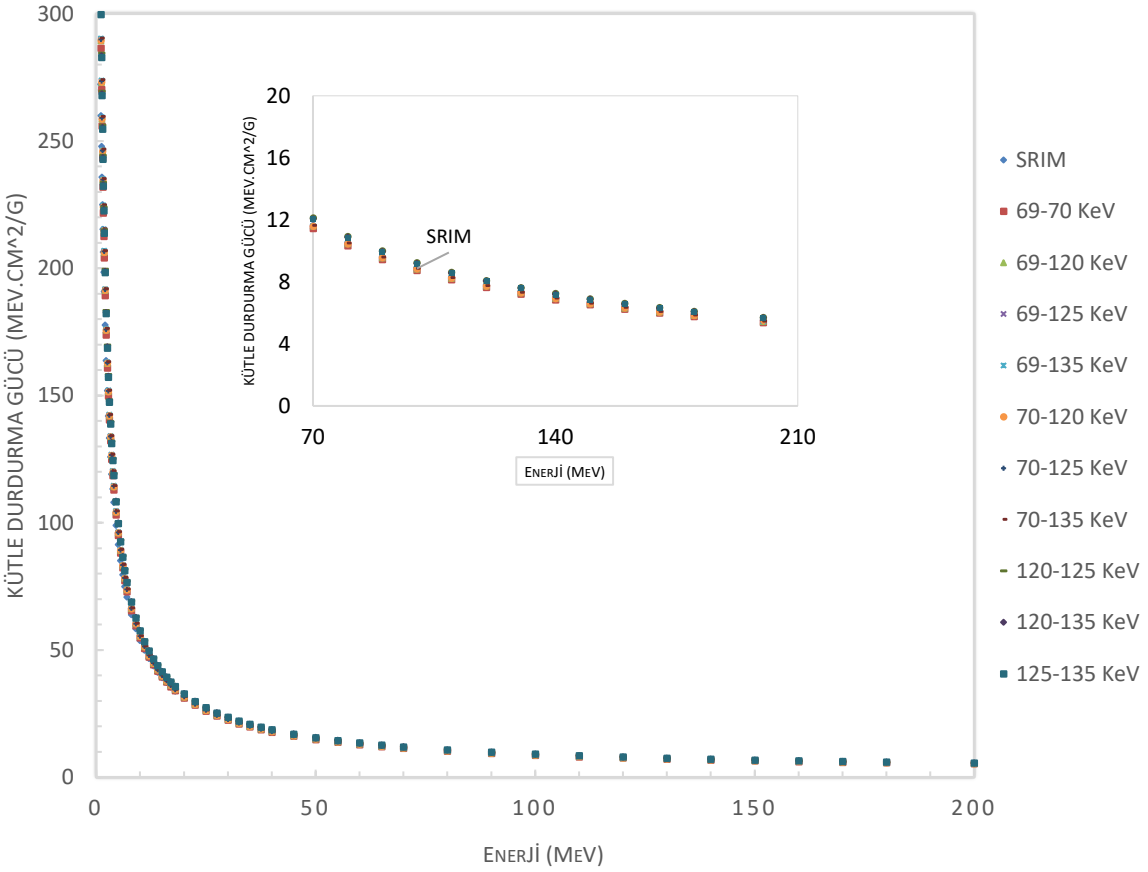
Şekil 4.10: Karaciğer dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.

Şekil 4.10 da DEBT taraması sonucu Karaciğer doku eşdeğeri materyali için farklı X-ışını enerji çiftlerinde türetilen Z_{eff} değerleri kullanılarak elde edilen MSP değerlerinin düşük enerjilerde (<10 MeV) ve yüksek enerjilerde (>150 MeV) birbirleri ile uyumu görülmektedir. İçteki grafik tedavi enerjilerindeki sonuçlarını göstermektedir. Tedavi enerjilerinde de tüm enerji çiftlerine ait MSP sonuçlarının birbirlerine ve SRIM programı MSP sonuçlarına yakın değerler verdiği görülmektedir. Özellikle 69-70 keV ve 125-135 keV enerjili X-ışını demet çifti sonuçlarının SRIM değerlerine daha yakın değerler verdiği görülmektedir. Karaciğer doku eşdeğeri materyaline ait sonuçlar, Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalinden farklı olarak, değişik enerji çiftlerinde çok farklı sonuçlar vermemektedir.



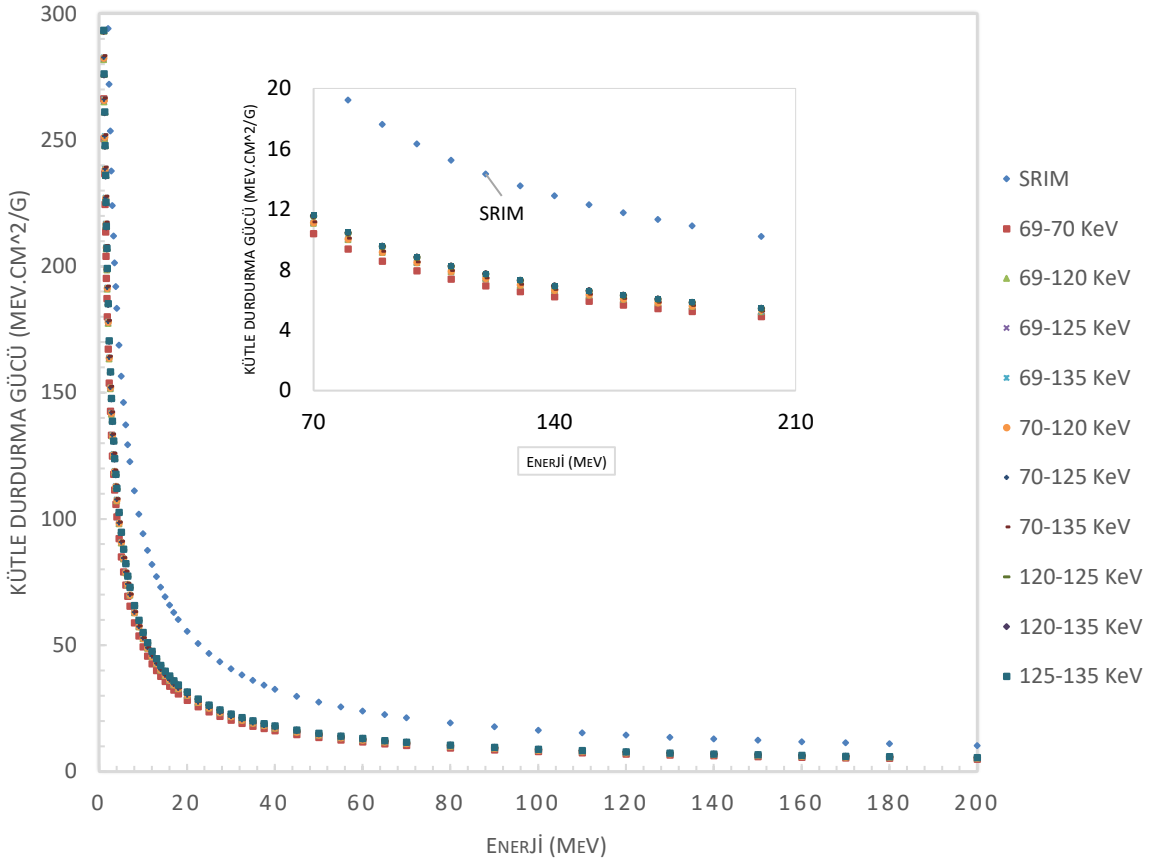
Şekil 4.11: Kas dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.

Şekil 4.11 da DEBT taraması sonucu Kas doku eşdeğeri materyali için farklı X-ışını enerji çiftlerinde türetilen Z_{eff} değerleri kullanılarak elde edilen MSP değerlerinin düşük enerjilerde (<10 MeV) ve yüksek enerjilerde (>150 MeV) birbirleri ile uyumu görülmektedir. İçteki grafik tedavi enerjilerindeki sonuçları göstermektedir. Tedavi enerjilerinde de tüm enerji çiftlerine ait MSP sonuçlarının birbirlerine ve SRIM programı MSP sonuçlarına yakın değerler verdiği görülmektedir. Özellikle 69-70 keV enerji çifti sonuçlarının SRIM değerlerine daha yakın değerler verdiği görülmektedir. Kas doku eşdeğeri materyaline ait sonuçlar, Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalinden farklı olarak, değişik enerji çiftlerinde çok farklı sonuçlar vermemektedir.



Şekil 4.12: T Kemik dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.

Şekil 4.12 de DEBT taraması sonucu T Kemik doku eşdeğeri materyali için farklı X-ışını enerji çiftlerinde türetilen Z_{eff} değerleri kullanılarak elde edilen MSP değerlerinin tüm enerjilerde birbirleri ile uyumu görülmektedir. İçteki grafik tedavi enerjilerindeki sonuçları göstermektedir. Tedavi enerjilerinde de tüm enerji çiftlerine ait MSP sonuçlarının birbirlerine ve SRIM programı MSP sonuçlarına çok yakın değerler verdiği görülmektedir. Özellikle 69-125 keV,69-135 keV, 70-120 keV, 70-125 keV ve 70-135 keV enerjili X-ışını demet çiftlerine ait sonuçların bir çok enerjide SRIM sonuçları ile tamamen aynı olduğu görülmektedir. Trabeküler kemik dokuyu temsil eden T Kemik doku eşdeğeri materyalinin sonuçları, Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalinden farklı olarak, değişik enerji çiftlerinde çok farklı sonuçlar vermemektedir.



Şekil 4.13: K Kemik dokusunu temsil eden doku eşdeğeri materyalin MSP değerleri.

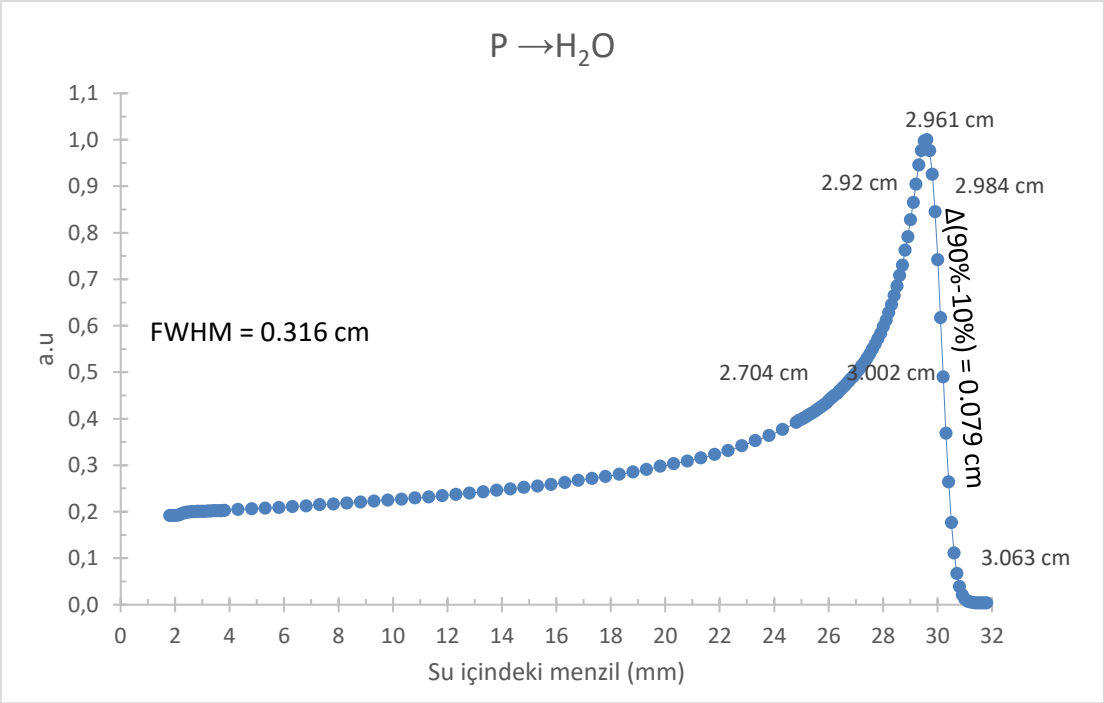
Şekil 4.13 de DEBT taraması sonucu K Kemik doku eşdeğeri materyali için farklı enerji çiftlerinde türetilen Z_{eff} değerleri kullanılarak elde MSP değerlerinin çok düşük enerjilerde (<1 MeV) ve yüksek enerjilerde (>200 MeV) birbirleri ile uyumu görülmektedir. İçteki grafik tedavi enerjilerindeki sonuçları göstermektedir. Tedavi enerjilerinde tüm enerji çiftlerine ait MSP sonuçlarının birbirleriyle uyumlu ancak SRIM programı MSP değerleriyle oldukca farklı sonuçlar verdiği görülmektedir. Kortikal kemik dokuyu temsil eden K Kemik doku eşdeğeri materyalin sonuçları, Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalinden farklı olarak, değişik enerji çiftlerinde çok farklı sonuçlar vermemektedir.

Tüm doku eşdeğeri materyaller değerlendirildiğinde çok düşük (<1 MeV) ve çok yüksek enerjilerde (>200 MeV) tüm doku eşdeğeri materyallerin SRIM programı verileriyle uyumlu olduğu ancak özellikle tedavi enerjilerinde (70-230 MeV) Akciğer 1 ve K Kemik doku eşdeğeri materyallerine ait sonuçların SRIM programından farklı sonuçlar verdiği görülmüştür. Ayrıca sadece Akciğer 1 dokusunun farklı enerji çiftlerine ait sonuçlarının birbirinden çok farklı sonuçlar verdiği görülmüştür.

4.5. SU İÇİN MENZİL DEĞERLERİ

4.5.1. Deneysel Bragg Pik Pozisyonu

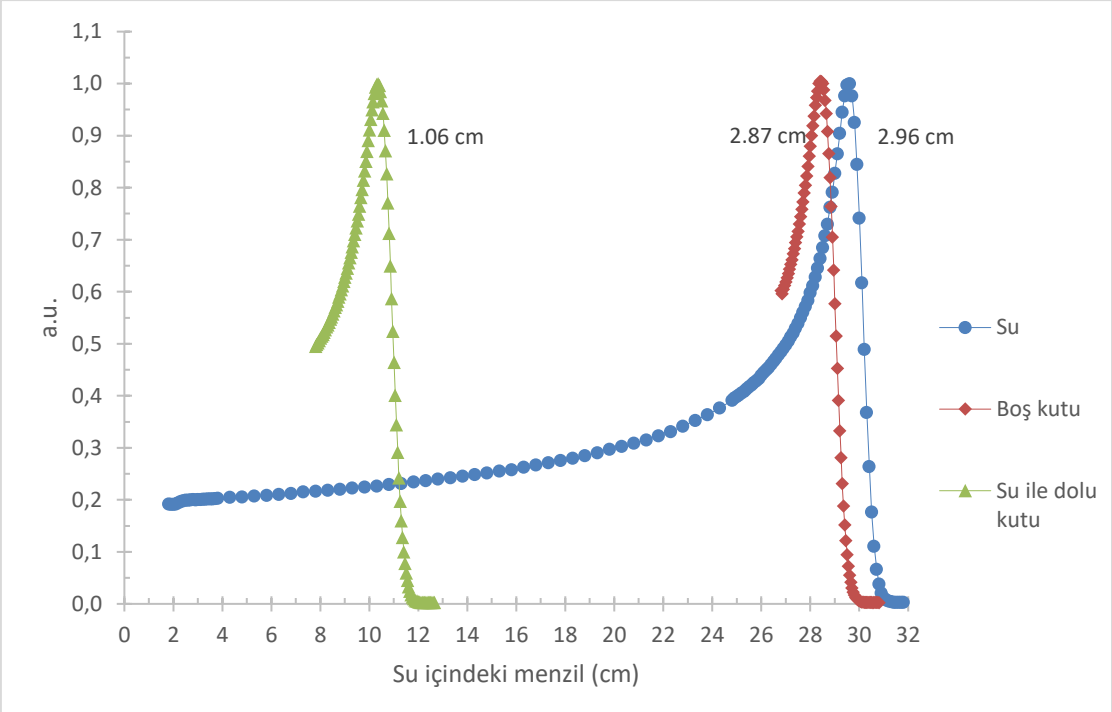
IFJ PAN göz proton terapi odasında 58,7 MeV enerjili proton demetinin sudaki Bragg piki ‘‘Markus Type Ionization Chamber’’ ile ölçülmüş ve Şekil 4.14 de ki grafik elde edilmiştir.



Şekil 4.14: 58.7 MeV enerjili proton demetinin sudaki Bragg Piki.

Şekil 4.14 de x ekseni protonun su içerisinde gidebildiği derinliği milimetre (mm) cinsinden ifade etmektedir, y ekseni ise keyfi herhangi bir birimi ifade etmek için kullanılan ‘‘arbitrary unit (a.u.)’’ ile birimlendirilmiştir. Grafikte gösterilen ‘‘FWHM (Full width at half maximum)’’ ifadesi Bragg piki genişliğinin ölçüsüdür ve ‘‘Yarı Maksimumdaki Tam Genişlik’’ olarak ifade edilir. Grafiğe göre bu değer 0,316 cm olarak elde edilmiştir. Menzil hesaplamaları için Bragg pikin maksimum değerinin %10 una düştüğü derinlik kullanılır ve bu değer grafikten 2,961 mm olarak belirlenmiştir. Elde edilen bu değer NIST verileriyle karşılaştırılmış ve Denklem 3.25 kullanılarak hesaplanan bağıl fark değerleri Tablo 4.8 de gösterilmiştir.

Bragg pikinin su içinde yapılan direkt ölçümünü doğrulamak ve proton demetinin kaynakla su fantomu arasında enerji kaybını anlamak için duvar kalınlığı 0,01 cm, duvarsız iç kalınlığı 1,81 cm olan bir kutu yardımıyla Şekil 3.6 deki düzenek kurulmuş, kutu boşken ve su dolu iken alınan ölçümlere ait grafikler Şekil 4.15 de gösterilmiştir.



Şekil 4.15: 58.7 MeV enerjili proton demetinin su, boş kutu ve su dolu kutudaki Bragg Pikleri.

Şekil 4.15 de Bragg piklerin maksimum değerlerinin %10 una düştüğü derinlikten elde edilen menzil verileriyle Tablo 4.7 oluşturulmuştur.

Tablo 4.7 : 58.7 MeV lik protonun su,boş kutu ve su dolu kutudaki menzilleri

Enerji /58.7 MeV	**Su**	**Boş kutu**	**Su dolu kutu**
Menzil (cm) (%10)	2.96	2.87	1.06

Tablo 4.7 da verilen menzil değerleri Denklem 3.23 de kullanılmış ve kutu için su eşdeğeri oran ‘‘1’’ olarak bulunmuştur. Bu değerin çıkmasının nedeni kutunun duvarlarının saydam ve suya çok yakın bir yoğunlukta olması ve proton demetinin havada kaybettiği enerjinin ihmal edilebilecek kadar küçük olmasından kaynaklanmaktadır.

4.5.2. Teorik Menzil Hesabı

Proton demetinin su içindeki menzilini CSDA yaklaşımı ile hasaplamak için 1 MeV den 58,7 MeV e kadar SP değerleri 0,1 MeV aralıklarla Denklem 3.11 kullanılarak hesaplanmıştır. 1 MeV enerjili protonun menzil değeri NIST programından alınmıştır ve değeri ‘‘$2{,}458\times10^{-3}$ cm’’

dir. R_{CSDA} değerleri farklı enerji çiftlerine ait Z_{eff} değerleri kullanılarak hesaplanan tüm SP değerleri için elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar ile Denklem 3.25 kullanılarak hesaplanan bağıl fark değerleri Tablo 4.8 de gösterilmiştir.

Tablo 4.8 : 58.7 MeV enerjili proton demetinin farklı enerji çiftlerinde elde edilen R_{CSDA} değerleri ve bağıl fark değerleri

	CSDA (cm)	**Bağıl Fark (%)**
NIST	2,973	-
SRIM	2,925	1,615
Deneysel	2,961	0,404
69-70 keV	3,169	6,593
69-120 keV	3,099	4,238
69-125 keV	3,100	4,272
69-135 keV	3,103	4,373
70-120 keV	3,095	4,104
70-125 keV	3,097	4,171
70-135 keV	3,100	4,272
120-125 keV	3,156	6,155
120-135 keV	3,174	6,761
125-135 keV	3,187	7,198

Tablo 4.8 de görüldüğü gibi deneysel verilerin NIST programı sonuçları ile en uyumlu sonuçlar olduğu görülmektedir. SRIM programı verilerinin de NIST verileriyle tam uyumlu olmadığı görülmektedir. Farklı X-ışını enerji çiftlerinden türetilen R_{CSDA} değerleri incelendiğinde NIST verilerine en uygun enerji çiftinin 70-120 keV enerjili X-ışını demet çifti olduğu görülmektedir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Proton ve iyon radyoterapisinde tedavi planlaması, doku ve tümör görüntülemelerinin yapıldığı, aynı zamanda durdurma gücü hesaplamaları için kullanılan BT görüntülemelerine dayanmaktadır. Doğru doz dağılımı için BT görüntü bilgilerinin güvenilirliği ve kalibrasyonu çok önemlidir. Bu tez çalışmasında protonların menzillerinin belirlenmesinde kullanılan SP hesaplamaları için gerekli olan Z_{eff} ve q_e nin, DEBT cihazından elde edilen HU değerlerinden deneysel yöntemle türetilmesi ve bu değerlerin kullanılarak SP ve menzil hesaplamalarının yapılması üzerinde çalışılmıştır.

Radyoterapi uygulamalarında, doz dağılımları nedeniyle ağır yüklü parçacık tedavilerine olan ilgi artmaktadır. Proton ve iyon terapi uygulamalarında hedefin sonunda oluşan Bragg piki sebebiyle tümörün yok edilmesi ve çevre dokuların korunması için hassas ve doğru tedavi planlamasına ihtiyaç duyulmaktadır. Şu anki klinik uygulamalarda tedavi planlaması için stoichiometric (sitokiometrik) kalibrasyon metodu kullanılmaktadır (Schneider, Bortfeld and Schlegel, 2000), (Nora, 2014). Sitokimetrik kalibrasyon metodu BT cihazından alınan HU değerlerinin daha önceden belirlenmiş HU-SP kalibrasyon eğrisinde SP değerine dönüştürülmesi yöntemidir. Bu nedenle günümüzdeki klinik uygulamalarda BT cihazı tedavi planlaması için kullanılan önemli bir cihazdır (Nora, 2014).

BT cihaz teknolojisinin gelişmesiyle gündeme gelen DEBT cihazı ise iki farklı X-ışını enerjisinde tarama yaptığı için aynı dokuya ait iki farklı HU değeri verir. Bu nedenle HU-SP kalibrasyon eğrisinin oluşturulmasına uygun değildir. Fakat birçok araştırmacı tarafından hedef materyale ait Z_{eff} ve q_e nin türetilmesinde, BT cihazına kıyasla daha başarılı olduğu ortaya konulmuştur (Hünemohr *et al.*, 2014). Bu nedenle stoichiometik kalibrasyon metodundan farklı bir metod olarak DEBT metodu üzerinde çalışmalar yapılmaktadır. Z_{eff} ve q_e nin daha doğru hesaplanması hedefin daha iyi tanımlanmasına ve dolayısıyla daha doğru SP ve menzil hesaplamaları yapılmasına olanak sağlar. Fakat hem BT hem de DEBT cihazlarında elde edilen HU verileri, hasta ölçüleri ve beam hardening etki, X-ışını spektrumundaki değişiklikler, detektör hassasiyeti ve görüntü yeniden yapılandırma algoritmasının seçimi, tarayıcı ile hasta masasındaki uyum ve metalik nesnelerden kaynaklı artefaktlar sebebiyle birçok belirsizlikten etkilenebilir (Doolan *et al.*, 2016). Z_{eff} ve q_e, iki farklı BT taraması yapılarak da türetilebilir. Fakat iki tarama arasındaki oluşabilecek hasta hareketliği hem görüntü kalitesini etkileyebilir

hem de materyal ayrımında bazı hatalara sebep olabilir. Ancak bu sorun hızlı taramaya uygun kVp seçimi ile çözülebilir (Kalender, 2000),(Kalender, 2005),(Flohr *et al.*, 2006).

5.1. DEBT YÖNTEMİNİN KLİNİKSEL ZORLUKLARI

Bu tez çalışmasında BT kalibrasyon fantomunun doku eşdeğeri materyalleri DEBT tarayıcısı ile taranmıştır. Yang ve arkadaşları elemental içeriği ve yoğunluğu bilinen çeşitli vücut dokuları için DEBT metoduyla SP hesaplaması yapılabileceğini teorik olarak göstermişlerdir. Fakat yapılan çalışmada HU değerleri DEBT cihazı teorik verilerinden alındığı için hesaplama sonuçları BT görüntü artefaklarının etkilerini içermemiştir [1]. Bu tez çalışması için yapılan tarama işleminde ise, beam hardening etki, saçılma, gürültü, kısmi hacim etkisi, hasta hareketliliği vb. gibi BT görüntüleme artefaktları dikkate alınmıştır. Bilindiği gibi bu etkiler görüntü kalitesini ve HU değerlerinin belirlenmesindeki doğruluğu etkilemektedir. BT görüntü artefaktlarının yanı sıra BT dedektör cevabı ve tarama pozisyonun görüntü kaynağına olan uzaklığı da HU sonuçlarını etkilemektedir (Bazalova et al., 2008).

Fakat bu etkilerden beam hardening etki, monokromatik ışın demeti veya ek alüminyum filtre kullanarak, gürültü ise piksel genişliğini veya akım değerini artırarak azaltılabilir (Torikoshi *et al.*, 2003). Bu tez çalışmasında 69 keV dan 135 keV a kadar 5 farklı enerjide monokromatik X-ışını ve 400 mAs akımın kullanılmasının yanı sıra aynı dokuyu temsil eden iki doku eşdeğeri materyal, iki farklı konumda taranmış ve HU değerlerinin elde edilmesinde SAFIRE algoritması kullanılmıştır. Tablo 4.1 de görüldüğü gibi SAFIRE algoritmasının kullanılması SD değerlerini %52 ile %37 oranında azaltmıştır. Tabloya göre (Tablo 4.1) en büyük SD değeri, kemik dokuya ait doku eşdeğeri materyalde görülmektedir ve SAFIRE algoritması kullanılması ile SD değerindeki en büyük sayısal düşüş kemik dokusuna ait doku eşdeğeri materyalde görülmüştür. Yang ve arkadaşları kemik dokusunda SD değerinin artmasını, yapısında bulunan kalsiyum (Ca) atom miktarı oranından kaynaklandığı ifade etmişlerdir (Yang *et al.*, 2010). Hunemohr ise BT teorik verilerinin, yoğun kemik dokusunda meydana gelen fotoelektrik azalmayı çok hassas veremediği yorumunu yapmıştır (Nora, 2014). Dolayısıyla SD değerini düşürmek için bu çalışmada yapılan düzenlemelerin yanı sıra, gelecekteki araştırmalarda, foton azalma parametrelerinin yumuşak dokular ve kemik dokuları için ayrı ayrı değerlendirilmesinin gerekliliği araştırılabilir.

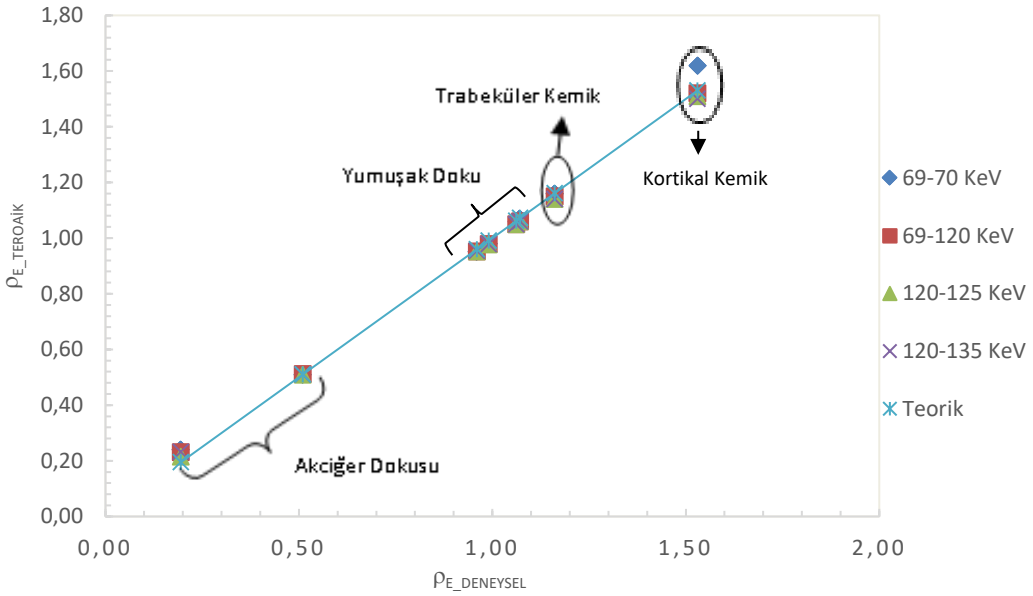
Ayrıca tablo 4.1 e göre SAFIRE algoritmasının HU değerlerine olan etkisinin dokulara göre farklılık gösterdiği görülmektedir. Fakat SAFIRE algoritması HU doğruluğunu değiştirmez (Kretschmer *et al.*, 2013). Bu bilgi ye göre SAFIRE algoritma kullanılmasıyla elde edilen HU değerlerinin doğruya daha yakın olduğu yorumu yapılabilir. Ayrıca 400 mAs akımın, hastaya verilen radyasyon miktarı düşünüldüğünde, görüntüleme işlemlerinde kullanımından kaçınılmaktadır. Ancak verilen radyasyon miktarı, tedavi dozları ile kıyaslandığında ihmal edilebilecek bir düzeydedir. Bu yüzden tedavi planlamalarında daha iyi sonuç için kullanımı avantaj sağlar. Tablodaki tüm doku eşdeğeri materyallerin HU değerleri düşünüldüğünde HU skalasındaki sıralamaya ve değerlere (Hounsfield look-up table, HLUT) uydukları görülmektedir (Wohlfahrt *et al.*, 2017). DEBT in mümkün kıldığı bu spektral bilgi, özellikle alışıldık olmayan içeriğe ve kütle yoğunluğuna sahip dokular için önemli bilgiler verir.

SOMATOM DEFİNİATİON AS 20 BT tarayıcı 40 keV den 180 keV e kadar farklı X-ışını enerjilerinde tarama imkânı sağlamaktadır. Fakat DEBT teorik verilerine göre düşük enerjilerde HU kararlılığına güvenilmemektedir ve bu bilgi Hunemohr'un çalışmasında da gösterilmiştir (Kretschmer *et al.*, 2013), (Nora, 2014). Bu nedenle bu çalışmada monokromatik X-ışını demetinin enerjileri 69,70,120,125 ve 135 keV olarak seçilmiştir. Tablo 4.2 ve Şekil 4.3 incelendiğinde yumuşak dokularda ve akciğer dokularında HU değerlerindeki kararlılıklar görülmektedir. Kemik dokularında ise HU kararlılığı daha yüksek enerjilerde kısmen sağlanmaktadır. Bu çalışmada 69 keV X-ışını demetinden daha düşük enerjilerde değerlendirme yapılmamıştır, ancak DEBT teorik verileri SD değerinin en düşük olduğu enerji değerinin 70 keV X-ışını demeti olduğunu söylemektedir (Kretschmer *et al.*, 2013). Bu sonuç alınan enerjiler için bu çalışmada da doğrulanmıştır (Şekil 4.4.). Bu nedenle tedavi planlamada kullanılacak DEBT taramalarının, HU kararlığını sağlamak için, SD değerlerini azaltıcı (özellikle beam hardening etki) uygulamalarla birlikte yüksek enerjilerde yapılmasının tüm doku tipleri için uygun olabileceği görülmektedir.

Tablo 4.4 ve Tablo 4.5 incelendiğinde HU kararlılığının ve SD değişiminin Z_{eff} ve q_e değerlerine etkisi görülmektedir. Akciğer 1 doku eşdeğeri materyali ve K Kemik doku eşdeğeri materyali dışındaki doku eşdeğeri materyallerin Z_{eff} verileri incelendiğinde tüm enerji çiftlerindeki sonuçların birbirleriyle ve Denklem 3.8 ile hesaplanan değerlerle yakın sonuçlar verdiği görülmektedir. K Kemik doku eşdeğeri materyali ise 125 keV -135 keV enerji çiftinde teorik sonuca daha yakın sonuç vermiştir. Bu sonuçlara göre Akciğer 1 doku eşdeğeri materyali

dışındaki doku eşdeğeri materyaller için HU kararlılığının, Z_{eff} kararlılığı sağladığı yorumu yapılabilir. Benzer şekilde Tablo 4.5 de görüldüğü gibi Akciğer 1 doku eşdeğeri materyali de dahil olmak üzere HU kararlılığının, qe kararlılığı sağladığı yorumu yapılabilir.

Ayrıca DEBT metodu Z_{eff} ve q_e nin hesaplanması ile doku ayrımı çalışmaları içinde kullanılabilir (Bazalova *et al.*, 2008). Tablo 4.5 de görüldüğü gibi farklı dokuların q_e değerleri birbirlerinden farklıdır. Doku ayrımı, üretici firmadan alınan q_e verileri ile deneysel olarak türetilen q_e verilerinin uyumunu gösteren grafikte de görülmektedir.



Şekil 5.1: Teorik- Deneysel q_e değerlerinin uyumu.

Şekil 5.1 teorik q_e değeriyle deneysel q_e değerinin karşılaştırılmasını göstermektedir. Bu grafiğe göre q_e verileri ile doku ayrımı yapılabilmektedir. Ancak qe verilerine ek olarak Z_{eff} ve SP verileri de kullanılırsa daha ayrıntılı doku ayrımı yapmak mümkündür.

5.2. DURDURMA GÜCÜNÜ ETKİLEYEN BELİRSİZLİKLER

SP hesaplamalarının doğruluğu, gerçek doku atomik yapısının belirlenmesindeki belirsizlikler, atomik yapılar kullanılarak gerçek hasta bilgilerinin türetilmesindeki belirsizlikler ile su ve dokuların iyonlaşma enerjilerindeki (I) belirsizliklere bağlıdır. Buna ek olarak, dokuların HU ile SP'si arasında birebir kusursuz bir ilişki olmaması SP hesaplamalarını etkilemektedir (Yang et al., 2010).

Bileşiklerin kabuk yapıları sebebiyle iyonlaşma enerjisinin tanımlanması ve iyonlaşma enerjisinin durdurma gücü ölçümlerine etkisi bazı araştırmacılar tarafından tartışılmıştır (Inokuti and Turner, 1978). Literatürde, suyun I değerleri tartışılmış, ICRU ile Paul ve ark. tarafından 67.2 eV (ICRU,2005; Paul *et al.*, 2007), ICRU ile Sigmund ve ark. tarafından (75±3)eV (ICRU,1993; Sigmund *et al.*, 2009) , Bichsel and Hiraoka tarafından (80±2) eV olarak yayınlanmıştır (Bischel and Hiraoka, 1992). İyonlaşma enerjisindeki bu dalgalanmalar suyun durdurma gücü hesabında %1 lik bir belirsizliğe sebep olmaktadır (Yang, 2011). Schneider ve arkadaşları bazı doku eşdeğeri örnekler için iyonlaşma enerjisinde meydana gelen %10 luk değişimin proton için hesaplanan durdurma gücü sonuçlarını %1,5 a kadar değiştirdiğini göstermişlerdir (Schneider *et al.*, 2002). Yang ve arkadaşları efektif atom numarası ile hesaplamaya dayalı iyonlaşma enerji logaritması arasında bir ilişki önermişleridir (Yang *et al.*, 2010). Hunemaur ise Zeff in DEBT yöntemi ile türetilmesinde, 80/140 Sn kV voltaj çiftinin 100/140 Sn kV e göre daha iyi sonuçlar verdiğini bulmuştur. Bu çalışmada ise 80 kVp ve 140 kVp protokolleri birlikte kullanılmış ve I değerleri Bragg Additivity kuralı kullanılarak hesaplanmıştır. Bu bilgilere göre gelecekte, daha düşük voltaj kullanarak daha yüksek akım veren X-ışını tüpü geliştirilmesi ve bu gelişmenin yumuşak dokularda Z_{eff} hesaplamalarına katkısı üzerinde çalışmalar yapılabilir.

Hedefin yoğunluğunu ve atomik yapısını belirlemek, SP hesaplamaları için diğer bir önemli konudur. Doku eşdeğeri materyallerin atomik içerikleri in vitro (laboratuvar ortamında veya yapay koşullarda) ve in vivo (canlı ortamda veya yaşayan koşullarda) yöntemlerle üretildiği için bu materyallerle yapılan işlemlerde doku farklılıkları ihmal edilir (White *et al.*, 1991). Kalef-Ezra ve arkadaşları, meme gibi çeşitli dokuların atomik içeriğinin bireyler arasında farklılık gösterdiğini ifade etmişlerdir. Bu nedenle normal doku atomik içeriklerinin, fiziksel sabitlerle ve bunların değişkenleriyle tam anlamıyla ifade edilemeyeceği daima dikkate alınmalıdır (Kalef-Ezra *et al.*,1998*).* Bu çalışmada da vücut dokuları yerine laboratuvar ortamında hazırlanan doku eşdeğeri materyaller kullanılmıştır.

Sekil 4.5 incelendiğinde Akciğer 1 doku eşdeğeri materyaline ait SP değerlerindeki dalgalanmanın sebeplerinden biri olarak atomik yapısının belirlenmesindeki farklılıklar gösterilebilir. Bu nedenle akciğer dokusunun atomik yapısının daha doğru belirlenmesi için, hava, akciğer ve kas dokularının atomik yapılarından yararlanılması önerilir.

DEBT yöntemi ile SP hesaplamalarında Z_{eff} değeri gibi q_e değeri de SP formülü için çok önemli bir çarpandır. Özellikle kortikal kemik gibi yoğunluğu yüksek olan vücut bölgelerinde q_e nin doğru hesaplanması büyük önem arz etmektedir. Ancak bu çalışmada NIST veri tabanı ve SRIM programı ile karşılaştırma yapabilmek için hedefin q_e sinden bağımsız olarak MSP hesaplamaları yapılmıştır. Tablo 4. e ve SP grafiklerine göre tüm doku eşdeğeri materyaller için en iyi sonuç veren enerji çiftlerinin birbirinden farklı olduğu görülmektedir. Bu sonuç HU kararlılığı ve SD ile bağdaştırılabilir. Akciğer 1 ve K Kemik dokuya ait doku eşdeğeri materyaller dışındaki diğer doku eşdeğeri materyallerin HU kararlılığında olduğu gibi tüm enerji çiftlerinde benzer SP sonuçları verdiği görülmektedir. Şekil 4.5 ve Şekil 4.6 incelendiğinde Akciğer 1 ve Akciğer 2 doku eşdeğeri materyallerin ikisi de akciğer dokusunu temsil etmesine rağmen yoğunluklarının birbirinden farklı olması sebebiyle SRIM programı ile SP uyumlarının birbirinden oldukça farklı olduğu görülmektedir. Benzer şekilde Şekil 4.12 ve Şekil 4.13 incelendiğinde Trabeküler kemiğe ait T Kemik doku eşdeğeri materyalinin SRIM programı ile uyumu tedavi enerjilerinde %99 un üzerinde iken, kortikal kemiğe ait K Kemik doku eşdeğeri materyalinin SRIM programı uyumu çok farklıdır. Bu sonuçlar özellikle kortikal kemiğin petroz kısmı gibi yoğunluğu çok yüksek olan dokularda qe değerinin önemini göstermektedir.

SP hesaplamalarındaki belirsizlikler, menzil belirsizliği olarak adlandırılan, protonun hedef içinde nerede duracağının belirsizliğine sebep olur. Klinik uygulamalarda I değerinin ± %1,5 , HU-RSP dönüşümünün ise ± % 0,5 kadar menzil belirsizliğine etkisi olabilir. Bu nedenle protonun menzil hesabında demetin menziline %2,5-3,5 oranında pay eklenir ve genellikle ışın demetinin riskli organın bitişiğinde durmasından sakınılır (Paganetti, 2012). Tablo 4.8 incelendiğinde 57,8 MeV de su için yapılan menzil hesaplamalarının NIST değeri ile olan bağıl farkının, deneysel menzil hesabında % 0,4 ve 70-120 keV enerji çiftinden elde edilen teorik menzil hesabında %4,1 olduğu görülmektedir. Teorik hesaplama sonuçlarının, BT görüntü artefaktları, voksel boyutu ve SP belirsizliklerinin azaltılması ile iyileştirilebileceği öngörülebilir. Ayrıca tabloya bakıldığında SRIM ile NIST verileri arasında bağıl farkın %1,6 olduğu görülmektedir. SRIM programında bu farkın görülmesi ise I değeri, atomik içerik bilgisi vb. gibi SP belirsizliklerinden kaynaklanmaktadır.

Sonuç olarak;

DEBT cihazı şu anki iyon terapisi klinik uygulamalarında kullanılmasa bile yöntemin geliştirilmesi ile yakın gelecekte kullanımının fayda sağlayacağı öngörülmektedir. Yapılan çalışmanın sonuçlarından yola çıkarak, DEBT yöntemi için,

- Görüntüleme için kullanılan BT cihazı ile tedavi planlaması için kullanılan BT cihazının birbirinden farklı olması veya aynı cihaz için bu iki uygulamaya özgü protokoller tanımlanması,
- Doku atomik içeriğinin ve elektron yoğunluğunun daha hassas belirlenmesi ve bulunan değerlere uygun yeni fantomların geliştirilmesi,
- Doku ayrım sınırlarının daha hassas belirlenmesi için voksel boyutlarının küçülmesi, SAFİRE algoritması gibi SD yi azaltacak programların kullanılması, daha fazla ölçüm alınması vb. çalışmaların yapılması,
- Tüp akımları, görüntü dozları ve planlama protokolleri için gürültü seviyelerinin gözden geçirilmesi ile daha düşük SD değerlerine ulaşılması,

DEBT metodunun klinik uygulamalarda kullanımına imkân sağlayacağı düşünülmektedir.

DEBT cihazından alınan verilerdeki belirsizliklerin azalması, daha doğru SP ve menzil hesaplamaları yapılmasına imkân sağlayacaktır. Bununla birlikte, sunulan belirsizlikler nedeniyle DEBT tabanlı SP tahminlerinin, gerçek dokular için ağır iyon BT gibi bir referans yöntemiyle karşılaştırılması tavsiye edilmektedir. Bu, kısmi hacim ve beam hardening etki gibi görüntüleme artefaktlarından ortaya çıkan belirsizliklerin ölçülmesi ve yüksek qe ve Z_{eff} li kemik dokunun değerlendirilmesi için önemlidir.

KAYNAKLAR

AAPM, 2008, The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT: Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. American Association of Physicists in Medicine,10.

Arya, A.P., 1999, Fundementals of nuclear physics, Çeviri Editörü/Editörleri, Şahin Y, Allyn and Bacon , *Michigan Universty*, 183-246.

Ahlen, S. P.,1980, Theoretical and experimental aspects of the energy loss of relativistic heavily ionizing particles, Reviews of Modern Physics. American Physical Society, 52(1), 121–173. doi: 10.1103/RevModPhys.52.121.

Allisy, A., Jennings, A. and Kellerer, A., 1993, Report 51, *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*. Oxford University Press, os26(2), NP-NP. doi: 10.1093/jicru/os26.2.Report51.

Alvarez, R. E. and Macovski, A., 1976, Energy-selective reconstructions in X-ray computerised tomography, *Physics in Medicine and Biology*, 21(5), 002. doi: 10.1088/0031-9155/21/5/002.

Alvarez, R. and Science, E. S., 1979, A comparison of noise and dose in conventional and energy selective computed tomography, - *IEEE Transactions on Nuclear 1979, Undefined ieeexplore.ieee.org*. Available at: http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document /4330549/ (Accessed: 7 June 2018).

Bazalova, M., Carrier, L. and Beaulieu, L., 2008, Dual-Energy CT-based material extraction for tissue segmentation in Monte Carlo dose calculations, *Physics in Medicine and Biology*, 53(9), 2439–2456. doi: 10.1088/0031-9155/53/9/015.

BERGER and MJ, 2005, XCOM : Photon Cross Section Database (version 1.3), *http://physics.nist.gov/xcom*. National Institute of Standards and Technology. Available at: https://ci.nii.ac.jp/naid/10026964187/ (Accessed: 7 April 2018).

Bethe, H., 1930, Zur Theorie des Durchgangs schneller Korpuskularstrahlen durch Materie, *Annalen der Physik*, 397(3), 325–400. doi: 10.1002/ and 19303970303.

Biegun, A. K., 2015, Proton radiography as a tool to improve proton stopping powers in proton cancer treatment.

Bille, J. and Schlegel, W., 2002, Medizinische Physik 2: Medizinische Strahlenphysik.

Bischel, H. ve Physics, T. H., 1992, Energy loss of 70 MeV protons in elements, *Elsevier*, (Nuclear Instruments and Methods in 1992). Available at: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0168583X92959954 (Accessed: 8 June 2018).

Bloch, F., 1933, Zur Bremsung rasch bewegter Teilchen beim Durchgang durch Materie, *Annalen der Physik*. Wiley-Blackwell, 408(3), 285–320. doi: 10.1002 and 19334080303.

Bohr, N., 1913, I. *On the constitution of atoms and molecules, The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*. Taylor & Francis Group, 26(151), 1–25. doi: 10.1080/14786441308634955.

Bragg, W. H. and Kleeman, R., 1905, XXXIX. *On the α particles of radium, and their loss of range in passing through various atoms and molecules, The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*. Taylor & Francis Group , 10(57), 318–340. doi: 10.1080/14786440509463378.

Brooks, R., 1977, A quantitative theory of the Hounsfield unit and its application to dual energy scanning, *Journal of computer assisted*.

Bushberg, J. and Boone, J., 2011, The essential physics of medical imaging, Available at: https://www.google.com/books?hl=tr&lr=&id=tqM8IG3f8bsC&oi=fnd&pg=PR1&dq=Bushberg,+J.+T.+and+Boone,+J.+M.+(2011).+The+essential+physics+of+medical+imaging.+LippincottWilliams+%26Wilkins.+(cited+on+pages+4,+5,+6,+7,+and+8)&ots=9njB-WgVnk&sig=i7BITEhFERh9_hRnwNcT-ZH0OdY (Accessed: 7 June 2018).

Cabrera, R., Trujillo, S., Cruz, J. and Oddershede, J., 1997, Bethe theory of stopping incorporating electronic excitations of partially stripped projectiles, *Physical Review A*. American Physical Society, 55(4), 2864–2872. doi: 10.1103/PhysRevA.55.2864.

Centrum Cyklotronowe Bronowice - CCB construction photo report, 2015, Available at: https://ccb.ifj.edu.pl/en.fotorelacje_z_budowy.html (Accessed: 7 April 2018).

Chen, G., Singh, J. and Castro, J., 1979, Treatment planning for heavy ion radiotherapy, *International journal of radiation oncology, biology, physics*. *Elsevier*, 5(10), 1809–19. doi: 10.1016/0360-3016(79)90564-9.

CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, 2013, *Electron Density Phantom-Model 062M*. Available at: http://www.cirsinc.com/file/Products/062M/062M DS 112117(1).pdf (Accessed: 7 April 2018).

Coleman, A. J. and Sinclair, M., 1985, A beam-hardening correction using dual-energy computed tomography, *Physics in Medicine and Biology*. IOP Publishing, 30(11), 1251–1256. doi: 10.1088/0031-9155/30/11/007.

Demarco, J. J., Solberg, T. D. and Smathers, J. B., 1998, A CT-based Monte Carlo simulation tool for dosimetry planning and analysis.

Dilek, R., 2012, *Radyoterapide kullanılan proton ve ağır iyonlar için su, Al2O3 (TLD-500) ve akciğerin durdurma gücü hesabı*. Gazi Üniversitesi.

Doolan, P., Collins-Feleke, C. and Dias, M., 2016, Inter-comparison of relative stopping power estimation models for proton therapy, *Physics in Medicine and Biology*, 61(22). doi: 10.1088/0031-9155/61/22/8085.

Durante, M. and Loeffler, J. S., 2010, Charged particles in radiation oncology, *Nature Reviews Clinical Oncology*. Nature Publishing Group, 7(1), 37–43. doi: 10.1038/nrclinonc.2009.183.

Fano, U., 1964, PENETRATION OF PROTONS, ALPHA PARTICLES, AND MESONS12, *books.google.com*. Available at: https://www.google.com/books?hl=tr&lr=&id=I6wrAAAAYAAJ&oi=fnd&pg=PA287&dq=Fano,+U.+(1964).+Penetrations+of+protons,+alpha+particles,+and+mesons.+Studies+in+Penetra+tion+of+Charged+Particles+in+Matter, +1133:287.+(cited+on+pages+15,+16,+and+17)&ots=PYmM1cE (Accessed: 8 June 2018).

Flampouri, S., Slopsema, R. and Yeung, D., 2007, TH-D-M100E-05: Realistic Estimation of Proton Range Uncertainties and Dosimetric Implications, *Medical Physics*, 34(6Part24), 2643–2643. doi: 10.1118/1.2761732.

Flohr, T. *et al.* 2006, First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system, *Springer*. Available at: https://link.springer.com/10.1007%2Fs00330-005-2919-2?LI=true&from=SL (Accessed: 7 June 2018).

Goodsitt, M. M., Christodoulou, E. G. and Larson, S. C., 2011, Accuracies of the synthesized monochromatic CT numbers and effective atomic numbers obtained with a rapid kVp switching dual energy CT scanner, *Medical Physics*, 38(4), 2222–2232. doi: 10.1118/1.3567509.

Hall, E. J., 2006, Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers, *International journal of radiation oncology, biology, physics*, 65(1), 1–7. doi: 10.1016/j.ijrobp.2006.01.027.

V. Highland, 1975, *Nuclear Instruments and Methods | Vol 129, Issue 2, Pages 313-629*. Available at: https://www.sciencedirect.com/journal/nuclear-instruments-and-methods/vol/129 (Accessed: 7 June 2018).

History, 2012, Available at: https://www.ifj.edu.pl/str/dc/historia_en.html (Accessed: 7 April 2018).

Hounsfield, G. N., 1973, Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system, *The British Journal of Radiology*, 46(552), 1016–1022. doi: 10.1259/0007-1285-46-552-1016.

HU, I., Confidence, V. and Adaptive, F. O. R. (no date) , CBCT Electron Density Phantom.

Hünemohr, N., Krauss, B. and Tremmel, C., 2014, Experimental verification of ion stopping power prediction from dual energy CT data in tissue surrogates, *Physics in Medicine and Biology*, 59(1), 22-96, 1. doi: 10.1088/0031-9155/59/1/83.

ICRU, 1984, Stopping powers for electrons and positrons (Report 37). Journal of the ICRU, 16.

ICRU, 1993, Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles (Report 49). Journal of the ICRU, 14-32 and VIII.

ICRU, 2005, Stopping of ions heavier than helium (Report 73). Journal of the ICRU. 15-17

Inokuti, M. and Turner, J. E., 1978, Mean excitation energies for stopping power as derived from oscillator-strength distributions, Available at: https://inis.iaea.org-/search/search.aspx?orig_q=RN:9416250 (Accessed: 18 May 2018).

International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) (no date). Available at:https://icru.org/home/reports/stopping-power-and-ranges-for-protons-and-alpha-particles -report-49 (Accessed: 7 April 2018).

Jäkel, O. and Reiss, P., 2007, The influence of metal artefacts on the range of ion beams, *Physics in Medicine and Biology*, 52(3), 635–644. doi: 10.1088/0031-9155/52/3/007.

Jiang, H., Seco, J. and Paganetti, H., 2007, Effects of Hounsfield number conversion on CT based proton Monte Carlo dose calculations, *Medical physics*. NIH Public Access, 34(4), 1439–1449. doi: 10.1118/1.2715481.

Johns, H. and Cunningham, J., 1983, *The Physics of Radiology 4th edn (Springfield, IL: Charles C Thomas)*, 241-3.

Kalef-Ezra, J., Karantanas, A. and Koligliatis, T., 1998, Electron Density of Tissues and Breast Cancer Radiotherapy : a Quantitative Ct Study, *International Journal of Radiation Oncology,Biology,Physics*, 41(5), 1209–1214. Available at: http://www. sciencedirect.com-/science/article/pii/S0360301698001692.

Kalender, W., 2000, *Computed tomography : fundamentals, system technology, image quality, applications*. MCD Verlag. Available at: http://adsabs.harvard.edu-/abs/2000ctfs.book.....K (Accessed: 18 May 2018).

Kalender, W. A., 2005, *Computer Tomography 2nd edn*. New York: Wiley.

Kalender, W., 2006, Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Available at: https://scholar.google.com.tr/scholar?hl =tr&as_sdt =0%2C5&q=Kalender%2CW.+A.+%282006%29.+Computertomographie%3A+Grundlagen%2C+Gerätetechnologie%2C+Bildqual+ität%2C+Anwendungen.+Publicis+Corporate+Publ.+%28cited+on+page+3%29&btnG= (Accessed: 7 June 2018).

Kemerink, G. J., 1995, The nonlinear partial volume effect and computed tomography densitometry of foam and lung, *Medical Physics*, 22(9), 1445–1450. doi: 10.1118/1.597568.

Kretschmer, M., Sabatino, M., and Heyden, S., 2013, White Paper RT Planning with Dual Energy CT Dual Energy CT for Metal Artifact Reduction in Radiation Therapy Planning with the SOMATOM Definition AS 20.

Lawrence, J., Tobias, C. and Born, J., 1958a, Pituitary irradiation with high-energy proton beams: a preliminary report., *Cancer research*. American Association for Cancer Research, 18(2), 121–34. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov /pubmed/13511365 (Accessed: 7 April 2018).

Lawrence, J., Tobias, C. and Born, J., 1958b, Pituitary irradiation with high-energy proton beams: a preliminary report., *Cancer research*, 18(2), 121–34. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13511365 (Accessed: 6 June 2018).

Lomax, A. J., 2008a, Intensity modulated proton therapy and its sensitivity to treatment uncertainties 1: the potential effects of calculational uncertainties, *Physics in Medicine and Biology*, 53(4), 1027–1042. doi: 10.1088/0031-9155/53/4/014.

Lomax, A. J., 2008b, Intensity modulated proton therapy and its sensitivity to treatment uncertainties 2: the potential effects of inter-fraction and inter-field motions, *Physics in Medicine and Biology*, 53(4), 1043–1056. doi: 10.1088/0031-9155/53/4/015.

Maaß, C., Baer, M. and Kachelrieß, M., 2009, Image-based dual energy CT using optimized precorrection functions: A practical new approach of material decomposition in image domain, *Medical Physics*, 36(8), 3818–3829. doi: 10.1118/1.3157235.

McCollough, Leng, S., and Yuet,L., 2011, CT Dose Index and Patient Dose: They Are *Not* the Same Thing, *Radiology*, 259(2), 311–316. doi: 10.1148/radiol.11101800.

McCullough, E. C.,1975, Photon attenuation in computed tomography, *Medical Physics*, 2(6), 307–320. doi: 10.1118/1.594199.

McNitt-Gray, M. F., 2002, AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT, *RadioGraphics*, 22(6), 1541–1553. doi: 10.1148/rg.226025128.

Meyer, E., Raupach, R., Lell, M., 2010, Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography, *Medical Physics*, 37(10), 5482–5493. doi: 10.1118/1.3484090.

Moyers, M. and Miller, D., 2001, Methodologies and tools for proton beam design for lung tumors, *redjournal.org*.

Moyers, M., Sardesai, M. and Sunet, S., 2009, Ion stopping powers and CT numbers, *meddos.org*.

NIST: Appendix for ESTAR, PSTAR, and ASTAR (no date). Available at: https://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/appendix.html (Accessed: 7 April 2018).

Nora, H., 2014, *Dissertation-Dual energy CT as an alternative for ion radiotheraphy treatment planning*. The Combined Faculties for the Natural Sciences and for Mathematics of the Ruperto-Carola University of Heidelberg, Germany.

Olivia, J. K., 2008, Advantages and disadvantages of charged particle therapy - Particle Therapy Cancer Research Institute', *Particle Therapy Cancer Research Institute*, 20 (7:555–563).

Olko, P., 2015, The NuPECC report : Nuclear Physics in Medicine, in. Physics for hadron theraphy.

Organization, W. H., 2010, Constraints to Scaling Up the Health Millennium Development Goals : Costing and Financial Gap Analysis Background Document for the Taskforce on Innovative International Financing for Health Systems, *Assessment*, 68.

P Andreo, 2009, On the clinical spatial resolution achievable with protons and heavier charged particle radiotherapy beams, *Physics in Medicine & Biology*.

Paganetti, H., 2012, Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations, *Physics in medicine and biology*, 57(11), R99-117. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22571913 (Accessed: 7 April 2018).

Paul, H., Geithner, O. and Chemistry, O., 2007, The influence of stopping powers upon dosimetry for radiation therapy with energetic ions, *Elsevier*. Available at: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0065327606520131 (Accessed: 8 June 2018).

du Plessis, C., Willemse, C. and Lötter, M., 1998, The indirect use of CT numbers to establish material properties needed for Monte Carlo calculation of dose distributions in patients, *Medical Physics*, 25(7), 1195–1201. doi: 10.1118/1.598297.

Ruciński, A., 2013, Organ Motion Management for Optimisation of Fractionated Ion Therapy of Prostate Cancer at HIT, 136.

Rutherford, E., 1919, LIV. *Collision of α particles with light atoms* . IV. *An anomalous effect in nitrogen*', *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*. Taylor & Francis Group , 37(222), 581–587. doi: 10.1080/14786440608635919.

Rutherford, R. A., Pullan, B. R. and Isherwood, I., 1976, X-ray energies for effective atomic number determination, *Neuroradiology*, 11(1), 23–28. doi: 10.1007/BF00327254.

Ryu, H., Song, E. and Lee, J., 2008, Density and spatial resolutions of proton radiography using a range modulation technique, *Physics in Medicine and Biology*, 53(19), 5461–5468. doi: 10.1088/0031-9155/53/19/012.

Salvat, F., Martinez, J. D. and Mayol, R., 1985, Stopping power formula for intermediate energy electrons Related content A simple model for electron scattering: inelastic collisions, *Physics in Medicine & Biology H Sugiyama Phys. Med. Biol*, 30. Available at: http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/30/4/006/pdf (Accessed: 6 April 2018).

Schaffner, B. and Pedroni, E., 1998, The precision of proton range calculations in proton radiotherapy treatment planning: Experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping power, *Phys Med Biol.*, 43(1579–1592.).

Schardt, D., Elsässer, T. and Schulz-Ertner, D., 2010, Heavy-ion tumor therapy: Physical and radiobiological benefits, *Reviews of Modern Physics*. American Physical Society, 82(1),

383–425. doi: 10.1103/RevModPhys.82.383.

Schneider, U., Pemler, P. and Dellert, M., 2002, The water equivalence of solid materials used for dosimetry with small proton beams. doi: 10.1118/1.1523408.

Schneider, W., Bortfeld, T. and Schlegel, W., 2000, Contact us My IOPscience Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions Conversion of CT numbers into tissue parameters for Monte Carlo dose calculations Semiempirical analysis of mat.

Seltzer, S. M. and Berger, M. J., 1982, Evaluation of the collision stopping power of elements and compounds for electrons and positrons, *The International Journal of Applied Radiation and Isotopes*. Pergamon, 33(11), 1189–1218. doi: 10.1016/0020-708X(82)90244-7.

Sigmund, P., 2004, Stopping of heavy ions: a theoretical approach. Available at: https://www.google.com/books?hl=tr&lr=&id=24st-gh4QHIC&oi=fnd&pg=PR11&dq=Sigmund,+P.+(2004).+Stopping+of+Heavy+Ions:+A+Theoretical+Approach.+Springer.+(cited+on+pages+15+and+16)&ots=HkIyT6Z4-F&sig=iBo108s6LHBXM23wT_8C_mUkx40 (Accessed: 8 June 2018).

Sigmund, P. and Schinner, A., 2009, Errata and Addenda for ICRU Report 73, stopping of ions heavier than helium, *forskningsdatabasen.dk*. Available at: http://www.forskningsdatabasen.dk/en/catalog/2389065160 (Accessed: 8 June 2018).

Slater, J., Archambeau, J. and Miller, D., 1992, The proton treatment center at Loma Linda University Medical Center: rationale for and description of its development., *International journal of radiation oncology, biology, physics*. *Elsevier*, 22(2), 383–9. doi: 10.1016/0360-3016(92)90058-P.

Smith, A. R., 2009, Vision 20/20: Proton therapy, *Medical Physics*, 36(2), 556–568. doi: 10.1118/1.3058485.

Tanır, G., Dilek, R. and Bölükdemir, M., 2015, The Stopping Powers of Water and Lung for Protons in Radiotherapy, *Journal of Scientific Research & Reports JSRR*, 6(64), 287–293. doi: 10.9734/JSRR/2015/15979.

Thomas, S. J.,1999, Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning., *The British Journal of Radiology*, 72(860), 781–786. doi: 10.1259/bjr.72.860.10624344.

Torikoshi, M., Tsunoo, T. and Sasaki, M., 2003, Electron density measurement with dual-energy x-ray CT using synchrotron radiation., *Physics in medicine and biology*, 48(5), 673–685. doi: 10.1088/0031-9155/48/5/308.

Tsoulfanidis, N. and Landsberger, S., 1983, *Measurement and Detection of Radiation, Third Edition - Nicholas Tsoulfanidis - Google Books*. Third Edition. Washington New York London: Hemisphere Publishing Corporation. Available at: https://books.google.com.tr/books?hl=en&lr=&id=zRjSBQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&ots=VbgMhqT5kh&sig=DuwvA9_XXA2vmJ3LhQYfqbwF-xY&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false (Accessed:

19 April 2018).

Tsoulfanidis, N. and Landsberger, S., 1995, *Measurement and Detection of Radiation, Third Edition - Nicholas Tsoulfanidis - Google Kitaplar*. Available at: https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=zRjSBQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Tsoulfanidis,+N.,+"Measurement+and+Detection+of+Radiation,+&ots=VbgLhqP6kf&sig=5EG9k31UwgBgoSrhd8cY5I6J4Yk&redir_esc=y#v=onepage&q=Tsoulfanidis%2C N.%2C "Meas (Accessed: 8 April 2018).

Tufan, M. Ç. and Gümüs, H., 2008, Stopping Power Calculations of Compounds by Using Thomas–Fermi–Dirac–Weizsäcker Density Functional, 114. Available at: http://przyrbwn.icm.edu.pl/APP/PDF/114/a114z406.pdf (Accessed: 7 April 2018).

Tufan, M. Ç. and Gümüş, H., 2011, A study on the calculation of stopping power and CSDA Range for incident positrons, *Journal of Nuclear Materials*. North-Holland, 412(3), 308–314. doi: 10.1016/J.JNUCMAT.2011.03.016.

Unkelbach, J., Bortfeld, T. and Martin, B.,2008, Reducing the sensitivity of IMPT treatment plans to setup errors and range uncertainties via probabilistic treatment planning, *Medical Physics*, 36(1), 149–163. doi: 10.1118/1.3021139.

Urie, M., Goitein, M. and Wagner, M., 1984, Compensating for heterogeneities in proton radiation therapy, *Physics in Medicine and Biology*, 29(5), 553–566. doi: 10.1088/0031-9155/29/5/008.

W. Röntgen. Wilhelm, 1970, On a new kind of rays. By W.C. Rontgen. Translated by Arthur Stanton from the Sitzungsberichte der Würzburger Physic-medic. Gesellschaft, 1895. Nature, January 23, 1896, *Radiography*, 36(428), 185–8. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4920446 (Accessed: 6 June 2018).

Walter H Barkas, 1963, *Nuclear research emulsions (Pure and applied physics)*. Available at: https://www.amazon.com/Nuclear-research-emulsions-applied-physics/dp/B0007DRVAC (Accessed: 6 June 2018).

Weber, U. and Kraft, G., 1999, Design and construction of a ripple filter for a smoothed depth dose distribution in conformal particle therapy, *Physics in medicine and biology*, 44(11), 2765–75. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10588283 (Accessed: 7 June 2018).

Weber, U. and Kraft, G., 2009, Comparison of Carbon Ions Versus Protons, *The Cancer Journal*, 15(4), 325–332. doi: 10.1097/PPO.0b013e3181b01935.

Wertz, H. and Jäkel, O., 2004, Influence of iodine contrast agent on the range of ion beams for radiotherapy, *Medical Physics*, 31(4), 767–773. doi: 10.1118/1.1650871.

White, D., Widdowson, H., and Woodard, H., 1991, The composition of body tissues. (II)Fetus to young adult ,*The British Journal of Radiology*, 64(758), 149–159. doi: 10.1259/0007-1285-64-758-149.

White, D. R., Woodard, H. Q. and Hammond, S. M., 1987, Average soft-tissue and bone models for use in radiation dosimetry, *The British Journal of Radiology*, 60(717), 907–913. doi: 10.1259/0007-1285-60-717-907.

Williamson, J., Whiting, B. and Benac, J., 2002, Prospects for quantitative computed tomography imaging in the presence of foreign metal bodies using statistical image reconstruction, *Medical Physics*, 29 (10), 2404–2418. doi: 10.1118/1.1509443.

Wilson, R. R., 1946a, Radiological Use of Fast Protons, *Radiology*, 47(5), 487–491. doi: 10.1148/47.5.487.

Wilson, R. R., 1946b, Radiological Use of Fast Protons, *Radiology*, 47(5), 487–491. doi: 10.1148/47.5.487.

Wohlfahrt, P., Möhler, C. and Hietschold, V., 2017, Clinical Implementation of Dual-energy CT for Proton Treatment Planning on Pseudo-monoenergetic CT scans, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 97(2), 427–434. doi: 10.1016/j.ijrobp.2016.10.022.

Woodard, H. and White, D., 1986, *The composition of body tissues.*, *British Journal of Radiology*.

World HealtH StatiSticS, (no date), Available at: http://www.who.int/about- /licensing/ copyright _form/en/index. (Accessed: 7 April 2018).

Yamada, S., Ueguchi, T. and Ogata, T., 2014, Radiotherapy treatment planning with contrast-enhanced computed tomography: feasibility of dual-energy virtual unenhanced imaging for improved dose calculations, *Radiation Oncology*, 9(1), 168. doi: 10.1186/1748-717X-9-168.

Yang, M., Virshup, G. and Claylon, J., 2010, Theoretical variance analysis of single- and dual-energy computed tomography methods for calculating proton stopping power ratios of biological tissues, *Physics in medicine and biology*, 55(5), 1343–1362. doi: 10.1088/0031-9155/55/5/006.

Yang, M., 2011, Dual energy computed tomography for proton therapy treatment planning.

Zatz, L. M., 1976, The Effect of the kVp Level on EMI Values, *Radiology*, 119(3), 683–688. doi: 10.1148/119.3.683.

Zhang, D., Li, X. and Liu, B., 2011, Objective characterization of GE Discovery CT750 HD scanner: Gemstone spectral imaging mode, *Medical Physics*, 38(3), 1178–1188. doi: 10.1118/1.3551999.

Zhang, R. and Newhauser, W. D., 2009, Calculation of water equivalent thickness of materials of arbitrary density, elemental composition and thickness in proton beam irradiation, *Physics in Medicine and Biology*. IOP Publishing, 54(6), 1383–1395. doi: 10.1088/0031-9155/54/6/001.

Ziegler, J.F., 1980, Handbook of stopping cross-sections for energetic ions in all elements. United States: Pergamon Press Incorporated.

EKLER

EK 1. Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalinin MSP[7] sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
1,00	151,20	287,80	325,59	334,30	320,21	327,27	336,23	321,60	482,00	157,62	428,97
1,10	145,30	269,53	305,13	313,35	300,06	306,72	315,17	301,37	453,04	147,30	402,80
1,20	139,70	253,67	287,36	295,14	282,56	288,87	296,87	283,81	427,78	138,38	380,01
1,30	133,20	239,77	271,77	279,16	267,21	273,19	280,81	268,39	405,52	130,59	359,95
1,40	127,30	227,47	257,95	265,00	253,61	259,31	266,57	254,73	385,74	123,71	342,14
1,50	121,90	216,50	245,62	252,36	241,47	246,92	253,86	242,54	368,02	117,59	326,20
1,60	117,00	206,64	234,54	240,99	230,55	235,78	242,43	231,58	352,04	112,11	311,85
1,70	112,40	197,74	224,51	230,71	220,69	225,71	232,09	221,68	337,55	107,17	298,84
1,80	108,20	189,64	215,39	221,36	211,71	216,54	222,69	212,66	324,34	102,69	286,99
2,00	100,70	175,47	199,41	204,97	195,99	200,48	206,20	196,88	301,10	94,86	266,17
2,25	92,64	160,73	182,77	187,89	179,62	183,76	189,03	180,43	276,77	86,75	244,42
2,50	85,88	148,47	168,93	173,68	166,00	169,84	174,74	166,76	256,43	80,03	226,26
2,75	80,12	138,12	157,21	161,65	154,47	158,06	162,63	155,18	239,13	74,37	210,84
3,00	75,15	129,23	147,14	151,31	144,58	147,95	152,24	145,24	224,23	69,52	197,57
3,25	70,82	121,51	138,40	142,33	135,98	139,16	143,21	136,61	211,24	65,32	186,02
3,50	67,02	114,74	130,73	134,45	128,44	131,45	135,28	129,03	199,80	61,65	175,86
3,75	63,64	108,76	123,93	127,47	121,76	124,61	128,26	122,32	189,64	58,40	166,84
4,00	60,62	103,41	117,87	121,24	115,80	118,52	121,99	116,33	180,55	55,50	158,78
4,50	55,45	94,29	107,50	110,58	105,61	108,10	111,27	106,10	164,97	50,56	144,98
5,00	51,17	86,76	98,95	101,79	97,20	99,50	102,43	97,65	152,06	46,50	133,56
5,50	47,56	80,44	91,76	94,40	90,14	92,27	94,99	90,56	141,18	43,09	123,95
6,00	44,48	75,05	85,63	88,10	84,11	86,10	88,65	84,50	131,88	40,19	115,74
6,50	41,81	70,40	80,33	82,65	78,90	80,78	83,17	79,27	123,82	37,69	108,63
7,00	39,47	66,34	75,70	77,89	74,36	76,12	78,38	74,70	116,77	35,50	102,42
8,00	35,56	59,57	68,00	69,97	66,79	68,38	70,41	67,10	105,01	31,87	92,06
9,00	32,42	54,16	61,83	63,62	60,73	62,17	64,02	61,01	95,56	28,97	83,75
10,00	29,84	49,73	56,77	58,42	55,76	57,09	58,79	56,02	87,80	26,59	76,93
11,00	27,67	46,02	52,54	54,07	51,60	52,84	54,41	51,85	81,31	24,60	71,22

[7] MSP değerlerinin birimi ‘‘MeV.cm^2/gr’’ dır.

EK 1 (devam). Akciğer 1 doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
12,00	25,82	42,87	48,95	50,37	48,08	49,22	50,69	48,30	75,78	22,92	66,37
13,00	24,23	40,16	45,86	47,19	45,04	46,12	47,49	45,25	71,02	21,47	62,19
14,00	22,84	37,80	43,17	44,42	42,40	43,41	44,70	42,60	66,87	20,20	58,55
15,00	21,62	35,73	40,80	41,99	40,07	41,03	42,26	40,26	63,22	19,10	55,35
16,00	20,53	33,89	38,71	39,83	38,01	38,92	40,08	38,19	59,99	18,11	52,51
17,00	19,56	32,25	36,84	37,91	36,18	37,04	38,15	36,35	57,10	17,24	49,98
18,00	18,69	30,78	35,15	36,18	34,52	35,35	36,40	34,69	54,50	16,45	47,70
20,00	17,17	28,24	32,25	33,19	31,67	32,43	33,40	31,82	50,01	15,09	43,77
22,50	15,63	25,64	29,29	30,14	28,77	29,45	30,33	28,90	45,43	13,70	39,76
25,00	14,36	23,53	26,87	27,66	26,39	27,03	27,83	26,52	41,69	12,57	36,48
27,50	13,31	21,77	24,86	25,59	24,42	25,00	25,75	24,53	38,58	11,63	33,75
30,00	12,41	20,28	23,16	23,84	22,75	23,29	23,99	22,86	35,94	10,83	31,45
32,50	11,64	19,00	21,70	22,34	21,32	21,83	22,48	21,42	33,68	10,15	29,47
35,00	10,97	17,89	20,44	21,03	20,07	20,55	21,17	20,17	31,72	9,56	27,75
37,50	10,39	16,92	19,33	19,89	18,98	19,44	20,02	19,07	30,00	9,04	26,24
40,00	9,87	16,06	18,35	18,88	18,02	18,45	19,00	18,10	28,47	8,58	24,91
45,00	8,99	14,61	16,69	17,18	16,39	16,78	17,28	16,47	25,90	7,80	22,66
50,00	8,27	13,43	15,34	15,79	15,07	15,43	15,89	15,14	23,81	7,17	20,83
55,00	7,68	12,45	14,22	14,64	13,97	14,30	14,73	14,03	22,08	6,65	19,31
60,00	7,17	11,62	13,28	13,67	13,04	13,35	13,75	13,10	20,61	6,21	18,03
65,00	6,74	10,92	12,47	12,83	12,25	12,54	12,91	12,30	19,36	5,83	16,93
70,00	6,37	10,30	11,77	12,11	11,56	11,84	12,19	11,61	18,27	5,50	15,98
80,00	5,75	9,29	10,62	10,93	10,43	10,68	11,00	10,48	16,48	4,96	14,42
90,00	5,26	8,50	9,71	9,99	9,53	9,76	10,05	9,58	15,07	4,54	13,18
100,00	4,87	7,85	8,97	9,23	8,81	9,02	9,29	8,85	13,92	4,19	12,18
110,00	4,54	7,32	8,36	8,60	8,21	8,40	8,66	8,25	12,98	3,91	11,35
120,00	4,26	6,87	7,84	8,07	7,70	7,89	8,12	7,74	12,18	3,67	10,65
130,00	4,03	6,48	7,41	7,62	7,27	7,45	7,67	7,31	11,50	3,46	10,06
140,00	3,82	6,15	7,03	7,23	6,90	7,07	7,28	6,93	10,91	3,29	9,54
150,00	3,64	5,86	6,70	6,89	6,58	6,73	6,93	6,61	10,40	3,13	9,09
160,00	3,49	5,61	6,41	6,59	6,29	6,44	6,63	6,32	9,94	3,00	8,70
170,00	3,35	5,38	6,15	6,33	6,04	6,18	6,37	6,07	9,54	2,87	8,35
180,00	3,22	5,18	5,92	6,09	5,81	5,95	6,13	5,84	9,19	2,77	8,04
200,00	3,01	4,84	5,52	5,68	5,42	5,55	5,72	5,45	8,58	2,58	7,50

EK 2. Akciğer 2 doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
1,00	219,00	324,01	316,94	317,31	316,87	316,55	316,94	316,52	330,07	315,99	305,81
1,10	209,50	303,70	297,03	297,39	296,97	296,67	297,04	296,64	309,41	296,13	286,54
1,20	200,20	286,05	279,74	280,07	279,68	279,40	279,75	279,37	291,47	278,89	269,81
1,30	190,50	270,56	264,56	264,88	264,51	264,24	264,57	264,21	275,71	263,75	255,12
1,40	181,90	256,84	251,12	251,42	251,07	250,81	251,12	250,78	261,75	250,35	242,12
1,50	174,10	244,58	239,12	239,41	239,07	238,82	239,12	238,79	249,28	238,38	230,52
1,60	167,00	233,57	228,33	228,61	228,28	228,04	228,33	228,02	238,06	227,62	220,09
1,70	160,50	223,60	218,57	218,84	218,52	218,30	218,57	218,27	227,92	217,89	210,66
1,80	154,50	214,54	209,70	209,95	209,65	209,43	209,70	209,41	218,70	209,04	202,09
2,00	143,80	198,65	194,14	194,38	194,10	193,90	194,15	193,88	202,52	193,54	187,07
2,25	132,50	182,10	177,95	178,17	177,91	177,72	177,95	177,70	185,67	177,39	171,43
2,50	122,90	168,33	164,47	164,67	164,44	164,26	164,47	164,24	171,64	163,95	158,42
2,75	114,80	156,66	153,06	153,25	153,03	152,87	153,07	152,85	159,76	152,58	147,41
3,00	107,80	146,65	143,27	143,45	143,24	143,08	143,27	143,07	149,56	142,81	137,96
3,25	101,70	137,95	134,76	134,93	134,73	134,58	134,76	134,57	140,69	134,33	129,76
3,50	96,29	130,31	127,29	127,45	127,26	127,12	127,29	127,11	132,90	126,88	122,55
3,75	91,51	123,54	120,67	120,83	120,65	120,52	120,68	120,50	126,01	120,29	116,18
4,00	87,24	117,51	114,77	114,92	114,75	114,62	114,77	114,61	119,86	114,40	110,49
4,50	79,90	107,18	104,68	104,81	104,66	104,54	104,68	104,53	109,33	104,34	100,76
5,00	73,81	98,66	96,35	96,47	96,33	96,23	96,35	96,21	100,64	96,04	92,74
5,50	68,68	91,50	89,35	89,47	89,34	89,24	89,36	89,23	93,34	89,07	86,00
6,00	64,28	85,39	83,38	83,49	83,37	83,28	83,39	83,27	87,11	83,12	80,25
6,50	60,47	80,11	78,23	78,33	78,21	78,12	78,23	78,11	81,73	77,97	75,28
7,00	57,13	75,50	73,72	73,82	73,71	73,62	73,72	73,62	77,02	73,48	70,94
8,00	51,54	67,82	66,22	66,30	66,21	66,13	66,22	66,12	69,19	66,01	63,72
9,00	47,04	61,67	60,21	60,29	60,20	60,14	60,22	60,13	62,92	60,02	57,94
10,00	43,33	56,63	55,29	55,36	55,28	55,22	55,29	55,21	57,78	55,11	53,20
11,00	40,22	52,41	51,17	51,24	51,16	51,10	51,17	51,10	53,48	51,01	49,23
12,00	37,56	48,83	47,67	47,74	47,66	47,61	47,68	47,61	49,82	47,52	45,87
13,00	35,27	45,75	44,66	44,72	44,65	44,61	44,67	44,60	46,68	44,52	42,97
14,00	33,27	43,06	42,04	42,10	42,03	41,99	42,04	41,98	43,94	41,91	40,45
15,00	31,50	40,70	39,74	39,79	39,73	39,69	39,74	39,68	41,53	39,61	38,23
16,00	29,93	38,61	37,70	37,75	37,69	37,65	37,70	37,65	39,40	37,58	36,27

EK 2 (devam). Akciğer 2 doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
17,00	28,53	36,75	35,88	35,92	35,87	35,83	35,88	35,83	37,50	35,76	34,52
18,00	27,27	35,07	34,24	34,28	34,23	34,19	34,24	34,19	35,78	34,13	32,94
20,00	25,08	32,17	31,41	31,45	31,41	31,37	31,41	31,37	32,83	31,31	30,22
22,50	22,84	29,22	28,53	28,57	28,52	28,49	28,53	28,49	29,82	28,44	27,45
25,00	21,00	26,81	26,18	26,21	26,17	26,14	26,18	26,14	27,36	26,09	25,18
27,50	19,47	24,81	24,22	24,25	24,21	24,19	24,22	24,18	25,31	24,14	23,30
30,00	18,17	23,11	22,56	22,59	22,56	22,53	22,56	22,53	23,58	22,49	21,71
32,50	17,05	21,65	21,14	21,17	21,14	21,11	21,14	21,11	22,10	21,07	20,34
35,00	16,08	20,39	19,91	19,93	19,90	19,88	19,91	19,88	20,81	19,84	19,15
37,50	15,23	19,28	18,83	18,85	18,82	18,80	18,83	18,80	19,68	18,77	18,11
40,00	14,47	18,31	17,87	17,90	17,87	17,85	17,87	17,85	18,68	17,81	17,19
45,00	13,19	16,65	16,26	16,28	16,25	16,24	16,26	16,23	16,99	16,20	15,64
50,00	12,15	15,31	14,94	14,96	14,94	14,92	14,94	14,92	15,62	14,90	14,38
55,00	11,28	14,19	13,85	13,87	13,85	13,84	13,86	13,83	14,48	13,81	13,33
60,00	10,54	13,25	12,93	12,95	12,93	12,92	12,94	12,92	13,52	12,89	12,44
65,00	9,91	12,44	12,15	12,16	12,14	12,13	12,15	12,13	12,70	12,11	11,69
70,00	9,36	11,74	11,47	11,48	11,46	11,45	11,47	11,45	11,98	11,43	11,03
80,00	8,46	10,59	10,34	10,36	10,34	10,33	10,34	10,33	10,81	10,31	9,95
90,00	7,75	9,69	9,46	9,47	9,45	9,44	9,46	9,44	9,88	9,43	9,10
100,00	7,17	8,95	8,74	8,75	8,74	8,73	8,74	8,72	9,13	8,71	8,41
110,00	6,69	8,34	8,14	8,15	8,14	8,13	8,14	8,13	8,51	8,12	7,83
120,00	6,28	7,83	7,64	7,65	7,64	7,63	7,64	7,63	7,99	7,62	7,35
130,00	5,93	7,39	7,21	7,22	7,21	7,20	7,21	7,20	7,54	7,19	6,94
140,00	5,63	7,01	6,85	6,85	6,84	6,84	6,85	6,84	7,15	6,82	6,59
150,00	5,37	6,68	6,52	6,53	6,52	6,51	6,52	6,51	6,82	6,50	6,28
160,00	5,14	6,39	6,24	6,25	6,24	6,23	6,24	6,23	6,52	6,22	6,00
170,00	4,94	6,13	5,99	6,00	5,99	5,98	5,99	5,98	6,26	5,97	5,76
180,00	4,75	5,90	5,76	5,77	5,76	5,76	5,76	5,76	6,03	5,75	5,55
200,00	4,44	5,51	5,38	5,39	5,38	5,37	5,38	5,37	5,62	5,36	5,18

EK 3. Yağ doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
1,00	221,70	299,24	288,57	288,53	287,47	287,94	287,90	286,83	286,95	269,48	256,11
1,10	212,00	280,17	270,13	270,09	269,09	269,54	269,50	268,49	268,61	252,18	239,61
1,20	202,60	263,63	254,14	254,10	253,16	253,58	253,54	252,59	252,70	237,18	225,31
1,30	192,90	249,13	240,12	240,09	239,19	239,59	239,56	238,66	238,76	224,04	212,80
1,40	184,10	236,30	227,73	227,70	226,85	227,23	227,19	226,34	226,43	212,43	201,73
1,50	176,20	224,86	216,68	216,65	215,84	216,20	216,17	215,35	215,44	202,08	191,88
1,60	169,10	214,59	206,76	206,73	205,95	206,30	206,27	205,49	205,57	192,79	183,04
1,70	162,50	205,31	197,80	197,77	197,03	197,36	197,33	196,58	196,66	184,41	175,06
1,80	156,40	196,88	189,66	189,63	188,92	189,23	189,21	188,49	188,57	176,79	167,81
2,00	145,50	182,12	175,41	175,39	174,72	175,02	175,00	174,32	174,40	163,47	155,14
2,25	134,10	166,77	160,61	160,58	159,97	160,24	160,22	159,61	159,67	149,63	141,98
2,50	124,40	154,02	148,31	148,29	147,72	147,98	147,95	147,38	147,45	138,14	131,06
2,75	116,20	143,25	137,92	137,90	137,37	137,61	137,59	137,06	137,11	128,44	121,84
3,00	109,10	134,01	129,01	128,99	128,50	128,72	128,70	128,20	128,26	120,13	113,94
3,25	102,90	125,99	121,28	121,26	120,80	121,00	120,99	120,52	120,57	112,91	107,09
3,50	97,46	118,95	114,50	114,48	114,04	114,24	114,22	113,78	113,83	106,59	101,09
3,75	92,62	112,73	108,50	108,49	108,07	108,26	108,24	107,82	107,87	101,00	95,78
4,00	88,30	107,18	103,16	103,14	102,74	102,92	102,91	102,51	102,55	96,01	91,05
4,50	80,87	97,70	94,03	94,01	93,65	93,81	93,80	93,43	93,47	87,50	82,97
5,00	74,71	89,89	86,50	86,49	86,15	86,30	86,29	85,95	85,99	80,49	76,31
5,50	69,51	83,33	80,18	80,17	79,86	80,00	79,99	79,67	79,71	74,61	70,73
6,00	65,06	77,73	74,80	74,79	74,50	74,63	74,62	74,32	74,36	69,59	65,97
6,50	61,20	72,91	70,15	70,14	69,87	69,99	69,98	69,70	69,73	65,26	61,87
7,00	57,82	68,69	66,09	66,08	65,83	65,94	65,93	65,67	65,70	61,49	58,28
8,00	52,16	61,68	59,34	59,33	59,10	59,20	59,20	58,96	58,99	55,20	52,32
9,00	47,61	56,06	53,94	53,93	53,72	53,82	53,81	53,60	53,62	50,17	47,56
10,00	43,86	51,47	49,51	49,51	49,31	49,40	49,39	49,20	49,22	46,06	43,65
11,00	40,70	47,62	45,82	45,81	45,63	45,71	45,70	45,52	45,54	42,61	40,39
12,00	38,02	44,36	42,68	42,67	42,50	42,58	42,57	42,40	42,42	39,69	37,62
13,00	35,70	41,55	39,98	39,97	39,81	39,88	39,88	39,72	39,74	37,18	35,24
14,00	33,67	39,11	37,62	37,62	37,47	37,54	37,53	37,38	37,40	34,99	33,17
15,00	31,88	36,96	35,56	35,55	35,42	35,48	35,47	35,33	35,35	33,07	31,34
16,00	30,30	35,06	33,73	33,72	33,59	33,65	33,65	33,51	33,53	31,37	29,73

EK 3 (devam). Yağ doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
17,00	28,88	33,36	32,09	32,09	31,96	32,02	32,02	31,89	31,90	29,85	28,29
18,00	27,60	31,84	30,63	30,62	30,50	30,56	30,55	30,43	30,44	28,48	26,99
20,00	25,38	29,20	28,09	28,09	27,98	28,03	28,02	27,91	27,93	26,13	24,76
22,50	23,12	26,52	25,51	25,51	25,41	25,45	25,45	25,35	25,36	23,72	22,48
25,00	21,26	24,33	23,40	23,40	23,31	23,35	23,35	23,25	23,26	21,77	20,63
27,50	19,71	22,51	21,65	21,65	21,56	21,60	21,60	21,51	21,52	20,13	19,08
30,00	18,39	20,96	20,17	20,16	20,09	20,12	20,12	20,04	20,05	18,76	17,78
32,50	17,26	19,64	18,90	18,89	18,82	18,85	18,85	18,78	18,78	17,57	16,65
35,00	16,28	18,50	17,79	17,79	17,72	17,75	17,75	17,68	17,69	16,55	15,68
37,50	15,41	17,49	16,83	16,82	16,76	16,79	16,78	16,72	16,73	15,65	14,83
40,00	14,65	16,60	15,97	15,97	15,91	15,93	15,93	15,87	15,88	14,85	14,08
45,00	13,35	15,10	14,53	14,52	14,47	14,49	14,49	14,43	14,44	13,51	12,80
50,00	12,29	13,88	13,35	13,35	13,30	13,32	13,32	13,27	13,27	12,42	11,77
55,00	11,41	12,87	12,38	12,38	12,33	12,35	12,35	12,30	12,30	11,51	10,91
60,00	10,67	12,01	11,55	11,55	11,51	11,53	11,53	11,48	11,49	10,74	10,18
65,00	10,03	11,28	10,85	10,85	10,81	10,83	10,82	10,78	10,79	10,09	9,56
70,00	9,48	10,65	10,24	10,24	10,20	10,22	10,22	10,18	10,18	9,52	9,03
80,00	8,56	9,60	9,24	9,24	9,20	9,22	9,21	9,18	9,18	8,59	8,14
90,00	7,84	8,78	8,44	8,44	8,41	8,42	8,42	8,39	8,39	7,85	7,44
100,00	7,25	8,11	7,80	7,80	7,77	7,78	7,78	7,75	7,76	7,26	6,88
110,00	6,77	7,56	7,27	7,27	7,24	7,25	7,25	7,22	7,23	6,76	6,41
120,00	6,36	7,09	6,82	6,82	6,79	6,81	6,81	6,78	6,78	6,34	6,01
130,00	6,01	6,70	6,44	6,44	6,41	6,43	6,42	6,40	6,40	5,99	5,68
140,00	5,70	6,35	6,11	6,11	6,09	6,10	6,10	6,07	6,07	5,68	5,39
150,00	5,44	6,05	5,82	5,82	5,80	5,81	5,81	5,79	5,79	5,42	5,13
160,00	5,20	5,79	5,57	5,57	5,55	5,56	5,56	5,53	5,54	5,18	4,91
170,00	5,00	5,56	5,35	5,35	5,32	5,33	5,33	5,31	5,31	4,97	4,71
180,00	4,81	5,35	5,15	5,14	5,12	5,13	5,13	5,11	5,11	4,79	4,53
200,00	4,50	4,99	4,80	4,80	4,78	4,79	4,79	4,77	4,77	4,47	4,23

EK 4. Meme doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
1,00	219,20	298,17	300,58	301,04	300,75	300,69	301,19	300,88	316,69	303,17	293,42
1,10	209,70	279,22	281,48	281,92	281,64	281,59	282,06	281,77	296,66	283,93	274,74
1,20	200,40	262,77	264,92	265,32	265,07	265,02	265,46	265,19	279,27	267,23	258,54
1,30	190,70	248,36	250,39	250,78	250,53	250,49	250,91	250,65	264,02	252,58	244,34
1,40	182,10	235,60	237,53	237,90	237,67	237,63	238,03	237,78	250,52	239,62	231,78
1,50	174,30	224,22	226,07	226,42	226,20	226,16	226,54	226,30	238,47	228,06	220,57
1,60	167,20	214,00	215,77	216,11	215,89	215,86	216,22	216,00	227,64	217,68	210,51
1,70	160,70	204,76	206,46	206,79	206,58	206,54	206,90	206,68	217,86	208,30	201,41
1,80	154,70	196,37	198,01	198,32	198,12	198,08	198,42	198,21	208,96	199,77	193,15
2,00	143,90	181,68	183,20	183,49	183,30	183,27	183,58	183,39	193,38	184,84	178,69
2,25	132,60	166,40	167,79	168,06	167,89	167,86	168,15	167,97	177,17	169,30	163,64
2,50	123,00	153,70	154,99	155,24	155,09	155,06	155,32	155,16	163,69	156,39	151,15
2,75	114,90	142,96	144,17	144,40	144,26	144,23	144,48	144,33	152,29	145,48	140,58
3,00	107,90	133,76	134,89	135,10	134,97	134,94	135,18	135,03	142,50	136,11	131,52
3,25	101,80	125,76	126,83	127,03	126,90	126,88	127,10	126,96	134,00	127,98	123,66
3,50	96,39	118,75	119,76	119,95	119,83	119,81	120,02	119,89	126,55	120,85	116,76
3,75	91,60	112,55	113,50	113,69	113,57	113,55	113,75	113,63	119,95	114,54	110,66
4,00	87,32	107,01	107,92	108,10	107,99	107,97	108,16	108,04	114,06	108,91	105,21
4,50	79,98	97,56	98,39	98,55	98,45	98,43	98,60	98,50	104,00	99,29	95,91
5,00	73,89	89,76	90,53	90,68	90,59	90,57	90,73	90,63	95,70	91,36	88,25
5,50	68,75	83,22	83,93	84,07	83,98	83,97	84,11	84,02	88,74	84,70	81,81
6,00	64,35	77,64	78,31	78,43	78,35	78,34	78,48	78,39	82,79	79,03	76,33
6,50	60,53	72,82	73,45	73,57	73,49	73,48	73,61	73,53	77,66	74,12	71,59
7,00	57,18	68,61	69,20	69,32	69,25	69,23	69,35	69,28	73,18	69,84	67,45
8,00	51,59	61,61	62,14	62,24	62,18	62,17	62,28	62,21	65,72	62,72	60,57
9,00	47,08	56,01	56,49	56,59	56,53	56,52	56,62	56,56	59,75	57,02	55,06
10,00	43,37	51,42	51,86	51,95	51,90	51,89	51,98	51,92	54,85	52,34	50,55
11,00	40,26	47,58	47,99	48,07	48,02	48,01	48,10	48,05	50,76	48,44	46,77
12,00	37,60	44,33	44,71	44,78	44,73	44,73	44,81	44,76	47,29	45,12	43,57
13,00	35,30	41,52	41,88	41,95	41,91	41,90	41,97	41,93	44,30	42,27	40,81
14,00	33,30	39,08	39,42	39,48	39,44	39,44	39,51	39,46	41,69	39,78	38,42
15,00	31,53	36,94	37,26	37,32	37,28	37,27	37,34	37,30	39,41	37,60	36,31
16,00	29,96	35,04	35,34	35,40	35,36	35,35	35,42	35,38	37,38	35,67	34,44

EK 4 (devam). Meme doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
17,00	28,56	33,34	33,63	33,68	33,65	33,64	33,70	33,67	35,57	33,94	32,77
18,00	27,29	31,82	32,09	32,14	32,11	32,10	32,16	32,13	33,94	32,39	31,27
20,00	25,10	29,19	29,44	29,49	29,46	29,45	29,50	29,47	31,14	29,71	28,69
22,50	22,86	26,50	26,73	26,78	26,75	26,74	26,79	26,76	28,28	26,98	26,05
25,00	21,02	24,32	24,53	24,57	24,54	24,54	24,58	24,55	25,94	24,75	23,90
27,50	19,49	22,50	22,69	22,73	22,70	22,70	22,74	22,72	24,00	22,90	22,11
30,00	18,19	20,96	21,14	21,17	21,15	21,15	21,18	21,16	22,36	21,33	20,60
32,50	17,07	19,64	19,81	19,84	19,82	19,81	19,85	19,83	20,95	19,99	19,30
35,00	16,10	18,49	18,65	18,68	18,66	18,66	18,69	18,67	19,73	18,82	18,17
37,50	15,24	17,48	17,64	17,66	17,65	17,64	17,67	17,65	18,65	17,80	17,19
40,00	14,49	16,60	16,74	16,77	16,75	16,75	16,78	16,76	17,71	16,90	16,31
45,00	13,20	15,10	15,23	15,25	15,24	15,23	15,26	15,24	16,11	15,37	14,84
50,00	12,16	13,88	14,00	14,02	14,00	14,00	14,03	14,01	14,80	14,13	13,64
55,00	11,29	12,86	12,97	13,00	12,98	12,98	13,00	12,99	13,72	13,09	12,64
60,00	10,55	12,01	12,11	12,13	12,12	12,12	12,14	12,13	12,81	12,22	11,80
65,00	9,92	11,28	11,37	11,39	11,38	11,38	11,40	11,39	12,03	11,48	11,08
70,00	9,37	10,64	10,74	10,75	10,74	10,74	10,76	10,75	11,36	10,84	10,46
80,00	8,47	9,60	9,68	9,70	9,69	9,69	9,71	9,69	10,24	9,77	9,44
90,00	7,76	8,78	8,85	8,87	8,86	8,86	8,87	8,86	9,36	8,94	8,63
100,00	7,17	8,11	8,18	8,19	8,18	8,18	8,20	8,19	8,65	8,26	7,97
110,00	6,69	7,56	7,62	7,63	7,63	7,63	7,64	7,63	8,06	7,69	7,43
120,00	6,29	7,09	7,15	7,16	7,16	7,16	7,17	7,16	7,57	7,22	6,97
130,00	5,94	6,70	6,75	6,76	6,76	6,76	6,77	6,76	7,14	6,82	6,58
140,00	5,64	6,35	6,41	6,42	6,41	6,41	6,42	6,41	6,78	6,47	6,24
150,00	5,38	6,05	6,11	6,12	6,11	6,11	6,12	6,11	6,46	6,16	5,95
160,00	5,15	5,79	5,84	5,85	5,84	5,84	5,85	5,85	6,18	5,89	5,69
170,00	4,94	5,56	5,61	5,61	5,61	5,61	5,62	5,61	5,93	5,66	5,46
180,00	4,76	5,35	5,40	5,40	5,40	5,40	5,41	5,40	5,71	5,45	5,26
200,00	4,45	4,99	5,04	5,04	5,04	5,04	5,05	5,04	5,33	5,08	4,91

EK 5. Su eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
1,00	240,20	247,68	252,96	252,85	252,60	253,24	253,12	252,84	248,69	247,32	246,41
1,10	232,80	232,05	237,02	236,92	236,68	237,29	237,17	236,91	233,01	231,71	230,86
1,20	225,80	218,48	223,18	223,08	222,86	223,44	223,32	223,08	219,38	218,16	217,35
1,30	216,20	206,57	211,04	210,94	210,73	211,28	211,17	210,94	207,43	206,27	205,50
1,40	207,20	196,03	200,28	200,20	200,00	200,51	200,41	200,19	196,85	195,74	195,01
1,50	198,90	186,63	190,69	190,60	190,41	190,91	190,81	190,60	187,41	186,35	185,65
1,60	191,10	178,17	182,06	181,98	181,80	182,27	182,18	181,98	178,92	177,91	177,24
1,70	183,80	170,53	174,27	174,19	174,01	174,47	174,38	174,18	171,25	170,28	169,64
1,80	176,90	163,59	167,18	167,10	166,93	167,37	167,29	167,09	164,27	163,34	162,72
2,00	164,30	151,42	154,75	154,68	154,53	154,93	154,86	154,68	152,06	151,19	150,62
2,25	150,70	138,75	141,82	141,76	141,61	141,99	141,92	141,75	139,34	138,54	138,01
2,50	139,20	128,22	131,07	131,01	130,87	131,22	131,16	131,00	128,76	128,02	127,53
2,75	129,40	119,31	121,97	121,91	121,79	122,11	122,05	121,91	119,82	119,13	118,67
3,00	121,00	111,66	114,16	114,10	113,99	114,29	114,23	114,10	112,14	111,49	111,06
3,25	113,80	105,02	107,37	107,32	107,21	107,50	107,44	107,32	105,47	104,86	104,45
3,50	107,40	99,19	101,42	101,37	101,27	101,54	101,48	101,37	99,62	99,04	98,66
3,75	101,70	94,03	96,14	96,10	96,00	96,26	96,21	96,10	94,44	93,89	93,52
4,00	96,73	89,43	91,44	91,40	91,30	91,55	91,50	91,40	89,81	89,29	88,94
4,50	88,18	81,56	83,40	83,36	83,27	83,50	83,46	83,36	81,91	81,43	81,12
5,00	81,14	75,07	76,77	76,73	76,65	76,86	76,82	76,73	75,39	74,95	74,66
5,50	75,23	69,62	71,19	71,16	71,09	71,28	71,24	71,16	69,92	69,51	69,24
6,00	70,20	64,97	66,44	66,41	66,34	66,52	66,48	66,41	65,25	64,87	64,61
6,50	65,86	60,95	62,33	62,30	62,24	62,41	62,37	62,30	61,21	60,85	60,62
7,00	62,07	57,44	58,74	58,72	58,66	58,81	58,78	58,71	57,69	57,35	57,13
8,00	55,76	51,60	52,77	52,75	52,69	52,83	52,81	52,74	51,82	51,52	51,32
9,00	50,71	46,92	47,99	47,97	47,92	48,05	48,02	47,96	47,13	46,85	46,66
10,00	46,57	43,09	44,07	44,05	44,00	44,12	44,10	44,05	43,27	43,02	42,85
11,00	43,11	39,88	40,79	40,77	40,73	40,84	40,82	40,77	40,05	39,82	39,66
12,00	40,16	37,16	38,00	37,99	37,95	38,05	38,03	37,99	37,32	37,10	36,95
13,00	37,63	34,81	35,61	35,59	35,55	35,65	35,63	35,59	34,97	34,76	34,62
14,00	35,43	32,77	33,52	33,50	33,47	33,56	33,54	33,50	32,92	32,72	32,59
15,00	33,49	30,98	31,69	31,67	31,64	31,72	31,71	31,67	31,11	30,93	30,81
16,00	31,77	29,39	30,06	30,05	30,01	30,10	30,08	30,05	29,52	29,34	29,23

EK 5 (devam). Su eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
17,00	240,20	247,68	252,96	252,85	252,60	253,24	253,12	252,84	248,69	247,32	246,41
18,00	232,80	232,05	237,02	236,92	236,68	237,29	237,17	236,91	233,01	231,71	230,86
20,00	225,80	218,48	223,18	223,08	222,86	223,44	223,32	223,08	219,38	218,16	217,35
22,50	216,20	206,57	211,04	210,94	210,73	211,28	211,17	210,94	207,43	206,27	205,50
25,00	207,20	196,03	200,28	200,20	200,00	200,51	200,41	200,19	196,85	195,74	195,01
27,50	198,90	186,63	190,69	190,60	190,41	190,91	190,81	190,60	187,41	186,35	185,65
30,00	191,10	178,17	182,06	181,98	181,80	182,27	182,18	181,98	178,92	177,91	177,24
32,50	183,80	170,53	174,27	174,19	174,01	174,47	174,38	174,18	171,25	170,28	169,64
35,00	176,90	163,59	167,18	167,10	166,93	167,37	167,29	167,09	164,27	163,34	162,72
37,50	164,30	151,42	154,75	154,68	154,53	154,93	154,86	154,68	152,06	151,19	150,62
40,00	150,70	138,75	141,82	141,76	141,61	141,99	141,92	141,75	139,34	138,54	138,01
45,00	139,20	128,22	131,07	131,01	130,87	131,22	131,16	131,00	128,76	128,02	127,53
50,00	129,40	119,31	121,97	121,91	121,79	122,11	122,05	121,91	119,82	119,13	118,67
55,00	121,00	111,66	114,16	114,10	113,99	114,29	114,23	114,10	112,14	111,49	111,06
60,00	113,80	105,02	107,37	107,32	107,21	107,50	107,44	107,32	105,47	104,86	104,45
65,00	107,40	99,19	101,42	101,37	101,27	101,54	101,48	101,37	99,62	99,04	98,66
70,00	101,70	94,03	96,14	96,10	96,00	96,26	96,21	96,10	94,44	93,89	93,52
80,00	96,73	89,43	91,44	91,40	91,30	91,55	91,50	91,40	89,81	89,29	88,94
90,00	88,18	81,56	83,40	83,36	83,27	83,50	83,46	83,36	81,91	81,43	81,12
100,00	81,14	75,07	76,77	76,73	76,65	76,86	76,82	76,73	75,39	74,95	74,66
110,00	75,23	69,62	71,19	71,16	71,09	71,28	71,24	71,16	69,92	69,51	69,24
120,00	70,20	64,97	66,44	66,41	66,34	66,52	66,48	66,41	65,25	64,87	64,61
130,00	65,86	60,95	62,33	62,30	62,24	62,41	62,37	62,30	61,21	60,85	60,62
140,00	62,07	57,44	58,74	58,72	58,66	58,81	58,78	58,71	57,69	57,35	57,13
150,00	55,76	51,60	52,77	52,75	52,69	52,83	52,81	52,74	51,82	51,52	51,32
160,00	50,71	46,92	47,99	47,97	47,92	48,05	48,02	47,96	47,13	46,85	46,66
170,00	46,57	43,09	44,07	44,05	44,00	44,12	44,10	44,05	43,27	43,02	42,85
180,00	43,11	39,88	40,79	40,77	40,73	40,84	40,82	40,77	40,05	39,82	39,66
200,00	40,16	37,16	38,00	37,99	37,95	38,05	38,03	37,99	37,32	37,10	36,95

EK 6. Karaciğer doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
1,00	219,20	301,71	308,43	308,78	308,60	308,78	309,14	308,92	320,86	310,99	304,14
1,10	209,70	282,65	288,98	289,31	289,14	289,31	289,65	289,44	300,70	291,39	284,93
1,20	200,40	266,10	272,09	272,40	272,24	272,40	272,72	272,53	283,18	274,37	268,26
1,30	190,70	251,58	257,27	257,57	257,41	257,56	257,87	257,69	267,81	259,43	253,63
1,40	182,10	238,73	244,15	244,43	244,28	244,43	244,72	244,55	254,19	246,21	240,68
1,50	174,30	227,26	232,44	232,71	232,57	232,71	232,98	232,82	242,03	234,41	229,13
1,60	167,20	216,95	221,91	222,17	222,04	222,17	222,44	222,28	231,11	223,80	218,74
1,70	160,70	207,63	212,40	212,64	212,52	212,64	212,90	212,75	221,22	214,21	209,35
1,80	154,70	199,16	203,74	203,98	203,86	203,98	204,23	204,08	212,24	205,49	200,82
2,00	143,90	184,33	188,59	188,81	188,70	188,81	189,04	188,90	196,49	190,21	185,87
2,25	132,60	168,89	172,81	173,02	172,91	173,01	173,23	173,10	180,09	174,30	170,30
2,50	123,00	156,05	159,69	159,88	159,78	159,88	160,07	159,96	166,44	161,08	157,36
2,75	114,90	145,19	148,59	148,76	148,67	148,76	148,95	148,84	154,89	149,88	146,41
3,00	107,90	135,87	139,06	139,22	139,14	139,22	139,39	139,29	144,98	140,27	137,02
3,25	101,80	127,77	130,78	130,94	130,85	130,94	131,10	131,00	136,36	131,92	128,86
3,50	96,39	120,67	123,52	123,66	123,59	123,66	123,82	123,72	128,80	124,60	121,70
3,75	91,60	114,38	117,08	117,23	117,15	117,23	117,37	117,28	122,10	118,11	115,36
4,00	87,32	108,78	111,35	111,48	111,41	111,48	111,62	111,54	116,13	112,33	109,70
4,50	79,98	99,19	101,54	101,66	101,60	101,66	101,79	101,71	105,91	102,44	100,04
5,00	73,89	91,28	93,45	93,57	93,51	93,56	93,68	93,61	97,48	94,28	92,07
5,50	68,75	84,64	86,66	86,76	86,71	86,76	86,87	86,80	90,40	87,42	85,37
6,00	64,35	78,98	80,86	80,96	80,91	80,96	81,06	81,00	84,36	81,58	79,66
6,50	60,53	74,09	75,85	75,95	75,90	75,94	76,04	75,98	79,14	76,53	74,72
7,00	57,18	69,81	71,48	71,57	71,52	71,57	71,66	71,60	74,58	72,12	70,41
8,00	51,59	62,70	64,20	64,28	64,24	64,28	64,36	64,31	66,99	64,77	63,24
9,00	47,08	57,01	58,37	58,44	58,41	58,44	58,52	58,47	60,91	58,89	57,50
10,00	43,37	52,34	53,60	53,66	53,63	53,66	53,73	53,69	55,93	54,07	52,79
11,00	40,26	48,44	49,60	49,66	49,63	49,66	49,72	49,69	51,76	50,04	48,86
12,00	37,60	45,13	46,21	46,27	46,24	46,27	46,32	46,29	48,22	46,62	45,52
13,00	35,30	42,28	43,29	43,34	43,32	43,34	43,40	43,37	45,18	43,68	42,64
14,00	33,30	39,79	40,75	40,80	40,77	40,80	40,85	40,82	42,53	41,11	40,14
15,00	31,53	37,61	38,52	38,56	38,54	38,56	38,61	38,58	40,20	38,86	37,94
16,00	29,96	35,68	36,54	36,58	36,56	36,58	36,63	36,60	38,13	36,86	35,99

EK 6 (devam). Karaciğer doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
17,00	28,56	33,95	34,77	34,81	34,79	34,81	34,86	34,83	36,29	35,08	34,25
18,00	27,29	32,40	33,18	33,22	33,20	33,22	33,26	33,24	34,63	33,48	32,68
20,00	25,10	29,73	30,44	30,48	30,46	30,48	30,52	30,49	31,77	30,71	29,98
22,50	22,86	27,00	27,65	27,68	27,66	27,68	27,71	27,69	28,85	27,89	27,23
25,00	21,02	24,77	25,37	25,40	25,38	25,40	25,43	25,41	26,47	25,59	24,99
27,50	19,49	22,92	23,47	23,50	23,48	23,50	23,53	23,51	24,49	23,68	23,12
30,00	18,19	21,35	21,86	21,89	21,88	21,89	21,92	21,90	22,82	22,06	21,53
32,50	17,07	20,00	20,49	20,51	20,50	20,51	20,54	20,52	21,38	20,67	20,18
35,00	16,10	18,84	19,29	19,31	19,30	19,31	19,34	19,32	20,13	19,46	19,00
37,50	15,24	17,81	18,24	18,27	18,25	18,27	18,29	18,27	19,04	18,41	17,97
40,00	14,49	16,91	17,32	17,34	17,33	17,34	17,36	17,35	18,07	17,47	17,06
45,00	13,20	15,38	15,75	15,77	15,76	15,77	15,79	15,78	16,44	15,89	15,52
50,00	12,16	14,14	14,48	14,50	14,49	14,50	14,52	14,50	15,11	14,61	14,26
55,00	11,29	13,11	13,42	13,44	13,43	13,44	13,46	13,45	14,01	13,54	13,22
60,00	10,55	12,24	12,53	12,55	12,54	12,55	12,56	12,55	13,08	12,64	12,34
65,00	9,92	11,49	11,77	11,78	11,78	11,78	11,80	11,79	12,28	11,87	11,59
70,00	9,37	10,85	11,11	11,12	11,12	11,12	11,14	11,13	11,59	11,21	10,94
80,00	8,47	9,79	10,02	10,03	10,03	10,03	10,05	10,04	10,46	10,11	9,87
90,00	7,76	8,95	9,16	9,17	9,17	9,17	9,18	9,18	9,56	9,24	9,02
100,00	7,17	8,27	8,46	8,47	8,47	8,47	8,49	8,48	8,83	8,54	8,34
110,00	6,69	7,70	7,89	7,90	7,89	7,90	7,91	7,90	8,23	7,96	7,77
120,00	6,29	7,23	7,40	7,41	7,41	7,41	7,42	7,42	7,73	7,47	7,29
130,00	5,94	6,82	6,99	7,00	6,99	7,00	7,01	7,00	7,29	7,05	6,88
140,00	5,64	6,48	6,63	6,64	6,64	6,64	6,65	6,64	6,92	6,69	6,53
150,00	5,38	6,17	6,32	6,33	6,32	6,33	6,34	6,33	6,60	6,38	6,22
160,00	5,15	5,90	6,05	6,05	6,05	6,05	6,06	6,06	6,31	6,10	5,95
170,00	4,94	5,67	5,80	5,81	5,81	5,81	5,82	5,81	6,06	5,85	5,71
180,00	4,76	5,45	5,58	5,59	5,59	5,59	5,60	5,59	5,83	5,63	5,50
200,00	4,45	5,09	5,21	5,22	5,22	5,22	5,23	5,22	5,44	5,26	5,13

EK 7. Kas doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
1,00	219,00	306,87	310,30	310,82	311,18	310,47	311,02	311,42	328,16	321,84	319,43
1,10	209,50	287,50	290,74	291,23	291,57	290,90	291,41	291,79	307,57	301,62	299,34
1,20	200,20	270,68	273,75	274,21	274,53	273,90	274,39	274,74	289,68	284,05	281,89
1,30	190,50	255,93	258,84	259,28	259,59	258,98	259,45	259,78	273,98	268,62	266,58
1,40	181,90	242,87	245,64	246,06	246,35	245,78	246,22	246,54	260,07	254,97	253,02
1,50	174,10	231,21	233,86	234,26	234,54	233,99	234,41	234,72	247,66	242,77	240,91
1,60	167,00	220,73	223,27	223,66	223,92	223,40	223,80	224,10	236,49	231,81	230,03
1,70	160,50	211,26	213,70	214,07	214,32	213,82	214,21	214,49	226,39	221,90	220,18
1,80	154,50	202,65	205,00	205,35	205,60	205,11	205,48	205,76	217,21	212,88	211,23
2,00	143,80	187,57	189,75	190,08	190,31	189,86	190,20	190,46	201,11	197,09	195,55
2,25	132,50	171,87	173,88	174,18	174,39	173,98	174,29	174,53	184,34	180,63	179,22
2,50	122,90	158,81	160,67	160,96	161,15	160,77	161,06	161,28	170,39	166,95	165,63
2,75	114,80	147,76	149,50	149,77	149,95	149,59	149,86	150,07	158,58	155,36	154,13
3,00	107,80	138,28	139,92	140,16	140,33	140,00	140,25	140,44	148,43	145,41	144,26
3,25	101,70	130,05	131,59	131,82	131,98	131,66	131,91	132,09	139,62	136,77	135,69
3,50	96,29	122,82	124,28	124,50	124,65	124,35	124,58	124,75	131,88	129,19	128,16
3,75	91,51	116,43	117,81	118,02	118,16	117,88	118,10	118,26	125,03	122,47	121,49
4,00	87,24	110,72	112,04	112,24	112,38	112,10	112,31	112,46	118,92	116,48	115,55
4,50	79,90	100,96	102,17	102,35	102,48	102,23	102,42	102,56	108,46	106,23	105,38
5,00	73,81	92,92	94,03	94,20	94,32	94,09	94,26	94,39	99,83	97,78	96,99
5,50	68,68	86,16	87,19	87,35	87,46	87,24	87,41	87,53	92,58	90,67	89,94
6,00	64,28	80,40	81,36	81,51	81,61	81,41	81,56	81,67	86,40	84,61	83,93
6,50	60,47	75,42	76,32	76,46	76,55	76,37	76,51	76,61	81,05	79,38	78,74
7,00	57,13	71,07	71,92	72,05	72,14	71,96	72,10	72,20	76,39	74,80	74,20
8,00	51,54	63,83	64,60	64,71	64,79	64,63	64,76	64,85	68,61	67,19	66,64
9,00	47,04	58,03	58,73	58,84	58,91	58,77	58,88	58,96	62,39	61,09	60,60
10,00	43,33	53,28	53,93	54,02	54,09	53,96	54,06	54,13	57,29	56,09	55,64
11,00	40,22	49,31	49,91	50,00	50,06	49,94	50,03	50,10	53,02	51,91	51,49
12,00	37,56	45,94	46,49	46,58	46,64	46,52	46,61	46,67	49,40	48,37	47,97
13,00	35,27	43,04	43,56	43,64	43,69	43,58	43,66	43,73	46,28	45,31	44,94
14,00	33,27	40,51	41,00	41,07	41,13	41,02	41,10	41,16	43,56	42,65	42,31
15,00	31,50	38,29	38,75	38,82	38,87	38,78	38,85	38,90	41,17	40,31	39,99
16,00	29,93	36,32	36,76	36,83	36,87	36,78	36,85	36,90	39,06	38,24	37,93

EK 7 (devam). Kas doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
17,00	28,53	34,57	34,98	35,05	35,09	35,00	35,07	35,12	37,17	36,39	36,10
18,00	27,27	32,99	33,38	33,45	33,49	33,40	33,47	33,51	35,47	34,73	34,45
20,00	25,08	30,26	30,63	30,68	30,72	30,65	30,70	30,75	32,54	31,86	31,60
22,50	22,84	27,48	27,82	27,87	27,90	27,83	27,88	27,92	29,56	28,94	28,70
25,00	21,00	25,22	25,52	25,57	25,60	25,54	25,58	25,62	27,12	26,55	26,34
27,50	19,47	23,33	23,61	23,65	23,68	23,63	23,67	23,70	25,09	24,56	24,36
30,00	18,17	21,73	22,00	22,04	22,06	22,01	22,05	22,08	23,37	22,88	22,70
32,50	17,05	20,36	20,61	20,65	20,67	20,62	20,66	20,69	21,90	21,44	21,27
35,00	16,08	19,18	19,41	19,44	19,47	19,42	19,46	19,48	20,62	20,19	20,03
37,50	15,23	18,13	18,35	18,39	18,41	18,36	18,40	18,43	19,50	19,10	18,94
40,00	14,47	17,21	17,42	17,45	17,48	17,43	17,47	17,49	18,51	18,13	17,98
45,00	13,19	15,66	15,85	15,88	15,90	15,86	15,89	15,91	16,84	16,49	16,35
50,00	12,15	14,39	14,57	14,59	14,61	14,58	14,60	14,62	15,48	15,16	15,03
55,00	11,28	13,34	13,51	13,53	13,55	13,51	13,54	13,56	14,35	14,05	13,94
60,00	10,54	12,46	12,61	12,63	12,65	12,62	12,64	12,66	13,40	13,12	13,01
65,00	9,91	11,70	11,84	11,86	11,88	11,85	11,87	11,89	12,58	12,32	12,22
70,00	9,36	11,04	11,18	11,20	11,21	11,18	11,20	11,22	11,88	11,63	11,53
80,00	8,46	9,96	10,08	10,10	10,11	10,09	10,11	10,12	10,71	10,49	10,40
90,00	7,75	9,11	9,22	9,23	9,25	9,22	9,24	9,25	9,79	9,59	9,51
100,00	7,17	8,41	8,52	8,53	8,54	8,52	8,54	8,55	9,05	8,86	8,79
110,00	6,69	7,84	7,94	7,95	7,96	7,94	7,96	7,97	8,43	8,26	8,19
120,00	6,28	7,36	7,45	7,46	7,47	7,45	7,47	7,48	7,91	7,75	7,69
130,00	5,93	6,95	7,03	7,04	7,05	7,04	7,05	7,06	7,47	7,32	7,26
140,00	5,63	6,59	6,67	6,68	6,69	6,68	6,69	6,70	7,09	6,94	6,88
150,00	5,37	6,28	6,36	6,37	6,38	6,36	6,37	6,38	6,76	6,61	6,56
160,00	5,14	6,01	6,08	6,09	6,10	6,09	6,10	6,11	6,46	6,33	6,28
170,00	4,94	5,77	5,84	5,85	5,85	5,84	5,85	5,86	6,20	6,07	6,02
180,00	4,75	5,55	5,62	5,63	5,64	5,62	5,63	5,64	5,97	5,85	5,80
200,00	4,44	5,18	5,24	5,25	5,26	5,25	5,26	5,26	5,57	5,46	5,41

EK 8. T Kemik doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
1,00	272,40	305,23	308,31	308,70	309,19	308,45	308,86	309,36	321,04	319,90	319,16
1,10	260,00	286,58	289,50	289,87	290,33	289,63	290,02	290,50	301,55	300,47	299,76
1,20	247,90	270,35	273,11	273,47	273,91	273,24	273,60	274,06	284,55	283,53	282,86
1,30	235,90	256,06	258,69	259,03	259,45	258,82	259,16	259,60	269,60	268,62	267,98
1,40	225,10	243,38	245,90	246,22	246,62	246,02	246,34	246,76	256,31	255,38	254,77
1,50	215,40	232,04	234,45	234,75	235,14	234,56	234,87	235,27	244,43	243,53	242,95
1,60	206,50	221,82	224,13	224,43	224,80	224,24	224,54	224,93	233,72	232,86	232,30
1,70	198,50	212,56	214,79	215,07	215,42	214,89	215,18	215,55	224,01	223,18	222,64
1,80	191,00	204,13	206,27	206,55	206,89	206,37	206,66	207,01	215,16	214,37	213,85
2,00	177,80	189,32	191,32	191,58	191,89	191,41	191,67	192,01	199,62	198,87	198,39
2,25	163,80	173,84	175,69	175,93	176,22	175,78	176,02	176,33	183,37	182,68	182,23
2,50	152,00	160,93	162,65	162,87	163,15	162,73	162,96	163,24	169,80	169,16	168,74
2,75	142,00	149,97	151,58	151,79	152,05	151,66	151,87	152,14	158,28	157,68	157,29
3,00	133,40	140,54	142,06	142,25	142,49	142,13	142,33	142,58	148,36	147,79	147,42
3,25	125,90	132,33	133,76	133,95	134,17	133,83	134,02	134,25	139,72	139,18	138,83
3,50	119,20	125,11	126,47	126,64	126,86	126,53	126,71	126,93	132,12	131,61	131,28
3,75	113,30	118,70	120,00	120,16	120,37	120,06	120,23	120,44	125,37	124,89	124,57
4,00	108,10	112,98	114,21	114,37	114,57	114,27	114,43	114,64	119,34	118,88	118,58
4,50	99,00	103,17	104,30	104,45	104,63	104,36	104,51	104,69	109,01	108,59	108,31
5,00	91,49	95,06	96,11	96,25	96,41	96,16	96,30	96,47	100,46	100,07	99,82
5,50	85,14	88,24	89,21	89,34	89,49	89,26	89,39	89,55	93,26	92,90	92,66
6,00	79,71	82,41	83,32	83,43	83,58	83,36	83,48	83,63	87,11	86,77	86,55
6,50	75,00	77,36	78,22	78,33	78,46	78,26	78,37	78,51	81,78	81,46	81,25
7,00	70,87	72,95	73,75	73,86	73,99	73,79	73,90	74,03	77,12	76,82	76,62
8,00	63,95	65,59	66,32	66,41	66,52	66,35	66,45	66,57	69,35	69,08	68,90
9,00	58,38	59,68	60,35	60,43	60,54	60,38	60,47	60,58	63,12	62,87	62,71
10,00	53,79	54,84	55,45	55,53	55,63	55,48	55,56	55,66	58,00	57,77	57,62
11,00	49,94	50,78	51,35	51,42	51,51	51,38	51,45	51,54	53,71	53,50	53,36
12,00	46,65	47,33	47,86	47,93	48,01	47,89	47,96	48,04	50,07	49,87	49,74
13,00	43,81	44,36	44,86	44,92	45,00	44,88	44,95	45,03	46,93	46,74	46,62
14,00	41,33	41,77	42,24	42,30	42,38	42,26	42,32	42,40	44,19	44,01	43,90
15,00	39,14	39,50	39,94	40,00	40,07	39,96	40,02	40,09	41,78	41,62	41,51
16,00	37,20	37,48	37,90	37,95	38,02	37,92	37,97	38,04	39,65	39,49	39,39

EK 8 (devam). T Kemik doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
17,00	35,46	35,68	36,08	36,13	36,19	36,10	36,15	36,21	37,74	37,59	37,50
18,00	33,89	34,06	34,44	34,49	34,55	34,46	34,51	34,57	36,03	35,89	35,79
20,00	31,18	31,26	31,61	31,65	31,71	31,62	31,67	31,73	33,07	32,94	32,85
22,50	28,40	28,40	28,72	28,76	28,81	28,73	28,78	28,83	30,05	29,93	29,85
25,00	26,12	26,07	26,36	26,40	26,44	26,37	26,41	26,46	27,58	27,47	27,40
27,50	24,22	24,13	24,40	24,43	24,47	24,41	24,44	24,49	25,53	25,42	25,36
30,00	22,61	22,48	22,73	22,77	22,81	22,75	22,78	22,82	23,79	23,69	23,63
32,50	21,22	21,07	21,31	21,34	21,38	21,32	21,35	21,39	22,29	22,20	22,15
35,00	20,01	19,85	20,07	20,10	20,13	20,08	20,11	20,15	21,00	20,91	20,86
37,50	18,95	18,77	18,98	19,01	19,04	18,99	19,02	19,06	19,86	19,78	19,73
40,00	18,01	17,82	18,02	18,05	18,08	18,03	18,06	18,09	18,86	18,78	18,73
45,00	16,42	16,22	16,40	16,42	16,45	16,41	16,43	16,46	17,16	17,09	17,05
50,00	15,12	14,91	15,08	15,10	15,13	15,09	15,11	15,14	15,78	15,71	15,67
55,00	14,04	13,83	13,98	14,00	14,03	13,99	14,01	14,04	14,63	14,57	14,53
60,00	13,12	12,91	13,06	13,08	13,10	13,06	13,08	13,11	13,66	13,61	13,57
65,00	12,34	12,13	12,26	12,28	12,30	12,27	12,29	12,31	12,83	12,78	12,75
70,00	11,66	11,45	11,58	11,59	11,61	11,58	11,60	11,62	12,11	12,07	12,03
80,00	10,54	10,33	10,45	10,46	10,48	10,45	10,47	10,49	10,93	10,89	10,86
90,00	9,65	9,45	9,55	9,57	9,58	9,56	9,57	9,59	10,00	9,96	9,93
100,00	8,93	8,73	8,83	8,84	8,86	8,83	8,85	8,86	9,24	9,20	9,18
110,00	8,33	8,14	8,23	8,24	8,26	8,23	8,25	8,26	8,61	8,58	8,55
120,00	7,82	7,64	7,72	7,74	7,75	7,73	7,74	7,75	8,08	8,05	8,03
130,00	7,39	7,21	7,29	7,30	7,32	7,30	7,31	7,32	7,63	7,60	7,58
140,00	7,02	6,84	6,92	6,93	6,94	6,92	6,94	6,95	7,24	7,21	7,19
150,00	6,69	6,52	6,60	6,61	6,62	6,60	6,61	6,62	6,90	6,87	6,86
160,00	6,41	6,24	6,31	6,32	6,33	6,31	6,32	6,33	6,60	6,58	6,56
170,00	6,15	5,99	6,06	6,07	6,08	6,06	6,07	6,08	6,34	6,31	6,30
180,00	5,92	5,77	5,83	5,84	5,85	5,83	5,84	5,85	6,10	6,08	6,06
200,00	5,54	5,38	5,44	5,45	5,46	5,45	5,45	5,46	5,70	5,67	5,66

EK 9. K Kemik doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
1,00	445,30	266,34	281,76	282,13	282,75	282,39	282,75	283,37	292,27	292,99	293,44
1,10	424,60	250,51	265,13	265,48	266,07	265,73	266,07	266,65	275,10	275,78	276,21
1,20	404,30	236,69	250,60	250,94	251,50	251,17	251,50	252,05	260,09	260,74	261,15
1,30	385,30	224,51	237,79	238,11	238,64	238,33	238,65	239,17	246,85	247,47	247,86
1,40	368,40	213,67	226,38	226,69	227,20	226,91	227,21	227,71	235,07	235,66	236,04
1,50	353,20	203,96	216,16	216,46	216,95	216,66	216,95	217,43	224,50	225,07	225,43
1,60	339,30	195,20	206,93	207,22	207,69	207,41	207,69	208,16	214,95	215,50	215,85
1,70	326,60	187,25	198,55	198,83	199,28	199,02	199,29	199,74	206,29	206,82	207,15
1,80	314,90	179,99	190,91	191,17	191,61	191,36	191,61	192,05	198,37	198,89	199,21
2,00	294,10	167,22	177,44	177,69	178,10	177,86	178,10	178,51	184,44	184,91	185,22
2,25	272,10	153,85	163,32	163,55	163,93	163,71	163,94	164,31	169,81	170,26	170,54
2,50	253,60	142,65	151,50	151,71	152,07	151,86	152,07	152,42	157,56	157,98	158,24
2,75	237,70	133,13	141,43	141,63	141,97	141,77	141,97	142,30	147,13	147,52	147,76
3,00	224,00	124,91	132,74	132,93	133,25	133,06	133,25	133,56	138,12	138,48	138,72
3,25	212,00	117,74	125,16	125,34	125,64	125,46	125,64	125,93	130,25	130,60	130,82
3,50	201,30	111,43	118,47	118,64	118,93	118,76	118,93	119,21	123,31	123,64	123,85
3,75	191,90	105,82	112,53	112,69	112,96	112,81	112,97	113,23	117,14	117,46	117,66
4,00	183,30	100,80	107,21	107,37	107,63	107,48	107,63	107,88	111,62	111,92	112,12
4,50	168,70	92,18	98,07	98,22	98,46	98,32	98,46	98,69	102,13	102,41	102,59
5,00	156,50	85,03	90,50	90,63	90,85	90,72	90,85	91,07	94,26	94,52	94,68
5,50	146,10	79,01	84,10	84,23	84,43	84,31	84,43	84,64	87,61	87,85	88,01
6,00	137,20	73,85	78,63	78,74	78,94	78,82	78,94	79,13	81,92	82,14	82,29
6,50	129,40	69,38	73,88	73,99	74,17	74,06	74,17	74,35	76,98	77,19	77,33
7,00	122,60	65,47	69,72	69,82	70,00	69,90	70,00	70,17	72,65	72,85	72,98
8,00	111,10	58,93	62,77	62,86	63,02	62,93	63,02	63,17	65,42	65,60	65,72
9,00	101,80	53,68	57,18	57,27	57,41	57,33	57,41	57,55	59,61	59,77	59,88
10,00	94,05	49,36	52,59	52,67	52,80	52,72	52,80	52,93	54,82	54,97	55,07
11,00	87,55	45,73	48,74	48,81	48,93	48,86	48,93	49,05	50,81	50,95	51,04
12,00	81,99	42,65	45,46	45,52	45,64	45,57	45,64	45,75	47,39	47,53	47,61
13,00	77,16	40,00	42,63	42,69	42,80	42,74	42,80	42,90	44,44	44,57	44,65
14,00	72,94	37,68	40,16	40,22	40,32	40,26	40,32	40,42	41,87	41,99	42,07
15,00	69,20	35,64	37,99	38,05	38,14	38,09	38,14	38,24	39,61	39,72	39,79
16,00	65,87	33,83	36,06	36,12	36,21	36,15	36,21	36,30	37,60	37,71	37,78

EK 9 (devam). K Kemik doku eşdeğeri materyalinin MSP sonuçları

Enerji (MeV)	SRIM	69-70 keV	69-120 keV	69-125 keV	69-135 keV	70-120 keV	70-125 keV	70-135 keV	120-125 keV	120-135 keV	125-135 keV
17,00	62,88	32,21	34,34	34,39	34,48	34,43	34,48	34,56	35,81	35,91	35,97
18,00	60,19	30,76	32,79	32,84	32,92	32,87	32,92	33,00	34,19	34,29	34,35
20,00	55,51	28,25	30,11	30,16	30,23	30,19	30,23	30,31	31,40	31,49	31,55
22,50	50,69	25,68	27,38	27,42	27,49	27,45	27,49	27,55	28,55	28,63	28,68
25,00	46,73	23,58	25,14	25,18	25,24	25,20	25,24	25,30	26,22	26,29	26,34
27,50	43,42	21,83	23,28	23,31	23,37	23,34	23,37	23,43	24,28	24,34	24,39
30,00	40,60	20,35	21,70	21,73	21,79	21,75	21,79	21,84	22,63	22,69	22,74
32,50	38,16	19,08	20,34	20,37	20,43	20,40	20,43	20,48	21,22	21,28	21,32
35,00	36,04	17,98	19,17	19,20	19,24	19,22	19,24	19,29	19,99	20,05	20,08
37,50	34,17	17,01	18,13	18,16	18,21	18,18	18,21	18,25	18,91	18,97	19,00
40,00	32,51	16,15	17,22	17,25	17,29	17,26	17,29	17,33	17,96	18,01	18,04
45,00	29,70	14,70	15,68	15,70	15,74	15,72	15,74	15,78	16,35	16,40	16,43
50,00	27,40	13,52	14,42	14,44	14,48	14,46	14,48	14,51	15,04	15,08	15,11
55,00	25,48	12,54	13,37	13,39	13,43	13,41	13,43	13,46	13,95	13,99	14,01
60,00	23,85	11,72	12,49	12,51	12,54	12,52	12,54	12,57	13,03	13,07	13,09
65,00	22,45	11,01	11,74	11,75	11,78	11,77	11,78	11,81	12,24	12,28	12,30
70,00	21,24	10,39	11,08	11,10	11,13	11,11	11,13	11,15	11,56	11,59	11,61
80,00	19,23	9,38	10,00	10,02	10,04	10,03	10,04	10,07	10,43	10,46	10,48
90,00	17,63	8,58	9,15	9,16	9,19	9,17	9,19	9,21	9,54	9,57	9,59
100,00	16,33	7,93	8,46	8,47	8,49	8,48	8,49	8,51	8,82	8,85	8,86
110,00	15,25	7,40	7,89	7,90	7,92	7,91	7,92	7,94	8,23	8,25	8,26
120,00	14,34	6,94	7,40	7,41	7,43	7,42	7,43	7,45	7,72	7,74	7,76
130,00	13,56	6,56	6,99	7,00	7,02	7,01	7,02	7,04	7,29	7,31	7,33
140,00	12,89	6,22	6,64	6,65	6,66	6,65	6,66	6,68	6,92	6,94	6,95
150,00	12,30	5,93	6,33	6,34	6,35	6,34	6,35	6,37	6,60	6,62	6,63
160,00	11,78	5,68	6,05	6,06	6,08	6,07	6,08	6,09	6,31	6,33	6,34
170,00	11,32	5,45	5,81	5,82	5,83	5,83	5,83	5,85	6,06	6,08	6,09
180,00	10,91	5,25	5,59	5,60	5,62	5,61	5,62	5,63	5,83	5,85	5,86
200,00	10,20	4,90	5,22	5,23	5,24	5,24	5,24	5,26	5,45	5,46	5,47

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Rıza DİLEK
Doğum Yeri	KIZILCAHAMAM
Doğum Tarihi	28.05.1985
Uyruğu	☑ T.C. ❒ Diğer:
Telefon	+90 539 609 11 11
E-Posta Adresi	rdilek.physics@gmail.com
Web Adresi	



Eğitim Bilgileri	
Lisans	
Üniversite	Gazi Üniversitesi
Fakülte	Fen Edebiyat Fakültesi
Bölümü	Fizik (i.ö)
Mezuniyet Yılı	12.11.2018

Yüksek Lisans	
Üniversite	Gazi Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Fizik
Programı	Nükleer Fizik Programı

Doktora	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Anabilim Dalı Adı
Programı	Nükleer Fizik Programı

Makale ve Bildiriler

Tanır, G., DİLEK, R., BÖLÜKDEMİR, M.H., 2015, The Stopping Powers of Water and Lung for Protons in Radiotherapy, *Journal of Scientific Research & Reports JSRR*, 6(64), pp. 287–293. doi: 10.9734/JSRR/2015/15979.

DİLEK, R., ÖKTEM, Y.,2018, Stopping Power and WER Calculation of Protons in Water, Tissue and Tissue Equivalent Material with The Effective Stopping Power Formula, Turkish Physical Society 34th International Physics Congress, 5-9 September 2018 Bodrum- Turkey, 383.

DİLEK, R., SWAKON, J., OLKO, P., 2017, Stoppıng Power And Range Calculatıon Of Protons In Tld-500 (Al2O3) And Tld-100 (LiF) With The New Formula Of Bethe Bloch Equatıon, Neutron and Ion Dosimetry Symposium-13 (NEUDOS-

13),14-19 May 2017 Krakow-POLAND, 242

DİLEK, R., ÖKTEM, Y., 2015, The stopping power calculation of water and lung for protons in radiotherapy, European Nuclear Physics Conference (EuNPC),31 August- 4 September 2015, Groningen-Netherlands,34.

DİLEK, R., 2014, Proton's İnteraction With Matter and Proton Teraphy, Turkish Physical Society 31th International Physics Congress, 21-24 July 2014, Bodrum-Turkey, 255.

COSGUN, E., DİLEK, R., Fiber optik kablo kullanılarak mikroişlemci tabanlı hassas terazi tasarımı ve uygulaması, Turkish Physical Society 31th International Physics Congress, 21-24 July 2014, Bodrum-Turkey, 82.

DİLEK, R., TANIR, A., Radyoterapide kullanılan Proton ve Ağır İyonlar için su, TLD-500 ve akciğer için durdurma gücü hesabı, Lüminesans Dozimetri Toplantısı-VI (LÜMİDOZ-VI), 11-13 Eylül 2012, Çeşme-Türkiye