

T.C.
SİNOP ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİSİPLİNLERARASI NÜKLEER ENERJİ VE ENERJİ SİSTEMLERİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MEDİKAL RADYOİZOTOP ÜRETİM AMAÇLI ÇEŞİTLİ NÜKLEER
REAKSİYONLARIN MONTE CARLO SİMÜLASYON KODLARI İLE
MODELLENMESİ VE REAKSİYON PARAMETRELERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ

YAZAR
Sait ÜNER

DANIŞMAN
Doç. Dr. Turgay KORKUT

SİNOP – 2019

TEZ KABUL

Yazarın adı soyadı tarafından hazırlanan “**Medikal Radyoizotop Üretim Amaçlı Çeşitli Nükleer Reaksiyonların Monte Carlo Simülasyon Kodları ile Modellenmesi ve Reaksiyon Parametrelerinin Değerlendirilmesi**” başlıklı bu çalışma, 09.07.2019 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda başarılı bulunarak, jürimiz tarafından **YÜKSEK LİSANS tezi** olarak kabul edilmiştir.

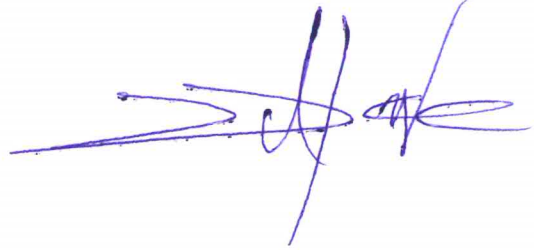
Başkan

Doç. Dr. Turgay KORKUT
Sinop Üniversitesi
Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi
Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümü



Üye

Doç. Dr. Hatun KORKUT
Sinop Üniversitesi
Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi
Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümü



Üye

Dr. Öğrt. Üyesi Bünyamin AYGÜN
Ağrı İbrahim Çeçen Üniversitesi
Meslek Yüksekokulu



ETİK BEYANI

Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında; tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı, bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Sait ÜNER

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER	i
SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ	v
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT.....	viii
TEŞEKKÜR.....	ix
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1 Nükleer Tıp'ın Tarihsel Gelişimi	3
2.1.1. Ülkemizde Nükleer Tıp'ın Tarihsel Gelişimi.....	3
2.2. Nükleer Partiküller.....	6
2.2.1. Alfa (α) Parçacıkları.....	6
2.2.2.Beta (β) Parçacıkları	7
2.2.3. Gama (γ) Parçacıkları	7
2.2.4. Nötronlar (n)	8
2.2.5. Protonlar (p).....	8
2.2.6. Elektronlar (e)	8
2.3. Radyoizotop Üretimi.....	9
2.3.1 Siklotronda Radyoizotop Üretimi.....	9
2.3.1.1.Siklotronda Üretilen ve Nükleer Tıpta Kullanılan Radyoizotoplar	11
2.3.1.2. Siklotronun Tarihsel Gelişimi	14
2.3.2 Reaktörlerde Radyoizotop Üretimi.....	14
2.3.2.1. Reaktörlerde Üretilen ve Nükleer Tıpta Kullanılan Radyoizotoplar	15
2.3.3. Radyoaktif Çekirdek Jeneratörleri	17
2.4. Radyoizotopların Temini	18
2.5 Nükleer Reaksiyon Tesir Kesiti	20
3.METERYAL VE YÖNTEM	23
3.1. Monte Carlo Tekniği	23

3.2 Simülasyonlar Neden Gerekli	23
3.3 Simülasyon Kullanıldığı Yerler.....	24
3.4 Simülasyonun Avantajları ve Dezavantajları	24
3.4.1 Simülasyonun Avantajları	24
3.4.2 Simülasyonun Dezavantajları	25
3.5 Geant4 Kodu	25
3.6 Nükleer Reaksiyon Kodu TALYS.....	26
4.BULGULAR VE TARTIŞMA.....	27
4.1 ^{96}Tc İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi	29
4.1.1 GEANT4 Kodu İle $^{95}\text{Nb}(a,*)^{96}\text{Tc}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	29
4.1.2 TALYS Kodu İle $^{95}\text{Nb}(a,*)^{96}\text{Tc}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi.....	30
4.2 ^{109}Cd İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi	31
4.2.1 GEANT4 Kodu İle $^{109}\text{Ag}(a,*)^{109}\text{Cd}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	31
4.2.2 TALYS Kodu İle $^{109}\text{Ag}(a,*)^{109}\text{Cd}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	32
4.3 ^{122}I İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi.....	33
4.3.1 GEANT4 Kodu İle $^{121}\text{Sb}(a,*)^{122}\text{I}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	33
4.3.2 TALYS Kodu İle $^{121}\text{Sb}(a,*)^{122}\text{I}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	34
4.4 ^{127}Xe İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi	35
4.4.1 GEANT4 Kodu İle $^{125}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	35
4.4.2 TALYS Kodu İle $^{125}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	36
4.5 ^{127}Xe İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi	37
4.5.1 GEANT4 Kodu İle $^{126}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi.....	37
4.5.2 TALYS Kodu İle $^{126}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	38
4.6 ^{122}I İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi.....	39
4.6.1 GEANT4 Kodu İle $^{126}\text{Te}(p,*)^{122}\text{I}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	39
4.6.2 TALYS Kodu İle $^{126}\text{Te}(p,*)^{122}\text{I}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	40
4.7 ^{82}Rb İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi.....	41
4.7.1 GEANT4 Kodu İle $^{82}\text{Kr}(p,*)^{82}\text{Rb}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	41
4.7.2 TALYS Kodu İle $^{82}\text{Kr}(p,*)^{82}\text{Rb}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi.....	42
4.8 ^{131}Cs İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi.....	43
4.8.1 GEANT4 Kodu İle $^{129}\text{I}(a,*)^{131}\text{Cs}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi	43

4.8.2 TALYS Kodu İle $^{129}\text{I}(\text{a},*)^{131}\text{Cs}$ reaksiyonun Değerlendirilmesi.....	44
4.9 ^{64}Cu İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi.....	45
4.9.1 GEANT4 Kodu İle $^{64}\text{Ni}(\text{a},*)^{64}\text{Cu}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi.....	45
4.9.2 TALYS Kodu İle $^{64}\text{Ni}(\text{a},*)^{64}\text{Cu}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi.....	46
4.10 ^{61}Cu İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi.....	47
4.10.1 GEANT4 Kodu İle $^{59}\text{Ni}(\text{a},*)^{61}\text{Cu}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi.....	47
4.10.2 TALYS Kodu İle $^{59}\text{Ni}(\text{a},*)^{61}\text{Cu}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi.....	48
5.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	49
KAYNAKLAR BÖLÜMÜ	51
ÖZGEÇMİŞ	54



SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ

A	: Kütle Numarası
Bq	: Becquerel
Ci	: Curie
E	: Enerji
e	: Elektron
h	: Planc sabiti
Kg	: Kilogram
mm	: Milimetre
mb	: Mili barn
μm	: Mikro mili metre
MeV	: Mega elektron volt
n	: nötron
p	: proton
Z	: Atom numarası
α	: alfa
β	: beta
γ	: gama
ν	: frekans
$\bar{\nu}$	: nötrino
σ	: Nükleer tesir kesiti
IAEA	: Uluslar Arası Atom Enerji Kurumu
PET/BT	: Pozitron Emisyon Tomografi
SPEC	: Hedef odası
SPECT/BT	: Tek Foton Yayınlamalı Bilgisayarlı Tomografi
TEAK	: Türkiye Atom Enerjisi Kurumu

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2 1 SPEC Hedef Odası (TAEK, 2012).....	10
Şekil 2 2 Cyclone 30 Hızlandırıcı Sistemi (TAEK, 2012).....	11
Şekil 2 3 TR-2 Rektörünün Havuzu (TAEK, 2012).....	15
Şekil 2 4 $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ radyoaktif çekirdek jeneratörü (R. Chakravarty ve ark., 2012).....	18
Şekil 2 5 Diferansiyel tesir kesitinin geometrik gösterimi (Şener, 2006).....	21
Şekil 4. 1 ^{96}Tc üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4).....	29
Şekil 4. 2 ^{96}Tc üretim tesir kesitleri (TALYS).....	30
Şekil 4. 3 ^{109}Cd üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4).....	31
Şekil 4. 4 ^{109}Cd üretim tesir kesitleri (TALYS)	32
Şekil 4. 5 ^{122}I üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)	33
Şekil 4. 6 ^{122}I üretim tesir kesitleri (TALYS).....	34
Şekil 4. 7 ^{127}Xe üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4).....	35
Şekil 4. 8 ^{127}Xe üretim tesir kesitleri (TALYS).....	36
Şekil 4. 9 ^{127}Xe üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4).....	37
Şekil 4. 10 ^{127}Xe üretim tesir kesitleri (TALYS).....	38
Şekil 4. 11 ^{122}I üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)	39
Şekil 4. 12 ^{122}I üretim tesir kesitleri (TALYS).....	40
Şekil 4. 13 ^{82}Rb üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)	41
Şekil 4. 14 ^{82}Rb üretim tesir kesitleri (TALYS).....	42
Şekil 4. 15 ^{131}Cs üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)	43
Şekil 4. 16 ^{131}Cs üretim tesir kesitleri (TALYS).....	44
Şekil 4. 17 ^{64}Cu üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)	45
Şekil 4. 18 ^{64}Cu üretim tesir kesitleri (TALYS).....	46
Şekil 4. 19 ^{61}Cu üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4).....	47
Şekil 4. 20 ^{61}Cu üretim tesir kesitleri (TALYS).....	48
Şekil 5 1 EXFOR kütüphanesinden elde edilen deneysel çalışma verileri ile TALYS kodundan elde edilen verilerin karşılaştırılması.	50

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 2. 1 Sayılarla Ülkemizde Nükleer Tıp (27. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi Nükleer Tıp Seminerleri 2015).....	4
Çizelge 2. 2 Nükleer Tıp'ın Uygulama Alanları.....	5
Çizelge 5.1 TALYS kodu kullanılarak elde edilen parametreler	49
Çizelge 5.2 GEANT4 kodu kullanılarak elde edilen parametreler	49



ÖZET

MEDİKAL RADYOİZOTOP ÜRETİM AMAÇLI ÇEŞİTLİ NÜKLEER REAKSİYONLARIN MONTE CARLO SİMÜLASYON KODLARI İLE MODELLENMESİ VE REAKSİYON PARAMETRELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Günümüzde medikal radyoizotoplar, hastalıkların teşhisinde, kan ya da organlarda toplanan hormonların, antikorların, ilaçların konsantrasyonlarının saptanmasında ve nihai amaç olan radyasyon tedavisinde kullanılmaktadır. Dünyada ve ülkemizde medikal radyoizotoplara olan talep artmaktadır. Medikal radyoizotoplar siklotronlarda, nükleer reaktörlerde ve radyoaktif çekirdek jeneratörlerinde üretilmektedir. Bu çalışmada medikal radyoizotopların üretildiği çeşitli nükleer reaksiyonlar EXFOR kütüphanesinden taranmıştır. Medikal radyoizotopların üretildiği alternatif nükleer reaksiyonlar GEANT4 ve TALYS kodları ile simülasyonu yapılarak gerçekleşen reaksiyonlar, tesir kesitleri, enerjileri ve üretilen radyoizotop sayıları ile ilgili parametreler elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Radyoizotop, Geant4, Talys, Tesir Kesiti, Parçacık Sayısı

ABSTRACT

MODELING OF SEVERAL NUCLEAR REACTIONS AIMED MEDICAL RADIOISOTOPE PRODUCTION AND EVALUATION OF REACTION PARAMETERS

Nowadays, medical radioisotopes are used for identification of diseases, determination the concentrations of hormones, antibodies and drugs that accumulate in blood or organs and for radiation treatment as a main purpose. Request for medical radioisotopes increases in our country and on the world. Medical radioisotopes are produced in nuclear reactors, cyclotrons and radioactive nucleus generator. In this study, variable nuclear reactions , which medical radioisotopes are produced from, were scanned from EXFOR Library. Alternative nuclear reactions that medical radioisotopes are produced from, reactions that are simulated by GEANT4 and TALYS codes, cross sections, energies and number of produced radioisotopes are obtained.

Key Words: Radioisotope, Geant4, Talys, Cross Sections, Number Of Particles

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca her türlü yardımını ve desteğini esirgemeyen, bilgi, deneyim ve ilminden istifade ettiğim Danışman Hocam Sayın Doç. Dr. Turgay KORKUT'a teşekkür eder, şükran ve saygılarımı sunarım. Ayrıca yüksek lisans derslerim döneminde yardımlarını esirgemeyen ve bilgilerinden istifade ettiğim Doç.Dr. Hatun KORKUT ve Dr. Öğretim Üyesi Mustafa Kemal BALKİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans tezimi hazırlarken beni yalnız bırakmayan sevgili eşime, kızlarıma ve bugünlere gelmemi sağlayan anneme ve merhum babama şükran ve saygılarımı sunarım.

XXXX

Sait ÜNER

1.GİRİŞ

İzotoplar, çekirdeklerinde aynı sayıda protonu olan, ancak farklı sayıda nötronları olan bir kimyasal elementin farklı biçimleridir. Bazı izotoplar, zaman içinde bir değişime uğramadıkları için kararlı izotop olarak adlandırılırlar. Diğerlerinin çekirdeği ise alfa veya beta parçacıkları kaybederek zamanla değişirler ve böyle izotoplara kararsız izotop veya radyoizotop denir. Doğal olarak bozunan ve radyoizotoplar olarak bilinen bu gibi atomlar, modern yaşamın içerisinde pek çok yerde kullanılır. Radyoizotoplar günümüzde tıpta, endüstride, tarımda, taşımacılıkta, gıda üretiminde vb. birçok alanda kullanılmaktadır. Bir radyoizotopun ilk pratik uygulaması ise 1911 yılında Macar bilim adamı George de Hevesy tarafından yapıldı.

Nükleer Tıp, insan vücudunun işleyişi hakkında bilgi edinmek veya hastalığı tedavi etmek için radyoizotopları kullanır. Genellikle radyoizotop kullanımı sonucu elde edilen bilgiler, hekim tarafından hastanın hastalığına hızlı bir tanı koymak için kullanılır. Kemikler, kalp, tiroit, karaciğer gibi insan hayatı için önemli olan birçok organ kolayca görüntülenebilir. Bu organların fonksiyonlarındaki bozukluklar saptanabilir. Ayrıca radyasyon, hastalıklı organları veya tümörleri tedavi etmek için de kullanılabilir.

Dünya çapında birçok hastanede radyoizotoplar kullanılmaktadır ve uygulamaların yaklaşık % 90'ı teşhis ve tanı amaçlıdır. Nükleer Tıp alanında yılda yaklaşık 150 milyon uygulama yapılmaktadır (Demir, 2015). Tanıda kullanılan en yaygın radyoizotop teknesyum (^{99}Tc) olup dünya çapındaki tüm nükleer tıp uygulamalarının yaklaşık % 80'ini oluşturmaktadır.

Radyoizotopların gelişmiş ülkelerde (dünya nüfusunun % 26'sı) tanı amaçlı kullanım oranı yılda % 1,9'dur ve radyoizotoplarla tedavi sıklığı bunun yaklaşık olarak %10'u dur. ABD'de yılda 20 milyondan fazla nükleer tıp uygulaması yapılır. Avrupa'da yaklaşık 10 milyon nükleer tıp uygulaması vardır. Avustralya'da ise nükleer tıp uygulaması yılda yaklaşık 560.000'dir ve bunların 470.000'inde reaktör radyoizotopları kullanılır. Tanıda radyoizotopların kullanımı yılda % 10'dan fazla büyümektedir.

2016 yılında küresel radyoizotop pazarının yaklaşık % 80'ini, değeri 9,6 milyar dolar olan tıbbi radyoizotoplar oluşturur. 2021 yılı itibariyle de tıbbi radyoizotop pazarının değeri yaklaşık 17 milyar dolara ulaşması beklenmektedir. Tanısal radyoizotop pazarının yarısına yakını Kuzey Amerika oluşturur. Avrupa'nın pazar payı ise yaklaşık % 20'dir.

Nükleer Tıp 1950'lerde doktorlar tarafından endokrin bir vurgu ile geliştirildi. Başlangıçta tiroit hastalığını teşhis etmek ve tedavi etmek için ^{131}I kullanıyordu. Son yıllarda çift pozitron emisyon tomografisi / bilgisayarlı tomografi (PET / CT) uygulamaları kuruldu ve radyoizotop üretiminde hızlandırıcıların rolü arttı (Anonim, 2019a).



2.GENEL BİLGİLER

2.1 Nükleer Tıp'ın Tarihsel Gelişimi

Nükleer Tıp'ın X-ışınları ve radyoaktivitenin keşfi ile başlayan yolculuğu, kökeni birçok bilimsel çalışmalara dayanan çok yönlü ve karmaşık bir geçmişe sahiptir. 1895 yılında Röntgen tarafından X-ışınlarının ve 1934 yılında Irene ve Joliet Curie tarafından yapay radyoaktivitenin keşfi Nükleer Tıp'ın başlangıcı için önemli bir milat olmuştur.

Yapay olarak 1937 yılında üretilen teknesyum, nükleer tıp görüntülemelerinde en çok kullanılan radyoaktif maddedir. Yine 1937 yılında Kaliforniya Üniversitesi'nde bir lösemi hastası tedavisinde radyoizotop kullanımı ile 1946 yılında bir tiroit kanseri hastası üzerinde radyoaktif iyodun kullanımı, medikal radyoizotopların ilk uygulamalarıdır.

Radyoaktif iyodun kullanımıyla tiroit hastalığının teşhisinde ve tiroit fonksiyonlarının ölçümünde artış olmuştur. Bununla birlikte hipertiroit hastalarının tedavisinde radyoaktif ilaçların kullanımı yaygınlaşmıştır. Nükleer Tıp kavramı, teşhis ilaçlarında çarpıcı bir hamle yapmıştır. Nükleer Tıp'ın bir uzmanlık alanı olarak nitelendirilmesi, 1960'lı yılların ortalarında ve onu takip eden yıllarda nükleer ilaçlardaki gelişmelerle olmuştur. 1970'li yıllarda insan vücudundaki birçok organda görülen karaciğer, dalak ve beyindeki tümör yerleşmeleri radyoizotoplarla görüntülenmiş ve gastrointestinal izleme çalışmaları yapılmıştır. 1980'lerde ise radyoizotopların kullanımıyla kalp hastalıkları gibi önemli hastalıkların teşhisi de kolaylıkla yapılmıştır. Ayrıca radyoizotoplar kullanılarak hastalıkların tedavi edilebilmesi, organların şekil ve yapılarının iki ve üç boyutta görüntülenebilmesi Nükleer Tıp açısından çok önemli bir gelişme olarak gösterilebilir. Teknolojinin gelişmesi ile birlikte nükleer tıp kameralarında ve bilgisayarlarında da gelişmeler olmuştur. Bugün 100'den fazla farklı radyoaktif ilaç ile vücuttaki organ sistemleriyle ilgili başka hiçbir uygulama ile alınamayan bilgiler alınabilmektedir. Tıp biliminin teşhis ve tedavi araçlarında Nükleer Tıp önemli bir uzmanlık alanı olmuştur (Büyükkaya, 2011; Türkiye Nükleer Tıp Derneği, 2010).

2.1.1. Ülkemizde Nükleer Tıp'ın Tarihsel Gelişimi

- ❖ Nükleer Tıp, Prof. Dr. Suphi Artunkal'ın kişisel çabaları çerçevesinde Türkiye'de ilk kez 1950'lerin başında gündeme gelmiştir.
- ❖ 1953 yılında, Haseki Tedavi Kliniği'nde kurdukları Radyoizotop Laboratuvarında Prof. Dr. Suphi Artunkal ve arkadaşları hipertiroid

tedavisinde radyoaktif iyot (^{131}I) kullanmışlardır.

- ❖ Ülkemizde radyoizotop üretimine 1961 yılında Çekmece Nükleer Eğitim ve Araştırma Merkezi'nin açılması ile başlanmıştır.
- ❖ Nükleer Tıp'ın gelişmesinde, 1962 yılında Prof. Dr. Fevzi Renda ve meslektaşları tarafından Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı'nın (IAEA) katkılarıyla Ankara Üniversitesi kampüsü içinde kurulan Radyobiyo­loji Enstitüsü de etkili olmuştur.
- ❖ 1965 yılında daha sonra kurulacak olan Nükleer Tıp Enstitüsü'nün temelini oluşturan İstanbul Üniversitesi Radyoizotop Laboratuvarı'na ilk rektilineer tarama cihazı alınmıştır.
- ❖ 1962 yılında wet-lab yöntemleri ve sintigrafiler, 1965 yılında color-dot tarama ve dinamik çalışmalar (kan akışı – renogram), 1967 yılında analog sintilasyon kamerası ve dinamik sintigrafik çalışmaları başlamıştır.
- ❖ 1974 yılında Sağlık Bakanlığı'nın da onayı ile Nükleer Tıp ülkemizde bağımsız bir uzmanlık dalı olmuş ve Nükleer Tıp bölümleri kurulmaya başlanmıştır (Anonim , 2017).

Çizelge 2. 1 Sayılarla Ülkemizde Nükleer Tıp (27. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi Nükleer Tıp Seminerleri 2015)

2014 Yılı Verileri	Sağlık Bakanlığı	Üniversite	Özel	Toplam
PET/BT	26	41	55	122
SPECT/BT	3	10	2	15
Gamma Kamera*	93	105	112	310
Radyonüklid Tedavi Ünitesi	7	28	16	51

Çizelge 2. 2 Nükleer Tıp'ın Uygulama Alanları

Nörolojik uygulamalar	❖ Bazı felç hastalıklarında felç tanısının konulmasında ❖ Bunama tanısında ❖ Beyin - boyun damar ameliyatlarının değerlendirilmesinde ❖ Ameliyatı planlanan epilepsi (sara) hastalarında
Onkolojik uygulamalar	❖ Bazı tümörlerin yerinin gösterilmesi ❖ Tümörlerin evrenmesi ❖ Tümörlerde sıçrama olup olmadığının değerlendirilmesi ❖ Kanseri kemiklerdeki ağrının tedavisi
Ortopedik uygulamalar	❖ Gizli kırıkların gösterilmesi, ❖ Kemik enfeksiyonları.
Kalp Uygulamaları	❖ Koroner arter hastalıklarının tanısı ❖ By-pass cerrahisi olanların değerlendirilmesi ❖ Bazı hipertansiyon hastalarında hastalığın nedeninin araştırılması için ❖ Böbrek transplantasyonlarında hastaların takibi
Akciğer uygulamaları	❖ Pulmoner emboli (akciğerlerde kan pıhtılaşması) tanısı
Diğer Uygulamalar	❖ Guatr hastalıkları ❖ Çeşitli yemek borusu ve mide hastalıkları ❖ Safra kesesi hastalıkları ❖ Bağırsak kanamaları ❖ Gizli enfeksiyon şüphesi ❖ Lenf yollarının incelenmesi ❖ Gözyaşı yollarının incelenmesi ❖ Tükürük bezlerinin fonksiyonlarının incelenmesi ❖ Çeşitli radyofarmasötiklerle değişik tümörlerin görüntülenmesi ❖ Vücuttaki gizli enfeksiyonların araştırılması

2.2. Nükleer Partiküller

Atomun ve atom çekirdeğinin yapısı konusundaki önemli ilerlemeler 1896 yılında Henry Becquerel'in radyoaktiviteyi keşfetmesinden sonra gerçekleşmiştir. Radyoaktiflik, bir rastlantı sonucu uranyum tuzları ile yapılan çalışmalar sırasında bulunmuştur. Radyoaktif bozunma, enerji fazlalığı olan kararsız atom çekirdeklerinin alfa, beta parçacıkları ve gama ışınları yayarak ya da iç yörüngelerden bir elektron yakalayarak bozunması olayıdır. Bu radyoaktif bozunma sonucu atom çekirdeğinden:

- ❖ Alfa (α) parçacıkları
- ❖ Beta (β) parçacıkları
- ❖ Gama (γ) ışınları

olmak üzere üç farklı radyasyon gözlenmiştir. Alfa ve beta parçacıkları, hızları ve kütlelerinden, gama ışınları ise elektromanyetik radyasyon olmalarından dolayı kinetik enerjiye sahiptirler. Alfa ve beta parçacıkları yüklü oldukları için elektrik ve manyetik alanlardan etkilenirler. Gama ışınları ise elektrik yüklü olmadıkları için elektrik ve manyetik alanlardan etkilenmezler (Arya, 1968).

2.2.1. Alfa (α) Parçacıkları

Alfa parçacıkları 1900'lü yılların başlarında Rutherford tarafından keşfedilmiştir. Bu parçacıklar uranyum, radyum, toryum gibi atom numaraları yüksek olan elementlerin çekirdeklerinin daha kararlı hale geçmek için parçalanmaları esnasında dışarı atılan parçacıklardır. Alfa parçacıkları helyum atomunun çekirdeği gibi 2 proton ve 2 nötrondan oluşurlar. Atom numarası Z, kütle numarası A olan bir A_ZX element çekirdeğinin, alfa ışıması yaparak bozunması aşağıda verilmiştir:



Yeğin kuvvetler ile birbirine bağlı olan alfa parçacıkları içerisinde bulundurduğu protonlar nedeniyle pozitif elektrik yüklü parçacıklardır. Elektrik alanı içerisinde negatif (-) kutba doğru yönelirler. Sahip oldukları protonlar sayesinde güçlü bir elektriksel kuvvet(Coulomb) alanları vardır. Madde içerisine girdiklerinde iyonlaştırıcı etkilerinin fazla olması enerjilerini çabuk ve kısa bir mesafede kaybetmelerine sebep olur. Alfa

parçacıkları derinin yüzey tabakasını geçebilseler de bir kâğıt parçasıyla bile tamamen durdurulabilir. Nükleer Tıp tanılarında ve tedavilerinde kullanılmazlar.

2.2.2. Beta (β) Parçacıkları

Kararsız atom çekirdekleri tarafından yayılan yüksek hızlara sahip elektronlara beta parçacıkları denir. Beta parçacıkları sürekli bir spektruma sahiptirler. Beta parçacıkları, atom çekirdeğinde oluşurlar ve yapıları elektronlara benzer. Kararlı bir atom çekirdeğinde elektron bulunmaz. Kararsız bir atom çekirdeğinin kararlı hale geçmesi sırasında çekirdekte bir elektron oluşabilir. Kararsız bir atom çekirdeğinde oluşan bu elektron çekirdekten bir β parçacığı olarak yayılır. Atom numarası Z, Kütle numarası A olan bir A_ZX element çekirdeğinin, beta ışıması yaparak bozunması aşağıda verilmiştir:



Beta parçacıkları negatif (-) yüklüdürler; elektrik alanı içerisinde pozitif (+) kutba doğru yönelirler. Beta ışınları, alfa ışınlarına göre hızlıdır, iyonlaştırıcı etkileri daha az olduğu için de madde içerisinde daha uzun mesafe kat ederler. ${}^{131}\text{I}$, ${}^{90}\text{Sr}$, ${}^{90}\text{Y}$, ${}^{32}\text{P}$, ${}^{106}\text{Ru}$ gibi izotopların betaları; göz lezyonlarında, tiroit kanserlerinde, kan hastalıklarında (hemofili), kemik metastazlarında ağrı kesici olarak kullanılmaktadırlar.

2.2.3. Gama (γ) Parçacıkları

Gama ışınları, elektromanyetik spektrumda en küçük dalga boylu ışımalardır. Gama ışınları kararsız atom çekirdeklerinden yayılır. Alfa ve beta ışıması yapan kararsız atom çekirdekleri uyarılırlar ve bu uyarılmış çekirdekler temel hale geçebilmesi için fazla olan enerjilerini gama ışıması halinde yayınlarlar. Enerjisi E_i olan uyarılmış bir atom çekirdeği, enerjisi E_s olan kararlı bir hale gama ışıması yaparak veya “iç dönüşüm” olayı ile geçer. Yayınlanan gama ışının enerjisi, Plank sabiti h ve frekans ν ise:

$$E_\gamma = h \nu = E_i - E_s \text{ 'dir.} \quad (2.4)$$

Gama ışınları yüksüzdür, elektrik alanında yönlerini değıştirmezler. Gama ışınlarının direkt iyonlaştırıcı özelliğı yoktur.

2.2.4. Nötronlar (n)

Nötronlar, doğal hidrojen dışındaki bütün atomların çekirdeklerinde bulunan yüksüz parçacıklardır. Kütleleri yaklaşık olarak protonların kütlelerine eşittir. Chadwick'in 1932 yılında berilyum elementinin alfa parçacıkları ile bombardımanı sonucunda bulunmuştur. Elektriksel olarak nötr olmaları nedeniyle madde içerisine giricilikleri yüksektir. Nötronlar kararsız yapılı taneciklerdir. Nükleer reaktörlerde yapay radyoaktif elementleri üretilmesinde kullanılırlar. 1965 yılından bu yana Anoksik bölgeye sahip tümörlerin (tükürük bezi, skuamöz hücreli baş boyun, prostat ve küçük hücre dışı akciğer kanserlerinde) tedavisinde yüksek enerjili nötronlar ile yapılan radyobiyojik araştırmalarda başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Fakat günümüzde kullanımına pek rastlanmamaktadır.

2.2.5. Protonlar (p)

Atom çekirdeğinde bulunan pozitif yüklü taneciklerdir ve kütleleri elektronların kütlelerinin yaklaşık 2000 katı kadardır. İyonlaşma ve uyarılma nedeniyle madde ile etkileşmeleri esnasında enerjilerini kaybederler. Hidrojen atomunun çekirdeğidir. Yüzeysel yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılırlar. Gelecekte proton tedavisinin radyoterapide önemli bir yerinin olacağı düşünülmektedir.

2.2.6. Elektronlar (e)

Negatif yüklü temel taneciklerdir. Elektronların üretimi Betatron ve Van de Graaff jeneratörleri ile başlamış takip eden yıllarda lineer hızlandırıcı cihazlarda üretimine devam edilmiştir. Maddelere nüfus yetenekleri fotonlara göre çok az, buna karşılık iyonlaştırıcı etkileri fotonlardan daha fazladır. Elektronların biyolojik etkileri fotonlara benzer. Derin dokuların korunmasına rağmen cilt koruması yeterli değildir. Cilt dozu etkisi elektronun enerjisi ile orantılı olarak artmaktadır. Elektronların madde içerisindeki derinlik doz dağılımı yoğunluk ile orantılıdır. Yoğunluğu az olan maddelerden geçen elektronların nüfus yeteneğı daha fazladır. Küçük hava kaviteleri veya kemik dokuların bulunduğu bölgelerde

bu yapıların kenarlarında elektron saçılması yüksektir. Cilt ve dudak kanseri tedavisinde, göğüs duvarı ışınlamasında, baş-boyun tümörlerinde medulla korumasında tüm vücut ışınlamalarında kullanılır (Khan, 1992; Özalpan, 1980; Derici, 2005; Çobanoğlu, 2011).

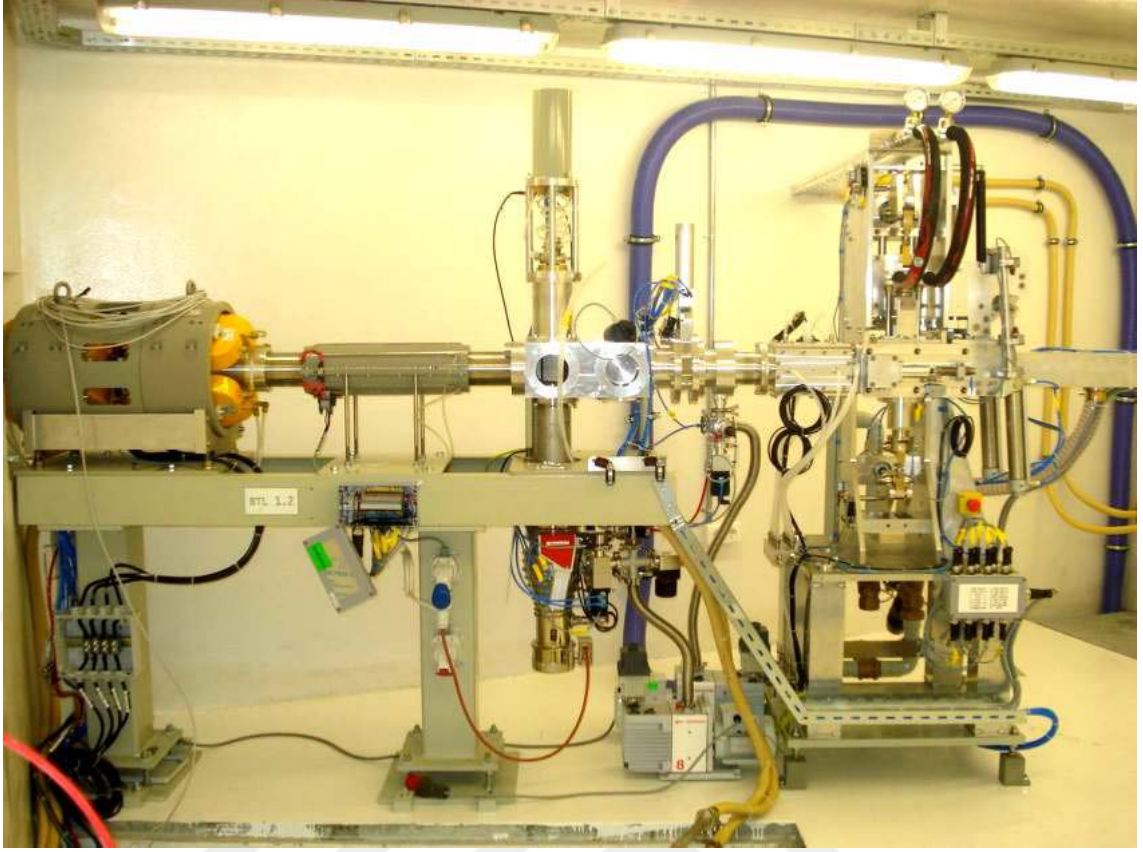
2.3. Radyoizotop Üretimi

Yapay radyoaktivite 1934 yılında Irene Curie ve Frederic Joliot tarafından keşfedilmiştir. Günümüzde gelişen teknolojiyle Nükleer Tıp'ta hastalara uygulanmak üzere kullanılan radyoizotoplar yapay olarak da üretilmektedir. Tıpta kullanılan yapay radyoizotoplar parçacık hızlandırıcılarında (siklotronlarda), nükleer reaktörlerde ve radyoaktif çekirdek jeneratörlerinde üretilir (Bushberg, 2011).

2.3.1 Siklotronda Radyoizotop Üretimi

Siklotronlarla medikal amaçlı radyoizotop üretimi ilk olarak 1941 yılında fosfor, demir, arsenik ve sülfür elementlerinin üretilmesi ile gerçekleştirilmiştir (Washington Üniversitesi). Radyoaktif etiketleyiciler 1960'ların başında pozitron yayıcı radyoizotopların organik bileşikler ile bağlanmasıyla keşfedilmiştir. Karbon(¹¹C) izotopu, ilk defa 1966 yılında Michel Ter-Pogossian ve Wagner tarafından radyoaktif etiketleme amacıyla kullanılmıştır. Farklı modeldeki parçacık hızlandırıcıları ile günümüzde pek çok radyoizotop üretimi yapılmaktadır. Radyoizotopların üretimi, daha çok pozitif ve negatif elektrik yüklü parçacıkları hızlandıran siklotronlarla yapılmaktadır. Siklotronların boyutları ve özellikleri kullanım amacına göre tasarlanmaktadır (Yüksel, 2008).

Siklotronlar; proton, döteron ve α -parçacığı gibi yüklü parçacıkları hedef malzemelerle reaksiyona girebilecek kadar yüksek enerjilere çıkaran hızlandırıcılardır. Bu parçacıkların hedef malzemelerle reaksiyona girmeleriyle reaktördeki nötron aktivasyon olayına benzer bir durum meydana gelir.



Şekil 2 1 SPEC Hedef Odası (TAEK, 2012)

Radyoizotopları yüklü parçacık bombardımanı ile elde etmenin en önemli avantajı, oluşan radyoizotopun atom numarasının genellikle hedef malzemenin atom numarasından farklı olmasıdır. Böylece yüksek aktiviteli ve hedefin yüksek saflıkta olması şartıyla yüksek saflıktaki radyoizotop örnekler elde edilir (Eroğlu, 2015; Büyükkaya, 2011; Sampson, 1994). Siklotronda üretilen radyoizotopların genel özelliği şudur: Yüklü parçacık reaksiyonlarında hedef çekirdeğe pozitif yükler eklendiğinde, siklotronda üretilen radyoizotoplarda genellikle nötron eksikliği vardır. Dolayısıyla bu radyoizotoplar, nötron sayılarını arttırmak amacıyla β^+ ya da elektron yakalama (EC: *Electron Capture*) ile bozunma eğilimindedirler. β^+ bozunmasında çekirdek içindeki bir proton bir nötrona dönüşür:



Elektron yakalamada ise çekirdek, kendisine yakın elektron yörüngelerinden birinden bir elektron yakalar ve bir proton bir nötrona dönüşür:



Her iki süreçte de çekirdekdeki proton sayısı azalırken nötron sayısı artmıştır. Çekirdeğe pozitif yük eklendiğinde atom numarası değiştiği için hedef ve ürün çekirdekler birbirlerinden farklı olurlar. Böylece siklotron aktivasyonu sürecinde genellikle taşıyıcısız (no-carrier) ürünler elde edilir. Siklotrondaki parçacık akısı, reaktördekine kıyasla daha düşüktür. Dolayısıyla üretilen radyoaktivitenin miktarı reaktördekinden daha azdır. Bu nedenle, siklotron ürünleri reaktör ürünlerinden daha pahalıdırlar (Eroğlu, 2015; Büyükkaya, 2011; Cherry, 2003).

Ankara’da, TAEK’ e bağlı Sarayköy Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezinde (SANAEM) Proton Hızlandırıcısı Tesisi (PHT) kurulmuştur (Şekil 2.1 ve Şekil 2.2)



Şekil 2 2 Cyclone 30 Hızlandırıcı Sistemi (TAEK, 2012)

2.3.1.1. Siklotronda Üretilen ve Nükleer Tıpta Kullanılan Radyoizotoplar

⁷⁶Br: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 16,2 saattir. PET 'te DNA çalışmaları, kalbin sinirleri ve sayısal görüntülemeye kullanılır.

- ¹¹C: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 20,39 dakikadır. Beyin fonksiyonlarını incelemek, göğüs, kronik lenfositik, karaciğer, çoklu miyelom, prostat, idrar yolu kanserlerini ve PET görüntülemelerinde kullanılır.
- ¹⁴C: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 5730 yıldır. Tümörlerinin belirlenmesinde kullanılır(Böbrekler, mesane, mide, göğüs)
- ⁵⁵Co: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 17,53 saattir. PET izleyicisi olarak kullanılır.
- ⁵⁷Co: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 272 gündür. Organ boyutunu tahmin etmek için bir belirteç olarak kullanılır.
- ⁶⁰Cu: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 23,7 dakikadır. Tümörün yapısında bulunan hipoksik dokular ile beyin ve kalbin görüntülenmesinin yanı sıra protein ve peptitlerin etiketlenmesinde kullanılır.
- ⁶¹Cu: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 3,33 saattir. Yüzeysel görüntülemelerde, SPECT ya da PET'te kullanılmaktadırlar
- ⁶⁴Cu: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 12,7 saattir. PET 'te; servikal, colon, kolor ektal, lenfoma, melanom, pankreas, prostat kanserlerinin görüntülenmesinde ve radyoünniyoterapide kullanılır.
- ⁶⁷Cu: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 2,58 gündür. Radyoterapide kullanılır.
- ¹⁶⁵Er: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 10,3 saattir. Nükleer Tıp'ta tedavi edici radyonüklid olarak kullanılmaktadır.
- ¹⁸F: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 109,77 dakikadır. Beyin üzerine yapılan araştırmalarda radyoizleyici ve şekerle kolaylıkla bağlanması nedeniyle PET görüntülemelerde kullanılır.
- ⁶⁶Ga: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 78 saattir. PET görüntülemelerinde, biyolojik süreçlerin orta bölgesindeki hedef dokunun tutulumunun yavaş olduğu yerlerde kullanılır.
- ⁶⁷Ga: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 9,49 saattir. Tümör görüntülemesi için kullanılır.
- ⁶⁸Ge: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 271 gündür. PET/CT'de cihazların kalibre edilmesi amacıyla kullanılır.
- ¹²³I: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 13,2 saattir. Beyin, tiroid, böbrek ve miyokardial görüntülemesinde, beyindeki kan akışının görüntülenmesi ile bazı nörolojik hastalıkların teşhisinde (Alzheimer vb.) kullanılır.
- ¹²⁴I: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 4,176 gündür. Radyoimmünoterapi için Nükleer Tıp'ta değerlendirilebilme olanakları ile en önemli olan standart pozitron yayıcılarından biri olan iyot, PET ile birleştirilip kullanılmaktadır.
- ¹¹¹In: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 2,8 gündür. Kalp nakli kabulünün tespiti, karın bölgesinin(abdominal) enfeksiyonların tespiti, antikor etiketleme ve vücudun bağışıklık

sisteminin takibi, yumuşak doku enfeksiyonu tespiti, kemik iliği iltihaplarının (osteomyelitis) tespiti, karaciğerde ve böbreklerdeki organ konsantrasyonunun takibi, beyaz kan hücrelerinin takibi, miyokardial taramalar, lösemi tehdidinin tespiti, nöroendokrin hücrelerden kaynaklanan tümörlerde ve meme, beyin, kolon, akciğer gibi organ kanserlerinde, primer odağın belirlenmesinde, tümörün evrelendirilmesinde, tedavi protokolünün oluşturulmasında, tedavi etkinliğinin değerlendirilmesi ve sinir endokrin kanser hücrelerinin tanısında kullanılır.

⁴³K: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 22,3 saattir. Beta yayan radyoizotop miyokard perfüzyon çalışmalarında radyoaktif izleyici olarak kullanılır.

⁹⁹Mo: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 66 saattir. Teknesyum-99m üretmek için bir dinamo kaynak olarak kullanılır.

²⁴Na: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 15 saattir. Gövde içinde elektrolit çalışmaları için kullanılır.

¹³N: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 9,96 saattir. Çok kısa ömürlü PET izleyicisi olarak beyin fizyoloji ve patolojisinde ayrıca nörofarmakolojik, psikiyatri, akıl hastalıklarıyla ilgili çalışmalarda, miyokard görüntülemeye, azot etikeli amonyakla görüntülemeye kullanılır.

¹⁵O: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 122,24 saniyedir. PET görüntüleme ullanılır.

³²P: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 14 gündür. Kemik kanserinde ağrı azaltmak, lösemi ve polisitemivera tedavilerinde kullanılır.

¹⁰³Pd: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 16,99 gündür. Prostat kanseri tedavisinde (brakiterapi), yeni gelişmekte bir alan olan meme kanserinde ve potansiyel olarak kanserli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır.

⁸²Rb: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 86 saniyedir. Miyokard perfüzyon görüntülemeye uygun PET etkeni olarak kullanılır.

⁴³Sc: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 3,89 saattir. Teşhis amaçlı olarak ve radyoterapi tedavilerinde kullanılır.

^{117m}Sn: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 13,76 gündür. Metasfaz veya primer kemik kanserlerinin tedavisi ve ağrıyı hafifletmek için kullanılır.

⁸²Sr: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 25 gündür. ⁸²Rb üretmek için bir dinamo kaynak olarak kullanılır.

²⁰¹Tl: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 73 saattir. Kalp kası ölümü, düşük dereceli lenfomaların yeri, koroner arter hastalığı ve diğer kalp hastalıkları teşhisi için kullanılır.

¹⁶⁷Tl: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 9,25 gündür. Nükleer Tıp'ta görüntüleme ve radyoterapide tedavi edici radyonüklid olarak kullanılmaktadır.

⁸⁶Y: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 14,74 saattir. Tedavi edici olarak kullanılır.

⁸⁹Zr: Siklotronda üretilir. Yarı ömrü 78,41 saattir. PET görüntülemede kullanılır.

2.3.1.2. Siklotronun Tarihsel Gelişimi

- ❖ 1931; İlk tasarım Lawrence ve Livingston
- ❖ 1933; 1.1 MeV (11 inç, 13 kg, 1.3 T)
- ❖ 1935; H⁺, 3.6 MeV (27 inç ve 80 ton)
- ❖ 1937; 37 inç'lik siklotron
- ❖ 1939; 60 inç'lik siklotron
- ❖ 1941; Radyoizotop üretimi
- ❖ 1944; 100 MeV, 180 inç'lik FM-siklotron
- ❖ 1960; Radyoaktif etiketleme/radyoterapi
- ❖ 1963; İzokron siklotron
- ❖ 1968; Ayrılmış sektör siklotronları
- ❖ 1982; Süperiletken siklotronlar
- ❖ 1990; Proton terapi çalışmaları
- ❖ 2000; Booster siklotronlar
- ❖ 2010; Ağır iyon uygulamaları

2.3.2 Reaktörlerde Radyoizotop Üretimi

Nükleer reaktörler, tıbbi olarak kullanılan radyoaktif çekirdeklerin üretimi için bir başka temel yöntemdir. Nötron yüksüz olduğundan dolayı çekirdeğin itici kuvvetini yüksek enerjilerde ivmelendirilmeden aşabilmektedir. Reaktörlerde radyoizotoplar nükleer fisyon ve nötron aktivasyonu ile üretilir.

Reaktörlerde nükleer fisyon ile radyoizotop üretimi uranyum ve plütonyum gibi kararsız atom çekirdeklerinin doğal radyoaktif bozunma ya da nötron bombardımanı ile iki veya daha fazla parçaya bölünmesidir. ²³⁵U 'in bozunmasıyla nükleer tıpta kullanılan ⁹⁰Sr, ⁹⁹Mo, ¹³¹I, ¹³³Xe fisyon ürünü radyoizotoplar üretilir.

Reaktörde nötron aktivasyonu ile radyoizotop üretimi çekirdeğe fırlatılan nötronun çekirdek tarafından yutulup, çekirdeğin gama ışıması yaymasıyla olur. Hedefteki çekirdeğin kütle numarası artarken atom numarasında değişme olmaz. Ortaya çıkan radyoizotop hedefteki çekirdeğin bir izotopu olur. Nötronlar yüksüz oldukları için

protonlar gibi hedef çekirdeğe fırlatıldığında bir Coulomb kuvveti engelli ile karşılaşmazlar. Bu nedenle nükleer reaksiyonlar düşük enerjili nötronlarla da gerçekleştirilebilir.



Bir başka nükleer reaksiyonda ise nötron yutan hedef çekirdek bir proton yayınlr. Bu durumda atom numarası azalırken kütle numarasında bir değişiklik olmaz. Böylece hedefteki çekirdekten farklı bir ürün elde edilir (Savaş, 2013).



Şekil 2 3 TR-2 Reaktörünün Havuzu (TAEK, 2012)

2.3.2.1. Reaktörlerde Üretilen ve Nükleer Tıpta Kullanılan Radyoizotoplar

^{213}Bi : Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 46 dakikadır. Alfa ışınları ile tedavide, özellikle kanser tedavisinde kullanılır. Yüksek enerjisi 8,4 MeV'dir

^{60}Co : Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 5,27 yıldır. Radyoterapi ve sterilizasyonda kullanılır.

- ¹³¹Cs: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 9,7 gündür. Brakiterapi için kullanılır ve yumuşak X-ışınları yayar.
- ¹³⁷Cs: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 30 yıldır. Kanın düşük yoğunluklu sterilizasyonu için kullanılır. Işın tedavisinde ışın kaynağı olarak kullanılmaktadır.
- ¹⁶⁵Dy: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 2 saattir. Arterit sinovektomi tedavisi için toplu bir hidroksit olarak kullanılır.
- ¹⁶⁹Er: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 9,4 gündür. Sinovyal eklemlerde artrit ağrı giderici olarak kullanılır.
- ⁵⁹Fe: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 46 gündür. Dalakta demir metabolizması çalışmalarında kullanılır.
- ¹⁶⁶Ho: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 26 saattir. Karaciğer tümörlerinin tanı ve tedavisi için geliştirilmekte olan elementtir.
- ¹²⁵I: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 60 gündür. Kanseri brakiterapide (prostat ve beyin) aynı zamanda böbreklerin süzme oranını değerlendirmek ve bacakta derin ven trombozu tanısında kullanılır.
- ¹³¹I: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 8 gündür. Yaygın tiroit kanseri tedavisinde ve tiroid görüntülemelerde kullanılır. Ayrıca anormal karaciğer fonksiyonu, renal (böbrek) kan akımı ve idrar yolları tıkanıklığı tanısında kullanılır. Güçlü bir gama yayıcıdır ancak beta terapisi için kullanılır.
- ¹⁹²Ir: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 74 gündür. Kanseri tedavisi için bir iç radyoterapi kaynağı olarak kullanılmak üzere, tel şeklinde tedarik edilir. Örneğin, prostat kanseri için (daha sonra kullanımdan kaldırıldı). Güçlü beta yayıcıdır.
- ⁴²K: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 12 saattir. Koroner kan akışında değişebilir potasyumun belirlenmesi için kullanılır.
- ²⁴Na: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 15 saattir. Gövde içinde elektrolit çalışmaları için kullanılır.
- ³²P: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 14 gündür. Kemik kanserinde ağrı azaltmak, lösemi ve polisitemivera tedavilerinde kullanılır.
- ²²³Ra: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 11,4 gündür Brakiterapi için kullanılır, yumuşak X-ışınları yayar.
- ¹⁸⁶Re: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 3,8 gündür. Kemik kanserinin ağrı tedavisi için kullanılır. Görüntüleme için zayıf gama ile beta yayıcıdır.
- ¹⁸⁸Re: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 16,9 saattir. Karaciğer tümörlerinin ve nonhodgkin lenfomalarının tedavilerinde kemik ağrılarını hafifletmek için kullanılır.

⁷⁵Se: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 11,4 gündür. Sindirim enzimlerinin üretimini incelemek için selenometiyonin formunda kullanılır.

¹⁵³Sm: Reaktörlerde üretilir. Yarı ömrü 47 saattir. Kuadramet olarak satılan, kemikte açılmış ikincil kanser ağrısını gidermede çok etkilidir. Prostat ve meme kanseri için de çok etkilidir. Beta yayıcıdır.

⁸⁹Sr: Reaktörde üretilir. Yarı ömrü 50 gündür. Prostat ve kemik kanserinde ağrıyı azaltmada çok etkilidir. Beta yayıcıdır.

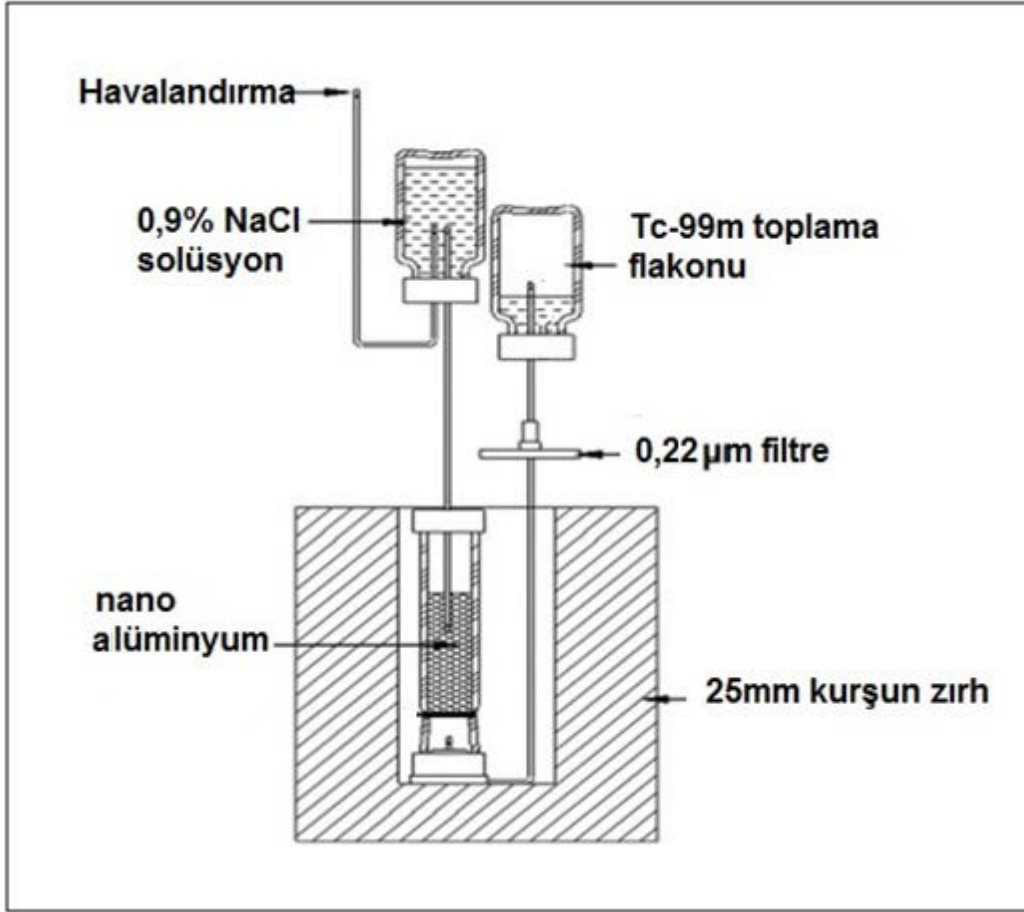
¹³³Xe: Reaktörde üretilir. Yarı ömrü 5 gündür. Pulmoner (akciğer) havalandırma çalışmaları için kullanılır.

⁸⁷Y: Reaktörde üretilir. Yarı ömrü 64 saattir. Benign ve malign tümör çeşitlerini tedavi etmek için kullanılır.

¹⁶⁹Yb: Reaktörde üretilir. Yarı ömrü 32 gündür. Beyinde beyin omurilik sıvısı çalışmalarda kullanılır.

2.3.3. Radyoaktif Çekirdek Jeneratörleri

Teknesyum (^{99m}Tc) Nükleer Tıp'ta çeşitli medikal radyoizotop uygulamalarda çok sık kullanılan radyoaktif çekirdektir. Ancak 6 saat gibi kısa bir yarı ömre sahip olması uygulamada kaynak sorunlarına yol açmaktadır. Bu kaynak problemi 67 saat gibi daha uzun yarı ömre sahip olan Molibden(⁹⁹Mo)'den Teknesyum (^{99m}Tc) elde edilmesiyle aşılmıştır. Tıbbi uygulamalar için radyoaktif çekirdek jeneratöründen Teknesyum (^{99m}Tc) yeterli miktarlarda periyodik olarak toplanmaktadır. Ürünün kaynaktan rahatlıkla ayrıştırılabildiği bu sistem radyoaktif çekirdek jeneratörü olarak isimlendirilir.



Şekil 2 4 $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ radyoaktif çekirdek jeneratörü (R. Chakravarty ve ark., 2012)

2.4. Radyoizotopların Temini

Ana izotop tedarikçileri

- ❖ Mallinckrodt Pharmaceuticals (İrlanda),
- ❖ MDS Nordion (Kanada),
- ❖ IRE (Avrupa),
- ❖ NTP (Güney Afrika),
- ❖ Isotop-NIIAR (Rusya)
- ❖ ANSTO (Avustralya)

Nükleer reaktörlerde üretilen çoğu tıbbi radyoizotop, ana radyoizotop üreticilerine nispeten daha az miktarda aşağıdaki araştırma reaktöründen sağlanır:

- Hollanda'daki Petten' de HFR (IRE ve Curium aracılığıyla sağlanır).
- Belçika'daki Mol' deki BR-2 (IRE ve Curium yoluyla tedarik edilir).

- Polonya'daki Maria (Curium 'dan temin edilir).
- Orphee, Fransa'daki Saclay' da (IRE yoluyla sağlanır).
- Almanya'daki Julich' de FRJ-2 / FRM-2 (IRE' den tedarik edilir).
- Çek Cumhuriyeti'ndeki Rez' deki LWR-15.
- Çin'deki Chengdu' da HFETR.
- Güney Afrika Safari (NTP' den temin edilir).
- Avustralya'daki OPAL (ANSTO' dan iç pazara, 2016'dan gelen ihracat).
- ETRR-2, Mısır'da (önümüzdeki aylarda iç pazara sunulacak).
- Dimitrovgrad, Rusya'da (İzotop-NILAR).
- Kanada'daki Chalk Nehri'ndeki NRU (Ekim 2007'de MDS Nordion' dan tedarik edildi), Ekim 2016'da üretimi durdurdu ve reaktör Mart 2018'de kapandı.

Fisyon radyoizotoplarının talebinin büyük çoğunluğunu ^{99m}Tc üretimi için ^{99}Mo oluşturur. Dünya pazarında ^{99}Mo için yılda 550 milyon dolarlık bir talep vardır. Bunun şık %40'ı MDS Nordion (Kanada) tarafından, %25'i Mallinckrodt (İrlanda), %17'si IRE(Avrupa), %10'u da NTP(Güney Afrika)'den tedarik edilmektedir. Birkaç yıl boyunca ^{99}Mo 'un yarısından fazlası üç reaktörde üretildi. Bu reaktörler Kanada'da Nru (%30-40), Hollanda'da HFR (%30) ve Belçika'da BR-2 (%10) dir. Kanada'da NRU Ekim 2016'da üretim durduruldu ve diğer ikisinde de sınırlı üretim yapılmaktadır. 2017 yılı itibari ile üretim oranları, Hollanda'da HFR (%40), Belçika'da BR-2 (%20), Polonya'da Maria (%5), Güney Afrika'da Safari-1 (%15), Avustralya'da Opal (%15) (2018 ortalarından itibaren %24'e yükseliyor) ve Çek Cumhuriyeti'nde LWR-15 (%5) şeklindedir. Her bir reaktörde radyoizotop üretimi, bakım çizelgelerinden dolayı değişir.

Opal' ın %15'i 2017'de 4200 “6-gün TBq/yıl” idi (2200 “6-gün Ci/hafta”, 2018 ortalarında 3500'e yükseldi). Arz kapasitesi, “6-gün TBq/Ci” değerlendirilmesine rağmen, taşıma sırasında ^{99}Mo 'un bozulması nedenine bağlı olarak arz kapasitesi her zaman talebin üzerindedir. Zorluklardan biri de, atıkları en aza indirmek için talebe bağlı olarak hafta içi taze malzemelerin tedarik edilmesidir. Rusya, dünya arzındaki payını arttırmak için 2012 yılında radyoizotop üretiminin yaklaşık %66'sını ihraç etti. ^{131}I radyoizotop üretiminin, %75 IRE'den, %25 NTP'den dir. ^{99}Mo için dünya talebi 2012 yılında 23.000 “6-gün TBq/yıl” idi, ancak görünüşe göre o tarihten beri 18.500'e geri döndü.

^{99}Mo çoğunlukla nükleer araştırma reaktöründe ^{235}U hedeflerinin fisyonu ile üretilir, bunun çoğu da (75'te 2016%) yüksek zenginleştirilmiş uranyum (HEU) hedefleri kullanılarak üretilir. Hedefler daha sonra ^{99}Mo 'u ayırmak ve ayrıca ^{131}I 'i kurtarmak için işlenir. Opal, Safari ve Maria gibi giderek artan diğer reaktörler ise, düşük zenginleştirilmiş uranyum (LEU) hedeflerini kullanıyor ve bu da üretim maliyetlerine yaklaşık %20 artırıyor. Bununla birlikte, tıbbi görüntülemede, ^{99}Mo 'un maliyeti hastane maliyetlerine göre küçüktür. ^{99}Mo , bir reaktörde ^{98}Mo 'i nötronlarla bombardıman edilerek de yapılabilir. Bu aktivasyon ^{99}Mo , geleneksel fisyon ile üretilen ^{99}Mo için 185 TBq/gün veya daha fazlası ile karşılaştırıldığında, maksimum 74 GBq/g (reaktörde bulunan nötron akısına bağlı olarak) ile nispeten düşük çok özel aktiviteye sahiptir.

^{99}Mo üretmenin üç yolu vardır. En yaygın ve etkili yöntem, bir hedef folyoda uranyumun fisyonu ve ardından Molibdeninin kimyasal yollarla ayrılmasıdır. Bu fisyon araştırma reaktörlerinde yapılır. İkinci bir yöntem, hedef materyaldeki ^{98}Mo 'in bir nötron yakaladığı nötron aktivasyonudur. Bu, genellikle RBMK veya Candu güç reaktörlerinde yapılır. Üçüncü bir yöntem, bir çeşit hızlandırıcıda ^{100}Mo 'ün proton bombardımanıdır (Anonim, 2019a).

2.5 Nükleer Reaksiyon Tesir Kesiti

Bir hedefe bombardıman parçacıkları gönderildiğinde bütün parçacıklar bir çekirdek reaksiyonu oluşturmazlar. Bir nükleer reaksiyon için tesir kesiti (σ), bombardıman parçacığı ile hedef çekirdeğin etkileşerek bir çekirdek reaksiyonu yapma olasılığına denir. Hedef çekirdek üzerinde reaksiyonun oluşabileceği σ gibi belli bir bölge bulunduğu, gelen parçacık sadece o bölgeye çarptığı zaman reaksiyonun oluşabileceği söylenebilir (Yiğit, 2008).

$$X+a \rightarrow Y+b \quad (2.9)$$

Yukarıdaki gibi $X(a, b)Y$ şeklinde gösterilen bir nükleer reaksiyonda;

N : Hedefteki X elementinin çekirdek sayısı

I_a : Hedefte birim zamanda gelen parçacıkların akısı

R_b : Reaksiyon sonucu oluşan parçacıkların birim zamandaki sayısı

Bu durumda nükleer reaksiyon tesir kesiti,

$$\sigma = \frac{R_b}{I_a N} \quad (2.10)$$

Şeklinde ifade edilir. Nükleer reaksiyon tesir kesiti alan boyutundadır ve birimi barn dır, b ile gösterilir ($1 \text{ barn} = 10^{-28} \text{ m}^2 = 100 \text{ fm}^2$). Bir hedef çekirdeğe (θ, ϕ) doğrultusunda sadece $d\Omega$ katı açısına sahip olan bir dedektör yerleştirilirse, reaksiyonda yayınlanan tüm b parçacıkları bu dedektör tarafından algılanamaz. Dedektör tarafından algılanan parçacıklar, yayılan b parçacıklarının yalnızca küçük bir bölümü, dR_b olacaktır. Dolayısıyla, dedektörün algıladığı tesir kesitinin küçük bir bölümü olan $d\sigma$ dır.

Yayınlanan b parçacıkları, uzaya izotropik olarak değil de θ, ϕ doğrultularında yayınlandığı düşünülürse bu yayınlanmanın açısal dağılımı $r(\theta, \phi)$ fonksiyonu ile temsil edilir.

$d\Omega$ katı açısı içinde yayınlanan dR_b kesri,

$$dR_b = \frac{r(\theta, \phi) d\Omega}{4\pi} \quad (2.11)$$

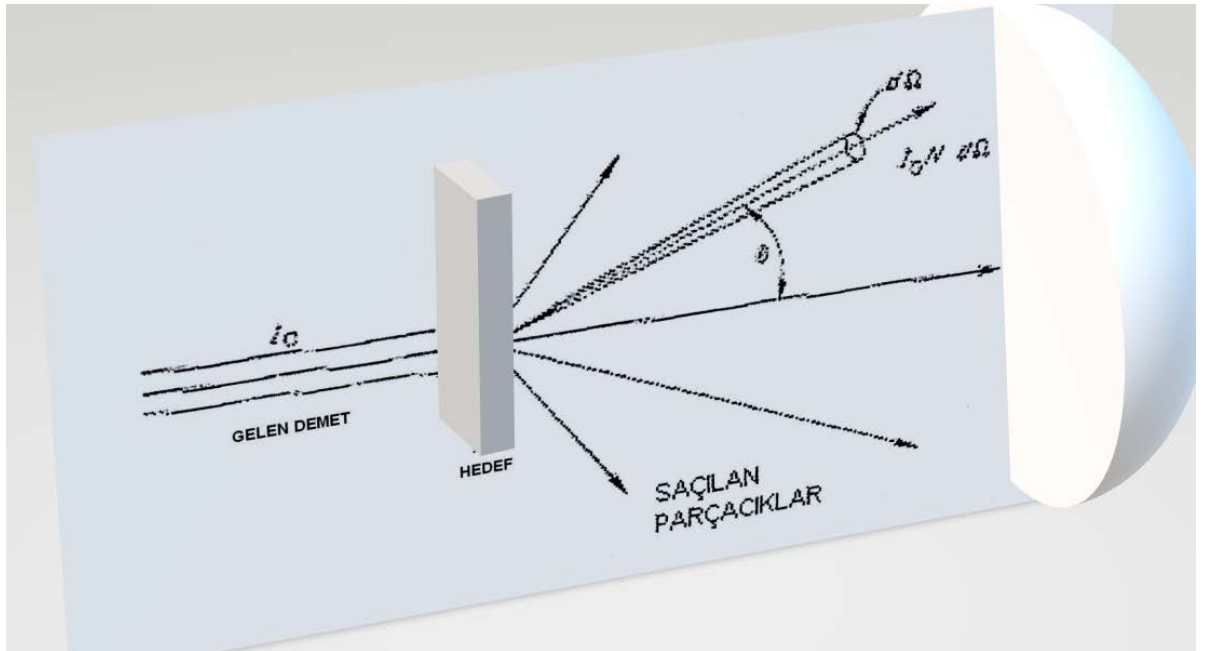
ile verilir. Tesir kesiti tanımında,

$$d\sigma = \frac{dR_b}{I_a N} \quad (2.12)$$

ve buradan da

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{r(\theta, \phi)}{4\pi I_a N} \quad (2.13)$$

Şeklinde ifade edilebilir ki $\frac{d\sigma}{d\Omega}$ da diferansiyel tesir kesiti adını alır.



Şekil 2 5 Diferansiyel tesir kesitinin geometrik gösterimi (Şener, 2006)

Diferansiyel tesir kesiti hesabı nükleer reaksiyon ürünlerinin açısal dağılımının incelenmesi istendiğinde yapılır. Küre merkezinden bakan bir gözlemcinin, küre yüzeyi üzerinde gördüğü katı açı 4π steradyandır. Diferansiyel tesir kesitinin birimi $\frac{\text{barn}}{\text{steradyan}}$ olarak verilir. Tesir kesiti σ , diferansiyel tesir kesiti $\frac{d\sigma}{d\Omega}$ niceliğinin tüm açılar üzerinden integral edilmesi ile bulunabilir. Küre yüzeyi üzerinde $d\Omega$ katı açısına sahip bir alan elemanı $r^2 d\Omega$ ile verilir. Küresel koordinatlarda alan elemanı $r^2 \sin\theta d\theta d\phi$ olduğundan, katı açı $d\Omega = \sin\theta d\theta d\phi$ olarak tanımlanabilir.

$$\sigma = \int \frac{d\sigma}{d\Omega} d\Omega = \int_0^\pi \sin\theta d\theta \int_0^{2\pi} d\phi \frac{d\sigma}{d\Omega} \quad (2.14)$$

şeklinde yazılır. Burada $d\Omega = \sin\theta d\theta d\phi$ olduğundan, toplam diferansiyel tesir kesiti;

$$\sigma = \int_0^\pi \sin\theta d\theta \int_0^{2\pi} d\phi \frac{d\sigma}{d\Omega} \quad (2.15)$$

şeklinde yazılır. Diferansiyel tesir kesiti $\frac{d\sigma}{d\Omega}$ açıdan bağımsızsa, açı üzerinde integrali için

$$\int_0^\pi \sin\theta d\theta \int_0^{2\pi} d\phi = 4\pi \quad (2.16)$$

değeri kullanılır ve toplam diferansiyel tesir kesiti $\int_0^\pi \sin\theta d\theta \int_0^{2\pi} d\phi = 4\pi$ değerine indirgenir. Bu durumda toplam diferansiyel tesir kesiti ifadesi [2.10] denklemi ile özdeş hale gelir. Ayrıca tesir kesiti, gönderilen bombardıman parçacığının kinetik enerjisi ile de değişir. Eşik enerjisi, nükleer reaksiyonu başlayabilmesi için bombardıman parçacığının sahip olması gereken en düşük enerjiye denir. Gelen parçacıkların enerjisi eşik enerjisinden daha küçük ise nükleer reaksiyon gerçekleşmez (Şener, 2006) .

3.METERYAL VE YÖNTEM

3.1. Monte Carlo Tekniği

Monte Carlo tekniği, 1930'lu yıllarda ortaya atılmış, deneysel ve istatistiksel problemlerinin çözümüne rastgele sayılarla yaklaşımlara verilen genel bir isimdir. Problem rastgele sayılar kullanılarak simülasyon edilip, çözümlenmesi istenilen verilerin bu simülasyon sonuçlarına bakılarak olasılık teorisine göre yaklaşık hesaplanması temeline dayanır. John Von Neumann ve Stanislaw Ulam, 1940 yılı sonlarında çalışmalarına Monte Carlo Simülasyonu adını vermişlerdir. Böylece modern anlamda simülasyon kelimesi kullanılmaya başlanmıştır. Bu simülasyon, tam cebirsel çözümleme, duyarlılık metodu, momentler metodu gibi risk analizi yöntemlerinden birisidir.

Diğer yöntemlere göre riski daha iyi temsil etmesi nedeniyle mühendislikte, eğitimde ölçme ve değerlendirmede, askeri savunma teknolojisinde, fen ve mühendislik alanında, nükleer teknolojisi ve uzay sisteminde, istatistiksel analiz ve sosyoekonomik sahalarında sıkça başvurulmuş bir yöntemdir. Simülasyon, benzetim ve öğrenme anlamlarına da gelen bir şeyin veya durumun benzer halinin oluşturulmasıdır. Simülasyonun kullanılmasındaki amaç, nükleer reaksiyonlar gibi gerçek hayat sistemlerinin girdi ve çıktılarını matematiksel olarak ifade etmek, gerçek sistemi simülasyon üzerinden tanıyıp incelemek, değerik kararları ve seçenekleri gerçek sistemde hiçbir değeriklik yapmadan deneyebilmektir. Monte Carlo tekniği ile analitik işlemlerin, çok karışık ve deneysel işlemlerin, çok pahalı olan nükleer savunma problemlerinin çözümlenmesinde başarı elde edilmiştir.

Simülasyon kelimesi, bilgisayarların gelişmesi ile sosyal bilimcilerin, fizik ve kimyacılar gibi laboratuvar çalışmalarına benzer deneyleri sanal bir ortamda gerçekleştirmesi ile başka anlamlar da kazanmıştır.

Monte Carlo tekniği, özel bir denemede ya da bir simülasyon çalışmasında bir ya da daha çok olasılık dağılımından rastgele sayılar seçme tekniğidir (Hançerlioğulları, 2006).

3.2 Simülasyonlar Neden Gerekli

Deneysel sistemlerin kurulmasında karar aşamasında, deneysel verilerle simülasyon verilerinin karşılaştırılması yapılarak analizin doğruluğunu ispatlamak ve hata oranlarının tespit edilmesinde, deneysel sonuçlar ile teoriden elde edilen simülasyon sonuçlarının karşılaştırılması yapılarak oluşturulan teorelin sınanmasında simülasyon gereklidir.

3.3 Simülasyon Kullanıldığı Yerler

Simülasyonun kullanıldığı bazı yerler aşağıda verilmiştir.

- a) Üretim/imalat sistemlerinin dizayn ve çözümlenmesi
- b) Montaj hattı dengeleme
- c) İşgücünün düzenlenmesi ve yönetimi
- d) Malzeme taşıma sistemleri
- e) Yeni askeri silah ve sistem modellerinin planlanması
- f) Bir envanter sistemindeki sipariş planlarının incelenmesi
- g) İletişim sistemlerinin ve bunlar için gerekli mesaj protokollerinin tasarımı
- h) Ulaşım yollarının tasarım ve işletimi
- i) Ambulans alanlarının planlanması ve buralardaki araç sayılarının belirlenmesi
- j) Yangın söndürme istasyonlarının yerlerinin ve buralarda bulundurulması gerekli en az araç sayılarının belirlenmesi
- k) Finansal veya ekonomik verilerin çözümlenmesi
- l) Dağıtım kanallarının planlanması
- m) Bir bilgisayar sisteminin donanım ve yazılım ihtiyaçlarının saptanması
- n) İşletme yöneticilerinin eğitilmesi(işletme oyunları/firma benzetimi)
- o) Alınacak riskleri minimize etmek için uzay uçuşları denemeleri
- p) Tamir-bakım sistemleri

3.4 Simülasyonun Avantajları ve Dezavantajları

3.4.1 Simülasyonun Avantajları

- 1- Simülasyon değişik yorumlara elverişli bir çözüm yöntemidir.
- 2- Diğer modellerden daha anlaşılabilir.
- 3- İşlem basamakları imkanı vardır.
- 4- Büyük ve anlaşılması zor problemlerin çözümünde klasik çözüm yöntemlerine göre oldukça etkilidir.
- 5- Simülasyon ile incelenmesi olanaksız olan durumlar, başka yöntemlere göre rahatça modellenebilir.
- 6- Simülasyon ile verilerine aylar, yıllar sonra ulaşılabilecek durumların kısa zamanda analizi yapılabilir.
- 7-Simülasyon, modellenen sistemin değiştirilmesine gerek kalmadan uygulanmak istenen yeni fikir ve politikaların model üzerindeki etkilerinin görülmesini sağlar.

8-Simülasyon, uygulayıcı tarafından belirlenen zamanda durdurulup tekrarlanabildiğinden deney koşulları üzerinde uygulayıcıya tam bir kontrol sağlar.

3.4.2 Simülasyonun Dezavantajları

- 1- Simülasyon araçlarının geliştirilmesi maliyetli ve zaman alıcıdır.
- 2- Her zaman kesin bir sonuca ulaşamaz. Bir çeşit sınama aracıdır.
- 3- Bütün simülasyon araçları birbirinden farklıdır.
- 4- Uygulama kolaylığından dolayı simülasyonlar, analitik sonuçlara ulaşılmasında engel teşkil edebilirler.
- 5- Simülasyonun sonuçlarının değerlendirilmesinde ve örneklendirilmesinde ortaya çıkan yanlışlar, hatalı sonuçlara sebep olur (Hançerlioğulları, 2006).

3.5 Geant4 Kodu

Geant4, Monte Carlo yöntemleri kullanarak parçacıkların madde içinden geçişini analiz eden bir bilgisayar simülasyon yazılımıdır. Geant4, modern, parçacık ve nükleer fizik deneylerin de kullanılan parçacık detektörlerinin büyük ölçekli, doğru ve kapsamlı simülasyonları için artan talep üzerine fizikçiler ve yazılım mühendislerinin dünya çapında bir işbirliği sonucunda, yazılım mühendisliği ve nesne yönelimli teknoloji kullanılarak oluşturulmuştur ve C ++ programlama dilinde yazılmıştır. Uygulama alanları, parçacık fiziği, tıp ve uzay bilimleri alanlarında olduğu gibi yüksek enerji, nükleer ve hızlandırıcı fiziklerinde içermektedir. Dünya çapında CERN ve diğer yüksek enerji fiziği laboratuvarlarında LHC deneyleri için referans simülasyon motorudur. Geant4, 250eV'den TeV'e kadar uzanan enerji aralığı için, ilgili tüm fizik süreçlerini, elektromanyetik, hadronik, çürüme, optik, uzun ve kısa ömürlü partikülleri kapsar. Düşük enerjili nötronların termal enerjilere taşınması da ele alınabilir. Yazılım ayrıca, atomik de-eksitasyon dahil olmak üzere, hadronik etkileşimlerin kalıntılarını simüle edebilir ve biyolojik modelleme için DNA ölçeğine kadar düşük enerjilere uzanmasını sağlar. Yazılım, kriyojenik kristallerde akustik fononların yayılımı, Gogo Tomografik Emisyon (GATE) uygulaması, ışın çizgisi simülasyonu (G4BEAMLINe) gibi, toplum tarafından çeşitli uygulamaların geliştirilmesine yardımcı olan, nesne tabanlı bir tasarıma dayanmaktadır. Geant4, Linux, Mac OS, Windows ve farklı türlerde UNIX tatları, 32 veya

64 bit ve modern paralel mimarilerde çalışır. Kullanıcı desteği, dokümantasyonun da bulunduğu Geant4 web sitesi aracılığıyla sağlanmaktadır (Anonim, 2019b).

3.6 Nükleer Reaksiyon Kodu TALYS

TALYS, kütle numarası 12 ve daha ağır olan hedef çekirdeklere, 1 keV - 200 MeV enerji aralığında nötronlar, fotonlar, protonlar, döteronlar, tritonlar, ^3He ve alfa parçacıkları gönderilmesi ile oluşan nükleer reaksiyonları analiz eden bir yazılımdır. Bu ara enerjilere kadar çözülmemiş rezonans aralığından nükleer reaksiyonları değerlendirmek için olanak sağlar. Nükleer reaksiyonları analiz etmek için, tek bir kod sistemine nükleer reaksiyon modelleri paketi uygulanmıştır. TALYS hem temel hem de uygulamalı bilim için yaygın olarak kullanılmaktadır. TALYS 2004 yılında ilk yayınlanmasından bu yana birçok farklı yayınlarda kullanılmıştır.

TALYS, optik model, seviye yoğunlukları, doğrudan reaksiyonlar, bileşik reaksiyonlar, denge-öncesi reaksiyonları, fisyon reaksiyonları ve büyük bir nükleer yapı veri tabanı için modern nükleer modeller içerir. TALYS, toplam ve kısmi tesir kesitleri, enerji spektrumu açısal dağılımlarını, çift diferansiyel spektrumları, artık üretim tesir kesitlerini ve geri tepmelerini hesaplar. TALYS, linux, unix ve windows işletim sistemlerinde kolayca kurulabilir (A.J. Koning, D. Rochman, 2012).

4.BULGULAR VE TARTIŞMA

Parçacık hızlandırıcılarında radyoizotop üretmek için radyoizotop üretiminin nükleer reaksiyon süreci nedeniyle parçacık hızlandırıcılarının özellikleri, aktivite, verim ve tesir kesiti değerlerinin iyi hesaplanmış olması gerekir. Bu çalışmada parçacık hızlandırıcılarının Nükleer Tıp'ta kullanılan ^{96}Tc , ^{109}Cd , ^{127}Xe , ^{122}I , ^{82}Rb , ^{131}Cs , ^{64}Cu ve ^{61}Cu medikal radyoizotoplarının üretilmesine katkı sağlamak için GEANT4 ve TALYS kodları ile nükleer reaksiyonların simülasyonları yapılarak bu nükleer reaksiyonların parametrelerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu medikal radyoizotoplar;

^{96}Tc : $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ile hayvan çalışmalarında

^{109}Cd : Kanser tespiti ve pediatrik görüntülemelerde

^{127}Xe : Bunaklıkta(bunama), düşük hasta dozu ile yüksek çözünürlüklü SPECT çalışmalarında, akciğer görüntülemelerde (inhalasyon-solunum akciğer çalışmalarında ^{133}Xe den üstün olduğunu iddia etmektedirler)

^{122}I : Beyin kan akışı çalışmalarında

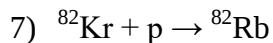
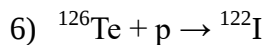
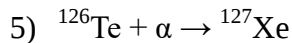
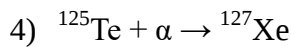
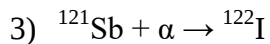
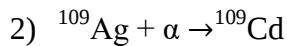
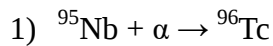
^{82}Rb : Miyokardiyal görüntüleme ajanı olarak, koroner arter hastalığının erken tespitinde, PET görüntülemesinde, kan akışı takibinde

^{131}Cs : Radyoterapi için kaviteli(oyuklu) organlar içine uygulanan implantlarda

^{64}Cu : PET taramasında, yüzeysel görüntülemelerde, SPECT görüntülemelerde, dozimetri çalışmalarında, beyinsel ve miyokardiyal kan akışında, ^{62}Cu ile kullanılır, kolorektal kanser tedavisinde

^{61}Cu : Yüzeysel görüntülemelerde, SPECT ya da PET'te kullanılmaktadırlar(Anonim,2019c).

Üretilen medikal radyoizotoplarının parametreleri olarak, parçacık sayısı-enerji dağılımı, tesir kesiti-enerji dağılımı, maksimum parçacık sayısı enerji değerleri, maksimum tesir kesiti enerji değerleri hesaplanmıştır. Bu medikal radyoizotopların üretimi için nükleer reaksiyon süreçleri aşağıdaki gibidir;



- 8) $^{129}\text{I} + \alpha \rightarrow ^{131}\text{Cs}$
 9) $^{64}\text{Ni} + \alpha \rightarrow ^{64}\text{Cu}$
 10) $^{59}\text{Ni} + \alpha \rightarrow ^{61}\text{Cu}$

Geant4 simülasyon kodu ile elde edilen nükleer reaksiyonların listesi aşağıda verilmiştir;

alpha (35MeV)+ ^{95}Nb --> N gamma + 3 neutron + ^{96}Tc : 2731 Q = -22.766 MeV

alpha (60MeV)+ ^{109}Ag --> N gamma + 2 neutron + deuteron + ^{109}Cd : 495 Q = -27.076 MeV

alpha (60MeV)+ ^{109}Ag --> N gamma + neutron + triton + ^{109}Cd : 49 Q = -20.818 MeV

alpha (60MeV)+ ^{109}Ag --> N gamma + proton + 3 neutron + ^{109}Cd : 939 Q = -29.3 MeV

alpha(38MeV) + ^{121}Sb --> N gamma + 3 neutron + ^{122}I : 2177 Q = -25.321 MeV

alpha(28MeV) + ^{125}Te --> N gamma + 2 neutron + ^{127}Xe : 2568 Q = -14.437 MeV

alpha(37MeV) + ^{126}Te --> N gamma + 3 neutron + ^{127}Xe : 2417 Q = -23.551 MeV

proton(51MeV) + ^{126}Te --> 5 neutron + ^{122}I : 17 Q = -37.109 MeV

proton(51MeV) + ^{126}Te --> N gamma + 5 neutron + ^{122}I : 914 Q = -37.097 MeV

proton(12MeV) + ^{82}Kr --> N gamma + neutron + ^{82}Rb : 1055 Q = -5.2259 MeV

alpha(26MeV) + ^{129}I --> N gamma + 2 neutron + ^{131}Cs : 1803 Q = -14.18 MeV

alpha(64MeV) + ^{64}Ni --> N gamma + 2 neutron + deuteron + ^{64}Cu : 716 Q = -28.532 MeV

alpha(64MeV) + ^{64}Ni --> N gamma + neutron + triton + ^{64}Cu : 137 Q = -22.275 MeV

alpha(64MeV) + ^{64}Ni --> N gamma + proton + 3 neutron + ^{64}Cu : 741 Q = -30.757 MeV

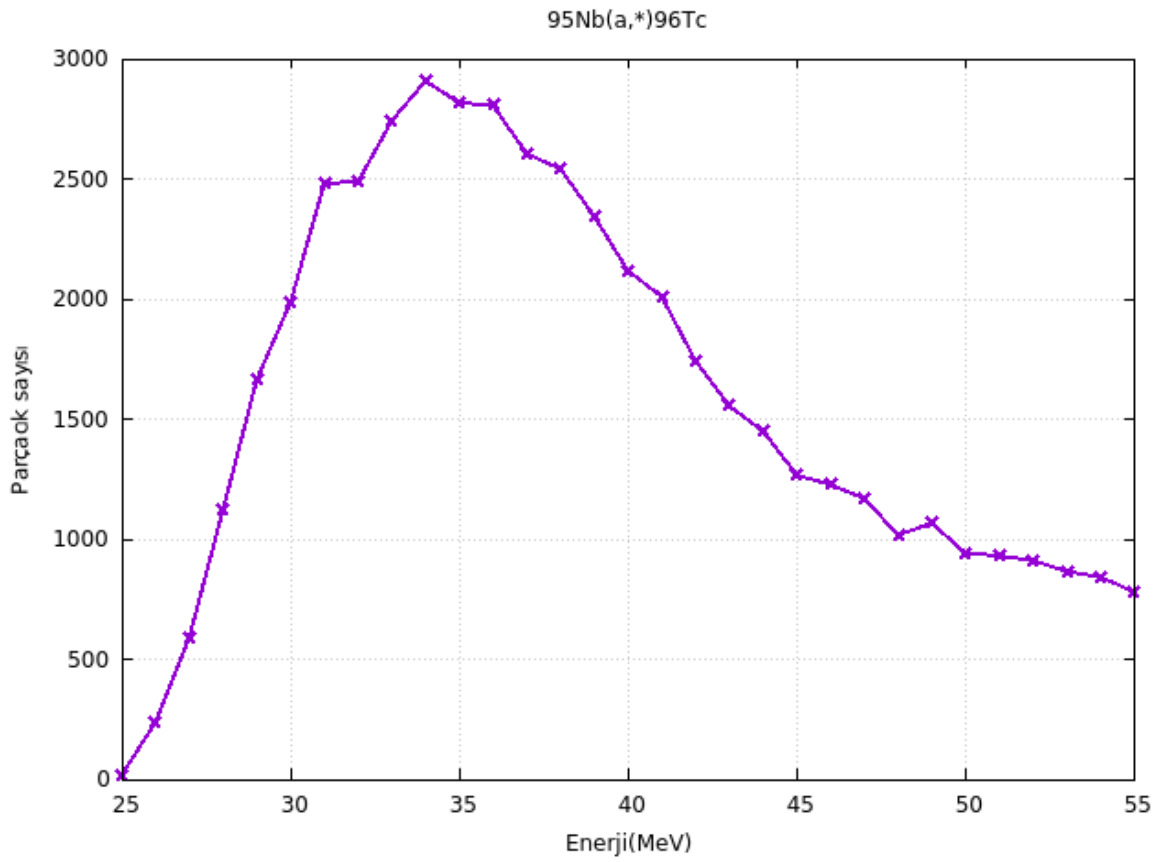
alpha(28MeV) + ^{59}Ni --> N gamma + deuteron + ^{61}Cu : 512 Q = -9.8867 MeV

alpha(28MeV) + ^{59}Ni --> N gamma + proton + neutron + ^{61}Cu : 2829 Q = -12.111 MeV

4.1 ^{96}Tc İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi

GEANT4 ve TALYS kodları ile ^{95}Nb üzerine 25MeV-55MeV enerji değerlerine sahip alfa parçacıkları gönderilmiş ve üretilen ^{96}Tc medikal radyoizotopunun parçacık sayısı ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanmıştır.

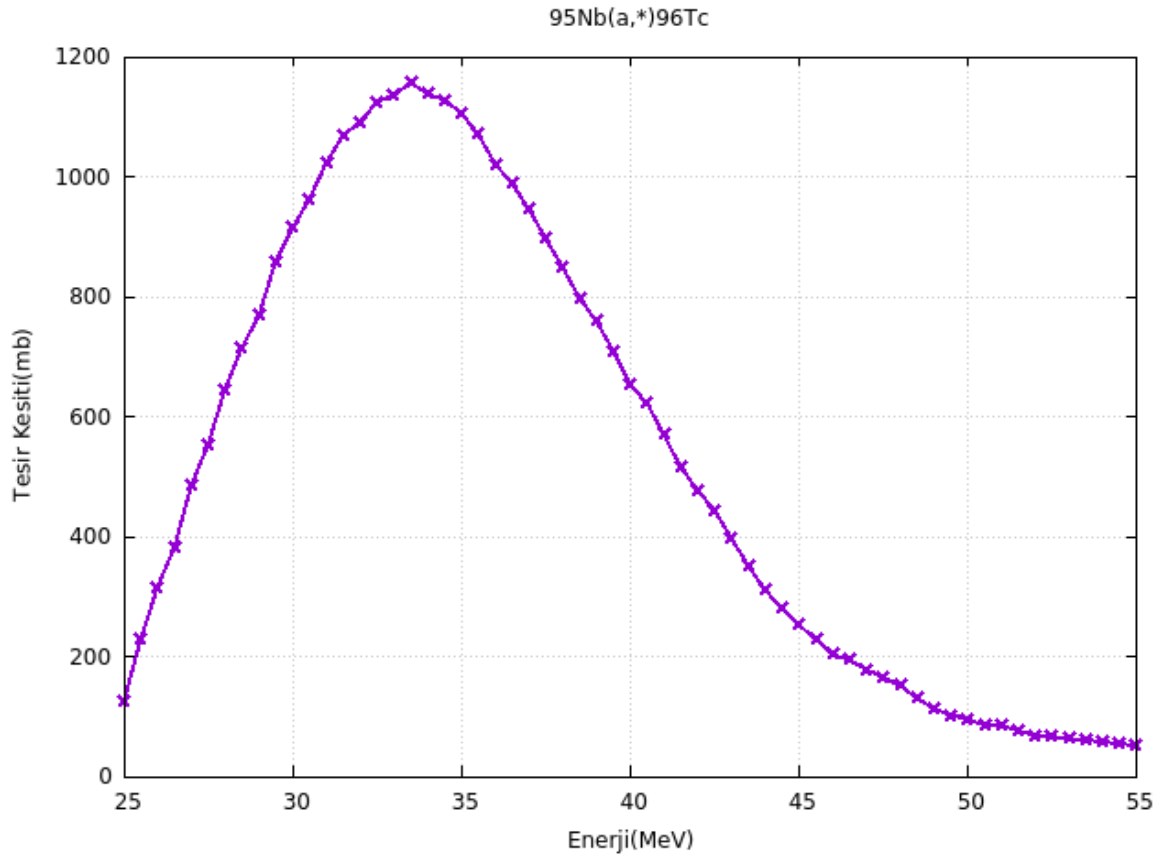
4.1.1 GEANT4 Kodu İle $^{95}\text{Nb}(\alpha,*)^{96}\text{Tc}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



şekil 4. 1 ^{96}Tc retimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)

şekil-4.1’de GEANT4 kodu ile simülasyonu yapılan, $^{95}\text{Nb}(\alpha,*)^{96}\text{Tc}$ reaksiyonu sonucunda üretilen ^{96}Tc radyoizotop çekirdeklerinin enerji dağılımı grafiği verilmiştir. Grafik eğrisi incelendiğinde, 25MeV-55MeV enerji aralığında ^{96}Tc retimi maksimum 2905 parçacık sayısı olduğu grlmektedir. ^{96}Tc retimi, maksimum parçacık sayısı 34MeV enerji değerinde gerçekleşmiştir.

4.1.2 TALYS Kodu İle $^{95}\text{Nb}(\alpha,*)^{96}\text{Tc}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



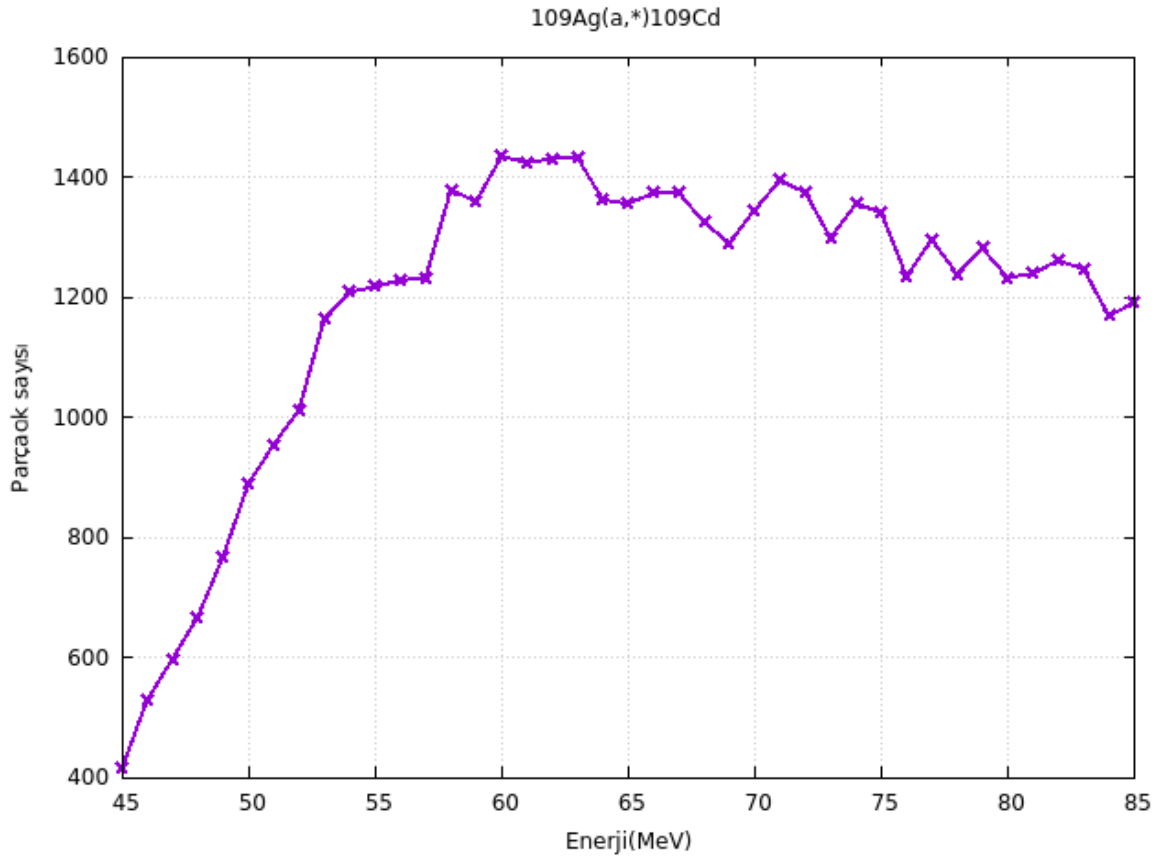
Şekil 4. 2 ^{96}Tc üretim tesis kesitleri (TALYS)

TALYS nükleer reaksiyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlar sonucunda $^{95}\text{Nb}(\alpha,*)^{96}\text{Tc}$ reaksiyonu için ^{96}Tc radyoizotopunun üretim ihtimalleri Şekil 4.2 grafiğinde verilmiştir. Grafiğe bakıldığında ^{96}Tc parçacıkları üretiminin en yüksek ihtimali olan tesis kesiti, 1155mb ile 33,5MeV enerjisinde gerçekleştiği belirlenmiştir.

4.2 ^{109}Cd İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi

GEANT4 ve TALYS kodları ile ^{109}Ag üzerine 45MeV-85MeV enerji değerlerine sahip alfa parçacıkları gönderilmiş ve üretilen ^{109}Cd medikal radyoizotopunun parçacık sayısı ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanmıştır.

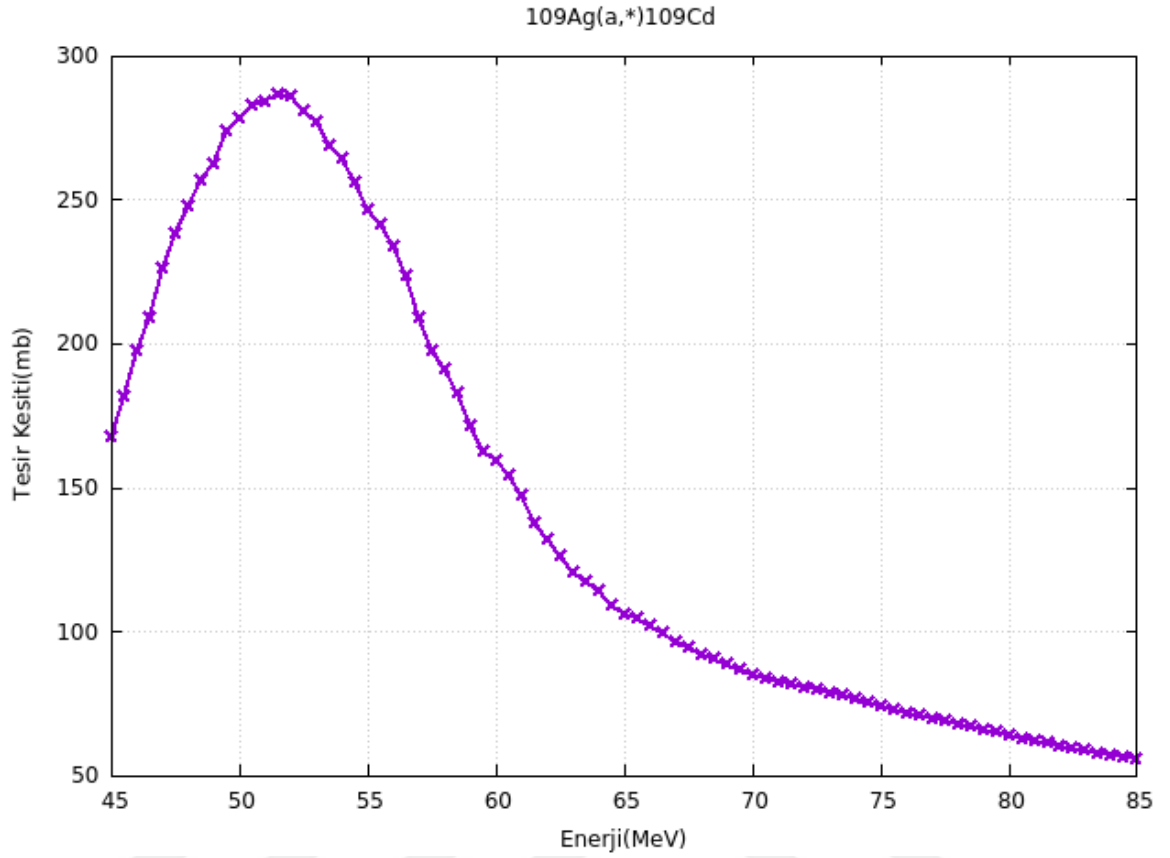
4.2.1 GEANT4 Kodu İle $^{109}\text{Ag}(\alpha,*)^{109}\text{Cd}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



Şekil 4. 3 ^{109}Cd üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)

Şekil 4.3'de GEANT4 kodu ile simülasyonu yapılan, $^{109}\text{Ag}(\alpha,*)^{109}\text{Cd}$ reaksiyonu sonucunda üretilen ^{109}Cd radyoizotop çekirdeklerinin enerji dağılımı grafiği verilmiştir. Grafik eğrisi incelendiğinde, 45MeV-85MeV enerji aralığında ^{109}Cd üretimi maksimum 1433 parçacık sayısı olduğu görülmektedir. ^{109}Cd üretimi, maksimum parçacık sayısı 60MeV enerji değerinde gerçekleşmiştir.

4.2.2 TALYS Kodu İle $^{109}\text{Ag}(a,*)^{109}\text{Cd}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



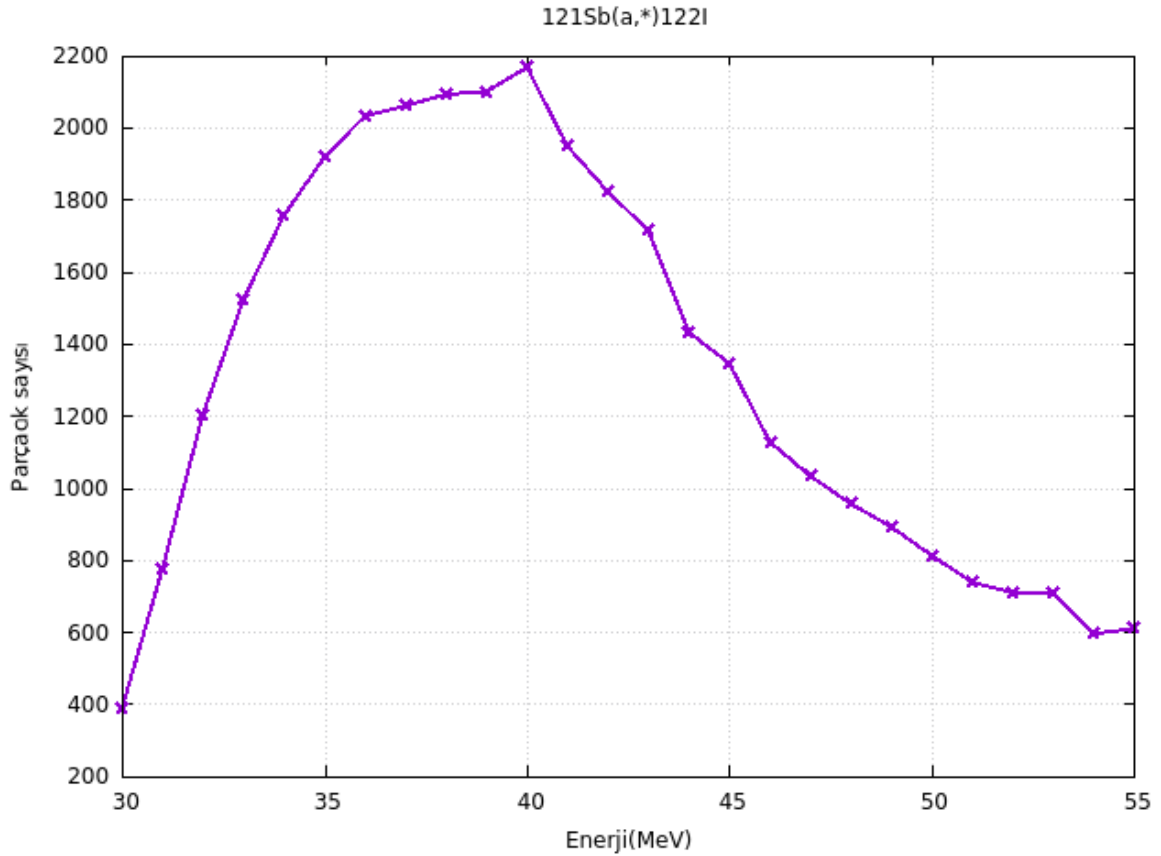
Şekil 4. 4 ^{109}Cd üretim tesir kesitleri (TALYS)

TALYS nükleer reaksiyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlar sonucunda $^{109}\text{Ag}(a,*)^{109}\text{Cd}$ reaksiyonu için ^{109}Cd radyoizotopunun üretim ihtimalleri Şekil 4.4 grafiğinde verilmiştir. Grafiğe bakıldığında ^{109}Cd parçacıkları üretiminin en yüksek ihtimali olan tesir kesiti, 268mb ile 51,5MeV enerjisinde gerçekleştiği belirlenmiştir.

4.3 ^{122}I İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi

GEANT4 ve TALYS kodları ile ^{121}Sb üzerine 30MeV-55MeV enerji değerlerine sahip alfa parçacıkları gönderilmiş ve üretilen ^{122}I medikal radyoizotopunun parçacık sayısı ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanmıştır.

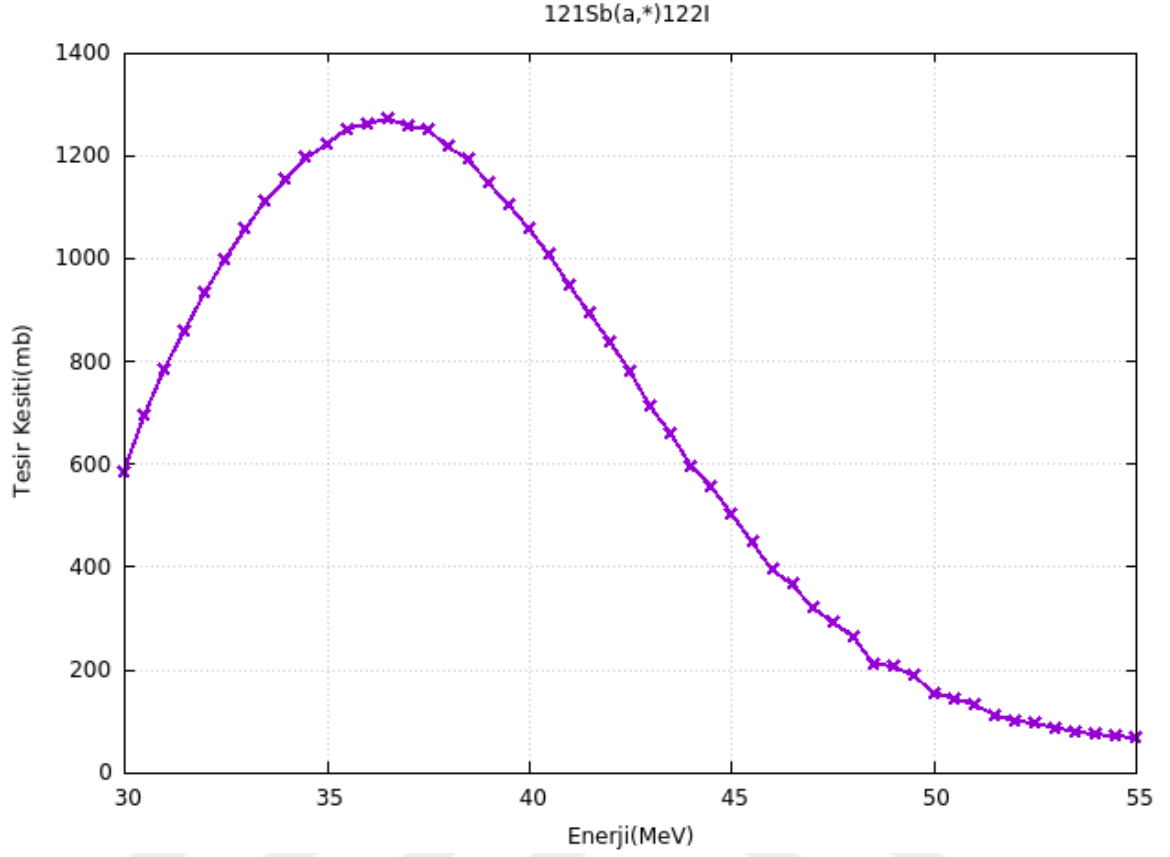
4.3.1 GEANT4 Kodu İle $^{121}\text{Sb}(\alpha,*)^{122}\text{I}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



Şekil 4. 5 ^{122}I üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)

Şekil 4.5’de GEANT4 kodu ile simülasyonu yapılan, $^{121}\text{Sb}(\alpha,*)^{122}\text{I}$ reaksiyonu sonucunda üretilen ^{122}I radyoizotop çekirdeklerinin enerji dağılımı grafiği verilmiştir. Grafik eğrisi incelendiğinde, 30MeV-55MeV enerji aralığında ^{122}I üretimi maksimum 2166 parçacık sayısı olduğu görülmektedir. ^{122}I üretimi, maksimum parçacık sayısı 40MeV enerji değerinde gerçekleşmiştir.

4.3.2 TALYS Kodu İle $^{121}\text{Sb}(a,*)^{122}\text{I}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



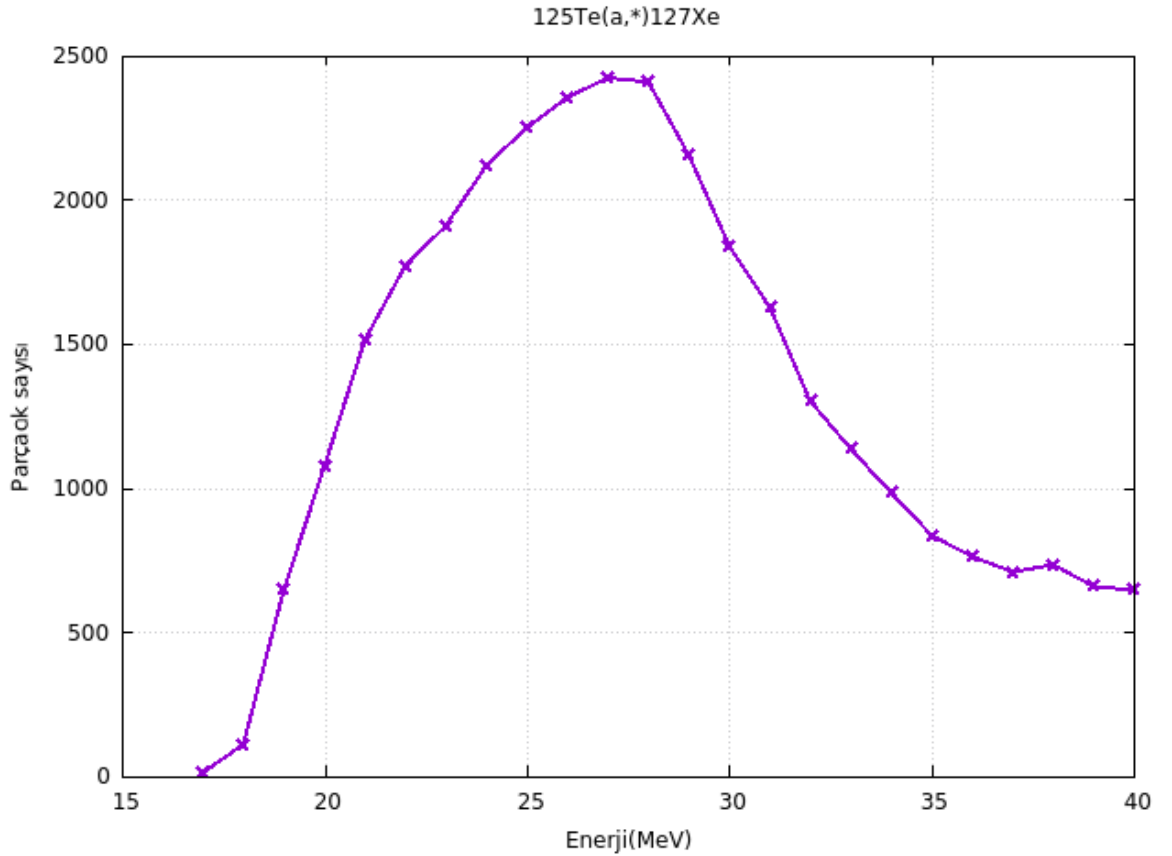
Şekil 4. 6 ^{122}I üretim tesir kesitleri (TALYS)

TALYS nükleer reaksiyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlar sonucunda $^{121}\text{Sb}(a,*)^{122}\text{I}$ reaksiyonu için ^{122}I radyoizotopunun üretim ihtimalleri Şekil 4.6 grafiğinde verilmiştir. Grafiğe bakıldığında ^{122}I parçacıkları üretiminin en yüksek ihtimali olan tesir kesiti, 1270mb ile 36,5MeV enerjisinde gerçekleştiği belirlenmiştir.

4.4 ^{127}Xe İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi

GEANT4 ve TALYS kodları ile ^{125}Te üzerine 15MeV-40MeV enerji değerlerine sahip alfa parçacıkları gönderilmiş ve üretilen ^{127}Xe medikal radyoizotopunun parçacık sayısı ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanmıştır.

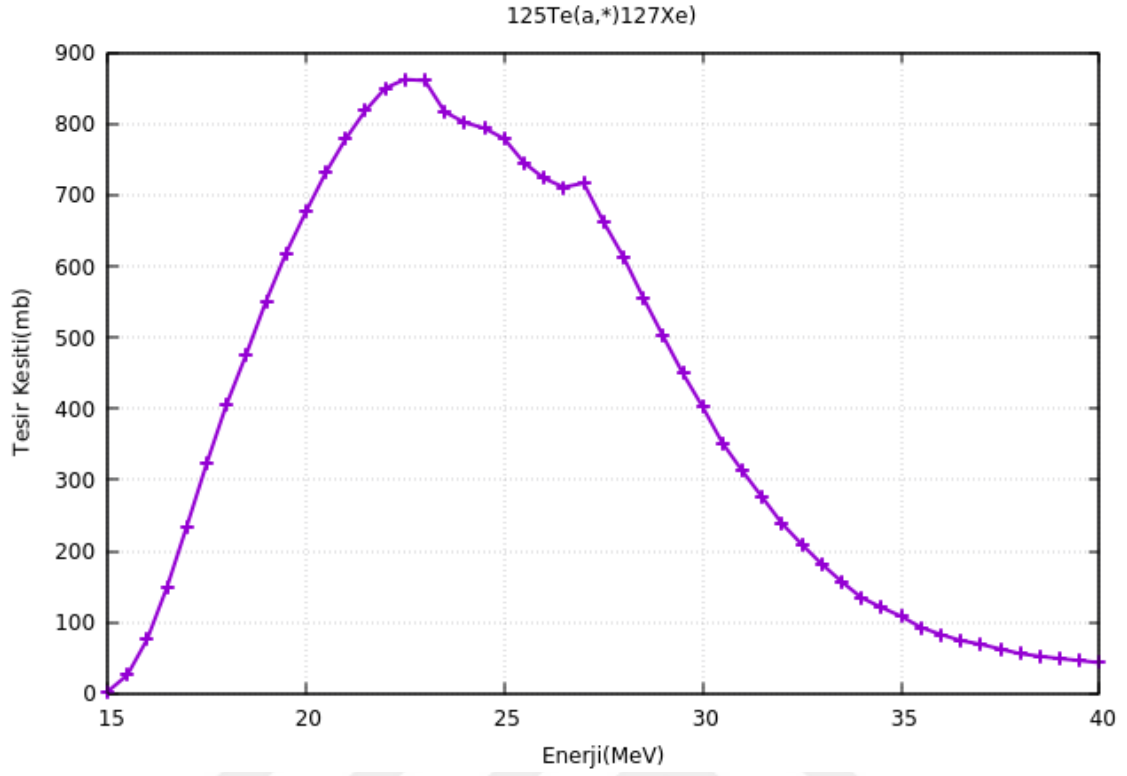
4.4.1 GEANT4 Kodu İle $^{125}\text{Te}(\alpha,*)^{127}\text{Xe}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



şekil 4. 7 ^{127}Xe üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)

şekil 4.7’de GEANT4 kodu ile simölasyonu yapılan, $^{125}\text{Te}(\alpha,*)^{127}\text{Xe}$ reaksiyonu sonucunda üretilen ^{127}Xe radyoizotop çekirdeklerinin enerji dağılımı grafiği verilmiştir. Grafik eğrisi incelendiğinde, 15MeV-40MeV enerji aralığında ^{127}Xe üretimi maksimum 2421 parçacık sayısı olduğu görölmektedir. ^{127}Xe üretimi, maksimum parçacık sayısı 27MeV enerji değerinde gerçekleşmiştir.

4.4.2 TALYS Kodu İle $^{125}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



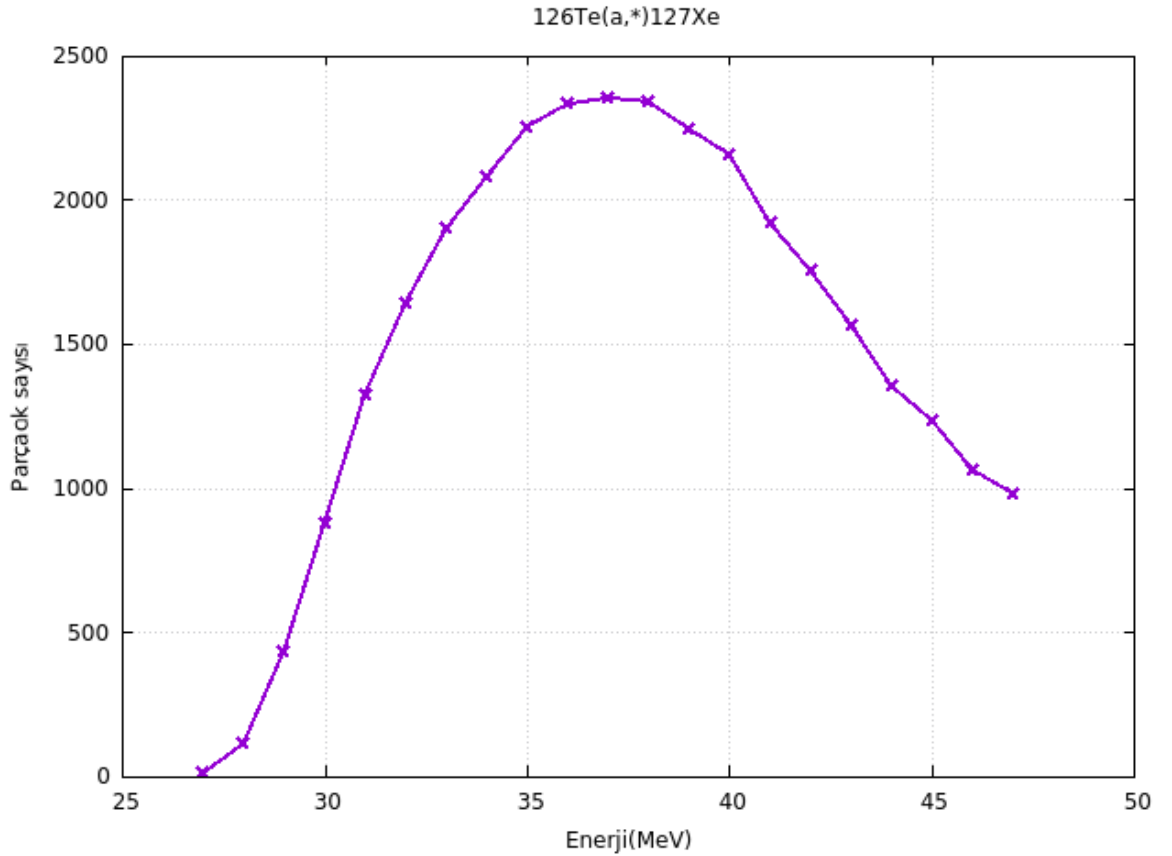
Şekil 4. 8 ^{127}Xe üretim tesis kesitleri (TALYS)

TALYS nükleer reaksiyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlar sonucunda $^{125}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$ reaksiyonu için ^{127}Xe radyoizotopunun üretim ihtimalleri Şekil 4.8 grafiğinde verilmiştir. Grafiğe bakıldığında ^{127}Xe parçacıkları üretiminin en yüksek ihtimali olan tesis kesiti, 862mb ile 22,5MeV enerjisinde gerçekleştiği belirlenmiştir.

4.5 ^{127}Xe İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi

GEANT4 ve TALYS kodları ile ^{126}Te üzerine 27MeV- 47MeV enerji değerlerine sahip alfa parçacıkları gönderilmiş ve üretilen ^{127}Xe medikal radyoizotopunun parçacık sayısı ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanmıştır.

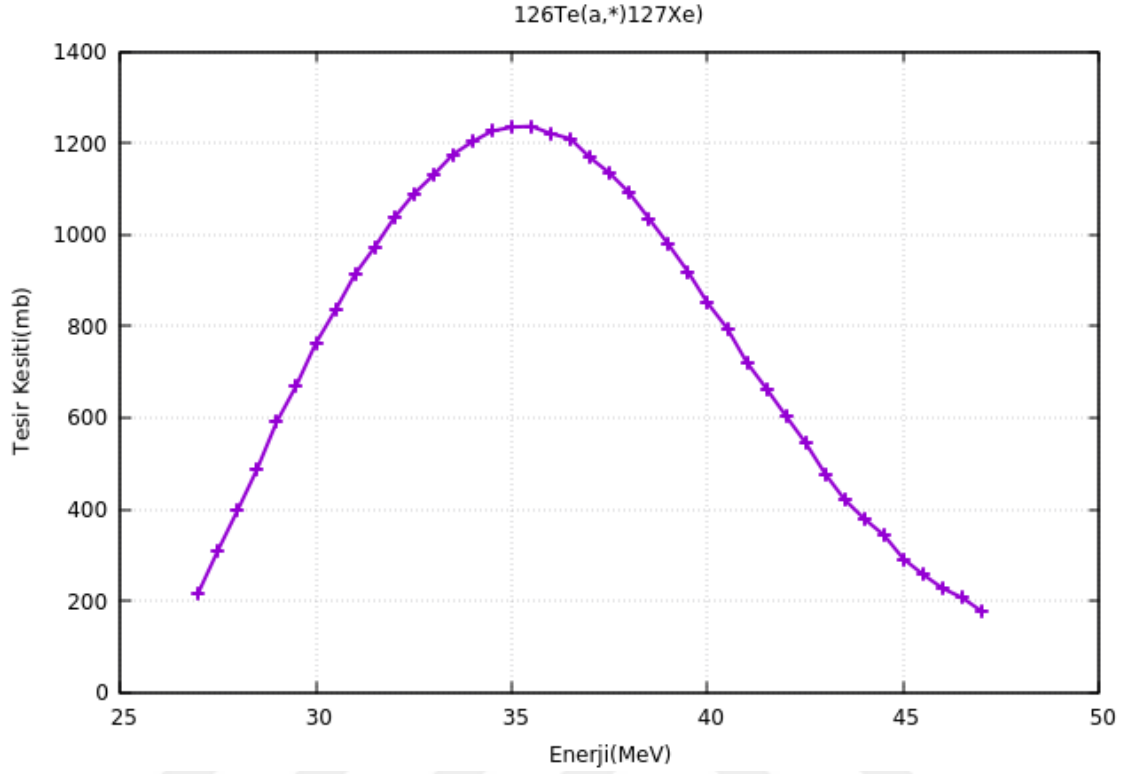
4.5.1 GEANT4 Kodu İle $^{126}\text{Te}(\alpha,*)^{127}\text{Xe}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



Şekil 4. 9 ^{127}Xe üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)

Şekil 4.9’de GEANT4 kodu ile simülasyonu yapılan, $^{126}\text{Te}(\alpha,*)^{127}\text{Xe}$ reaksiyonu sonucunda üretilen ^{127}Xe radyoizotop çekirdeklerinin enerji dağılımı grafiği verilmiştir. Grafik eğrisi incelendiğinde, 27MeV-47MeV enerji aralığında ^{127}Xe üretimi maksimum 2352 parçacık sayısı olduğu görülmektedir. ^{127}Xe üretimi, maksimum parçacık sayısı 37MeV enerji değerinde gerçekleşmiştir.

4.5.2 TALYS Kodu İle $^{126}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



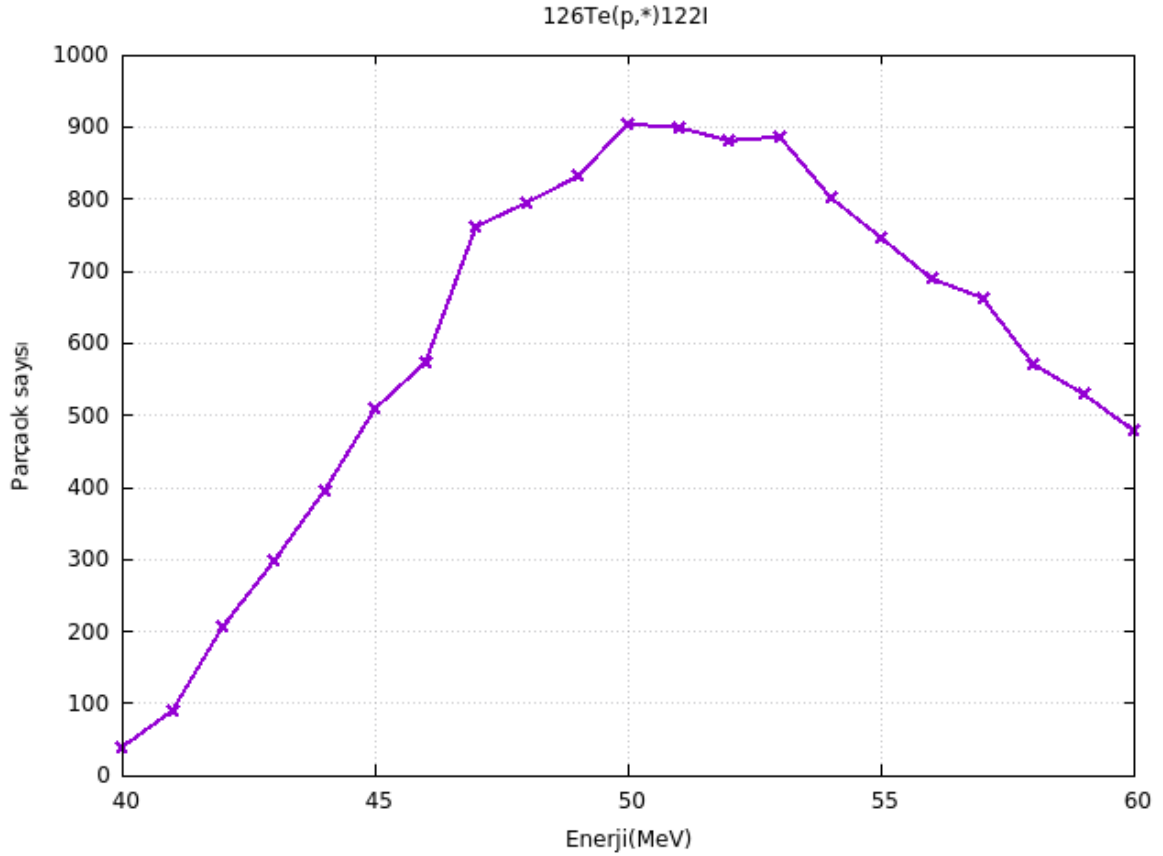
Şekil 4. 10 ^{127}Xe üretim tesisir kesitleri (TALYS)

TALYS nükleer reaksiyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlar sonucunda $^{126}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$ reaksiyonu için ^{127}Xe radyoizotopunun üretim ihtimalleri Şekil 4.10 grafiğinde verilmiştir. Grafiğe bakıldığında ^{127}Xe parçacıkları üretiminin en yüksek ihtimali olan tesisir kesiti, 1236mb ile 35,5MeV enerjisinde gerçekleştiği belirlenmiştir

4.6 ^{122}I İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi

GEANT4 ve TALYS kodları ile ^{126}Te üzerine 40MeV- 60MeV enerji değerlerine sahip proton gönderilmiş ve üretilen ^{122}I medikal radyoizotopunun parçacık sayısı ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanmıştır.

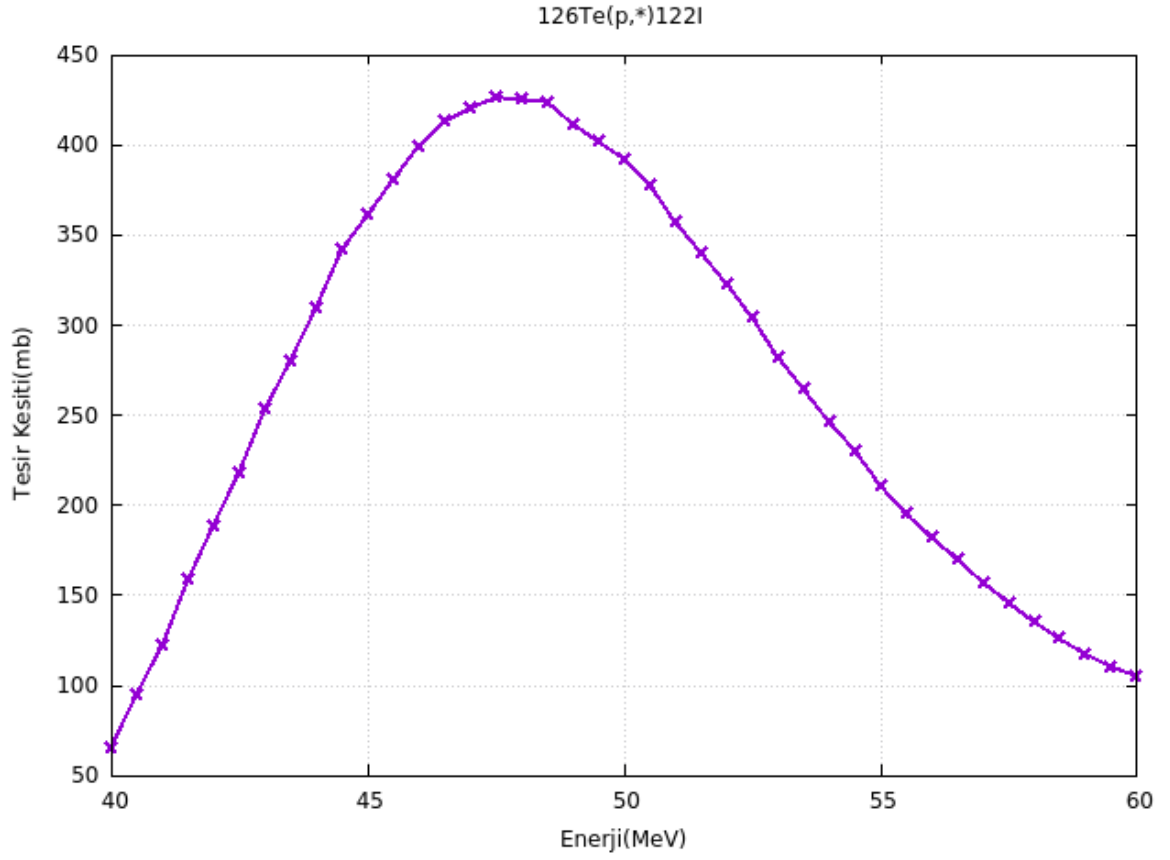
4.6.1 GEANT4 Kodu İle $^{126}\text{Te}(p,*)^{122}\text{I}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



Şekil 4. 11 ^{122}I üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)

Şekil 4.11’de GEANT4 kodu ile simülasyonu yapılan, $^{126}\text{Te}(p,*)^{122}\text{I}$ reaksiyonu sonucunda üretilen ^{122}I radyoizotop çekirdeklerinin enerji dağılımı grafiği verilmiştir. Grafik eğrisi incelendiğinde, 40MeV-60MeV enerji aralığında ^{122}I üretimi maksimum 2352 parçacık sayısı olduğu görülmektedir. ^{122}I üretimi, maksimum parçacık sayısı 50MeV enerji değerinde gerçekleşmiştir.

4.6.2 TALYS Kodu İle $^{126}\text{Te}(p,*)^{122}\text{I}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



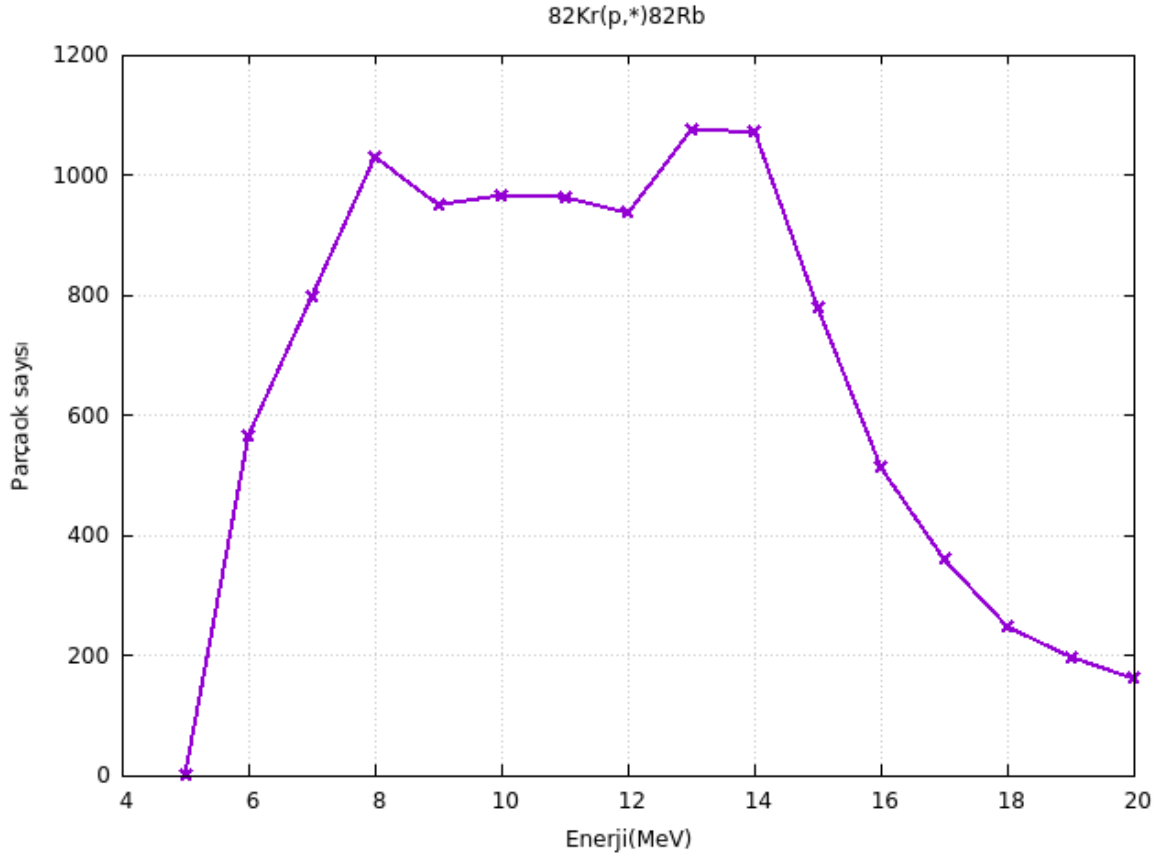
Şekil 4. ^{122}I üretim tesir kesitleri (TALYS)

TALYS nükleer reaksiyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlar sonucunda $^{126}\text{Te}(p,*)^{122}\text{I}$ reaksiyonu için ^{122}I radyoizotopunun üretim ihtimalleri Şekil 4.12 grafiğinde verilmiştir. Grafiğe bakıldığında ^{122}I parçacıkları üretiminin en yüksek ihtimali olan tesir kesiti, 425mb ile 47,5MeV enerjisinde gerçekleştiği belirlenmiştir

4.7 ^{82}Rb İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi

GEANT4 ve TALYS kodları ile ^{82}Kr üzerine 5MeV-20MeV enerji değerlerine sahip proton tanecikleri gönderilmiş ve üretilen ^{82}Rb medikal radyoizotopunun parçacık sayısı ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanmıştır.

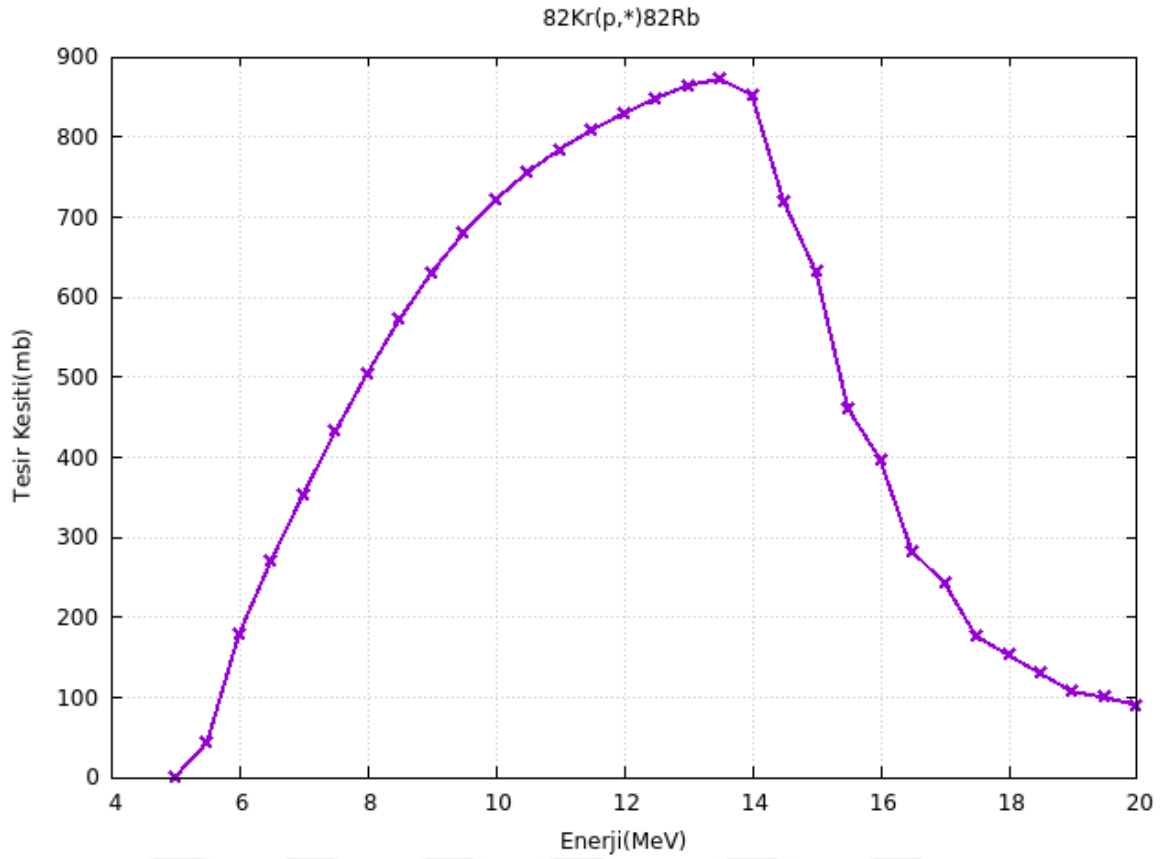
4.7.1 GEANT4 Kodu İle $^{82}\text{Kr}(p,*)^{82}\text{Rb}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



şekil 4. 13 ^{82}Rb üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)

şekil 4.13’de GEANT4 kodu ile simülasyonu yapılan, $^{82}\text{Kr}(p,*)^{82}\text{Rb}$ reaksiyonu sonucunda üretilen ^{82}Rb radyoizotop çekirdeklerinin enerji dağılımı grafiği verilmiştir. Grafik eğrisi incelendiğinde, 5MeV-20MeV enerji aralığında ^{82}Rb üretimi maksimum 1074 parçacık sayısı olduğu görölmektedir. ^{82}Rb üretimi, maksimum parçacık sayısı 13MeV enerji değerinde gerçekleşmiştir.

4.7.2 TALYS Kodu İle $^{82}\text{Kr}(p,*)^{82}\text{Rb}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



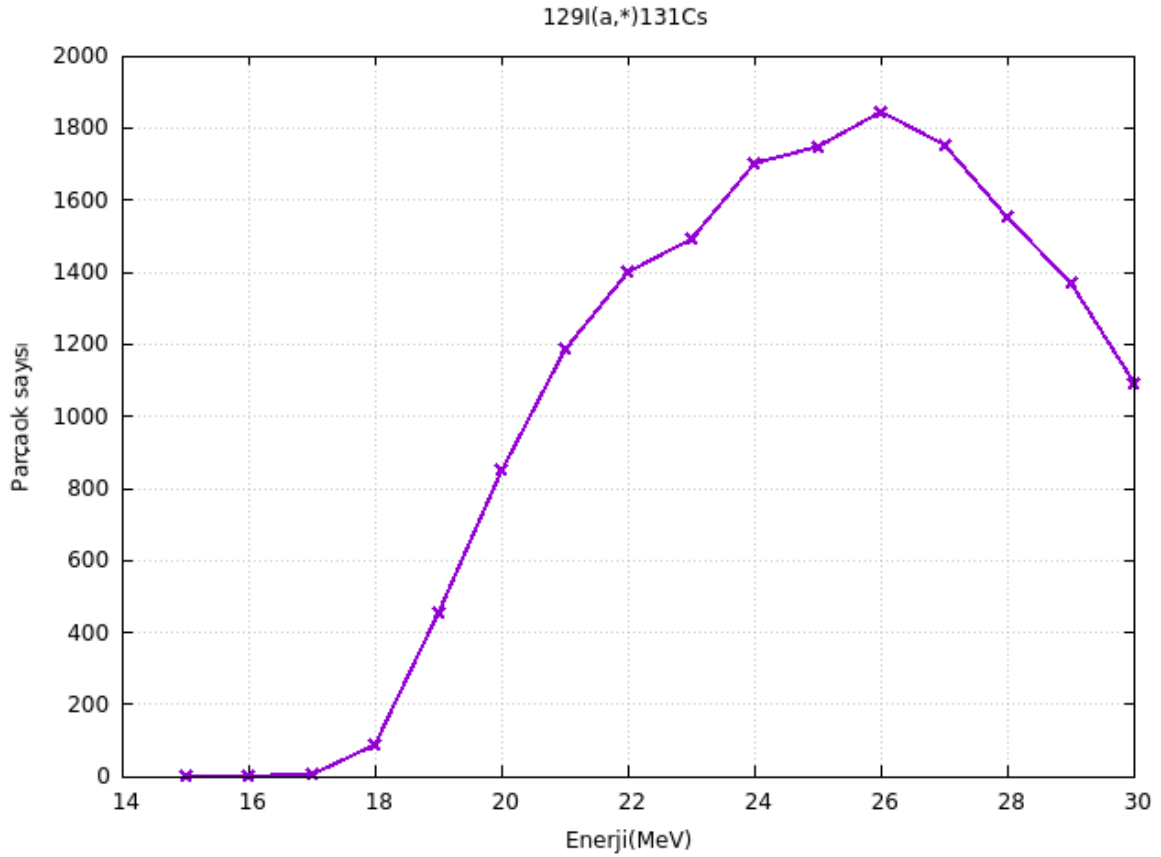
Şekil 4. ^{14}Rb üretim tesis kesitleri (TALYS)

TALYS nükleer reaksiyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlar sonucunda $^{82}\text{Kr}(p,*)^{82}\text{Rb}$ reaksiyonu için ^{82}Rb radyoizotopunun üretim ihtimalleri Şekil 4.14 grafiğinde verilmiştir. Grafiğe bakıldığında ^{82}Rb parçacıkları üretiminin en yüksek ihtimali olan tesis kesiti 871mb ile 13,5MeV enerjisinde gerçekleştiği belirlenmiştir.

4.8 ^{131}Cs İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi

GEANT4 ve TALYS kodları ile ^{129}I üzerine 15MeV-30MeV enerji değerlerine sahip alfa parçacıkları gönderilmiş ve üretilen ^{131}Cs medikal radyoizotopunun parçacık sayısı ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanmıştır.

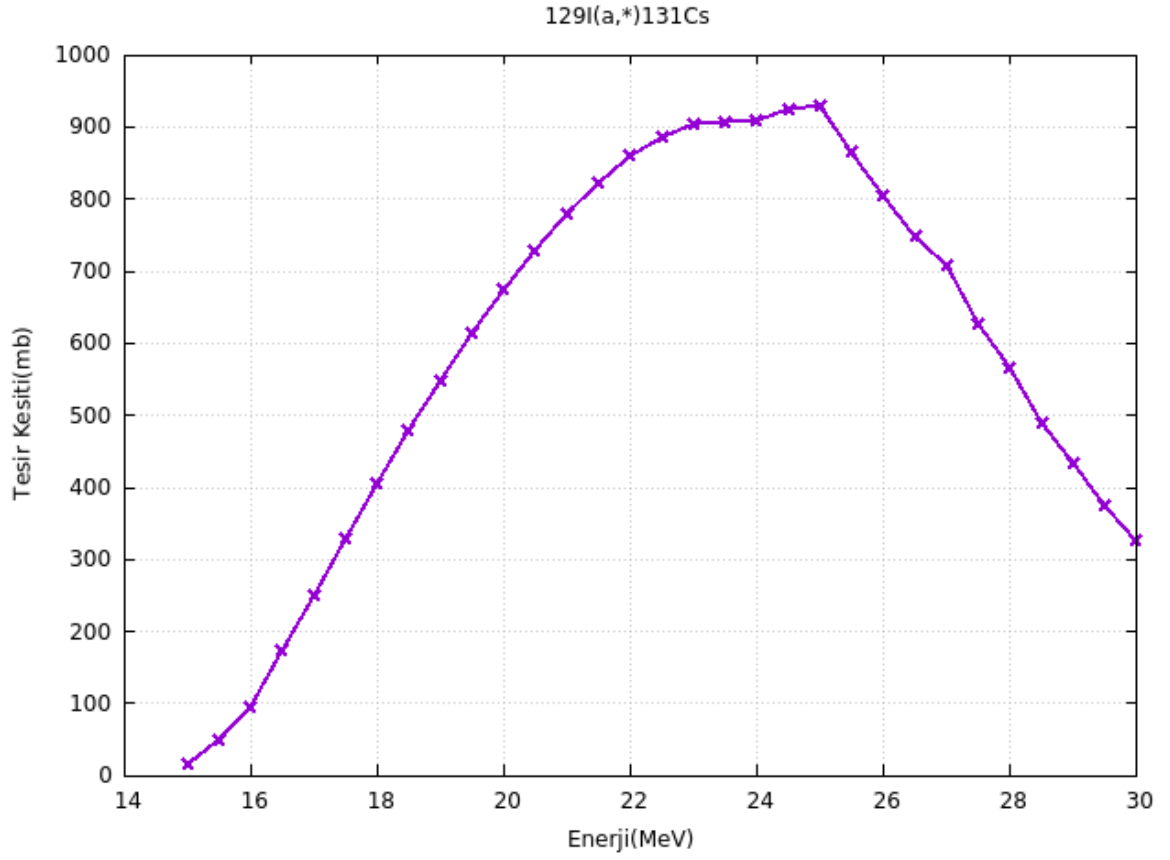
4.8.1 GEANT4 Kodu İle $^{129}\text{I}(\alpha,*)^{131}\text{Cs}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



şekil 4. 15 ^{131}Cs retimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)

şekil 4.15’de GEANT4 kodu ile simülasyonu yapılan, $^{129}\text{I}(\alpha,*)^{131}\text{Cs}$ reaksiyonu sonucunda üretilen ^{131}Cs radyoizotop çekirdeklerinin enerji dağılımı grafiği verilmiştir. Grafik eğrisi incelendiğinde, 15MeV-30MeV enerji aralığında ^{131}Cs retimi maksimum 1843 parçacık sayısı olduğu grlmektedir. ^{131}Cs retimi, maksimum parçacık sayısı 26MeV enerji değerinde gerçekleşmiştir.

4.8.2 TALYS Kodu İle $^{129}\text{I}(a,*)^{131}\text{Cs}$ reaksiyonun Değerlendirilmesi



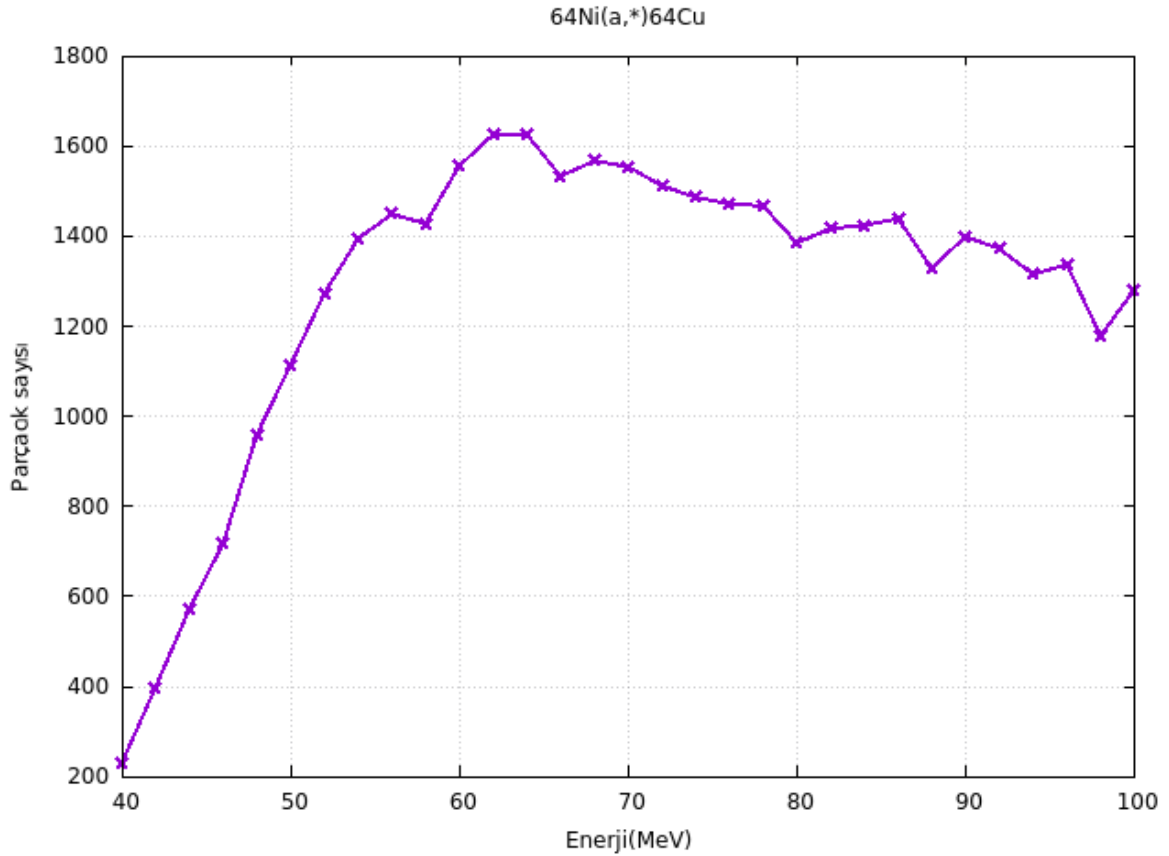
Şekil 4. 16 ^{131}Cs üretim tesis kesitleri (TALYS)

TALYS nükleer reaksiyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlar sonucunda $^{129}\text{I}(a,*)^{131}\text{Cs}$ reaksiyonu için ^{131}Cs radyoizotopunun üretim ihtimalleri Şekil 4.16 grafiğinde verilmiştir. Grafiğe bakıldığında ^{131}Cs parçacıkları üretiminin en yüksek ihtimali olan tesis kesiti 924mb ile 25MeV enerjisinde gerçekleştiği belirlenmiştir.

4.9 ^{64}Cu İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi

GEANT4 ve TALYS kodları ile ^{64}Ni üzerine 40MeV-100MeV enerji değerlerine sahip alfa parçacıkları gönderilmiş ve üretilen ^{64}Cu medikal radyoizotopunun parçacık sayısı ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanmıştır.

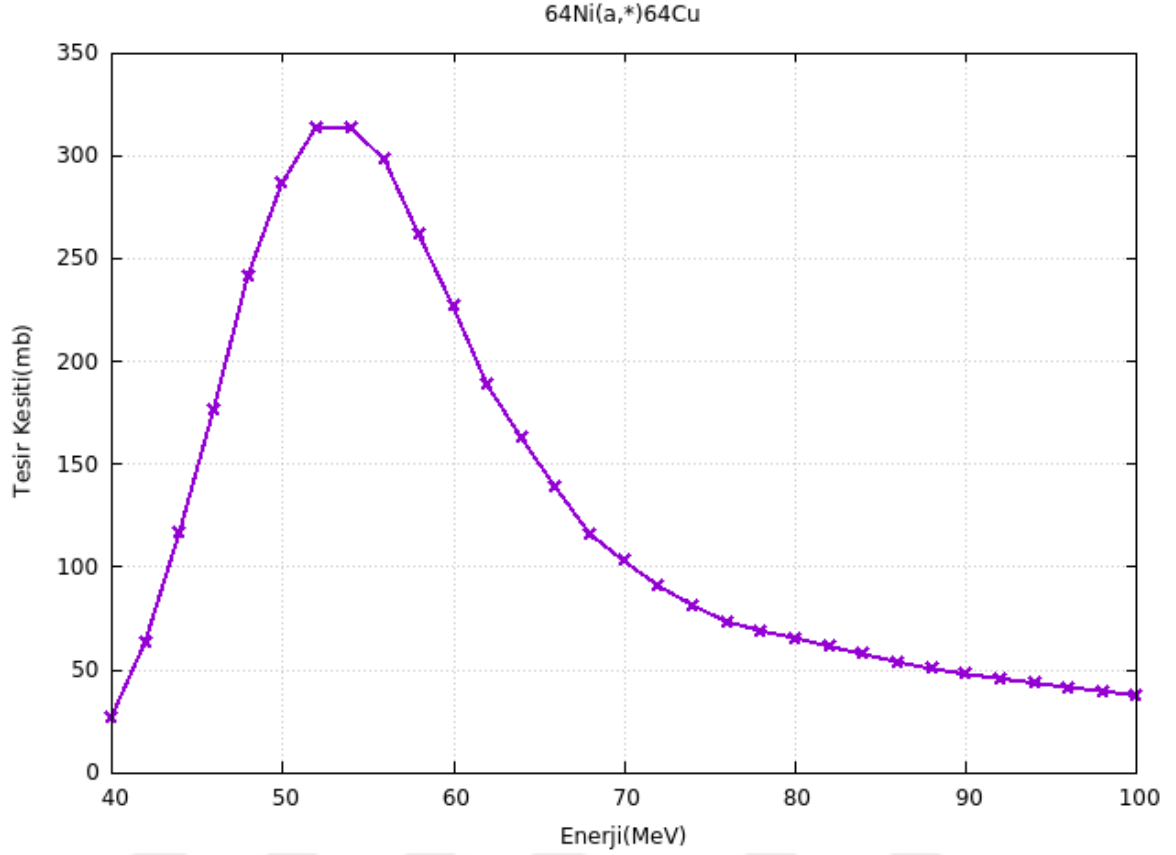
4.9.1 GEANT4 Kodu İle $^{64}\text{Ni}(\alpha,*)^{64}\text{Cu}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



Şekil 4. 17 ^{64}Cu üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)

Şekil 4.17’de GEANT4 kodu ile simülasyonu yapılan, $^{64}\text{Ni}(\alpha,*)^{64}\text{Cu}$ reaksiyonu sonucunda üretilen ^{64}Cu radyoizotop çekirdeklerinin enerji dağılımı grafiği verilmiştir. Grafik eğrisi incelendiğinde, 40MeV-100MeV enerji aralığında ^{64}Cu e üretimi maksimum 1624 parçacık sayısı olduğu görülmektedir. ^{64}Cu üretimi, maksimum parçacık sayısı 64MeV enerji değerinde gerçekleşmiştir.

4.9.2 TALYS Kodu İle $^{64}\text{Ni}(a,*)^{64}\text{Cu}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



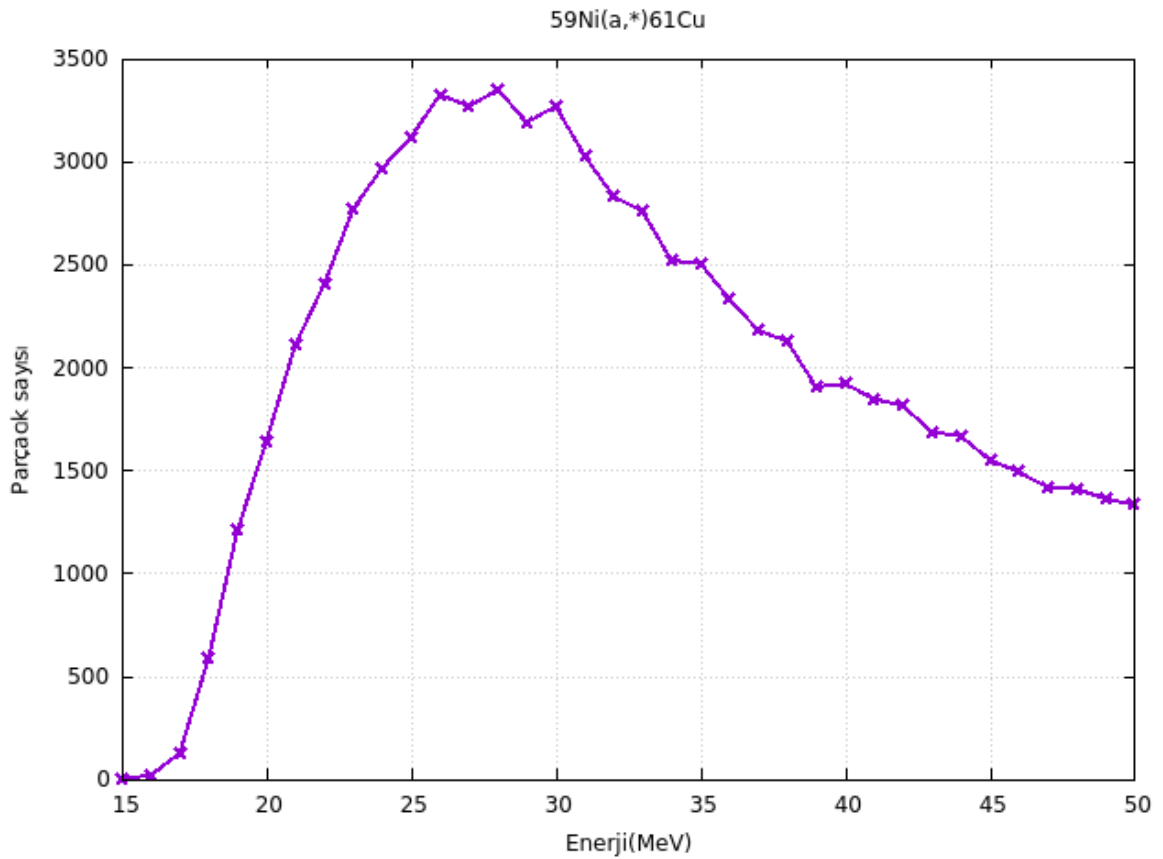
Şekil 4. 18 ^{64}Cu üretim tesir kesitleri (TALYS)

TALYS nükleer reaksiyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlar sonucunda $^{64}\text{Ni}(a,*)^{64}\text{Cu}$ reaksiyonu için ^{64}Cu radyoizotopunun üretim ihtimalleri Şekil 4.18 grafiğinde verilmiştir. Grafiğe bakıldığında ^{64}Cu parçacıkları üretiminin en yüksek ihtimali olan tesir kesiti, 313mb ile 52MeV enerjisinde gerçekleştiği belirlenmiştir.

4.10 ^{61}Cu İçin Üretim Verilerinin Değerlendirilmesi

GEANT4 ve TALYS kodları ile ^{59}Ni üzerine 15MeV- 50MeV enerji değerlerine sahip alfa parçacıkları gönderilmiş ve üretilen ^{61}Cu medikal radyoizotopunun parçacık sayısı ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanmıştır.

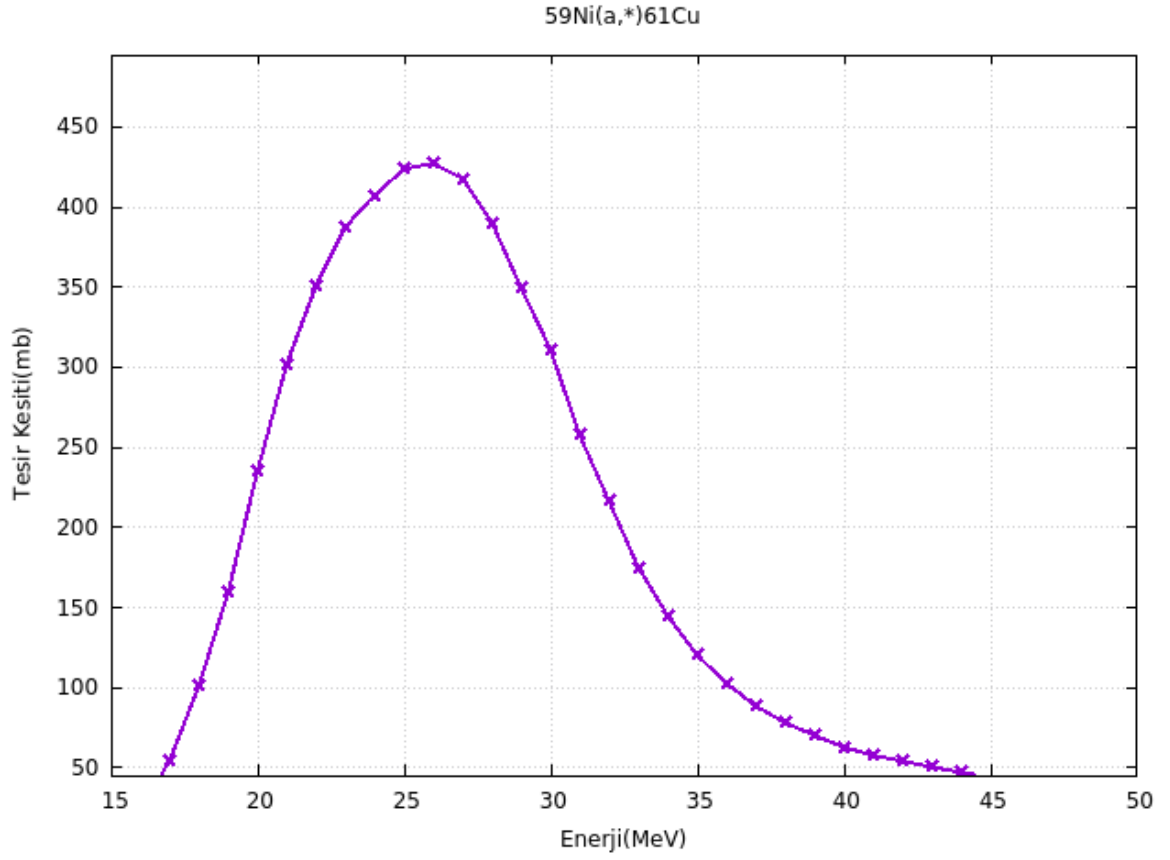
4.10.1 GEANT4 Kodu İle $^{59}\text{Ni}(\alpha,*)^{61}\text{Cu}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



Şekil 4. ^{61}Cu üretimi için enerjiye bağlı parçacık sayısı dağılımı (GEANT4)

Şekil 4.19’de GEANT4 kodu ile simülasyonu yapılan, $^{59}\text{Ni}(\alpha,*)^{61}\text{Cu}$ reaksiyonu sonucunda üretilen ^{61}Cu radyoizotop çekirdeklerinin enerji dağılımı grafiği verilmiştir. Grafik eğrisi incelendiğinde, 15MeV-50MeV enerji aralığında ^{61}Cu üretimi maksimum 3346 parçacık sayısı olduğu görülmektedir. ^{61}Cu üretimi, maksimum parçacık sayısı 28MeV enerji değerinde gerçekleşmiştir.

4.10.2 TALYS Kodu İle $^{59}\text{Ni}(\alpha,*)^{61}\text{Cu}$ Reaksiyonun Değerlendirilmesi



Şekil 4. ^{61}Cu üretim tesis kesitleri (TALYS)

TALYS nükleer reaksiyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlar sonucunda $^{59}\text{Ni}(\alpha,*)^{61}\text{Cu}$ reaksiyonu için ^{61}Cu radyoizotopunun üretim ihtimalleri Şekil 4.20 grafiğinde verilmiştir. Grafiğe bakıldığında ^{61}Cu parçacıkları üretiminin en yüksek ihtimali olan tesis kesiti, 426mb ile 26MeV enerjisinde gerçekleştiği belirlenmiştir

5.SONUÇ VE ÖNERİLER

Nükleer Tıp'ta kullanılan ^{96}Tc , ^{109}Cd , ^{127}Xe , ^{122}I , ^{82}Rb , ^{131}Cs , ^{64}Cu ve ^{61}Cu medikal radyoizotoplarının üretilmesi için, GEANT4 ve TALYS kodları kullanılarak çeşitli nükleer reaksiyonlar modellenmiştir. ^{96}Tc , ^{109}Cd , ^{127}Xe , ^{122}I , ^{82}Rb , ^{131}Cs , ^{64}Cu ve ^{61}Cu medikal radyoizotoplarının üretiminde modellenen nükleer reaksiyonlar ile elde edilen parametreler Çizelge 5.1 ve Çizelge 5.2'de verilmiştir.

Çizelge 5.1 TALYS kodu kullanılarak elde edilen parametreler

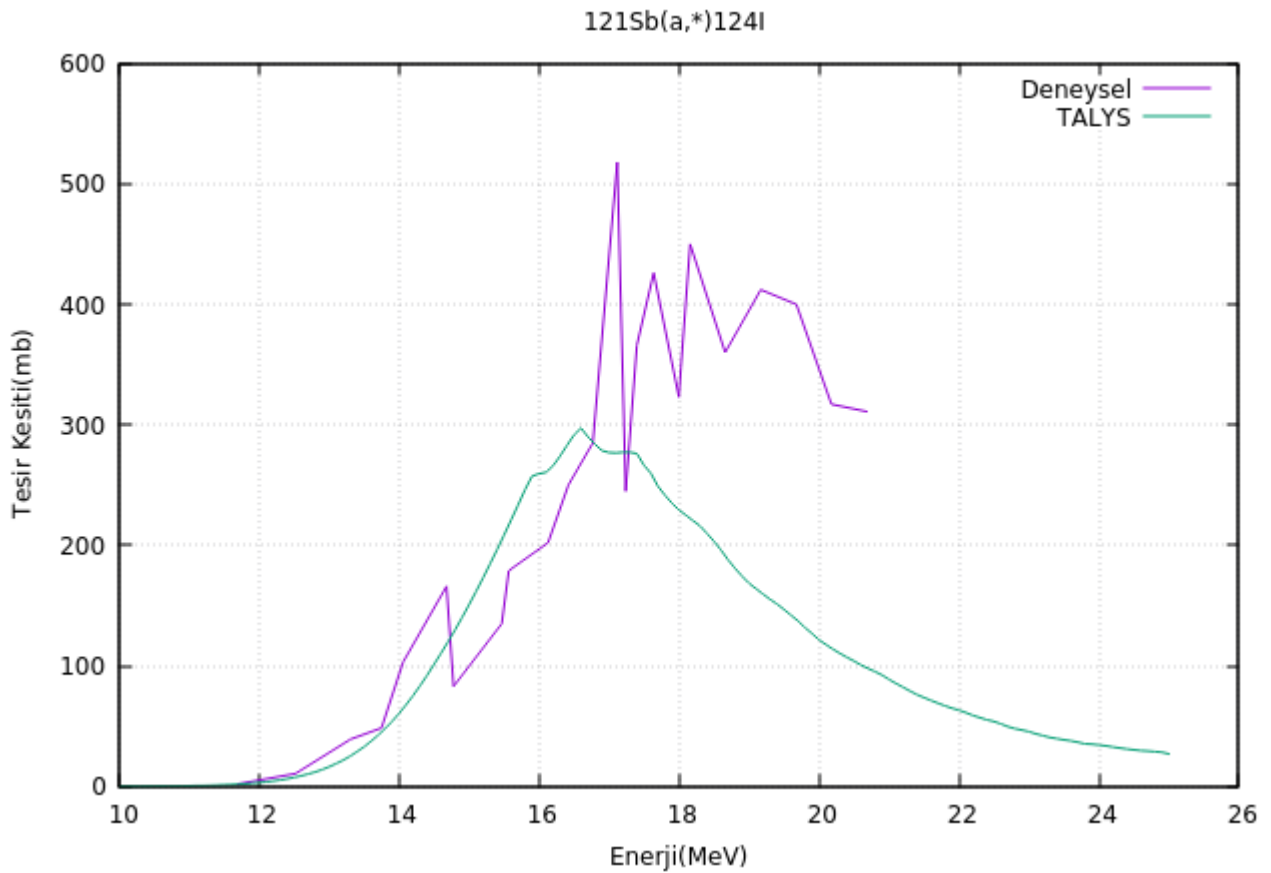
Medikal Radyoizotoplar	Nükleer Reaksiyonlar	Gönderilen Parçacıkların Enerji Aralığı(MeV)	Maksimum Tesir Kesiti Enerjisi(MeV)	Maksimum Tesir Kesiti(mb)
^{96}Tc	$^{95}\text{Nb}(a,*)^{96}\text{Tc}$	25-55	33,5	1155
^{109}Cd	$^{109}\text{Ag}(a,*)^{109}\text{Cd}$	45-85	51,5	286
^{122}I	$^{121}\text{Sb}(a,*)^{122}\text{I}$	30-55	36,5	1270
	$^{126}\text{Te}(p,*)^{122}\text{I}$	40-60	47,5	425
^{127}Xe	$^{125}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$	15-40	22,5	862
	$^{126}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$	27-47	35,5	1236
^{82}Rb	$^{82}\text{Kr}(p,*)^{82}\text{Rb}$	5-20	13,5	871
^{131}Cs	$^{129}\text{I}(a,*)^{131}\text{Cs}$	15-30	25	924
^{64}Cu	$^{64}\text{Ni}(a,*)^{64}\text{Cu}$	40-100	52	313
^{61}Cu	$^{59}\text{Ni}(a,*)^{61}\text{Cu}$	15-50	26	426

Çizelge 5.2 GEANT4 kodu kullanılarak elde edilen parametreler

Medikal Radyoizotoplar	Nükleer Reaksiyonlar	Gönderilen Parçacıkların Enerji Aralığı(MeV)	Maksimum Parçacık Sayısı Enerjisi(MeV)	Maksimum Parçacık Sayısı
^{96}Tc	$^{95}\text{Nb}(a,*)^{96}\text{Tc}$	25-55	34	2905
^{109}Cd	$^{109}\text{Ag}(a,*)^{109}\text{Cd}$	45-85	60	1433
^{122}I	$^{121}\text{Sb}(a,*)^{122}\text{I}$	30-55	40	2166

^{122}I	$^{126}\text{Te}(p,*)^{122}\text{I}$	40-60	50	903
^{127}Xe	$^{125}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$	15-40	27	2421
	$^{126}\text{Te}(a,*)^{127}\text{Xe}$	27-47	38	2339
^{82}Rb	$^{82}\text{Kr}(p,*)^{82}\text{Rb}$	5-20	12	1074
^{131}Cs	$^{129}\text{I}(a,*)^{131}\text{Cs}$	15-30	26	1843
^{64}Cu	$^{64}\text{Ni}(a,*)^{64}\text{Cu}$	40-100	64	1624
^{61}Cu	$^{59}\text{Ni}(a,*)^{61}\text{Cu}$	15-50	28	3346

EXFOR kütüphanesi incelendiğinde bu tıbbi radyoizotoplarının bu çalışmada kullanılan nükleer reaksiyonlarla üretilmediği görülmüştür. Yapılan bu çalışma ile dünyada tıbbi alanda kullanılan ^{96}Tc , ^{109}Cd , ^{127}Xe , ^{122}I , ^{82}Rb , ^{131}Cs , ^{64}Cu ve ^{61}Cu radyoizotopların üretimine çeşitlilik kazandırılmıştır. Şekil 5.1 incelendiğinde EXFOR kütüphanesinden elde edilen deneysel çalışma verileri ile TALYS kodu verilerinin uyumlu olduğu görülmektedir.



Şekil 5 1 EXFOR kütüphanesinden elde edilen deneysel çalışma verileri ile TALYS kodundan elde edilen verilerin karşılaştırılması

KAYNAKLAR BÖLÜMÜ

Arya, A.P., 1968 “Fundamentals of Nuclear Physics”, USA, 19-40.

Anonim , 2017, <http://www.tsnm.org/tarihce>(28.11.2017)

Anonim, 2019a, <http://www.world-nuclear.org/information-library/non-power-nuclear-applications/radioisotopes-research/radioisotopes-in-medicine.aspx>
(28.04.2019)

Anonim, 2019b, <http://kt.cern/technologies/geant4>(21.03.2019)

Anonim, 2019c, https://www.isotopes.gov/outreach/med_isotopes.html(23.06.2019)

A.J. Koning and D. Rochman, 2012, Modern Nuclear Data Evaluation With The TALYS Code System, Nuclear Research and Consultancy Group NRG, P.O. Box 25, 1755 ZG Petten, The Netherlands (Dated: September 27, 2012)

Bushberg,J.T. and Seibert,J.A. and Leidholdt Jr, E.M. and Boone,J.M. 2011, The Essential Physics of Medical Imaging. Lippincott Williams & Wilkins Publisher, Baltimore, 960

Büyükkaya, F. 2011. Nükleer Tıpta Kullanılan Radyofarmasötiklerden Edtmp ile Fenil Türevinin ve Bazı İmin Bileşiklerinin Hazırlanması, Tc-99m Ve Sm-153 Radyoizotopları ile Etiketlenmesi. Doktora Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul, 235.

Cherry, S.R.and Sorenson, J.A. and Phelps, M.E., Physics in Nuclear Medicine, Saunders, Pennsylvania, 2003.

- Çobanoğlu, G. 2011. Lineer Hızlandırıcıların Özellikleri Ve Radyoterapide Kullanılması. Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, 70.
- Derici, N., 2005, Radyoterapide dış ışınlamada kullanılan çeşitli elektron enerjilerinin dozimetresi ve kanser tedavisindeki yeri, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara
- Eroğlu, B. 2015. ^{99}Mo ve $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Radyoizotoplarının Siklotrona Üretilebilirliğinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Kırıkkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kırıkkale, 51.
- Hançerlioğulları, A. 2006Monte Carlo Simülasyon Metodu ve MCNP Kod Sistemi, . Kastamonu Eğitim Dergisi, Cilt:14 No:2
- Khan, F.M., 1992, “The Physics of Radiation Therapy 3rd”, Department of Therapeutic, Radiology University of Minnesota Baltimore, Williams and Wilkins, Chapter 4, 38-50, Chapter 9, 60-61, 164-165, Chapter 14, 300-309.
- Prof Dr Mustafa Demir 2015 XV. Ulusal Medikal Fizik kongresi, Teknik Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Trabzon
- Savaş, F. 2013. Medikal Fizikte Kullanılan Bazı Radyonüklidlerin Nükleer Reaksiyon Tesir Kesir Kesitlerinin İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Adana, 67
- Sampson, C.B. 1994 Textbook of Radiopharmacy, Gordon and Breach Science Publishers, Amsterdam.
- S. Agostinelli et al., “Geant4 - a simulation toolkit”, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 506 (2003) 250-303

Şener, Ş. 2006 Radyoizotop Üretiminde Kullanılan Bazı Nükleer Reaksiyonların Tesir Kesitlerinin Hesaplanması, Yüksek Lisans Tezi, Kırıkkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kırıkkale.

Özalpan Atilla, 1980, Radyobiyooloji, İstanbul, İ.Ü. Fen Fakültesi Basımevi, İstanbul.

Yiğit, M. 2008 Bazı Ağır Çekirdeklerin (N,F) Tesir Kesitlerinin Hesaplanması, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Yüksel, A. N. 2008. Siklotron Tipi Hızlandırıcı Kullanılarak Radyoizotop Üretimi Ve Bu Radyoizotopların Medikal/Endüstriyel Alanlarda Kullanımı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 140.

27. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi Nükleer Tıp Seminerleri 2015

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Ad Soyad	Sait ÜNER
Doğum Tarihi	10.04.1979
Doğum Yeri	Havza
E-posta Adresi	saituner55@hotmail.com

Eğitim Bilgileri

Lisans	Gazi Üniversitesi Eğitim Fakültesi, Fizik Öğretmenliği ABD
--------	--

İş Deneyimi

2002-2004	Saygın Mezrası İlköğretim Okulu, Öğretmen
2004-2007	Kerim Tuncer İlköğretim Okulu, Öğretmen
2007-2010	Türkeli Anadolu Lisesi, Öğretmen
2010-.....	Sinop Fen Lisesi, Öğretmen