

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

PROTON İNDÜKLEMELİ NÜKLEER REAKSİYONLAR İLE TIBBİ
RADYOİZOTOP ÜRETİM HESAPLAMALARI

DOKTORA TEZİ

Şevki ŞENTÜRK

TEMMUZ 2024

TRABZON



KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

**PROTON İNDÜKLEMELİ NÜKLEER REAKSİYONLAR İLE TIBBİ
RADYOİZOTOP ÜRETİM HESAPLAMALARI**

Şevki ŞENTÜRK

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
"DOKTOR (FİZİK)"
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 11 / 06 / 2024

Tezin Savunma Tarihi : 26 / 07 / 2024

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Tuncay BAYRAM

Trabzon 2024

ÖNSÖZ

“Proton İndüklemeli Nükleer Reaksiyonlar ile Tıbbi Radyoizotop Üretim Hesaplamaları” isimli bu tez Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı, Doktora Programı’nda hazırlanmıştır.

Lisansüstü eğitimim boyunca, desteğini esirgemeyen, her koşulda gösterdiği sabır ve yaklaşımıyla beni yönlendiren, kıymetli bilgileriyle ve tecrübesiyle yolumu aydınlatan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Tuncay BAYRAM’a teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca, yapıcı eleştirileri ve önerileri ile tezime büyük katkıları bulunan saygıdeğer hocalarım Sayın Prof. Dr. Belgin KÜÇÜKÖMEROĞLU’na ve Sayın Prof. Dr. Bircan SÖNMEZ’e, eğitim öğretim hayatımda katkısı olan tüm hocalarıma ve ortak olarak çalışmalar yürüttüğümüz ve tez çalışması süresinde de hiçbir yardımdan kaçınmayan NUCPAP Araştırma Grubu’na teşekkür ederim.

Tez çalışması sürecinde bana desteklerini esirgemeyen Fizik Bölümü’ndeki tüm değerli hocalarıma ve arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, her zaman yanımda olan ve bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan annem Melahat ŞENTÜRK’e, babam İbrahim ŞENTÜRK’e ve kardeşim Şener ŞENTÜRK’e teşekkür eder, minnettarlığımı sunarım.

Şevki ŞENTÜRK

Trabzon 2024

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “Proton İndüklemeli Nükleer Reaksiyonlar İle Radyoizotop Üretim Hesaplamaları” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Prof. Dr.Tuncay BAYRAM’ın sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekler kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 26 / 07 /2024

Şevki ŞENTÜRK

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XIII
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XIV
1. GENEL BİLGİLER	1
1.1. Nükleer Tıpta Kullanılan Radyoizotoplar ve Radyofarmasötikler	3
1.1.1. Radyoizotoplar.....	3
1.1.2. Radyofarmasötikler	5
1.2. Radyoizotopların Nükleer Tıpta Kullanımı	6
1.2.1. Gama Kameralar	7
1.2.2. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET/BT).....	8
1.2.3. Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografisi (SPECT/BT)	9
1.3. Radyoizotop Üretim Yöntemleri	11
1.3.1. Nükleer Reaktörlerde Radyoizotop Üretimi	11
1.3.2. Yüklü Parçacık Hızlandırıcılarında (Siklotron) Radyoizotop Üretimi	13
1.3.3. Nükleer Jeneratörlerde Radyoizotop Üretimi	14
1.4. Tesir Kesiti.....	15
1.4.1. Diferansiyel Tesir Kesiti.....	17
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	23
2.1. Radyoizotopların ve Üretim Reaksiyonlarının Belirlenmesi.....	23
2.2. Teorik Hesaplamalar	27
2.2.1. TALYS Kodu.....	27
2.2.2. EMPIRE Kodu.....	34
3. BULGULAR VE TARTIŞMA	39
3.1. Pozitron Emisyon Tomografisinde Kullanılabilecek Radyoizotoplar İçin Hesaplamalar	40
3.1.1. ⁴⁵ Ti Üretim Hesaplamaları	40
3.1.2. ⁶¹ Cu Üretim Hesaplamaları	47

3.1.3. ^{76}Br Üretim Hesaplamaları.....	56
3.1.4. ^{95}Ru Üretim Hesaplamaları	68
3.2. Tek Foton Emisyon Tomografisinde Kullanılabilecek Radyoizotoplar İçin Hesaplamalar	75
3.2.1. ^{39}Cl Üretim Hesaplamaları	75
3.2.2. ^{47}Sc Üretim Hesaplamaları	77
3.2.3. ^{67}Cu Üretim Hesaplamaları.....	85
3.2.4. ^{198}Au Üretim Hesaplamaları	90
4. SONUÇLAR.....	96
5. ÖNERİLER.....	102
6. KAYNAKLAR	103
ÖZGEÇMİŞ	

Doktora Tezi

ÖZET

PROTON İNDÜKLEMELİ NÜKLEER REAKSİYONLAR İLE TIBBİ RADYOİZOTOP ÜRETİM HESAPLAMALARI

Şevki ŞENTÜRK

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Tuncay BAYRAM
2024, 119 Sayfa

Nükleer tıp alanında pek çok hastalığın tanı ve tedavisinde çeşitli radyoizotoplar yaygın bir biçimde kullanılmakta olup alternatif radyoizotoplar üzerine çalışmalar halen güncelliğini korumaktadır. Bu bağlamda, nükleer tıpta görüntüleme için alternatif olabilecek potansiyel radyoizotopların belirlenmesi ve uygun üretim kanallarının incelenmesi önemlidir. Bu tez çalışmasında, nükleer tıpta kullanılan veya kullanım potansiyeli olan radyoizotoplar incelenerek ^{39}Cl , ^{45}Ti , ^{47}Sc , ^{61}Cu , ^{67}Cu , ^{76}Br , ^{95}Ru ve ^{198}Au radyoizotoplarının üretimi için proton indüklemeli yüksek verimli olası reaksiyon kanalları önerilmiştir. Belirlenen reaksiyon kanalları için hesaplamalar TALYS 1.95 ve EMPIRE 3.2 nükleer benzetim programlarıyla yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar literatürdeki verilerle karşılaştırılarak tartışılmıştır. İlgili olası reaksiyon kanalları için yapılan hesaplamalarda 60 MeV proton demet enerjisine kadar üretim tesir kesitleri, reaksiyon verimleri ve toplam aktivite değerleri hesaplanmıştır. En yüksek üretim tesir kesitlerini veren optimal proton demet enerji aralıkları belirlenerek hızlandırıcılarda üretilebilecek potansiyele sahip olan radyoizotoplar önerilmiştir. Yapılan bu tez çalışmasından elde edilen verilerin, ülkemizde bulunan hızlandırıcı merkezinde yapılabilecek deneysel çalışmalara öncül teşkil edebileceği değerlendirilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Radyoizotop, Nükleer reaksiyonlar, Üretim tesir kesitleri, Nükleer tıp, TALYS, EMPIRE, PET, SPECT

PhD. Thesis

SUMMARY

MEDICAL RADIOISOTOPE PRODUCTION CALCULATIONS WITH PROTON INDUCED NUCLEAR REACTIONS

Şevki ŞENTÜRK

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Physics
Supervisor: Prof. Dr. Tuncay BAYRAM
2024, 119 Pages

Various radioisotopes are widely used in the diagnosis and treatment of many diseases in the field of nuclear medicine, and studies on alternative radioisotopes are still hot research topics. In this context, determining potential radioisotopes that can be alternatives for nuclear imaging and examining suitable production channels is essential work. In this thesis, radioisotopes being used or have the potential to be used in nuclear medicine were examined and possible proton-induced high-efficiency reaction channels were proposed for the production of ^{39}Cl , ^{45}Ti , ^{47}Sc , ^{61}Cu , ^{67}Cu , ^{76}Br , ^{95}Ru , and ^{198}Au radioisotopes. Calculations for the determined reaction channels were made with TALYS 1.95 and EMPIRE 3.2 nuclear simulation programs. The results obtained were discussed by comparing them with the data in the literature. In the calculations made for the relevant possible reaction channels, production cross-sections, reaction efficiencies, and total activity values were calculated up to 60 MeV proton beam energy. Radioisotopes that have the potential to be produced in accelerators have been proposed by determining the optimal proton beam energy ranges. It is evaluated that the data obtained from this thesis study can serve as a basis for the experimental studies that can be carried out at the accelerator center in our country.

Key Words: Radioisotope, Nuclear reactions, Production cross-sections, Nuclear medicine, TALYS, EMPIRE, PET, SPECT

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Gama Kamera ve kemik sintigrafisi	7
Şekil 2. Gama kamera şematik gösterimi	8
Şekil 3. PET/BT, tüm vücut taraması	9
Şekil 4. SPECT/BT, troid ve böbrek görüntüsü.....	10
Şekil 5. ^{125}I bozunum şeması	12
Şekil 6. (a) Siklotron diyagramı (b) Siklotron görünümü.....	14
Şekil 7. $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratörü ve sağım diyagramı	15
Şekil 8. Tesir kesiti şematik gösterimi	16
Şekil 9. Gelen demet şiddetini ve tesir alanını ifade eden şematik gösterim.....	17
Şekil 10. Diferansiyel tesir kesitinin şematik gösterimi.	19
Şekil 11. R_1 ve R_2 etkin etkileşme yarıçaplarına sahip iki çekirdeği gösteren diyagram	20
Şekil 12. R_1 ve R_2 etkin yarıçaplı parçacıkların etkileşim yörüngesi	21
Şekil 13. ^{111}In 'in bozunum şeması.....	24
Şekil 14. ^{45}Ti olası reaksiyon şeması	25
Şekil 15. ^{47}Sc 'in bozunum şeması	26
Şekil 16. ^{47}Sc olası reaksiyon şeması.....	26
Şekil 17. TALYS programının çalışma şeması.....	30
Şekil 18. Eksiton model reaksiyon şeması.....	36
Şekil 19. Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri	41
Şekil 20. Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesitleri	42
Şekil 21. $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)	43
Şekil 22. $^{45}\text{Ti}(p,x)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri.....	43
Şekil 23. $^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı	44
Şekil 24. $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı	44
Şekil 25. $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı	45
Şekil 26. $^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite	46

Şekil 27.	$^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ ve $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite	46
Şekil 28.	$^{\text{Nat}}\text{Ti}(p,x)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite	47
Şekil 29.	$^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için TALYS ve EMPIRE kodları ile hesaplanan tesir kesitleri.....	48
Şekil 30.	Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Ni}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri	49
Şekil 31.	Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Ni}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri	49
Şekil 32.	$^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Ni}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)	50
Şekil 33.	$^{\text{Nat}}\text{Ni}(p,x)^{61}\text{Ni}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri	51
Şekil 34.	$^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	51
Şekil 35.	$^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	52
Şekil 36.	$^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	52
Şekil 37.	$^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	53
Şekil 38.	$^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite	54
Şekil 39.	$^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ ve $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (9 MeV).....	54
Şekil 40.	$^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ ve $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (21 MeV).....	55
Şekil 41.	$^{\text{Nat}}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite (9 MeV).....	55
Şekil 42.	$^{\text{Nat}}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite (21 MeV).....	56
Şekil 43.	Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri	57
Şekil 44.	Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri	58
Şekil 45.	Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{78}\text{Se}(p,3n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri	59
Şekil 46.	$^{79}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri	60
Şekil 47.	$^{80}\text{Se}(p,5n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri	60
Şekil 48.	$^{\text{Nat}}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesitleri.....	61
Şekil 49.	$^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	62
Şekil 50.	$^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	62

Şekil 51.	$^{78}\text{Se}(p,3n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	63
Şekil 52.	$^{79}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	63
Şekil 53.	$^{80}\text{Se}(p,5n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	64
Şekil 54.	$^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ ve $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (13 MeV)	65
Şekil 55.	$^{76-80}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (32 MeV)	66
Şekil 56.	$^{76-80}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonları hesaplanan için toplam aktivite (52 MeV)	66
Şekil 57.	$^{\text{Nat}}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite (13 MeV).....	67
Şekil 58.	$^{\text{Nat}}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite (32 MeV).....	67
Şekil 59.	$^{\text{Nat}}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite (52 MeV).....	68
Şekil 60.	$^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)	69
Şekil 61.	$^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TEDNL 2023)	70
Şekil 62.	$^{\text{Nat}}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri	70
Şekil 63.	$^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	71
Şekil 64.	$^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	71
Şekil 65.	$^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ ve $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (25 MeV).....	72
Şekil 66.	$^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ ve $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (45 MeV).....	73
Şekil 67.	$^{\text{Nat}}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite (25 MeV)	74
Şekil 68.	$^{\text{Nat}}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite (45 MeV)	74
Şekil 69.	$^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan tesir kesitleri	75
Şekil 70.	$^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	76
Şekil 71.	$^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite	77
Şekil 72.	$^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)	78
Şekil 73.	$^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)	78
Şekil 74.	$^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)	79
Şekil 75.	$^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)	80

Şekil 76.	$^{Nat}\text{Ti}(p,x)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri	81
Şekil 77.	$^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı	81
Şekil 78.	$^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı	82
Şekil 79.	$^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	82
Şekil 80.	$^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı	83
Şekil 81.	$^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite	84
Şekil 82.	$^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$, $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ ve $^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite	84
Şekil 83.	$^{Nat}\text{Ti}(p,x)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite	85
Şekil 84.	$^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)	86
Şekil 85.	$^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)	87
Şekil 86.	$^{Nat}\text{Zn}(p,x)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri	87
Şekil 87.	$^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı	88
Şekil 88.	$^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı	88
Şekil 89.	$^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ ve $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite	89
Şekil 90.	$^{Nat}\text{Zn}(p,x)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite.....	90
Şekil 91.	Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesitleri	91
Şekil 92.	$^{199}\text{Hg}(p,2p)^{198}\text{Au}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatürdeki değerler (TENDL 2021; TENDL 2023).....	92
Şekil 93.	$^{200}\text{Hg}(p,2p+n)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS kodu kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri.....	92
Şekil 94.	$^{201}\text{Hg}(p,\alpha)^{198}\text{Au}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)	93
Şekil 95.	$^{Nat}\text{Hg}(p,x)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS kodu kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri.....	94
Şekil 96.	$^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı.....	94
Şekil 97.	$^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite	95

TABLÖLAR DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Nükleer tıpta kullanılan bazı radyoizotoplar	4
Tablo 2. Nükleer tıpta kullanılan bazı radyofarmasötikler	6
Tablo 3. PET’te kullanılan bazı radyoizotoplar	9
Tablo 4. SPECT’te kullanılan bazı radyoizotoplar.	10
Tablo 5. Nükleer reaktörlerde üretilen bazı radyoizotoplar ve üretim reaksiyonları.	12
Tablo 6. Siklotronlarda üretilen bazı radyoizotoplar ve üretim reaksiyonları	14
Tablo 7. Jeneratörlerde üretilen bazı radyoizotoplar.....	15
Tablo 8. PET için belirlenen radyoizotopların karakteristik özellikleri.....	39
Tablo 9. SPECT için belirlenen radyoizotopların karakteristik özellikleri.....	40
Tablo 10. İncelemesi yapılan radyoizotoplar için olası proton başlatmalı reaksiyon kanalları, maksimum tesir kesitleri ve optimum proton enerji değerleri	98

SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

BSFGM	: Geri kaydırmalı fermi gaz modeli
B	: Coulomb potansiyel enerjisi
CTFGM	: Sabit sıcaklık fermi gaz modeli
D	: Eyer noktası yaklaşımıyla ilgili determinant
d	: Döteron
dN_p	: ε ile $\varepsilon + d\varepsilon$ aralığında E enerjili eksiton sayısı
dt	: Kalınlık
$d\Omega$	: Katı açısı
$d\sigma/d\Omega$	: Diferansiyel tesir kesiti
E	: Kinetik enerji, bileşik çekirdeğin uyarılma enerjisi
E'	: İndirgenmiş kinetik enerji
EC	: Elektron yakalama
$E_{cond.}$	: Süperakışkan fazdan fermi fazına geçiş sırasındaki yoğunlaşma enerjisi
EDTA	: Etilen diamin tetra asitik asit
E_M	: Eşleşme enerjisi
FDG	: Florodeoksiglukoz
GSM	: Genelleştirilmiş süperakışkan modeli
g	: Tek parçacık durum yoğunluğu
h	: Deşik
$\hbar$	: Plank sabiti
IAEA	: International Atomic Energy Agency
I_0	: Gelen parçacık sayısı (akım)
k	: Mermi çekirdeğin dalga sayısı
keV	: Kiloelektronvolt
L	: Açısal momentum
ℓ	: Açısal momentum kuantum sayısı
MeV	: Megaelektronvolt
N	: Birim alandaki hedef çekirdek sayısı
n	: Nötron
n_p	: Gelen demetteki mermi parçacıklarının yoğunluğu

n_x	: Birim hacim başına hedef parçacık sayısı
P	: Mermi parçacığının ilk momentumu
P'	: En yakın yaklaşma mesafesindeki momentum
p	: Proton
PET/BT	: Pozitron emisyon tomografisi/Bilgisayarlı tomografi
R	: Çıkan parçacık sayısı, etkileşme oranı, etkileşme yarıçapı
S	: Yüzey alanı
s	: Entropi
SPECT/BT	: Tek foton emisyon bilgisayarlı tomografisi/Bilgisayarlı tomografi
T_c	: Kritik sıcaklık
U	: Potansiyel enerji
U_c	: Kritik enerji seviyesi
Q	: Reaksiyon enerjisi
$Q_b(p, h)$	: Nötron-proton ayırt etme faktörü
$-q$	: Başlangıç şartı
x	: Kalınlık
V	: Hacim
v	: Parçacığın hızı
W_l	: Eksiton durumların yayınlanma hızı ya da birim zamandaki bozunma olasılığı
W_b	: ϵ_b enerjili bir b nükleonunun herhangi bir eksiton durumundan yayınlanma olasılığı
Z	: Atom numarası
${}^4_2\text{He}$	: Alfa çekirdeği
β^+	: Pozitron
α	: Alfa
α_c	: Kritik seviye yoğunluk parametresi
β^-	: Beta bozunumu
γ	: Gama
σ	: Tesir kesiti
σ_{inv}	: Parçacık tesir kesiti
σ_{fisyon}	: Fizyon tesir kesiti

σ_r	: Reaksiyon tesir kesiti
$\sigma_{saçılma}$	: Saçılma tesir kesiti
σ_{sc}	: Saçılma tesir kesiti
σ_T	: Toplam tesir kesiti
$\sigma_{\text{üretim}}$	: Üretim tesir kesiti
σ^{CF}	: Birleşik reaksiyon tesir kesiti
Φ	: Akı
ω_F^{top}	: Toplam fermi gaz durum yoğunluğu
ρ_F^{top}	: Toplam seviye yoğunluğu
ρ_{BFM}^{tot}	: Geri kaydırmalı fermi yoğunluğu
ρ_{GSM}^{top}	: Genelleştirilmiş süperakışkan yoğunluğu
$\rho_v(\epsilon_v)$	: Yayınlanan parçacığın sürekli durum yoğunluğu
Δn	: Eksiton sayısı
Δ	: Yarı ampirik enerji kayma parametresi
$\tau(n)$	: Sistemin $n = p+h$ eksiton durumunda bulunma süresi
λ^+	: $n/(n+2)$ durumları için geçiş olasılıkları
λ^-	: $n/(n-2)$ durumları için geçiş olasılıkları

1. GENEL BİLGİLER

Radyoizotoplar kararsız çekirdekler olup bu çekirdekler alfa, beta, pozitron, gama ışını salınımı yaparak veya elektron yakalayarak (EC) taban duruma geçiş için bozunuma uğrarlar. Bu bozunma sırasında yayımladıkları alfa, beta, pozitron ve gama ışınları sayesinde tarımdan sanayiye, bilimsel araştırmalardan tıp alanına kadar pek çok alanda kullanılmaktadırlar (Singh vd., 2013; Meisenhelder & Bursik, 2007; Lagrou & Verbeek, 1973; Cardozo vd., 2018).

Radyoizotoplar nükleer tıpta pek çok hastalığın tanı ve tedavisinde kullanılmaktadır. Tanı ve tedavi amaçlı uygulamalarda tercih edilen radyoizotop kullanımı farklılık göstermektedir. Örneğin tanı amaçlı kullanımlarda gama ışını veya pozitron salan radyoizotoplar (^{99m}Tc , ^{18}F) tercih edilirken, tedavi amaçlı kullanımlarda beta ve alfa yayan radyoizotoplar (^{67}Cu , ^{188}Re , ^{90}Y , ^{131}I , ^{225}Ac) tercih edilmektedir (Gündoğdu vd., 2018; Teksöz vd., 2019;). Tanı amaçlı kullanımlarda yarı ömrü ve enerjisi daha düşük olan radyoizotoplar tercih edilirken tedavi amaçlı kullanımlarda hastalıklı dokunun yapısını bozması açısından daha yüksek enerjili ve yarı ömre sahip radyoizotoplar kullanılmaktadır.

Radyoizotoplar, nükleer tıp uygulamalarında genellikle bir farmasötikle birleştirilerek hastaya verilir ve ilgili doku ya da organın fizyolojik, metabolik ve moleküler düzeydeki durumu irdelenerek hastalıkların teşhisinde etkin bir şekilde kullanılmaktadırlar. Bu uygulamalarda; gama kameralar (SPECT, SPECT/BT) ve pozitron emisyon tomografisi (PET, PET/BT) gibi çeşitli görüntüleme cihazları kullanılmaktadır. Gama kameralar, tiroid, kalp, akciğer perfüzyonu, kemik iliği, böbrek vb. doku ve organların işleyişi hakkında bilgi edinilmesini sağlar. Tek foton emisyon bilgisayarlı tomografisi (SPECT), farklı açılarda yayınlanan gama enerjilerini yakalayıp bilgisayar sisteminin desteğiyle 3 boyutlu görüntü elde etmekte kullanılır. Bu sistemlerde tek foton salınımı yapan radyoizotoplar (^{99m}Tc , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl gibi) kullanılmaktadır (Gündoğdu vd., 2018; Teksöz vd., 2019; Gülümser 2022; Algahtani, 2023). PET, ilgili doku ya da organdaki fizyolojik ve metabolik değişikliklerin takibinde kolaylık sağlar. PET’de, pozitron yayan yarı ömrü daha kısa olan radyoizotoplar (^{18}F , ^{11}C ve ^{13}N gibi) kullanılmaktadır (Adalet vd., 2012; Garcia Borge, 2014).

Radyoizotoplar, nükleer reaktörler, yüklü parçacık hızlandırıcıları ve nükleer jeneratörlerden elde edilir. Nükleer reaktörlerde radyoizotoplar, nükleer fisyon yoluyla elde

edilir. Nükleer fisyon, ağır bir kararsız çekirdeğin iki parçaya bölünmesiyle oluşur ve bu oluşum sürecinde yüksek enerjili serbest nötronlar salınır (Willowson, 2019; Abbasi vd., 2006). Bazı durumlarda fisyon reaksiyonu sonunda elde edilen çekirdek nükleer tıpta kullanılabilen bir çekirdeğe bozunabilir. Örneğin ^{125}Xe , ^{125}I 'e indirgenir. 59,4 günlük yarı ömre sahip ^{125}I çekirdeği ^{125}Te çekirdeğine dönüşür ve bu çekirdek kararlı hale geçerken gama yayar oluşan gama ışınları görüntüleme amaçlı kullanılabilir. Fisyon sonucu oluşan çekirdekler daha çok tedavi amaçlı kullanılırken ürün çekirdeklerin gama bozunmasıyla elde edilen çekirdekler görüntüleme amaçlı kullanılmaktadır. Yüklü parçacık hızlandırıcılarında radyoizotoplar eldesi için mermi çekirdek (proton (p), alfa (He-4), döteron (d) vb.) hedefe gönderilmeden önce yüksek enerjilere çıkartılır ve hedef çekirdeğe gönderilir. Siklotronlarda üretilen radyoizotoplar, nötron fazlalığı olan bir reaktörde üretilenlerin aksine nötronu eksik olacak ve farklı yollarla elektron yakalama ve pozitron emisyonu gibi yollarla bozunuma uğrar (Synowiecki vd., 2018). Hızlandırıcı ürünleri, elektron yakalama veya pozitron (β^+) emisyonu ile bozulma eğilimindedir ve ürünler genellikle yüksek aktiviteye sahiptir. Bununla birlikte üretim, daha küçük hedef alanı ve reaktöre göre daha düşük demet yoğunluğu nedeniyle daha düşük maliyet sağlar. Jeneratörler yerinde radyoizotop üretimi için uygun bir yöntemdir ve hızlı ve düzenli klinik kullanım için kısa ömürlü radyoizotopların üretilmesi için siklotronlara bir alternatif sağlarlar (Hoffman, 2018). Bir jeneratör, kısa ömürlü bir kız radyoizotopun acil kullanımı için daha uzun ömürlü olan ebeveyn radyoizotoptan hemen ayrılmasını sağlar. Örneğin nükleer tıpta yaygın olarak kullanılan ^{99}Mo çekirdeği yaklaşık olarak 2.7 günlük bir yarı ömre sahiptir. ^{99}Mo zamanla bozularak $^{99\text{m}}\text{Tc}$ çekirdeğine dönüşür. Bu nedenle ^{99}Mo jeneratörü yaygın bir şekilde kullanılmakta olup gün aşırı bu jeneratörlerden $^{99\text{m}}\text{Tc}$ sağımı yapılarak görüntülemede kullanılmak üzere hazırlanır.

Bilindiği üzere nükleer tıp alanında görüntüleme amacı ile kullanılan radyoizotopların seçimi üzerine çeşitli parametreler bulunmaktadır. Bunları maddeler halinde şu şekilde özetleyebiliriz.

- a) PET hariç klasik görüntüleme süreçlerinde tek foton salınımı yapan radyoizotoplar kullanılmaktadır. Yüksek enerjili gama ışınları yerine düşük enerjili gama ışınlarının kullanılması görüntüleme sırasında hastaya verilecek radyasyon dozunu azaltacaktır.
- b) Tanı amaçlı kullanılacak radyoizotopun etkin kısa yarı ömre sahip olması, tedavi amaçlı kullanılanların ise nispeten daha uzun etkin yarı ömre sahip olması da benzer

bir şekilde hastanın en düşük radyasyon dozuna maruz kalmasını sağladığından tercih sebebidir.

- c) Gama ışınlarının görüntüleme cihazlarındaki kullanılabilirliği açısından dallanma oranı az (yüksek yoğunluk oranına sahip) 100-250 keV enerjili gama salınımı yapan radyoizotopun kullanımı görüntüleme kalitesini artırıcı bir unsurdur.
- d) Radyoizotopun üretiminin kolay ve maliyetinin düşük olması bir başka tercih nedenidir.
- e) Radyoizotopun jeneratör ile elde edilebilir olması ise uzaklık ve üretim tesisine bağımlılığı azaltacağından bir başka tercih nedenidir.

Günümüzde nükleer tıp alanında kullanılan radyoizotopların büyük bir kısmı tanı (görüntüleme) amaçlı, çok küçük bir kısmı (~%5) ise tedavi amaçlı kullanılmaktadır (Gündoğdu vd., 2018). ^{99m}Tc , ^{18}F , ^{131}I , ve ^{68}Ga nükleer tıp uygulamasında tanı ve tedavi amaçlı en çok kullanılan radyoizotoplardır. Yaygınca kullanılan bu radyoizotoplar ve kullanım potansiyeli olabilecek radyoizotoplar üzerine çalışmalar halen güncelliği korumaktadır (Artun, 2018; Azzam, 2020; Dellepiane, vd., 2024; Anes Ahmed, vd., 2024; Dellepiane, vd., 2023; Arnosa-Prieto, vd., 2024; Dong, vd., 2024; Amjed, vd., 2024; Almisned vd., 2024; Brühlmann vd., 2024; Nunes vd., 2022; Yang vd., 2024; Akkoyun vd., 2024; Lopez-Melero vd., 2024; Ditroi vd., 2024; Isazadeh & Abdi Saray, 2024; Uccelli vd., 2022).

Bu tez çalışmasının amacı, yukarıda belirtilen kriterler dikkate alınarak nükleer tıpta kullanılan ve kullanılma potansiyeli olan radyoizotopların proton indüklemeli reaksiyon kanalları ile üretim tesir kesitlerinin, reaksiyon üretim oranlarının ve toplam aktivite değerlerinin Monte Carlo yöntemiyle hesaplanması ve maksimum üretim oranı için ilgili reaksiyon kanallarının optimum proton demet enerjilerini belirlemektir.

1.1. Nükleer Tıpta Kullanılan Radyoizotoplar ve Radyofarmasötikler

1.1.1. Radyoizotoplar

İzotop, proton sayıları aynı nötron sayıları farklı olan çekirdeklerdir. İzotoplar aynı kimyasal özelliklere sahiptirler. İzotoplar kararlı ya da kararsız durumda olabilirler, kararsız çekirdekler, alfa, beta ve gama ışıması yaparak bozunurlar ve kararlı hale geçerler (Murray, 2000). Radyoizotop kavramı ise genel olarak kararsız halden çeşitli parçacık veya gama ışını

salarak kararlı hale geçen çekirdekleri ifade eder (Yüksel, 2008). Bu bozunma sırasında yaydıkları enerji sayesinde tarımdan sanayiye, bilimsel araştırmalardan güvenlik sistemlerine ve en yaygın kullanım alanı nükleer tıp olmak üzere pek çok alanda kullanılmaktadır (Gürol, 2019; Tanır vd. 2013; Meisenhelder & Bursik, 2007; Maloth vd., 2014).

Radyoizotoplar, nükleer reaktörler, yüklü parçacık hızlandırıcıları ve nükleer jeneratörlerden elde edilir. Radyoizotopların kullanım alanlarının genişlemesinden dolayı ihtiyaç duyulan yeni radyoizotopların eldesi için nükleer reaktör ve hızlandırıcı teknolojileri gelişmeye devam etmektedir. Radyoizotoplar en fazla nükleer tıpta kullanılmaktadır. Nükleer tıpta radyoizotoplar bazen saf ve çoğunlukla da bir ajanla (radyofarmasötik) birleştirilerek kullanılmaktadır (Gülümser, 2022; Yalçın, 2008; Bailey vd., 2014).

Tablo 1. Nükleer tıpta kullanılan bazı radyoizotoplar (Ergün, 2012; Yalçın, 2008; Khalil, 2011; Morgan, 2012)

İzotop	Yarı Ömür	Üretim Reaksiyonu	Kullanım Alanları
^{11}C	20,39 dakika	$^{14}\text{N}(p, \alpha)^{11}\text{C}$	Beyin fonksiyonlarının incelenmesinde (PET).
^{13}N	9,96 dakika	$^{13}\text{C}(n, p)^{13}\text{N}$ $^{16}\text{O}(p, \alpha)^{13}\text{N}$	Beyin fizyolojisi ve patolojisinde, ayrıca psikiyatri ve akıl hastalıklarında (PET).
^{72}As	26 saat	$^{72}\text{Ge}(p, n)^{72}\text{As}$	Düzlemsel görüntülemelerde (PET).
^{75}Br	98 dakika	$^{76}\text{S}(p, 2n)^{75}\text{Br}$	Düzlemsel görüntülemelerde (PET).
^{51}Cr	27,7 gün	$^{51}\text{V}(d, 2n)^{51}\text{Cr}$	Kan hacmi ve alyuvarların ömür tayini ve dalak sintigrafisinde.
^{64}Cu	12,7 saat	$^{64}\text{Ni}(p, n)^{64}\text{Cu}$	Hormon metabolizmasında yağların sindirilmesinde (PET)
^{123}I	13,1 saat	$^{123}\text{Te}(p, n)^{123}\text{I}$ $^{123}\text{Sb}(\alpha, 4n)^{123}\text{I}$	Beyin, tiroit, böbrek ve kalp görüntülemelerde ayrıca Alzheimer gibi hastalıklarda (SPECT).
^{111}In	2,81 gün	$^{112}\text{Cd}(p, 2n)^{111}\text{In}$ $^{110}\text{Cd}(d, n)^{111}\text{In}$	Kalp hastalıkları ve beyaz kan hücrelerinin görüntülenmesinde ve tümör teşhisinde (SPECT).
^{124}I	4,17 gün	$^{124}\text{Te}(p, n)^{124}\text{I}$	Tiroit ve karaciğer tümör teşhisinde (PET).
^{103}Pd	17 gün	$^{103}\text{Rh}(p, n)^{103}\text{Pd}$	Prostat kanseri tedavisinde.

1.1.2. Radyofarmasötikler

Radyofarmasötikler, radyoizotop ve farmasötik (Biyoaktif bileşen) kısmından oluşan radyoaktif bir bileşiktir (Demir, 2008). Radyofarmasötiklerde; radyoizotop, ilgili doku ya da organda ışıma yaparak teşhis ve tedavi edici olarak kullanırken, farmasötik ise radyoizotopa bağlanarak ilgili organ ya da dokuda birikimi sağlar (Wadsak & Mitterhauser, 2010; Ocak, 2015). Tıbbi görüntülemeye yönelik farmasötikler seçilirken iki önemli faktör gözönünde bulundurulmalıdır; radyoizotop seçimi ve hedef doku ya da organdaki özgüllük. Bir radyoizotopu seçerken; bozunma durumu, yarı ömrü, kimyasal özellikler ve üretim yöntemleri dikkate alınmalıdır. Farmasötikler içinse; ilgili doku ya da organa tutulumu sağlayacak özgüllükte uygun molekül boyutlarında ve çözünürlükte olmalıdır (Lee, 2014; Payolla vd., 2019).

Radyofarmasötikler, eser miktarda damar yolu ya da ağız yoluyla hastaya verilir. Radyofarmasötikler hazırlanırken bazı hususlar dikkate alınmalıdır; hastaya en az zararı verecek şekilde kısa yarı ömürlü, yaydığı enerji aralığı düşük, vücutta birikim yapmayan ve hastada toksit etkiler oluşturmeyen radyoizotoplar seçilmelidir (Adalet vd., 2012). Tanı ve tedavi amaçlı uygulamalarda tercih edilen radyofarmasötik kullanımı farklılık göstermektedir. Tanı amaçlı kullanımlarda yarı ömrü ve enerjisi daha düşük radyofarmasötikler tercih edilirken tedavi amaçlı kullanımlarda hastalıklı dokunun yapısını bozması açısından daha yüksek enerjili ve yarı ömre sahip radyofarmasötikler kullanılmaktadır (Gülümser 2022; Algahtani, 2023; Teksöz vd., 2019). Örneğin tanı amaçlı kullanımlarda gama ışını veya pozitron salan radyofarmasötikler (^{99m}Tc -RBC, ^{68}Ga -PSMA) tercih edilirken, tedavi amaçlı kullanımlarda beta ve alfa yayan daha yüksek enerjili radyofarmasötikler (Na^{131}I , ^{131}I -MIBG) tercih edilmektedir (Gündoğdu vd., 2018; Gülümser, 2022; Vallabhajosula, 2009; Ergün, 2012; Bailey vd., 2014; Saha vd., 1992; Welch & Redvanly, 2003; Ballinger, 2015; Li & Conti, 2010; Le Bars, 2006; Blok vd., 2023). Nükleer tıpta kullanılan bazı radyofarmasötikler Tablo 2’de verilmiştir.

Tablo 2. Nükleer tıpta kullanılan bazı radyofarmasötikler (Ergün, 2012; Gündoğdu, 2018; Lee, 2014; Vallabhajosula, 2009)

Radyoizotop	Radyofarmasötik	Kullanım Alanı
⁸² Br	Sodyum bromür	Hücre dışı sıvı miktarı tayini
¹⁸ F	Sodyum florür	Prostat, meme ve akciğer kanserlerinin kemiklerdeki metastazlarının teşhisinde
⁵¹ Cr	Sodyum kromat, EDTA	Kan hacmi tayini, dalak sintigrafisi, kırmızı yuvarların ömür tayini
¹²³ I	Iobenguane sülfat	Böbrek ve troid bezlerindeki bazı tümörlerin teşhisinde
²⁸ Mg	Magnezyum klorür	Hücre metabolizmasında Mg değişkenliği
⁷³ Se	Sodyum selenit	Tümör lokalizasyonu
^{99m} Tc	Sodyum perteknetat	Onkoloji, kardiyoloji ve nöroloji gibi alanlarda hastalıkların teşhisinde
⁴⁷ Ca	Kalsiyum klorür	Kalsiyum metabolizması

1.2. Radyoizotopların Nükleer Tıpta Kullanımı

Nükleer tıp; hastalıkların tanı ve tedavisinde radyoizotopların kullanıldığı bir bilim dalıdır (Vallabhajosula, 2009). Radyoizotoplar nükleer tıpta pek çok hastalığın tanı ve tedavisinde kullanılmaktadır. Kullanılan radyoizotopların büyük bir kısmı (~%95) tanı (görüntüleme) amaçlı, çok küçük bir kısmı (~%5) ise tedavi amaçlı kullanılmaktadır (Gündoğdu vd., 2018; Gülümser, 2022; Eary & Brenner, 2007; Wester vd., 2003; Chuvilin vd., 2003; Habs & Köster, 2011).

Nükleer tıpta görüntüleme; radyoizotop bir farmasötikle birleştirilen radyoaktif bir bileşen hastaya enjeksiyon, yutma ya da inhalasyon yoluyla verilmesiyle sağlanır. Radyofarmasötik hastaya verildikten sonra ilgili organ ya da dokuya giderek tutunur ve radyoaktif özelliğinden dolayı radyasyon yayımlar. Yayılan radyasyonu tespit etmek için dedektörler kullanılır ve ilgili veriler bilgisayar ortamında işlenerek elde edilen görüntülere sintigrafik görüntüleme adı verilir (IAEA, 2006; Chandra, 2018; Baert & Sartor, 2006; Bailey vd., 2014).

Nükleer tıpta kullanılan görüntüleme uygulamaları, hastaya verilen radyoizotoplar sayesinde görüntülenmek istenilen doku ya da organın fizyolojik, metabolik ve moleküler düzeydeki hareketleri hakkında bilgi vererek hastalıkların teşhisinde etkin şekilde kullanılmaktadır. Bu uygulamalarda; yakalanan radyasyonun iki boyutlu görüntüsünün oluşturulduğu gama kameralar, üç boyutlu görüntüsünün oluşturulduğu Pozitron Emisyon Tomografi (PET) ve Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi (SPECT) gibi çeşitli

görüntüleme cihazları kullanılmaktadır (Das, 2015; Bobeica vd., 2016; Cherry, 2012; Martin & Martin, 2006; Saha et al., 1992; Zanzonico, 2012; Li & Conti, 2010; Sabaiduc vd., 2013; Usanase vd., 2024).

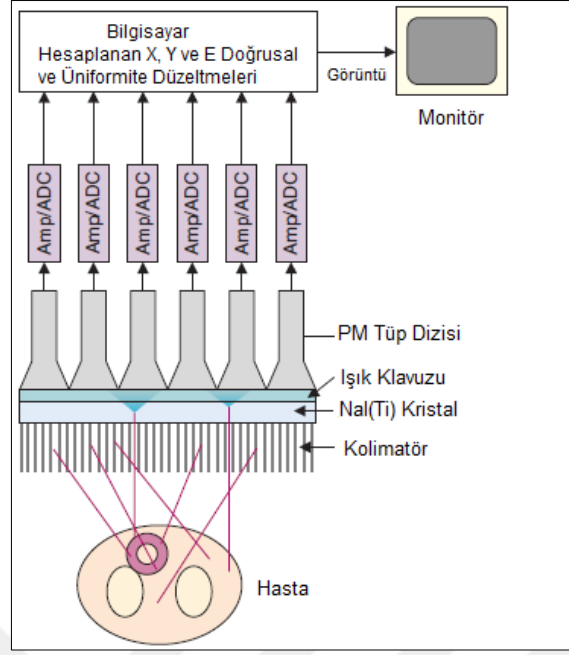
1.2.1. Gama Kameralar

Nükleer tıpta görüntü alınması için hastaya radyoizotop verilir. Verilen bu radyoizotop görüntülenmek istenilen organ ya da dokuya tutunarak γ ışınları yayınlar. Yayınlanan bu ışınlar gama kameralar tarafından algılanır ve ilgili organ ya da dokunun görüntüsü elde edilir (Digenis vd., 1998). Şekil 1’de gama kamera ve kemik sintigrafisi verilmiştir.

Gama kameralar temel olarak NaI(Tl) sintilasyon kristali, kolimatör ve foto çoğaltıcı tüplerden (PM) oluşur. Hastaya verilen radyoizotop her yönde ışın yaydığı için dedektörün önüne kolimatörler konularak yayılan ışınların dedektöre dik bir doğrultuda ulaşması sağlanarak diğer açılardan gelen fotonlar engellenmiş olur. Kolimatörler, içerisinde pek çok delik bulunan genellikle kurşun plakalardan oluşan sistemlerdir. Görüntüleme amacına göre farklı kalınlıklarda kolimatörler kullanılmaktadır. Yüksek enerjili fotonların kullanıldığı durumlarda daha kalın kolimatörler tercih edilirken düşük enerjili fotonların kullanıldığı durumlarda ise daha ince kolimatörler kullanılmaktadır. Kolimatör yardımıyla sintilasyon kristali üzerine gelen ışınlar foto çoğaltıcı tüpler sayesinde elektrik sinyallerine dönüştürülerek ilgili yazılım sayesinde iki boyutlu görüntü elde edilir ve bilgisayar ekranına aktarılır (Cherry, 2012; Gülümser, 2022; Bailey vd., 2014). Şekil 2’de gama kamera şematik gösterimi verilmiştir.



Şekil 1. Gama kamera ve kemik sintigrafisi (Cherry, 2012)



Şekil 2. Gama kamera şematik gösterimi (Cherry, 2012)

1.2.2. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET/BT)

Nükleer tıpta görüntülemeye yaygın olarak kullanılan sistemlerin başında Pozitron Emisyon Tomografi (PET) gelmektedir. 1990'lı yılların sonlarına doğru David Townsend ve arkadaşları tarafından geliştirilen PET/BT sistemleri, halka şeklinde bir PET tarayıcı ve BT tarayıcıdan oluşmaktadır. Bu hibrit sistem sayesinde veriler daha hızlı, gürültü kirliliği az, daha yüksek verimli görüntüleme eldesinin sağlanması ve ^{18}F florodeoksiglukoz (FDG) kullanılarak tüm vücut kanser çalışmalarında kanserli bölgenin belirlenmesindeki başarılarından dolayı nükleer tıpta kullanımı ön plana çıkmaktadır (Cherry, 2012; Chandra, 2018; Gülümser, 2022; Chowdhury & Scarbrook, 2008; Peller, vd., 2012; Hansen & Bender, 2022; Rösch vd., 1993; Rohren vd., 2004). Tablo 3'te PET taramalarında yaygın olarak kullanılan radyoizotoplar listelenmektedir.

PET sistemlerinde hastaya nispeten kısa yarı ömürlü pozitron yayan radyoizotoplar verilir. İlgili doku ya da organda tutunan radyoizotop pozitron yayar ve yayımlanan bu pozitronlar en yakınındaki elektronlarla etkileşerek yok olurlar. Bu olay “çift yok olma (anihilasyon)” olarak adlandırılır (Krane, 2006). Bu etkileşim sonucunda 511 keV enerjiye sahip aralarında 180 derecelik açı olacak şekilde zıt yönde hareket eden iki foton yayınlanır. Görüntü verimliliği açısından halkalı kısımda dönebilen karşılıklı yerleştirilmiş iki PET

kamera yayınlanan fotonları tespit ederek gerekli yazılım sayesinde üç boyutlu görüntü elde edilir (Cherry, 2012; Bailey vd., 2014; Papathanassiou vd., 2009; Serdons vd., 2009; Kalman & Turkington, 2002; Levin & Zaidi, 2007; Lopresti, 1999; Sanchez vd., 2013; Ametamey vd., 2008; Torigian vd., 2013; Delso & Ziegler, 2009; Nensa vd., 2014; Pichler vd., 2010; Walrand vd., 2018). PET/BT ve tüm vücut taraması görüntüsü Şekil 3’te verilmiştir.



Şekil 3. PET/BT, tüm vücut taraması (Cherry, 2012)

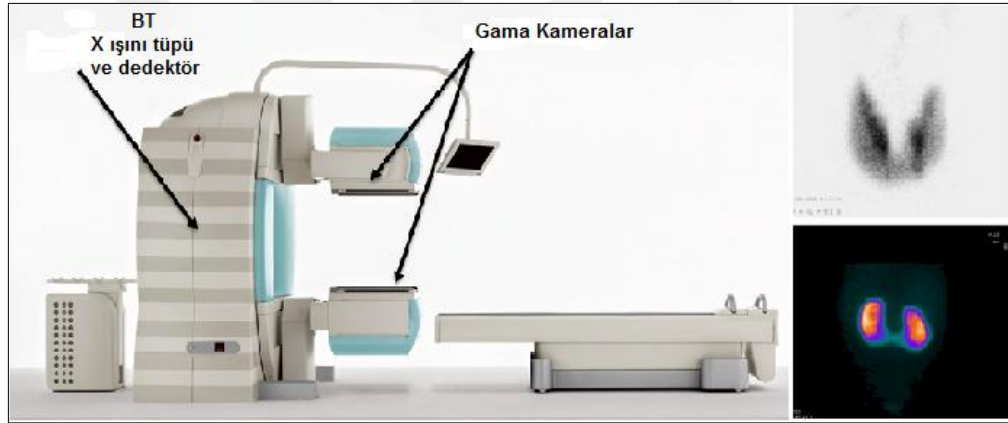
Tablo 3. PET’te kullanılan bazı radyoizotoplar (Cherry, 2012)

Radyoizotop	Yarı Ömür	Üretim Yöntemi
^{11}C	20,4 dakika	Siklotron
^{13}N	9,96 dakika	Siklotron
^{15}O	123 saniye	Siklotron
^{18}F	110 dakika	Siklotron
^{68}Ga	68,3 dakika	^{68}Ge Jeneratörü
^{76}Br	16,1 saat	Siklotron
^{124}I	4,18 gün	Siklotron

1.2.3. Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografisi (SPECT/BT)

SPECT/BT hibrit sistemleri geliştirme çalışmaları 1990’lı yılların başlarında Dr. Bruce Hasegawa ve arkadaşları tarafından yapılmaya başlanmıştır. Yaptıkları çalışma sonucunda hem radyoizotoplardan gelen gama ışınlarını ve hem de X ışınlarını yüksek verimlilikte tespit etmek için kullanılabilecek bir prototip dedektör geliştirdiler. Her ne kadar bir prototip geliştirmiş olsalarda SPECT için farklı gereksinimlerin olmasından dolayı bu sistemlerin geliştirilip nükleer tıpta kullanılması zaman almıştır (Cherry, 2012; Gülümser, 2022).

SPECT sistemlerinin çözünürlük alanının dar olmasından dolayı küçük boyutlu tümörlerin belirlenmesinde pek başarılı olmamaktadır. Bu yüzden BT sistemleriyle birleştirilerek daha verimli üç boyutlu görüntüler elde edilmesi mümkün olmuştur. SPECT kısmı, Foto çoğaltıcı tüpler, NaI(Tl) sintilasyon kristali ve farklı açılarda ayarlanabilen iki adet dedektörden oluşmaktayken, BT kısmı X-ışını tüpünden oluşmaktadır (Cherry, 2012). Geliştirilen bu hibrit sistemler sayesinde kanser gibi hastalıkların teşhisi, yayılımı (metastaz) ve ilgili organ ya da dokunun fizyolojik hareketleri hakkında daha verimli bilgi edinilmesi sağlanılmıştır (Gülümser, 2022; Bailey vd., 2014; Cherry, 2012; Kessara, 2021; Mariani vd., 2010; Ljungberg & Pretorius, 2018; Keidar vd., 2013; Madsen, 2007; Khalil vd., 2011; Bybel vd., 2008; Ritt vd., 2014; Davis vd., 2020; Bailey & Willowson, 2013; van der Meulen vd., 2021; Attarwala vd., 2021; Chan vd., 2016). Şekil 4’te SPECT/BT, troid ve böbrek görüntüsü verilmiştir.



Şekil 4. SPECT/BT, troid ve böbrek görüntüsü (Cherry, 2012).

SPECT/BT sistemlerinde PET’e göre daha uzun yarı ömürlü radyoizotoplar (^{99m}Tc , ^{111}In) kullanılmaktadır (Gündoğdu, 2018). Tablo 4’te SPECT’te kullanılan bazı radyoizotoplar listelenmektedir.

Tablo 4. SPECT’te kullanılan bazı radyoizotoplar (Gündoğdu, 2018).

Radyoizotop	Yarı Ömür	Üretim Yöntemi
^{99m}Tc	6 saat	^{99}Mo jeneratörü
^{111}In	2,8 gün	Siklotron
^{131}I	8 gün	Nükleer reaktörden
^{90}Y	64 saat	Nükleer reaktörden
^{67}Ga	3,24 gün	Siklotron

SPECT sisteminin gama kameralara göre bazı belirgin avantajları bulunmaktadır (Gülümser, 2012). Bunlar:

- Gama kameralardan elde edilen görüntüler iki boyutluyken SPECT sistemlerinden elde edilen görüntü üç boyutludur.
- SPECT sistemlerinde görüntü kalitesi gama kameralara göre daha kalitelidir.
- SPECT/BT'den elde edilen görüntüler, tümör ya da organlar hakkında detaylı bilgi edinilmesine olanak sağlar

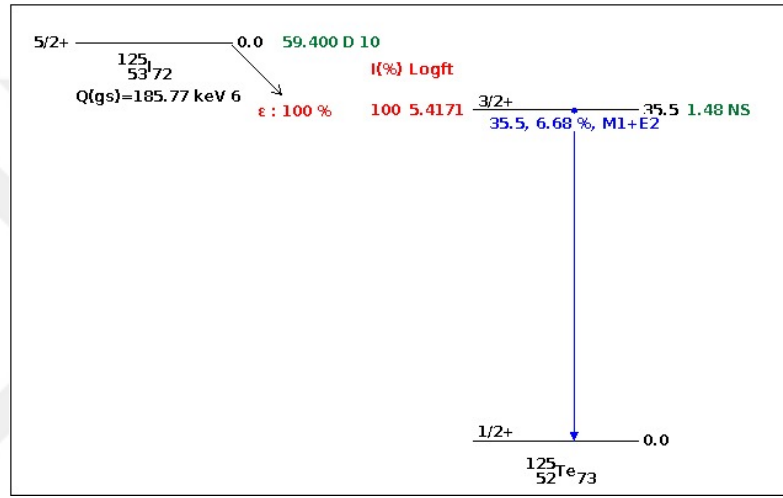
1.3. Radyoizotop Üretim Yöntemleri

Başta nükleer tıp olmakla beraber pek çok alanda kullanılan radyoizotoplar, nükleer reaktörler, parçacık hızlandırıcıları (nükleer tıp için daha ziyade siklotron) ve nükleer jeneratörlerden elde edilir (Wang vd., 2022; IAEA, 2009; Bulut vd., 2024; Gizawy & Mohamed, 2024; Liem vd., 2015; Mushtaq, 2012; Pratama vd., 2023; Li & Zheng, 2023; Dellepiane vd., 2023; Hoehr vd., 2017; Chuvilin vd., 2003; Sabaiduc vd., 2013). Bu yöntemler aşağıda sunulan üç altbaşlıkta detaylandırılmaktadır.

1.3.1. Nükleer Reaktörlerde Radyoizotop Üretimi

Tıbbi radyoizotop üretimi için kullanılan nükleer reaktörlerde radyoizotoplar nükleer fisyon yoluyla üretilir (Willowson, 2019). Fisyon sonucunda yüksek enerjili serbest nötronlar salınır, serbest kalan bu nötronlar yüksüz olduklarından dolayı coulomb bariyerinden etkilenmez ve etrafındaki materyallerle kolayca etkileşime girerek bir zincir reaksiyon başlatırlar. Zincir reaksiyon sunucu yüksek verimlilikte ve aktivitede istenilen radyoizotop üretilir fakat ortamda çok fazla ürün olduğu için bu radyoizotopları ayırmak oldukça güçtür. Alternatif olarak, reaktör çekirdeğinin etrafına yerleştirilen hedef materyaller fisyon sonucu oluşan nötronlarla ışınlanarak nötron aktivasyonuna tabi tutulur (Willowson, 2019; Abbasi vd., 2006; Gizawy & Mohamed, 2024; Mushtaq, 2012; Pratama vd., 2023). Örneğin ^{125}Xe , ^{124}Xe 'ün nötron aktivasyonu sonrası oluşur daha sonra tıpta kullanılan ^{125}I 'e indirgenir. ^{125}I 'in bozunma sürecini gösteren bozunum şeması Şekil 5'te gösterilmektedir (URL-1, 2024). Şekilde görüldüğü üzere ^{125}I , 59.4 günlük bir yarı-ömüre

sahiptir. Elektron yakalama (EC) ile ^{125}Te 'in uyarılmış birinci seviyesine indirgenir ve uyarılmış durumda bulunan ^{125}Te çekirdeği M1 ve E2 geçişleri ile gama enerjisi yayınlamaya taban duruma geçer. Bu bozunum sürecinde ^{125}I 'ten yayımlanan β parçacığı tedavi amaçlı olarak kullanılır. Nötron aktivasyonu ve fisyon yoluyla üretilen radyoizotoplar, genel olarak nötron bakımından zengin bir çekirdeğe sahip olduklarından beta (β) bozunumu yapmalarından dolayı nükleer tıpta tedavi amaçlı kullanılır. Ürün çekirdekler gama salınımı ile bozunma eğiliminde olduğundan tıpta tanısal görüntüleme için idealdir.



Şekil 5. ^{125}I bozunum şeması (URL-1, 2024).

Nükleer reaktörlerde etkileşim sonucu oluşan bazı radyoizotoplar ve oluşum reaksiyonları Tablo 5'te listelenmiştir (Santistevan vd., 2023; Mou vd., 2022; Borgna vd., 2018; Kazakov vd., 2021; Nelson vd., 2024; Didi vd., 2016; Jalilian vd., 2016; Gholamzadeh vd., 2015; Ponsard, 2007; Braghirolli vd., 2014; Chaidir vd., 2022; Necsoiu, 2003).

Tablo 5. Nükleer reaktörlerde üretilen bazı radyoizotoplar ve üretim reaksiyonları (Maloth vd., 2014).

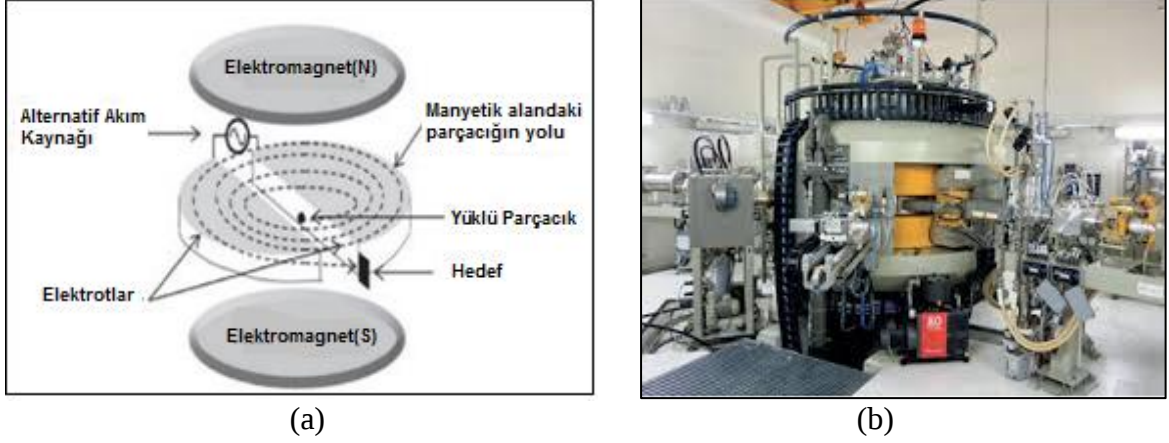
Ürün	Bozunma	Reaksiyon
^{131}I	β^- , γ	$^{130}\text{Te}(n, \gamma) ^{131}\text{Te} \rightarrow \beta^- \rightarrow ^{131}\text{I}$
^{90}Y	β^-	$^{89}\text{Y}(n, \gamma) ^{90}\text{Y}$
^{177}Lu	β^- , γ	$^{176}\text{Lu}(n, \gamma) ^{177}\text{Lu} \rightarrow ^{176}\text{Yb}(n, \gamma) ^{177}\text{Yb} \rightarrow \text{EC} \rightarrow ^{177}\text{Lu}$
^{186}Re	β^- , EC	$^{185}\text{Re}(n, \gamma) ^{186}\text{Re}$
^{32}P	β^-	$^{31}\text{P}(n, \gamma) ^{32}\text{P}$
^{125}I	EC, γ	$^{124}\text{Xe}(n, \gamma) ^{125}\text{Xe} \rightarrow \text{EC} \rightarrow ^{125}\text{I}$
^{67}Cu	β^-	$^{67}\text{Zn}(n, p) ^{67}\text{Cu}$

1.3.2. Yüklü Parçacık Hızlandırıcılarında (Siklotron) Radyoizotop Üretimi

Kararlı hedef çekirdekler siklotron gibi yüklü bir parçacık hızlandırıcısı kullanılarak tıbbi radyoizotop üretmek için ışınlanabilir. Bu durumda mermi parçacık demeti kararlı bir hedef bombardımanından önce yüksek enerjilere (10-100 MeV) hızlanan tipik alfa, döteron ve proton gibi yüklü parçacıklardır. Nötronları içeren nükleer reaksiyonlarla karşılaştırıldığında, yüklü olan mermi çekirdeklerin hedef çekirdeklerin Coulomb bariyerini aşmak için yüksek enerjilere hızlandırılması gerekir. Siklotronlarda üretilen radyoizotoplar, nötron fazlalığı olan bir reaktörde üretilenlerin aksine nötron eksikliği olduğundan EC ve pozitron (β^+) emisyonu gibi farklı yollarla bozunuma uğrar.

Siklotronun yapısı Şekil 6'da şematize edilmiştir. Görünüşleri nedeniyle 'D'ler adı verilen iki içi boş elektrottan oluşur. Yüklü parçacık manyetik alan etkisiyle dairesel bir yörüngede hareket eder. D'ler arasında uygulanan akımdan dolayı potansiyel bir fark oluşur. Oluşan elektrik alan sayesinde yüklü parçacık D'ler arasındaki boşluğa geldiği anda dönüşler sırasında bir miktar enerji kazanarak geçiş yapar ve sonrasında her seferinde artan bir yörünge yarıçapı ile hareketi süresince enerji kazanarak hızlanır. Yüklü parçacık tamamen hızlandığında maksimum kinetik enerjiye sahip olur ve hedef malzemeye yönlendirilerek ilgili radyoizotop üretimi için gerekli reaksiyon tetiklenir (Synowiecki vd., 2018; Dellepiane vd., 2023; Yüksel, 2008; Starovoitova vd., 2014; IAEA, 2021; Beyer vd., 2002; Braccini vd., 2011; Braccini, 2016; Sabaiduc vd., 2013).

Siklotron ürünleri, EC veya (β^+) emisyonu ile bozulma eğilimindedir ve ürünler genellikle yüksek özel aktiviteye sahiptir ve reaksiyon sonucunda ortamdan ayrıştırılması nükleer reaktörlere göre daha kolaydır. Ayrıca üretim sırasında hedef bölge daha küçük bir aralıkta olduğundan ve reaktöre göre daha düşük demet yoğunluğu nedeniyle reaktörlere nazaran daha düşük maliyet sağlar. Siklotronda üretilen bazı radyoizotoplar ve üretim reaksiyon kanalları Tablo 6'da verilmiştir (Le Bars, 2006; Dziel, 2016; Liu vd., 2024; Kreller vd., 2024; Waites vd., 2020; Rabbani vd., 2023).



Şekil 6. (a) Siklotron diyagramı (b) Siklotron görünümü (Yüksel, 2008)

Tablo 6. Siklotronda üretilen bazı radyoizotoplar ve üretim reaksiyonları (Maloth vd., 2014).

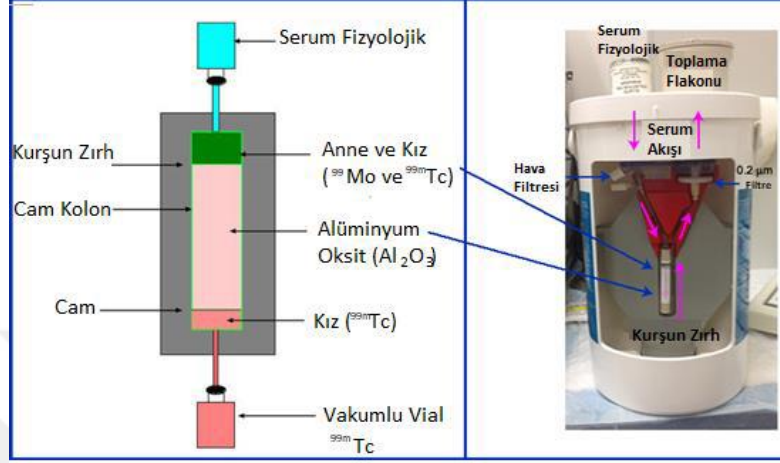
Ürün	Bozunma	Reaksiyon
^{18}F	β^+ , EC	$^{18}\text{O}(p,n)^{18}\text{F}$
^{11}C	β^+	$^{10}\text{B}(d,n)^{11}\text{C}$
^{123}I	EC	$^{121}\text{Sb}(\alpha,2n)^{123}\text{I}$
^{67}Ga	EC	$^{68}\text{Zn}(p,n)^{67}\text{Ga}$
^{111}In	EC	$^{111}\text{Cd}(p,n)^{111}\text{In}$
^{225}Ac	α	$^{226}\text{Ra}(p,2n)^{225}\text{Ac}$

1.3.3. Nükleer Jeneratörlerde Radyoizotop Üretimi

Jeneratör üretimi hastanelerde hızlı ve düzenli klinik kullanım kolaylığı açısından uygun bir yöntemdir (Hoffman & Berg, 2018). Bir jeneratör, nispeten daha kısa ömürlü ürün radyoizotopun acil kullanımı için daha uzun ömürlü ana çekirdekten hemen ayrılmasını sağlar (İçhedef, 2023; Guseva, 2014; Zhernosekov vd., 2007; Buckley vd., 2006; McAlister & Horwitz, 2009; Malja vd., 2000).

Şekil 7’de nükleer tıp birimlerinde de yaygın olarak kullanılan $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratörü ve sağım diyagramı gösterilmektedir. ^{99}Mo çekirdeği yaklaşık olarak 2.7 günlük bir yarı ömre sahiptir. Kolon içerisinde bulunan ^{99}Mo ana çekirdeği zamanla bozunuma uğrayarak $^{99\text{m}}\text{Tc}$ çekirdeğine dönüşür. Sol kolon ucuna NaCl çözeltisi bir şişe ve sağ ucuna ise bir vakumlu şişe yerleştirilerek $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ’in kolon içerisinde çözelti içerisinde alınmasını sağlar. Elde edilen radyoizotop nükleer tıpta görüntüleme amaçlı kullanılır. Genellikle nükleer tıp birimlerinde günlük sağımlar yapılır ve bir jeneratör yaklaşık 1-2 haftalık bir süreç için kullanılır daha sonra tekrardan ana radyoizotop temini yapılarak $^{99\text{m}}\text{Tc}$ sürekliliği sağlanır.

Bu durum maliyet ve kullanım kolaylığının yanında radyoizotop üretim merkezlerinden uzak bölgelerdeki hastanelerde sürdürülebilir uygulamalar açısından da oldukça avantajlıdır. Tablo 7’de jeneratörlerde üretilen bazı radyoizotoplar ve özellikleri listelenmektedir.



Şekil 7. $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratörü ve sağım diyagramı (Gülümser, 2022; Shohel Parvez vd., 2016).

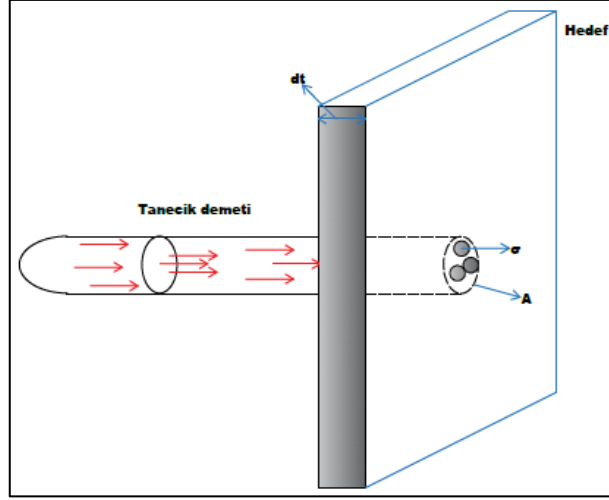
Tablo 7. Jeneratörlerde üretilen bazı radyoizotoplar (Maloth vd., 2014).

Ana çekirdek (yarı ömür)	Bozunma Türü	Kız çekirdek (yarı ömür)	Bozunma Türü
^{99}Mo (67 saat)	β^-	$^{99\text{m}}\text{Tc}$ (6 saat)	γ salınımı
^{68}Ge (271 gün)	EC	^{68}Ga (68 dakika)	β^+ , EC
^{90}Sr (28.8 yıl)	β^-	^{90}Y (2.7 gün)	β^-
^{82}Sr (25.5 gün)	EC	^{82}Rb (75 saniye)	β^+

1.4. Tesir Kesiti

Tesir kesiti, nükleer reaksiyonların sonuçlarının meydana gelme ihtimalinin bir ölçüsü olarak ifade edilebilir. Bir başka deyişle, iki parçacığın etkileşimi ya da çarpışması sonucu oluşan nükleer reaksiyonların meydana gelme ihtimalini ifade eder. Şekil 8’de birim zamanda gelen parçacıkların sayısı (akım) I_0 ve birim alandaki hedef çekirdek sayısı N , R ise çıkan parçacık sayısı olarak ifade edilirse reaksiyon tesir kesiti şu şekilde yazılabilir:

$$\sigma = \frac{R}{I_0 N} \quad (1)$$



Şekil 8. Tesir kesiti şematik gösterimi

Mermi çekirdeğin hedef çekirdekle etkileşme olasılığı, çekirdek yüzeyinin alanıyla orantılıdır (Krane, 2006). Tesir kesitinin birimi barn'dır ve b ile gösterilir ($1b = 10^{-28} \text{ m}^2$). Genel olarak nükleer reaksiyonlar için tesir kesiti değerleri milibarn ya da mikrobarn olarak ifade edilir.

Tesir kesitini fiziksel olarak ifade etmek için saçılma reaksiyon tesir kesiti yaygın olarak kullanılır. Klasik saçılma deneyinde, bir mermi parçacık hedef parçacıkla çarpıştırılır ve üretilen farklı parçacıkların oranı sayılır. Bu oran hedefteki parçacık sayısı (N) ve demet yönünde dik parçacıkların birim alan başına düşen parçacık sayısı ile orantılıdır. Bu durum akı (Φ) olarak ifade edilir.

$$\Phi = n_p V \quad (2)$$

Denklemdeki n_p gelen demetteki mermi parçacıklarının yoğunluğu, V ise parçacıkların hızıdır. Buradan yola çıkarak reaksiyon hızı ve gelen demet akısı birbirleriyle orantılı olduğu anlaşılmaktadır ve bu oran tesir kesiti olarak adlandırılır. Tesir kesiti;

$$\sigma = \frac{\text{çekirdek başına olay hızı}}{\text{gelen akı}} \quad (3)$$

olarak ifade edilir. Gelen demet N tane hedef çekirdek ile etkileşiyorsa bu oran (R) şu şekilde ifade edilebilir;

$$R = N\Phi\sigma \quad (4)$$

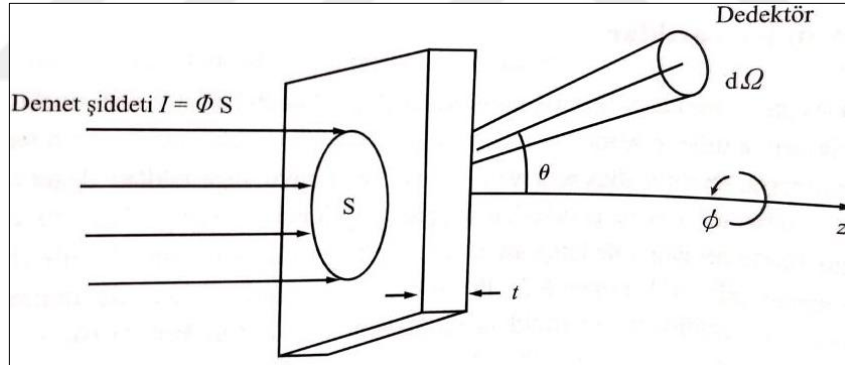
Gelen demet şiddeti $I = \Phi S$, birim zamandaki parçacık sayısını, S ise yüzey alanını ifade eder, yukarıdaki denklem yeniden düzenlenirse;

$$R = \frac{N\sigma I}{S} \quad (5)$$

olarak elde edilir. Hedef kalınlığı x olarak ifade edilirse buradan denklem (5);

$$R = \sigma n_x x \quad (6)$$

şeklinde elde edilir. Burada n_x birim hacim başına hedef parçacık sayısını ifade eder (Krane, 2006; Murray, 2000; Heyde, 1999). Şekil 9'da gelen demetin ve tesir alanının şematik gösterimi verilmiştir.



Şekil 9. Gelen demet şiddetini ve tesir alanını ifade eden şematik gösterim.

1.4.1. Diferansiyel Tesir Kesiti

Hedef çekirdeğe gelen mermi parçacık ile hedef çekirdek etkileştiğinde her zaman tek bir reaksiyon gerçekleşmez. Birden fazla reaksiyon meydana geldiğinde her bir reaksiyona karşılık bir tesir kesiti ifadesi tanımlanır ($\sigma_{saçılma}$, σ_{fisyon} , $\sigma_{üretim}$ vb.) Bu tesir kesitlerine kısmi tesir kesiti denir ve toplam tesir kesiti bunların toplamına eşit olur.

$$\sigma_T = \sum \sigma \quad (7)$$

Nükleer reaksiyon ya da saçılma gerçekleştiğinde etkileşim sonucu açığa çıkan parçacıklar genelde anizotropik dağılım gösterirler. Bunun anlamı etkileşen parçacıkların farklı yöne ve açığa bağlı olarak farklı enerjilere sahip olmalarıdır. Nükleer reaksiyonlarda ürün parçacıklar farklı açılarda (θ , Φ) saçılırlar. Saçılan parçacıklar hedefin $d\Omega$ 'lık bir katı açısına konulan dedektör tarafından algılanarak sayılır. Buradan yola çıkarak birim katı açı başına tesir kesiti olarak adlandırılan yeni bir tesir kesiti ifadesi tanımlanır.

$$\sigma(\theta, \Phi) = \frac{d\sigma}{d\Omega} \quad (8)$$

Bir kürenin yüzeyi, merkezinden 4π radyanlık bir katı açı meydana getirdiği düşünülürse bu ifade;

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{r(\theta, \Phi)}{4\pi I_0 N} \quad (9)$$

olarak tanımlanır. Burada $d\sigma/d\Omega$ ifadesi diferansiyel tesir kesiti olarak tanımlanır. Diferansiyel tesir kesitinin şematik bir gösterimi Şekil 10'da verilmektedir. Toplam tesir kesiti;

$$\sigma_T = \int \frac{d\sigma}{d\Omega} d\Omega \quad (10)$$

olarak elde edilir. Buradan katı açı;

$$d\Omega = \frac{\text{Alan}}{(\text{mesafe})^2} = \frac{dA}{r^2} = \frac{(rd\theta)(r\sin\theta d\phi)}{r^2} = \sin\theta d\theta d\phi \quad (11)$$

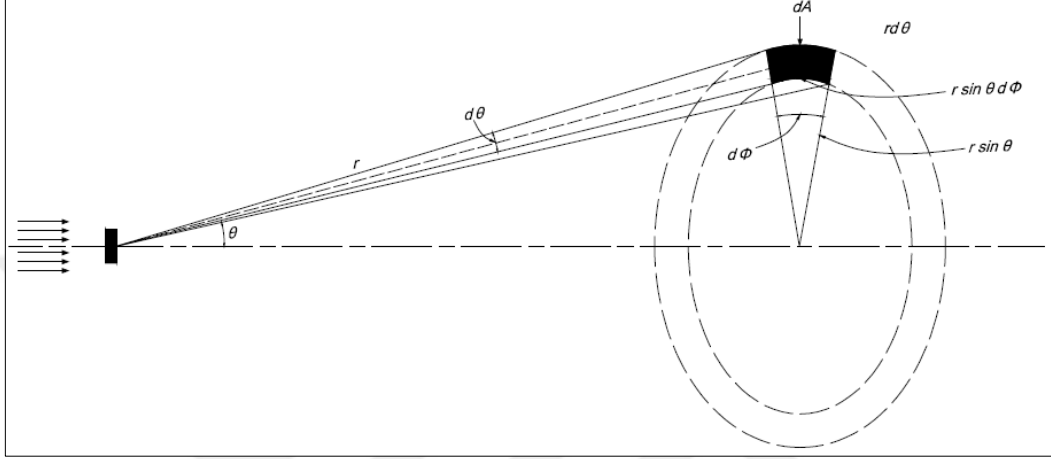
ve toplam katı açı;

$$\Omega = \int_{\Omega} d\Omega = \int_0^{2\pi} \int_0^{\pi} \sin\theta d\theta d\phi = 4\pi \quad (12)$$

olarak elde edilir. Katı açı kesri ise;

$$\frac{d\Omega}{\Omega} = \frac{A}{r^2} \frac{1}{4\pi} = \frac{A}{4\pi r^2} \quad (13)$$

olarak elde edilir.



Şekil 10. Diferansiyel tesir kesitinin şematik gösterimi

Denklem 12 ile Denklem 13 birleştirildiklerinde toplam tesir kesiti ifadesi;

$$\sigma_T = \int \frac{d\sigma}{d\Omega} d\Omega = \int \frac{d\sigma}{d\Omega} \sin\theta d\theta d\phi \quad (14)$$

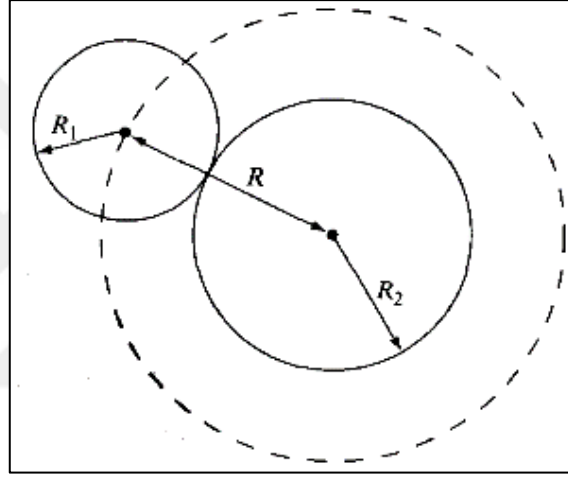
olarak elde edilir. Burada eğer diferansiyel tesir kesiti Φ den bağımsız ise Φ üzerinden integral alınarak toplam tesir kesiti;

$$\sigma_T = 2\pi \int \frac{d\sigma}{d\Omega} \sin\theta d\theta \quad (15)$$

olur. Burada $d\sigma/d\Omega = \sigma(\theta)$ diferansiyel tesir kesitidir.

Toplam tesir kesiti, reaksiyon sonucu oluşan ürün parçacıklarının doğrultu ve yönlerine bakılmaksızın olası tesir kesiti değerlerinin toplamını ifade eder. Toplam tesir kesiti ifadesi reaksiyon sonucu gelen ışın demetindeki azalma ölçülerek de hesaplanabilir (Aydın vd., 2018).

Toplam tesir kesitini iki kısma ayırırsak bunlardan biri elastik saçılma tesir kesiti, diğeri inelastik ya da reaksiyon tesir kesiti olarak ifade edilir. Etkileşime giren parçacıklar kısa mesafeli nükleer kuvvet etki alanı içerisinde olduklarında (σ_r) nükleer reaksiyon oluşma olasılığı artacaktır. Bu ifadeye göre, etkileşme yarıçapı R olan çekirdekler merkezleri arasındaki mesafe $r \leq R$ olacak şekilde birbirlerine yaklaşıyorlarsa nükleer reaksiyon gerçekleşebilir fakat $r > R$ olacak şekilde yaklaşıyorlarsa nükleer reaksiyon gerçekleşmeyebilir. R yarıçapının etkileşen çekirdeklerin yarıçaplarına bağlı olduğunu belirtmek gerekir. Etkin etkileşme yarıçaplarına sahip iki çekirdeği gösteren diyagram şekil 11’de verilmiştir.



Şekil 11. R_1 ve R_2 etkin etkileşme yarıçaplarına sahip iki çekirdeği gösteren diyagram

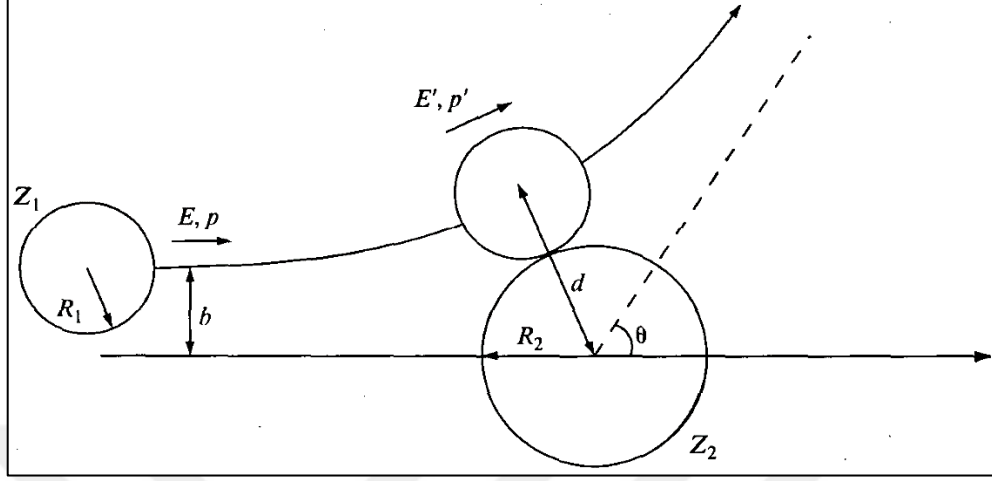
Şekilde görüldüğü gibi iki çekirdeğin etkin yarıçaplarının toplamı $R_1 + R_2$ olarak gösterilmektedir. Etkileşme ve etkin yarıçaplar, çekirdeğin geometrik boyutuna bağlı olmasına rağmen, çekirdek içinde nükleer maddenin bir yüzeye sahip olması ve nükleer kuvvetin erim mesefasinden dolayı tam olarak hesaplanamaz. Toplam tesir kesiti;

$$\sigma_T = \sigma_{sc} + \sigma_r \quad (16)$$

olarak ifade edilebilir (Aydın vd., 2018; Bohr & Mottelson, 1998; Kaplan, 1977; Martin; 2006). Burada; σ_{sc} saçılma tesir kesitini, σ_r ise reaksiyon tesir kesitini ifade etmektedir.

Çarpışan parçacıkların yüksüz kabul edildiği durumlarda geometrik tesir kesiti, $\sigma = \pi R^2$ ile ifade edilir (R etkileşme yarıçapı). Fakat çarpışan parçacıklar genelde yüklü

olduklarından ve itici Coulomb kuvvetinden dolayı, bir enerji engeli ile karşılaşacakları için bu tesir kesiti değerinin değişeceğini belirtmek gerekir.



Şekil 12. R_1 ve R_2 etkin yarıçaplı parçacıkların etkileşim yörüngesi

Şekil 12’de çekirdeğin merkezinden geçen bir yol boyunca yüklü bir parçacığın b mesafesiyle (çarpma/vurma parametresi) yaklaştığı gösterilmektedir. Bu mesafe, çarpma parametresi olarak adlandırılır. Bu parametre sıfırdan farklı ise, Coulomb kuvveti etkisi yörüngeyi saptıracaktır.

Çarpışma tesir kesiti, πb^2 ile ifade edilir. Burada b , R ’ye eşit en yakın mesafedeki çarpma parametresidir. En yakın yaklaşma mesafesindeki Coulomb enerjisi;

$$B = \frac{Z_1 Z_2 e^2}{4\pi\epsilon_0 r} \quad (17)$$

ile verilir. Z_1 ve Z_2 etkileşen iki çekirdeğin atom numaralarıdır. En yakın yaklaşma mesafesinde, ilk durumdaki E kinetik enerjisinin bir kısmı indirgenmiş kinetik enerjiye (E'), bir kısmı da Coulomb potansiyel enerjisi (B) olarak ifade edilir.

$$E = E' + B \quad (18)$$

Açısal momentumun korunumundan yola çıkarak;

$$L = Pb = P'R \quad (19)$$

ifadesi yazılabilir. Burada P mermi parçacığının ilk momentumunu, P' ise en yakın yaklaşma mesafesindeki momentumu temsil eder.

$$\frac{E'}{E} = \left(\frac{P'}{P}\right)^2 = \left(\frac{b}{R}\right)^2 \quad (20)$$

olduğundan tesir kesiti;

$$\sigma = \pi R^2 \frac{E'}{E} = \pi R^2 \left(1 - \frac{B}{E}\right), \quad E \geq B \quad (21)$$

olarak yazılabilir. Tesir kesiti, πb^2 mermi çekirdeğin dalga sayısı ($k = p/\hbar$) ve açısal momentum kuantum sayısı ℓ olmak üzere;

$$\sigma = \pi \left(\frac{L}{P}\right)^2 = \frac{\pi \ell(\ell + 1)\hbar^2}{\hbar k^2} = \frac{\pi \ell^2}{k^2} \quad (22)$$

şeklinde tanımlanır.

$r \leq R$ olduğu durumlarda nükleer reaksiyonun oluşma ihtimalinin kesin olduğu düşünüldüğü için bu ifadelerin toplamı reaksiyon tesir kesitinin üst limiti olduğunu göstermektedir. $E = B$ durumunda, tesir kesiti sıfıra gider. Çekirdekler kafa kafaya çarpıştıklarında birbirleriyle temas etmedikleri için daha düşük enerjilerde kalırlar. Tesir kesiti, sadece $E < B$ durumlarında sonlu bir ifade alır. Bunun sebebi parçacıklar enerji olarak etkileşim aralığının dışında olmasına karşın Coulomb engelinin aşılabılme ihtimali vardır ve reaksiyon oluşturur (Aydın vd., 2018).

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

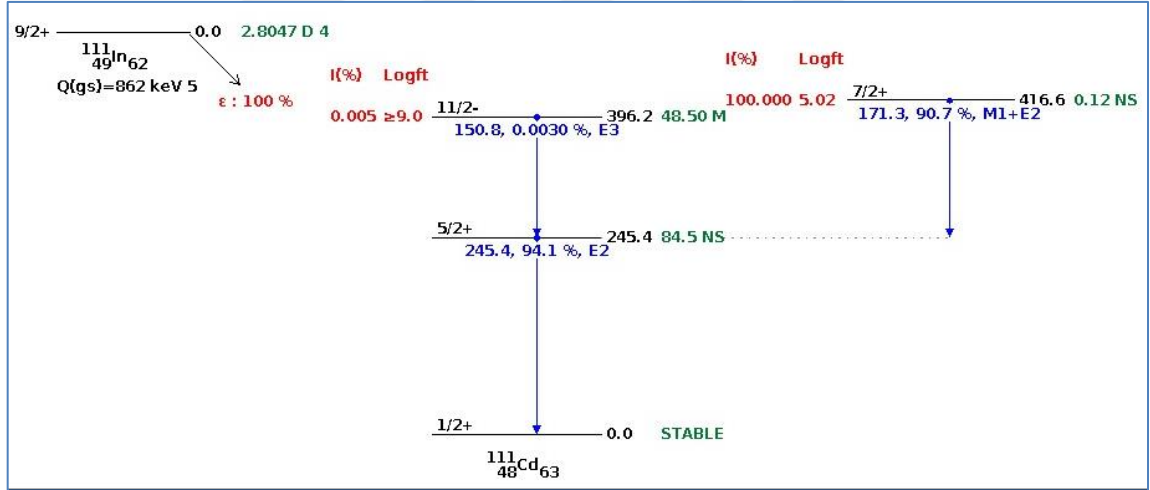
Nükleer tıp alanında tanı ve tedavi amaçlı pek çok radyoizotop kullanılmaktadır. Bu radyoizotoplar üzerine yapılan çalışmalara duyulan ihtiyaç gelişen teknoloji ve artan talep doğrultusunda halen araştırma konusu olarak güncelliğini korumaktadır. Bu kapsamda bu tezin de amacı olan nükleer tıpta, PET ve SPECT görüntülemede kullanılan veya kullanım potansiyeli olabilecek radyoizotopların proton indüklemeli reaksiyon kanalları yoluyla üretim tesir kesitleri, reaksiyon üretim oranları ve toplam aktivasyon değerleri 60 MeV proton demeti enerjisine kadar incelenmiştir. Bu tez çalışmasında; farklı kullanım amaçları doğrultusunda geliştirilen Monte Carlo benzetim programları olan TALYS 1.95 (Koning vd., 2023) ve EMPIRE 3.2 (Herman vd., 2013) nükleer reaksiyon hesaplama kodları kullanılmıştır. Yöntem süreci iki aşamalı olarak ele alınmıştır. İlk olarak PET ve SPECT kullanımı için uygun olan radyoizotoplar ve ilgili üretim reaksiyon kanalları belirlenmiş, sonrasında ise belirlenen reaksiyon kanalları için ilgili kodlar ile teorik hesaplamalar yapılmış ve mevcut verilerle kıyaslaması yapılmıştır. Bu çerçevede bu bölümde öncelikle SPECT ve PET için olası radyoizotop seçimlerinin nasıl gerçekleştirildiği ve bu radyoizotopların proton başlatmalı nükleer reaksiyonlar ile üretim kanallarının nail belirlendiği verilmiş ve ardından ilgili reaksiyonlar için tesir kesiti ve üretim oranlarının hesaplamaları üzerine ayrıntılı bilgiler sunulmuştur.

2.1. Radyoizotopların ve Üretim Reaksiyonlarının Belirlenmesi

Nükleer tıpta PET ve SPECT sistemleri için pek çok radyoizotop bulunmaktadır. Bunlardan ^{99m}Tc , ^{18}F , ^{131}I , ^{68}Ga , ^{111}In ve ^{11}C yaygın olarak kullanılan ve iyi bilinen radyoizotoplarıdır (Benard vd., 2014). PET için β^+ bozunumu yapan radyoizotoplar kullanılırken, SPECT'te ise, gama salınımı yapan radyoizotoplar kullanılmaktadır. Bu radyoizotopların belirlenmesinde, nükleer tıpta kullanıma uygun olma şartları önemli bir etkidir. Bir radyoizotopun nükleer tıpta kullanılması için; radyoizotop yarı ömrünün kullanım kolaylığı açısından 1 saat ile 1 hafta arasında olması, görüntülemede kullanılan cihazların algılayabileceği aralıklarda enerji salınımı yapması, hastada en az radyasyon dozuna sebep olacak düzeyde enerji salınımı yapması (görüntüleme amaçlı kullanımda bu

aralık 100-250 keV'dir), hastaya uygulandığında doku ve organlara zarar vermemesi ya da en az zararı verecek radyoizotopların seçilmesi ve maliyetinin düşüklüğü gibi etkenler dikkate alınmaktadır.

Uygunluk şartlarının daha iyi anlaşılması açısından nükleer tıpta kullanılan ^{111}In örneği ele alınabilir. ^{111}In yoğunlukla gümüş (Ag) ya da kadmiyum (Cd) hedef çekirdeklerinin alfa ya da proton ile bombardımanından elde edilir (Brown, 1972; Wing & Huizenga, 1962). Şekil 13'te verilen bozunum şemasında görüldüğü üzere ^{111}In 'in yarı ömrü yaklaşık olarak 2,8047 gündür ve bu süre sonunda EC yoluyla ^{111}Cd 'in uyarılmış enerji düzeylerine bozunur. Uyarılmış durumda olan ^{111}Cd , yüksek yoğunluklu 171,3 ve 245,4 keV'lik düşük enerjili gama salınımı yaparak taban duruma geçer. Bu gama enerjilerinin SPECT görüntülemesi için uygun enerji aralıklarında olması ve yoğunluklarının yüksek olması nedeni ile ^{111}In radyoizotopu nükleer tıpta SPECT görüntülemelerinde yaygınca kullanılmaktadır (Lahiri vd., 2012).



Şekil 13. ^{111}In 'in bozunum şeması (URL-2, 2024).

Bu tez çalışmasında, yukarıda belirtilen sınırlamalar çerçevesinde nükleer veri taraması yapılarak nükleer tıpta kullanılan radyoizotopların nükleer özellikleri (yarı ömür değerleri, bozunum türleri, gama enerji değerleri ve gama enerji yoğunlukları) araştırılmıştır. Sonrasında ise SPECT için hafif bölgeden ağır çekirdek bölgesine doğru geniş bir aralıkta 80-250 KeV gama enerji aralığında gama salınımı yapan, gama yoğunluğu yüksek (%50 ve üzeri) ve yarı ömrü 72 saat ve altında olan çekirdekler belirlenmiştir. Burada ağır bölge çekirdekleri sınır olarak ele alınmıştır çünkü bu bölge çekirdekleri insan sağlığı açısından tehlike arz etmektedir. PET için ise pozitron salınımı yapan çekirdekler belirlenmiştir.

Nükleer tıpta kullanılan çekirdeklerin üretimi için birçok üretim reaksiyon kanalı bulunmaktadır, fakat belirlenen radyoizotoplar için bu tez çalışmasının da konusu olan proton başlatmalı reaksiyon kanalları incelenmiştir. Bu çalışmada, proton başlatmalı ve 60 MeV enerjine kadar protonların dikkate alınmasındaki ana etken ülkemizde TENMAK bünyesinde 60 MeV’lik bir proton hızlandırıcısının bulunması ve belirlenen çekirdeklerin deneysel olarak da ülkemizde çalışılabilecek olmasıdır.

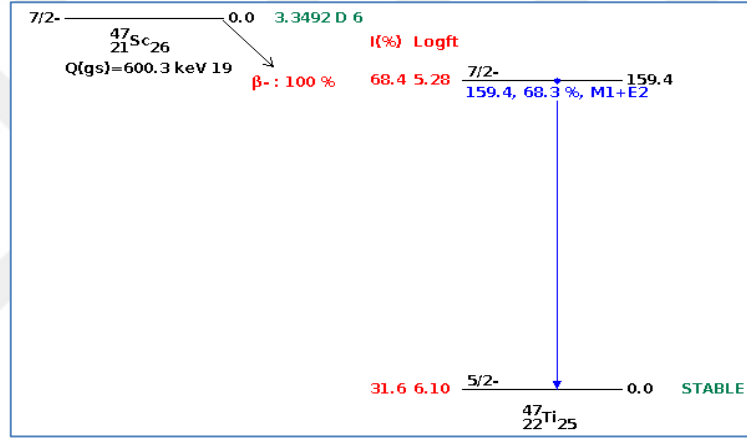
Bu tez kapsamında ilgili proton başlatmalı reaksiyon kanalları belirlenirken üretilecek çekirdeğin yarı ömrü ve hedef çekirdeğin bozunum şekli dikkate alınmıştır. Daha açıklayıcı olması açısından ^{45}Ti ve ^{47}Sc radyoizotopları üzerinden bir örneklendirme yerinde olacaktır.

^{45}Ti radyoizotopunun yarı ömrü yaklaşık 184,8 dakika kadardır ve 100% pozitron bozunumuyla kararlı hale geçiş yapar. Olası reaksiyon kanalı belirlenirken bu radyoizotopun etrafındaki kararlı radyoizotoplar için üretim reaksiyon senaryoları yapılmıştır. Şekil 14’te görüldüğü gibi bozunum süresi çok uzun olan kararlı durumdaki 21 protona sahip ^{45}Sc radyoizotopuna proton gönderildiğinde bir nötron salınımı olacak ve üretilmesini istediğiniz ^{45}Ti radyoizotopu elde edilmiş olacaktır. Bir başka reaksiyon senaryosu ise doğal titanyum üzerinden oluşan reaksiyonlardır. Doğal titanyumun protonla etkileşimi sonucu bir nötron bir proton veya iki nötron bir proton çıkışı olan reaksiyon kanallarıyla da ^{45}Ti radyoizotopunu elde etmek mümkündür. Pozitron bozunumu yaptığı ve uygun yarı ömre sahip olduğu için PET kullanımına uygun potansiyel bir radyoizotop olduğu söylenebilir.

43V 79.3 MS ε: 100.00%	44V 111 MS ε: 100.00% εα	45V 547 MS ε: 100.00%	46V 422.50 MS ε: 100.00%	47V 32.6 M ε: 100.00%	48V 15.9735 D ε: 100.00%	49V 330 D ε: 100.00%	50V >2.1E+17 Y 0.250% ε > 92.90% β- < 7.10%	51V STABLE 99.750%
42Ti 208.65 MS ε: 100.00%	43Ti 509 MS ε: 100.00%	44Ti 60.0 Y ε: 100.00%	45Ti 184.8 M ε: 100.00%	46Ti STABLE 0.25%	47Ti STABLE 7.44%	48Ti STABLE 73.72%	49Ti STABLE 5.41%	50Ti STABLE 5.18%
41Sc 596.3 MS ε: 100.00%	42Sc 680.70 MS ε: 100.00%	43Sc 3.891 H ε: 100.00%	44Sc 3.97 H ε: 100.00%	45Sc STABLE 100%	46Sc 83.79 D β-: 100.00%	47Sc 3.3492 D β-: 100.00%	48Sc 43.67 H β-: 100.00%	49Sc 57.18 M β-: 100.00%
40Ca >3.0E+21 Y 96.94% 2ε	41Ca 9.94E4 Y ε: 100.00%	42Ca STABLE 0.647%	43Ca STABLE 0.135%	44Ca STABLE 2.09%	45Ca 162.61 D β-: 100.00%	46Ca >0.28E+16 Y 0.004% 2β-	47Ca 4.536 D β-: 100.00%	48Ca >5.8E22 Y 0.187% 2β-: 75.00%
39K STABLE 93.2581%	40K 1.248E+9 Y 0.0117% β-: 89.28% ε: 10.72%	41K STABLE 6.7302%	42K 12.355 H β-: 100.00%	43K 22.3 H β-: 100.00%	44K 22.13 M β-: 100.00%	45K 17.81 M β-: 100.00%	46K 105 S β-: 100.00%	47K 17.50 S β-: 100.00%

Şekil 14. ^{45}Ti olası reaksiyon şeması

Benzer şekilde, ^{47}Sc radyoizotopu incelendiğinde, ^{47}Sc radyoizotopunun yarı ömrü yaklaşık olarak 3,35 gündür ve 100% beta bozunumu yaparak kararlı hale geçer. Şekil 15'te görüldüğü gibi bozunum sonrasında ^{47}Ti 'un uyarılmış enerji düzeyine bozunur. Uyarılmış durumda olan ^{47}Ti , 159,4 keV'lik 68,4% yoğunluk oranında gama enerjisi salınımı yaparak taban duruma ulaşır. Yayımlanan enerji ve yoğunluk değerleri dikkate alındığında SPECT için kullanıma uygun bir radyoizotoptur. Şekil 16'da, ^{47}Sc radyoizotopunun üretimi için olası proton başlatmalı reaksiyon senaryoları görülmektedir. ^{48}Ca radyoizotopunun protonla etkileşimi sonucu iki nötron salınımı yoluyla ^{47}Sc elde edilir ya da doğal titanyumun proton etkileşimi sonucunda iki proton, iki proton bir nötron veya alfa salınımı olan reaksiyon kanallarıyla ^{47}Sc radyoizotopu elde edilmiş olur.



Şekil 15. ^{47}Sc 'in bozunum şeması (URL-3, 2024).

45V 547 MS β- 100.00%	46V 422.50 MS β- 100.00%	47V 32.6 M β- 100.00%	48V 15.9735 D β- 100.00%	49V 330 D β- 100.00%	50V >2.1E+17 Y 0.250% β- > 92.90% β- < 7.10%	51V STABLE 99.750%	52V 3.743 M β- 100.00%	53V 1.543 M β- 100.00%
44Ti 60.0 Y β- 100.00%	45Ti 184.8 M β- 100.00%	46Ti STABLE 8.25%	47Ti STABLE 7.44%	48Ti STABLE 73.72%	49Ti STABLE 5.41%	50Ti STABLE 5.18%	51Ti 5.76 M β- 100.00%	52Ti 1.7 M β- 100.00%
43Sc 3.891 H β- 100.00%	44Sc 3.97 H β- 100.00%	45Sc STABLE 100%	46Sc 83.79 D β- 100.00%	47Sc 3.3492 D β- 100.00%	48Sc 57 H β- 100.00%	49Sc 57.18 M β- 100.00%	50Sc 102.5 S β- 100.00%	51Sc 12400 MS β- 100.00%
42Ca STABLE 0.647%	43Ca STABLE 0.135%	44Ca STABLE 2.09%	45Ca 162.61 D β- 100.00%	46Ca >0.28E+16 Y 0.004% 2β-	47Ca 4.53E+15 Y β- 100.00%	48Ca >5.8E22 Y 0.187% 2β- 75.00%	49Ca 8.718 M β- 100.00%	50Ca 13.9 S β- 100.00%
41K STABLE 6.7302%	42K 12.355 H β- 100.00%	43K 22.3 H β- 100.00%	44K 22.13 M β- 100.00%	45K 17.81 M β- 100.00%	46K 105 S β- 100.00%	47K 17.50 S β- 100.00%	48K 6830 MS β- 100.00% β-n: 1.14%	49K 1263 MS β- 100.00% β-n: 86.00%

Şekil 16. ^{47}Sc olası reaksiyon şeması

2.2. Teorik Hesaplamalar

SPECT ve PET için kullanım potansiyeli olan çekirdekler için belirlenen proton indüklemeli olası reaksiyon kanalları için literatürde yaygınca kullanılan Monte Carlo nükleer benzetim programları olan TALYS 1.95 ve EMPIRE 3.2 nükleer hesaplama kodları kullanılarak olası proton indüklemeli reaksiyonların optimum enerji değerleri için maksimum verimle; üretim tesir kesitleri, reaksiyon üretim oranları ve toplam aktivasyon değerleri hesaplanmıştır. Kullanılan nükleer hesaplama kodlarına ve kullanılan girdi ve elde edilen çıktılara ilişkin bilgiler aşağıda sıralanmaktadır.

2.2.1. TALYS Kodu

TALYS, nükleer reaksiyonların sonuçlarını analiz ve tahmin etmek için 1998 yılında NRG-Hollanda ve CEA (Fransa) işbirliği ile Koning ve arkadaşları (Koning vd., 2023) tarafından geliştirilmiş açık erişim kodlu bir nükleer reaksiyon hesaplama programıdır. Programın TALYS 1.95 versiyonu 2019 yılında geliştirilerek kullanıma sunulmuştur. TALYS 1.95, 1 keV - 1 GeV enerji aralığında, kütle numarası 12'den fazla olan çekirdeklerin proton, nötron, döteron, triton, gama, alfa ve ^3He gibi parçacıklarla olan etkileşimini inceleyen bir nükleer benzetim kodudur. Bu etkileşimleri incelemek için nükleer modelleri tek bir yazılım sistemi kullanılmıştır. TALYS nükleer reaksiyon benzetim kodu, farklı modellerden elde edilen reaksiyon tesir kesiti değerlerini inceleyip yorumlamamızı sağlayan bir koddur. Bu kod, bünyesinde bulundurduğu optik model, seviye yoğunluğu modeli, doğrudan reaksiyon modeli, fisyon reaksiyon modeli gibi modeller kullanarak teorik sonuçlar elde etmemizi sağlar. Bu durum deneysel bir çalışma yapmadan da nükleer reaksiyonlar hakkında bilgi edinmemizi sağlar. TALYS nükleer benzetim kodunun iki esas kullanım amacı vardır. İlki nükleer reaksiyon deneylerinden elde edilen sonuçların analizini yaparak çekirdek ve parçacık arasındaki etkileşimler hakkında fikir edinmemizi sağlamasıdır. İkincisi ise, deneysel verilerin olmadığı durumlarda ya da deneysel verileri karşılaştırmak açısından nükleer veri aracı olmasıdır (Koning vd., 2023; A. J. Koning & Rochman, 2012). TALYS nükleer benzetim kodu, yeni nesil nükleer güç reaktörlerinden radyoaktif atık dönüşümüne, füzyon reaktörlerinden hızlandırıcı uygulamalarına, tıbbi izotop üretiminden radyoterapi uygulamalarına, jeofizikten astrofiziğe kadar pek çok alanda kullanılmaktadır (Koning vd., 2023; Mondal vd., 2022).

TALYS nükleer benzetim kodu bünyesinde; optik model, seviye yoğunluk modeli, doğrudan reaksiyon modelleri, çoklu emisyon modelleri, bileşik çekirdek reaksiyon modelleri, denge öncesi reaksiyon modelleri gibi modeller içermektedir. TALYS nükleer benzetim programı ile;

- Doğrudan, bileşik, denge öncesi ve fisyon reaksiyonları için en yeni nükleer modellerin çoğu başarılı bir şekilde uygulanabilir.
- Geniş bir enerji (1 keV- 1 GeV) ve kütle numarası ($12 < A < 339$) aralığında reaksiyon mekanizmaları için sürekli ve düzgün sonuçlar elde edilebilir.
- Fenomenolojik ve mikroskobik birçok çekirdek için yeni optik model parametreleri dahil edilebilir.
- Toplam ve kısmi tesir kesitleri, açısal dağılıma bağlı diferansiyel tesir kesiti, enerji spektrumları ve çift diferansiyel tesir kesiti hesaplamaları gerçekleştirilebilir.
- İzomerik kesitler dahil olmak üzere çekirdek üretimi için uyarılma fonksiyonları hesaplanabilir.
- Çözümlememiş rezonans aralığı için parametreler oluşturulabilir.
- Mermi parçacıkları için Maxwell- Boltzmann veya Planck dağılımı kullanılarak astrofiziksel reaksiyon hızları hesaplanabilir.
- Tıbbi radyoizotop üretim verim değerleri, hızlandırıcı enerjisi ve gelen ışın akımının bir fonksiyonu olarak hesaplanabilir.

ve daha pek çok etkileşim hesaplamaları yapılabilmektedir. TALYS sayesinde nükleer reaksiyonların tüm açık kanalları ve reaksiyon tesir kesitleri hesaplanabilir (Koning vd., 2023). TALYS nükleer hesaplama konu ile tesir kesitlerini hesaplamak için girdi dosyasına mermi parçacık, hedef çekirdek sembolü, hedef çekirdek kütle numarası ile ilgilenilen demet enerjisi parametrelerin girilmesi yeterlidir. Eğer nükleer modellerde, model parametrelerinde ve çıktı dosyalarında daha detaylı bir çalışma yapılmak isteniyorsa TALYS programı bünyesinde bulunan 340'tan fazla girdi parametresi bulunmaktadır (Koning vd., 2023). Örneğin bu tez çalışmasına ait bir örnek girdi dosyası için gerekli parametreler aşağıdaki gibidir.

projectile: p

element: Ti

mass: 46

energy: 1.60.1

ldmodel

Ibeam: 1.

Ebeam: 24.

Eback: 10.

Bu girdi parametreleri şu şekilde özetlenebilir:

Projectile: Hedef üzerine gönderilecek olan parçacık ismini temsil eder. Bunlar proton, nötron, döteron, triton, ^3He , alfa, gamadır. Bu kısma bu parçacıkların kısaltmaları olan sırası ile p, n, d, t, h, a ve g sembolleri yazılır. Bu çalışmada proton başlatmalı reaksiyonlar dikkate alındığından *projectile*: p olarak girilmiştir.

Element: Hedef çekirdeğin ismi TALYS kodundaki klavuzda yer aldığı şekilde girdi dosyasına yazılır.

Mass: Hedef çekirdeğin kütle numarasını ifade eder.

Energy: Mermi parçacığın MeV cinsinden enerjisini ifade eder. Mermi parçacık tek enerji değerine sahip ise tek enerji değeri girilebilir, birden fazla enerji değerine sahipse enerji dosyası ayrıca tanımlanır.

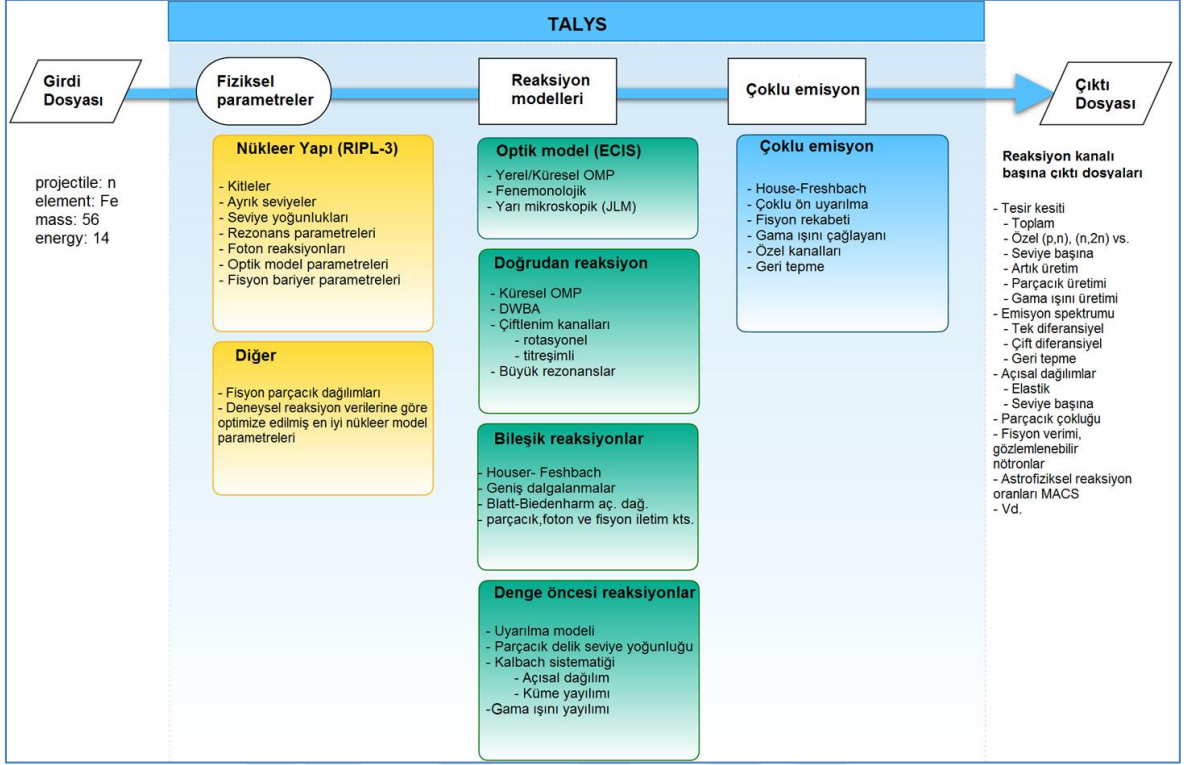
ldmodel: Seviye yoğunluk modelini temsil etmektedir (istenilen modele göre değişiklik yapılabilir).

Ibeam: Gelen ışın akım değerini temsil etmektedir.

Ebeam: MeV cinsinden parçacık ışınının enerjisini ifade etmektedir.

Eback: MeV cinsinden hedefin geri ucundaki enerji aralığının alt sınırı.

TALYS çıktı dosyası kapsamlı bir yapıdır. Farklı reaksiyonlar için farklı dosya isimleri ve uzantılarla kaydedilen çıktı dosyalarında; parçacıkların oluşum tesir kesitleri, elastik ve inelastik saçılma tesir kesitleri, üretim tesir kesitleri, fisyon ve gama yayımlanma tesir kesitleri, üretim oranları, yarı ömür, radyoizotop üretim tesir kesitleri gibi pek çok veriyi barındırır. TALYS programının çalışma şeması Şekil 17’de özetlenmektedir.



Şekil 17. TALYS programının çalışma şeması (Koning vd., 2023).

Bu tez çalışmasında, TALYS kodu bünyesinde bulunan seviye yoğunluk modellerinden Sabit Sıcaklı Fermi Gaz modeli (CTFGM), Geri Kaydırlamı Fermi Gaz Modeli (BSFGM) ve Genelleştirilmiş Süperakışkan Modeli (GSM) kullanılarak ilgili reaksiyon kanalları için hesaplamalar yapılmıştır. Bu modeller sonraki altbaşlıklarda detaylı bir şekilde verilmektedir.

➤ Fermi Gaz Modeli

Fermi Gaz Modeli çekirdeğin yapısını tanımlamakta kullanılan en iyi modellerden biridir. Bu model, çekirdeğin sonsuz bir potansiyel kuyusunda birbiriyle etkileşime girmeyen nükleonların enerji seviyelerinin eşit aralıklı olduğu tek parçacık durumlarını ele alır (Mengoni & Nakajima, 1994). Bu modelde, nükleonların mevcut olan en düşük enerji durumlarını işgal ettiğini ve fermi enerjisinde (sıfır sıcaklıkta) herhangi bir uyarımın olmadığı varsayımına dayanır (Zelevinsky & Volya, 2017). Toplam fermi gaz durum yoğunluğu,

$$\omega_F^{\text{top}}(E_x) = \frac{\sqrt{\pi} \exp[\sqrt{2\alpha U}]}{12 \alpha^{1/4} U^{5/4}} \quad (23)$$

ile ifade edilir. Burada U aşağıda verildiği gibi gösterilir.

$$U = E_x - \Delta \quad (24)$$

Bu denklemde yer alan Δ terimi, yarıampirik bir enerji kayma parametresini, α ise seviye yoğunluk parametresini ifade eder. Buradan yola çıkılarak toplam seviye yoğunluk ifadesi,

$$\rho_F^{\text{top}}(E_x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \frac{\sqrt{\pi} \exp[\sqrt{2\alpha U}]}{12 \alpha^{1/4} U^{5/4}}, \quad (25)$$

$$\rho_F^{\text{top}}(E_x) = \frac{\omega_F^{\text{top}}(E_x)}{\sqrt{2\pi\sigma}} \quad (26)$$

olarak elde edilir (Gilbert & Cameron, 1965; Hassanabadi vd., 2014; Zelevinsky & Volya, 2017).

➤ Sabit Sıcaklıklı Fermi Gaz Modeli

Sabit Sıcaklıklı Fermi Gaz Modelinde, uyarılma enerjisi iki şekilde ele alınmaktadır. Düşük enerji bölgesinde (0 MeV'den eşleşme enerji E_M 'ye kadar olan bölgede) Sabit Sıcaklık kanunu uygulanır, E_M den yüksek enerji bölgesinde ise Fermi gaz modelinin geçerli olduğu kuralı varsayılır (Gilbert & Cameron, 1965). Düşük enerji bölgesi için uyarılma enerjisi,

$$U = E_x - \Delta^{\text{CTM}} \quad (27)$$

ile ifade edilir. Burada

$$\Delta^{\text{CTM}} = \chi \frac{12}{\sqrt{A}} \quad (28)$$

olup χ , tek-tek çekirdekler için 0, tek-çift çekirdekler için 1 ve çift-çift çekirdekler için 2 değerini alır. Sabit sıcaklık için seviye yoğunluğu,

$$\rho_F^{\text{top}}(E_x) = \frac{1}{T} \exp\left(\frac{E_x - E_0}{T}\right) \quad (29)$$

ile verilir. E_M 'den yüksek enerji bölgesinde Fermi gaz modeli yoğunluk ifadesi kullanılır. Sabit sıcaklık modeli, E_M eşleşme enerjisi değerinde $\rho_T^{\text{top}}(E_M)$ ve $\rho_F^{\text{top}}(E_M)$ yoğunluk ifadelerinin birbirine eşit olduğunu ifade eder (Gilbert & Cameron, 1965; Bethe, 1937; Ericson, 1960).

$$\rho_T^{\text{top}}(E_M) = \rho_F^{\text{top}}(E_M) \quad (30)$$

$$E_M = E_0 - T \ln[T \rho_F^{\text{top}}(E_M)] \quad (31)$$

Burada türev alınırsa,

$$\frac{1}{T} = \frac{d \ln \rho_F^{\text{top}}}{d E_x}(E_M) \quad (32)$$

ifadesi elde edilir.

➤ Geri Kaydımlı Fermi Gaz Modeli

Bu modelde Fermi gaz modelinde dikkate alınmayan nükleonların çiftlenim etkisi dikkate alınmıştır. Bu modelde E_M enerji değeri ayarlanabilir bir değer olarak ifade edilmiştir (Bucurescu & Von Egidy, 2005; Migdal, 1959; Capote vd., 2009; Baba, 1970). Çiftlenim etkisini dikkate alırsak U şğıdaki gibi ifade edilir.

$$U = E_x - \Delta^{\text{BSF}} \quad (33)$$

$$\Delta^{\text{BSF}} = \chi \frac{12}{\sqrt{A}} + \delta \quad (34)$$

Buradan yola çıkarak bu model için seviye yoğunluk ifadesi

$$\rho_{\text{BFM}}^{\text{top}}(Ex) = \left[\frac{1}{\rho_{\text{F}}^{\text{top}}(Ex)} + \frac{1}{\rho_0(t)} \right]^{-1} \quad (35)$$

olarak elde edilir (Nordheim, 1977; Bucurescu & Von Egidy, 2005).

➤ Genelleştirilmiş Süperakışkan Modeli

Bu modelde, FGM’de tanımlanan düşük enerjili bölgedeki bir süperakışkan davranışından yüksek enerjili bölgeye olan geçişler karakterize edilir. Dolayısıyla, bu model düşük enerji bölge ile yüksek enerji bölge arasında bir ayırım yaptığı ölçüde CTM’ye benzer. Buradan yola çıkılarak düşük enerji bölgesinde sabit sıcaklık modeline benzer bir davranış sergiler (Migdal, 1959; Ignatyuk, 1998; Cong vd., 2021). Bu model için fermi yoğunluk ifadesi iki form içerir; U_c ’nin (kritik enerji) altında kalan ve üstünde kalan kısım. U_c ’nin altında kalan kısım için enerji değeri,

$$E_c = a_c T_c^2 + E_{\text{cond.}} \quad (36)$$

ile ifade edilir. Burada T_c kritik sıcaklık, a_c , kritik seviye yoğunluk parametresi ve $E_{\text{cond.}}$ ise süperakışkan fazdan fermi fazına geçiş sırasındaki azalmayı ifade eden yoğunlaşma enerjisidir. Buradan düşük bölge için U ifadesi,

$$U = E_x + \gamma \Delta + \delta \quad (37)$$

olarak yazılır ve seviye yoğunluk ifadesi aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\rho_{\text{GSM}}^{\text{top}}(Ex) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \frac{e^s}{\sqrt{D}} \quad (38)$$

Denlem (38)'de, s entropiyi, D ise eyer noktası yaklaşımıyla ilgili determinanttır. U_c 'nin üstünde kalan bölge için Fermi modeli kullanılır. Dolayısıyla yoğunluk ifadesi aşağıdaki gibi yazılır (Koning vd., 2023)

$$U = E_x + \gamma\Delta - \delta, \quad (39)$$

$$\rho_{\text{GSM}}^{\text{top}}(Ex) = \frac{\sqrt{\pi} \exp[\sqrt{2\alpha U}]}{12 \alpha^{1/4} U^{5/4}} \quad (40)$$

2.2.2. EMPIRE Kodu

Tesir kesiti hesaplamalarında kullanılan bir diğer hesaplama programı da EMPIRE 3.2 Malta nükleer reaksiyon programıdır. EMPIRE nükleer hesaplama kodu, yapısında bulunan çeşitli nükleer modeller sayesinde geniş bir enerji aralığına sahip çekirdek reaksiyon hesaplamaları yapabilen bir benzetim programıdır. EMPIRE programında mermi çekirdek olarak; nötron, proton, döteron, alfa, triton, ^3He , foton ve hafif/ağır iyonlar kullanılabilir. EMPIRE, nükleer reaksiyon teorik hesaplamaları haricinde EXFOR veri tabanını kullanarak veri analiz işlemlerini de yapabilen bir programdır (Herman vd., 2013; Herman vd., 2007; Mondal vd., 2022).

1980 yılında ilk versiyonu yayımlanan EMPIRE, denge-öncesi model etkilerini ve Hauser-Feshbach teorisini birleştiren bir bileşik model içermektedir. Duyulan ihtiyaçlar doğrultusunda geliştirilerek bünyesinde pek çok model barındırır hale gelmiştir. Bunlardan bazıları; seviye yoğunluk modelleri, optik modeller, doğrudan reaksiyon modelleri, çok adımlı doğrudan reaksiyon modelleri, çok adımlı bileşik çekirdek reaksiyon modelleri, eksiton model ve Hauser-Feshbach modelleri gibi modellerdir. Bu kod sayesinde nükleer reaksiyon modelleri kullanılarak; toplam tesir kesitleri, diferansiyel tesir kesitleri, elastik ve inelastik saçılma tesir kesitleri, gama, fisyon ve füzyon tesir kesitleri, açığa bağlı yayınlanma spektrumları gibi pek çok teorik hesaplama yapılabilir. 2013 yılında EMPIRE 3.2 Malta versiyonu geliştirilerek yayımlanmıştır. Bu versiyonu şu avantajları içermektedir:

- Deneysel verilere hızlı fisyon nötron spektrumlarını (OFNS) otomatik ekleme,
- Bileşik elastik ve inelastik saçılmalar için anizotropik açısal dağılımlar,
- Engelbrecht – Weidenmuller dönüşüm simülasyonu

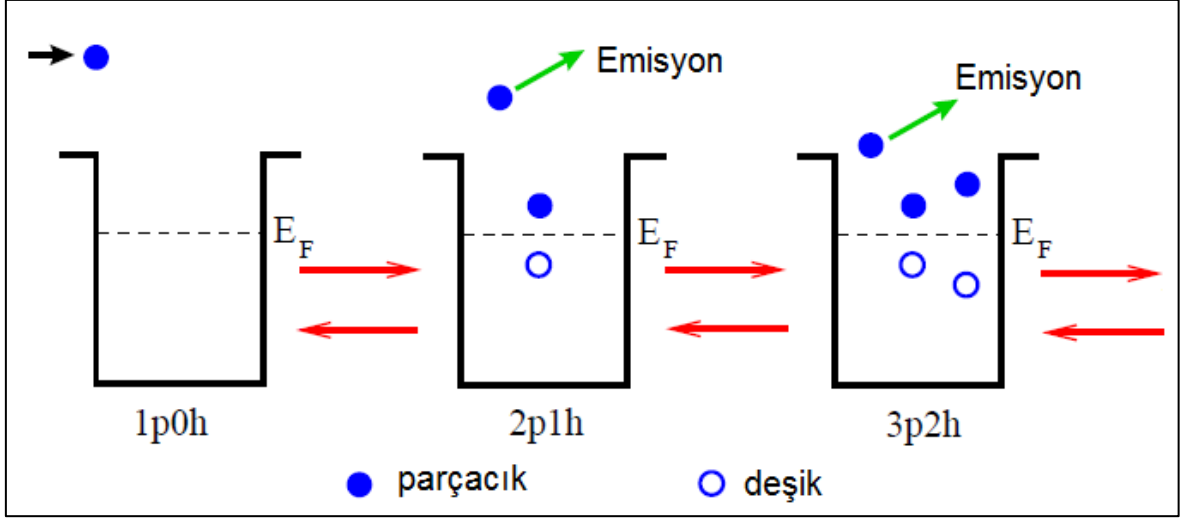
EMPIRE, diğer nükleer reaksiyon benzetim programlarına nazaran daha kolay bir programdır. Kullanıcı ara yüzü sayesinde kolay bir şekilde girdi dosyası oluşturulup istenilen reaksiyonlar için hesaplamalar yapılabilir. Bu tez çalışmasında EMPIRE hesaplamalarında Eksiton modeli kullanılmıştır.

➤ Eksiton Modeli

Griffin diğer adıyla Eksiton modeli, denge-öncesi reaksiyonları başarılı bir şekilde ifade eden ilk modeldir (Griffin, 1966). Yarı klasik olan bu model; reaksiyon sonucu yayınlanan parçacıkların açısal dağılımlarını, yayınlanma spekturum enerjilerini, kısmi tesir kesitlerini ve nükleer potansiyellerin hesaplanabildiği bir modeldir (Griffin, 1966; Cook, 2010; Hodgson vd., 1981; Gülümser, 2022; Özdoğan, 2018; Konning vd., 2023; Hodgson, 1986; Herman vd., 2013; Kalbach, 1986). Parçacıkların açısal dağılımlarının daha kesin hesaplanabilmesi için kuantum mekaniğinden yararlanılması gerektiğini de belirtmek gerekir (Hodgson, 1981; Hodgson, 1986). Eksiton model; nükleer potansiyel durumların, eşit aralıklı tek parçacık durumları olarak kabul edildiği bir modeldir.

Eksiton modelinde nükleer durum, nükleer reaksiyonun herhangi bir anındaki toplam enerjisi ve Fermi yüzeyinin üstündeki parçacık, altındaki deşik sayıları ile karakterize edilmektedir. Parçacık (p) ve deşik (h) durumları eksiton ($n = p+h$) olarak ifade edilir. Bu modelde, belirli bir uyarılma enerjisinde aynı eksiton sayısına sahip farklı parçacık-deşik durumları bulunmaktadır. Tüm bu durumların eşit olasılığa sahip oldukları kabul edilmektedir (Luider, 1978).

Eksiton modelinin temel başlangıç noktası sürekli geçişlerin olduğu durumların yanı sıra, fazla karmaşık durumdan düşük karmaşık durumdaki parçacık deşik durumlarına geçiş olasılığının zamana bağlı ifadesi olan master denklemdir. Zaman üzerinden integral alınırsa enerji yayılım spektrumları elde edilir. Bu süreçler Eksiton modelini hesaplamalar için uygun hale getirir. Eksiton model reaksiyon şeması Şekil 18’de verilmiştir.



Şekil 18. Eksiton model reaksiyon şeması (Koning vd., 2023).

Hedef çekirdeğe gelen mermi parçacığı hedefe girdikten sonra fermi denizinde E_F enerjili bir nükleon ile çarpışır. $n = 3$ (2p1h) durumu, nükleon kaynaklı reaksiyonlarda parçacık yayınlanmasının olduğu ilk durum olarak kabul edilir. Devamında gerçekleşen etkileşimler eksiton sayısında değişikliklere neden olur yani daha fazla parçacık - deşik çifti oluşturur. 2p1h durumu devam eden etkileşimler sonrasında 3p2h durumunu oluşturarak dengeye ulaşmaya kadar devam eder. Devam eden etkileşimlerin eksiton sayısı, $\Delta n = +2$; yeni bir parçacık - deşik çiftini, $\Delta n = -2$; bir parçacık - deşik çiftinin yokoluşunu, $\Delta n = 0$; aynı eksiton numarasına sahip farklı durumları ifade eder. $\Delta n = +2$ geçişleri, düşük eksiton değerlerine karşılık gelen sürecin ilk kısımlarında daha baskındır.

Parçacıkların yayınlanması erken bir aşamada gerçekleşirse; yayınlanan parçacık reaksiyon başlangıcındaki enerji ve yönelim durumunu koruma isteği içerisinde bulunur. Bu duruma denge-öncesi süreç denir ve deneysel olarak gözlemlenebilen yüksek enerjili kuyruklar ve açısal dağılımlardan sorumlu süreçtir. Yayınlanma erken bir aşamada olmazsa şayet sistem sonunda yarı denge durumuna ulaşır. Yüksek eksiton sayılarının ifade edildiği denge durumu, çok sayıda etkileşim sonrasında uzun bir sürenin ardından denge durumuna gelir ve başlangıç durumundaki bilgilerini unutarak bağımsız bir parçacık olarak yayınlanır. Bu süreç, “bileşik” ya da “buharlaşıma” süreci olarak adlandırılır (Koning vd., 2023). Bu kapsamda eksiton modeli, denge ve denge-öncesi durumları ayırmadan parçacıkların yayınlanma tesir kesitlerini birleşik bir şekilde hesaplanmasını sağlar. Ayrıca, denge ve denge-öncesi durumlarda ayırım yapmanın ve denge durumunu Hauser – Feshbach

biçimiyle gerçekleştirilmenin daha basit ve daha doğru sonuçlar elde edildiği görülmektedir (Konning vd., 2023; Herman vd., 20213; Gruppelaar vd., 1986; Gadioli & Hodgson, 1992).

Eksiton model, gelen mermi parçacık ile hedef çekirdek arasındaki ilk etkileşimden sonra uyarılmış durumda olan sistemin daha karmaşık durumlardaki (eksiton sayısının fazla olduğu durumlar) etkileşimlerden geçtikten sonra denge durumuna gelebileceğini kabul eder. Bu süreçteki geçişlerin her birinden parçacık yayınlanma olasılığı bulunmaktadır. Sistemin durumu, farklı eksiton durumlarında uyarılmış parçacık – deşik derecelerine göre sınıflandırılır. Denge süreci, çeşitli parçacık durumlarından daha çok, farklı nükleer durum gruplarının yerleşme olasılıklarının hesaplanması ile elde edilir. Nükleer durumların her biri için parçacık yayınlanmasının olduğu bağılı olmayan durumlar oluşacaktır. Eksiton modeline göre, her bir duruma ait parçacığın yayınlanma hızı hesaplanabilmektedir. Elde edilen bilgiler doğrultusunda, denge – öncesi yayınlanma spektrumunu elde etmek için bulunma olasılıklarını birleştirebilir.

Eksiton model, Cline ve Ribansky tarafından verilen master denklemlerinin çözümüne dayanmaktadır (Cline, 1972; Ribansky vd., 1973).

$$-q(n, t = 0) = \lambda^+(E, n+2) \tau(n+2) + \lambda^-(E, n-2) \tau(n-2) - [\lambda^+(E, n) + \lambda^-(E, n) - W_1(E, n)] \tau(n) \quad 41$$

Burada $-q(n, t = 0)$ başlangıç şartı, $\tau(n)$; sistemin $n = p+h$ eksiton durumunda bulunma süresi, W_1 ; n eksitonlu durumların yayınlanma hızı ya da birim zamandaki bozunma olasılığı, E ; bileşik çekirdeğin uyarılma enerjisi, λ^+ ve λ^- sırasıyla; $n/(n+2)$ ve $n/(n-2)$ durumları için geçiş olasılıklarıdır. Nükleonlarla gerçekleştirilen reaksiyonlar için başlangıç parçacık sayısı $p_0 = 2$, başlangıç deşik sayısı $h_0 = 1$ 'dir. ϵ_b enerjili bir b nükleonunun herhangi bir eksiton durumundan yayınlanma olasılığı $W_b(E, n, \epsilon_b)$ ifadesi;

$$W_b(E, n, \epsilon_b) = \frac{2S_b + 1}{\pi^2 \hbar^3} \epsilon_b \mu_b \sigma_b(\epsilon_b) \frac{\omega(p - p_{b,h,U})}{\omega(p, h, E)} Q_b(p, h) \quad 42$$

ile verilir. Burada $Q_b(p, h)$, nötron-proton ayırt etme faktörüdür.

Eksiton modelde iki temel kabullenim kullanılmıştır. Bunlardan ilki, eksitonların enerji dağılımını ifade eder. $dN_p(p, h, E, \epsilon)$, ϵ ile $\epsilon + d\epsilon$ aralığında E enerjili eksiton sayısını yani enerji dağılımı;

$$dN_p(p, h, E, \varepsilon) = \frac{\rho_{p-1, h}(E - \varepsilon) g d\varepsilon}{\rho_{p, h}(E)} \quad 43$$

ile verilir. Burada, ε ile $\varepsilon + d\varepsilon$ aralığında enerjisi olan bir parçacık ve $E - \varepsilon$ enerjisine sahip $p-1$ ve h durum sayısının, E enerjili eksiton durum sayılarına oranı ifade edilmektedir. Bu denklem durum yoğunluklarının oranı olarak da ifade edilebilir. Burada g fermi gaz modeli yaklaşımından $g = 3A/2\varepsilon_F$ olarak yazılır.

Eksiton modelin ikinci kabullenimi ise; çeşitli reaksiyonların tesir kesitlerinin ve herhangi bir durumdaki eksitonların olası enerjilerindeki geçiş hızlarının hesaplanmasını sağlamaktadır. Dağılım olasılığını kullanarak parçacıkların yayılım bozunma hızı hesaplanabilir. Herhangi bir eksiton durumundan, $\varepsilon_v = \varepsilon - E_B$ (E_B parçacığın bağlanma enerjisi) enerjili sürekli bir bölgedeki parçacık durumuna yayılımı için bozunma hızı;

$$\lambda(E, \varepsilon_v) = \left(\frac{\sigma_{inv}(\varepsilon_v) v \rho_v(\varepsilon_v)}{gV} \right) \quad 44$$

ile verilir. Burada, $\sigma_{inv}(\varepsilon_v)$; parçacık tesir kesitini, v ; parçacığın çekirdek dışındaki hızı, g ; tek parçacık durum yoğunluğu, V ; hacim, $\rho_v(\varepsilon_v)$; yayınlanan parçacığın sürekli durum yoğunluğunu ifade eder. Buradan yola çıkarak bileşik çekirdek reaksiyonları için tesir kesiti (σ^{CF});

$$\sigma^{CF} = \sigma_{reak} - \sigma_{doğrudan} \quad 45$$

olarak ifade edilir.

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bölüm 2’de detaylandırılan taramalar sonucunda PET için ^{45}Ti , ^{61}Cu , ^{76}Br ve ^{95}Ru çekirdekleri ve SPECT için ise ^{39}Cl , ^{47}Sc , ^{67}Cu ve ^{198}Au çekirdeklerinin potansiyel radyoizotoplar olarak değerlendirilebileceği belirlenmiştir. Belirlenen bu çekirdekler için ise yapılan incelemelerde proton indüklemeli olası reaksiyon kanalları; $^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$, $^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$, $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$, $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$, $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$, $^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$, $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$, $^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$, $^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$, $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$, $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$, $^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$, $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$, $^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$, $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$, $^{78}\text{Se}(p,3n)^{76}\text{Br}$, $^{79}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$, $^{80}\text{Se}(p,5n)^{76}\text{Br}$, $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$, $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$, $^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$, $^{199}\text{Hg}(p,2p)^{198}\text{Au}$, $^{200}\text{Hg}(p,2p+n)^{198}\text{Au}$ ve $^{201}\text{Hg}(p,\alpha)^{198}\text{Au}$ olarak belirlenmiştir. Bu çerçevede, bu tez çalışmasında; nükleer tıpta PET ve SPECT görüntüleme sistemlerinde kullanılabilecek olan ^{39}Cl , ^{45}Ti , ^{47}Sc , ^{61}Cu , ^{67}Cu , ^{76}Br , ^{95}Ru ve ^{198}Au radyoizotoplarının farklı proton gelme enerjilerinde (60 MeV’e kadar) gerçekleşen nükleer reaksiyonlarının üretim tesir kesitleri, reaksiyon üretim oranları ve toplam aktivite değerleri TALYS 1.95 ve EMPIRE 3.2 nükleer reaksiyon benzetim programları ile hesaplanmış ve elde edilen sonuçlar literatürdeki mevcut çalışmalarla karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar, PET ve SPECT’te kullanılabilecek radyoizotop hesaplamaları şeklinde iki ayrı altbaşlıkta sunulmaktadır. Tablo 8 ve Tablo 9’da sırası ile PET ve SPECT için belirlenen radyoizotopların karakteristik özellikleri verilmiştir. Tablo 8’de verilen son nokta enerji ifadesi, beta bozunumu sırasında ortaya çıkan elektronun kinetik enerjisinin ölçülen en yüksek değerini ifade etmektedir (Krane, 2006).

Tablo 8. PET için belirlenen radyoizotopların karakteristik özellikleri

Radyoizotop	Yarı Ömür	Son Nokta Enerjisi (keV)	Yoğunluk (%)	Doz (MeV/Bq-s)
^{45}Ti	3,06 sa	1040,1	84,80	0,3722
^{61}Cu	3,336 sa	1215,8	51	0,276
^{76}Br	16,2 sa	3382	25,8	0,400
^{95}Ru	1,643 sa	1027	12,6	0,067

Tablo 9. SPECT için belirlenen radyoizotopların karakteristik özellikleri

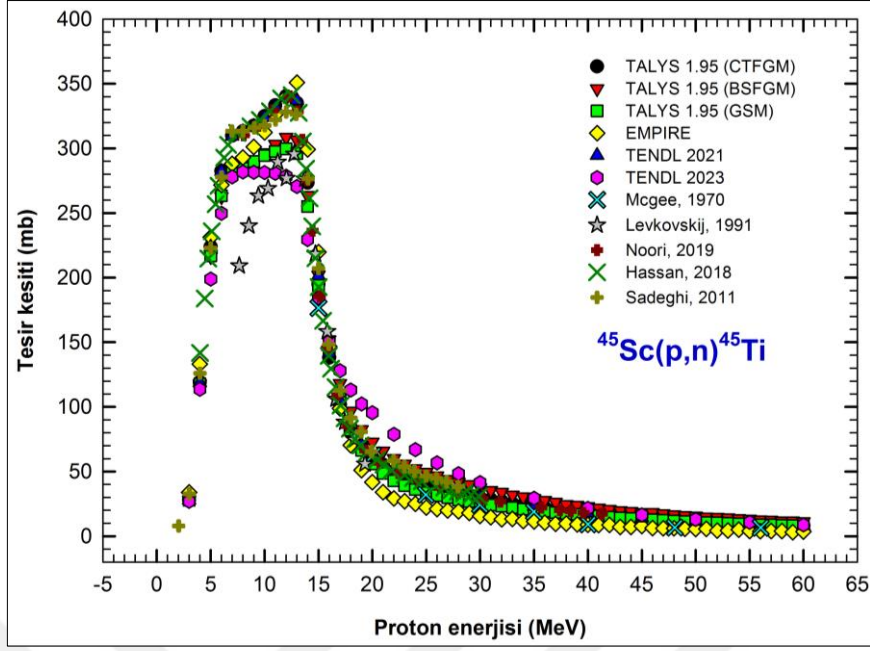
Radyoizotop	Yarı Ömür	Gama Enerjisi (keV)	Yoğunluk (%)	Doz (MeV/Bq-s)
³⁹ Cl	56,2 dk	250,33	46,1	0,115
⁴⁷ Sc	3,3492 g	159,381	68,3	0,1089
⁶⁷ Cu	61,83 sa	184,577	48,7	0,0899
¹⁹⁸ Au	2,273 g	214,89	77,3	0,1661

3.1. Pozitron Emisyon Tomografisinde Kullanılabilecek Radyoizotoplar İçin Hesaplamalar

3.1.1. ⁴⁵Ti Üretim Hesaplamaları

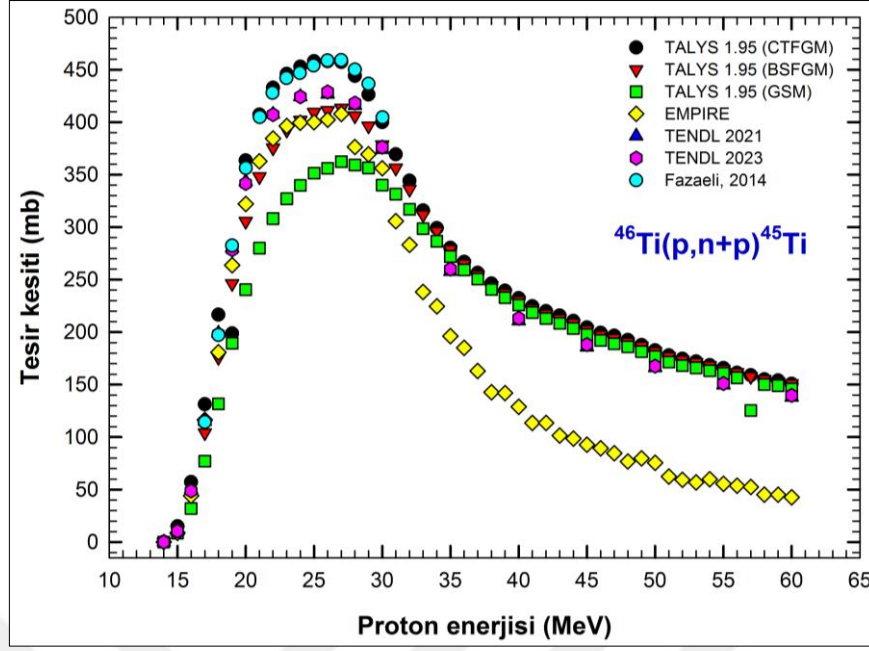
⁴⁵Ti radyoizotopu için ⁴⁵Sc(p,n)⁴⁵Ti, ⁴⁶Ti(p,n+p)⁴⁵Ti ve ⁴⁷Ti(p,2n+p)⁴⁵Ti reaksiyon kanallarının hesaplamaları yapılmış ve ek olarak üretimin doğal titanyum kullanılması durumunda nasıl olacağını değerlendirmek için ^{Nat}Ti(p,x)⁴⁵Ti reaksiyon kanalı için de hesaplamalar yapılmıştır.

⁴⁵Sc(p,n) ⁴⁵Ti nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları ve literatürdeki çalışmalardan alınan veriler Şekil 19’da karşılaştırmalı bir şekilde gösterilmektedir. 5-20 MeV proton demet enerjisi aralığı için bu çalışmada CTFGM, BSFGM ve GSM ile elde edilen sonuçların deneysel veriler (Mcgee, vd., 1970;) ve model tabanlı yapılan diğer teorik sonuçlarla (TENDL, 2021; Shukur Noori vd., 2019; Hassan vd., 2018; Sadeghi vd., 2011) uyum içinde olduğu görülmekle birlikte bazı model tabanlı sonuçların (Levkovskij, 1991; TENDL, 2023) deneysel verilerden düşük kaldığı görülmektedir. Bu reaksiyonda, ⁴⁵Ti üretimi için optimal proton enerji aralığı 5-20 MeV aralığı olarak belirlenmiş olup, hesaplanan en büyük tesir kesiti değeri 12 MeV’de 340,308 mb olarak CTFGM’den elde edilmiştir.



Şekil 19. Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri

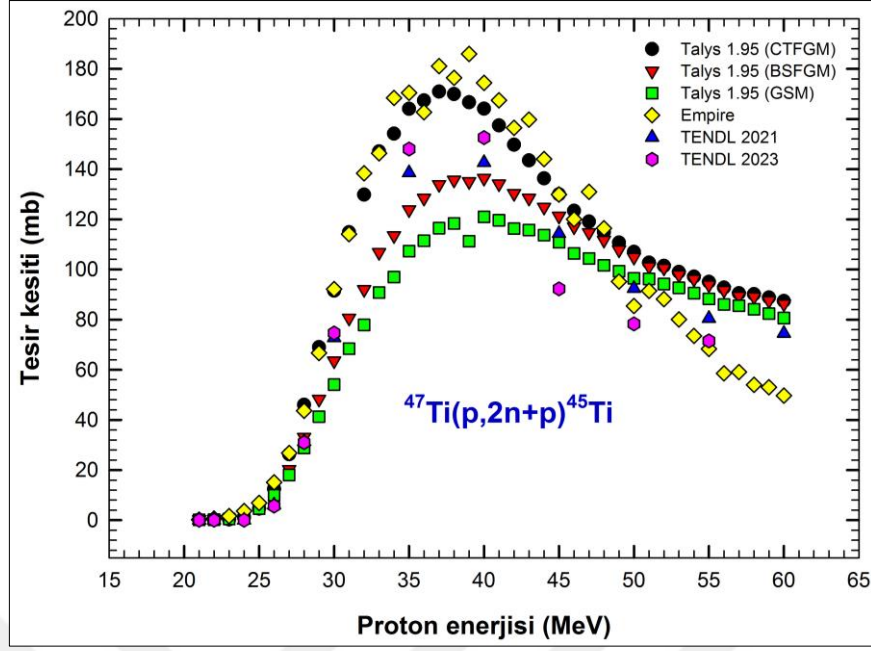
^{45}Ti üretimi için belirlenen diğer $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyon kanalı için yapılan tesir kesiti hesaplamaları deneysel veriler ve diğer model sonuçları ile karşılaştırmalı olarak Şekil 20’de gösterilmektedir. 19-30 MeV demet enerji aralığında elde edilen verilerin, Fazaeli vd. (2014) deneysel verileriyle ve diğer model sonuçları ile genel bir uyum içinde olduğu fakat GSM değerlerinin biraz düşük kaldığı, 30 MeV’den sonra EMPIRE Eksiton modeli değerlerinin sapmaya uğradığı görülmüştür. Bu reaksiyonda, ^{45}Ti üretimi için optimal proton enerji aralığı 20-30 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 26 MeV’de 458,129 mb olarak CTFGM’den elde edilmiştir. CTFGM sonuçlarının deneysel sonuçlarla çok iyi bir uyum sergilediği görülmektedir.



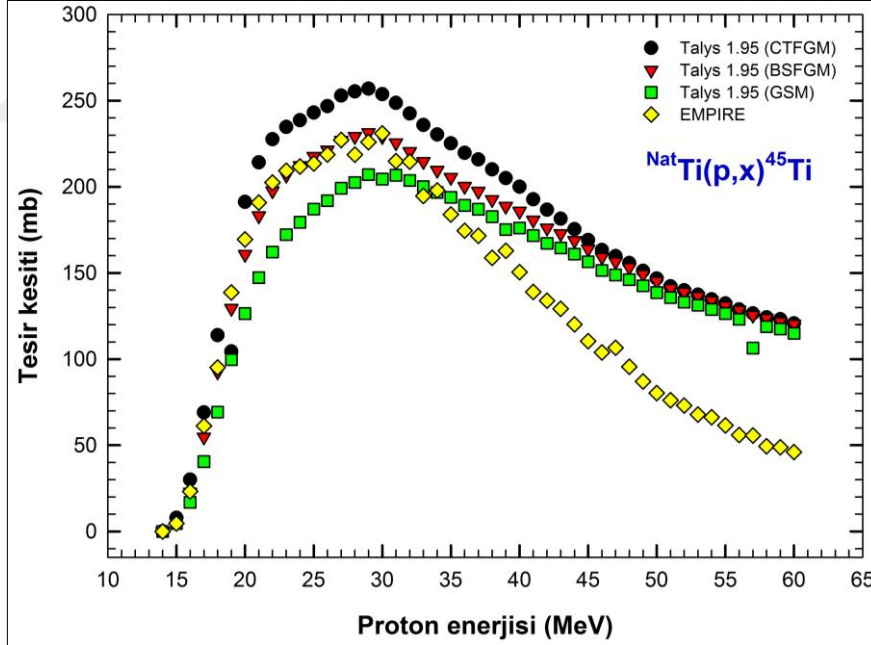
Şekil 20. Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesitleri

^{45}Ti üretimi için dikkate alınan bir başka reaksiyon kanalı $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ olup bu kanal için hesaplanan tesir kesitleri diğer model sonuçları ve literatürdeki değerler (TENDL 2021; TENDL 2023) ile birlikte Şekil 21’de gösterilmektedir. 30-45 MeV enerji aralığında TALYS-CTFGM ve EMPIRE-Eksiton Model sonuçlarının genel uyum içinde olduğu ve diğer model hesaplamalarından daha yüksek değerler verdikleri, 45 MeV değerinden sonra Eksiton modeli sonuçlarının diğer model sonuçlarından belirgin bir şekilde ayrıştığı görülmektedir. Bu reaksiyon kanalı için hesaplanan en yüksek tesir kesiti değeri 39 MeV’de 185,979 mb olarak Eksiton modelinden elde edilmiştir.

Şekil 22’de, $^{45}\text{Ti}(p,x)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. 20-40 MeV enerji aralığında sabit sıcaklık fermi modelden elde edilen verilerin diğer model verilerinden daha yüksek olduğu, 35 MeV’den sonra Eksiton model değerlerinde sapmalar olduğu görülmektedir. ^{45}Ti üretimi için doğal titanyum hedef kullanımı için elde edilen en iyi tesir kesiti değeri 29 MeV’de 256,906 mb olarak CTFGM’den elde edilmiştir.



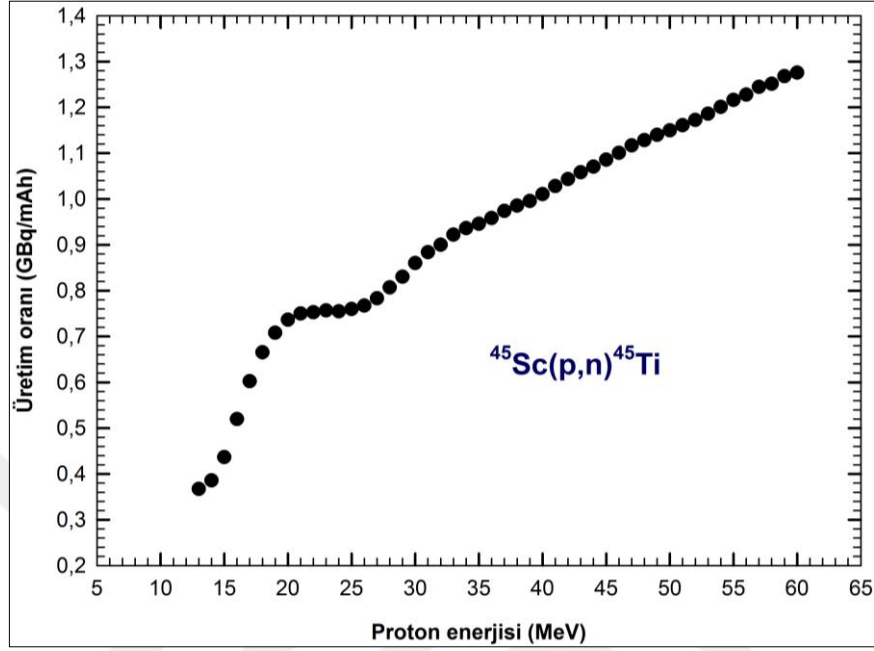
Şekil 21. $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)



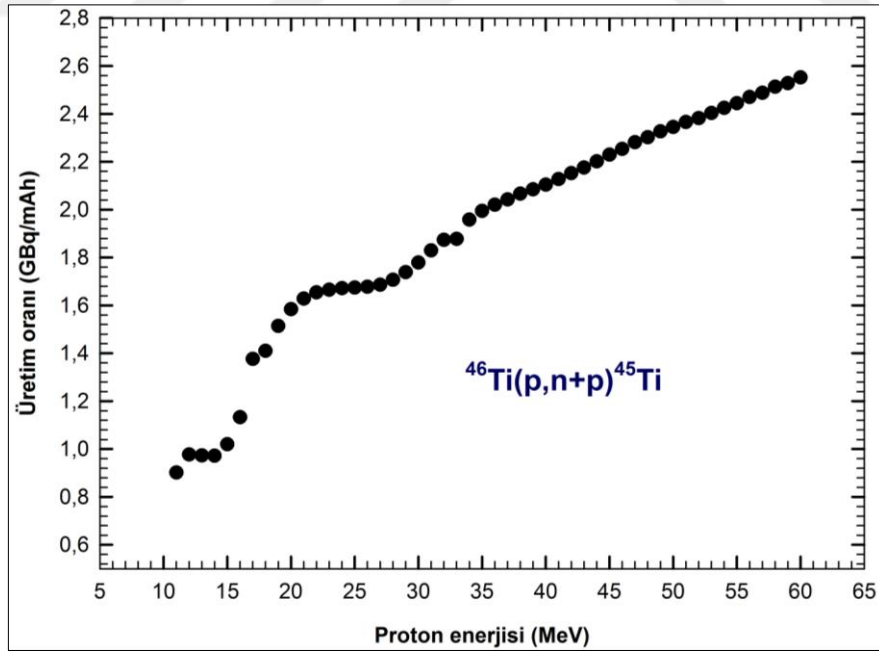
Şekil 22. $\text{NatTi}(p,x)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri

Şekil 23, 24 ve 25'te sırası ile $^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$, $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ ve $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalları için reaksiyon üretim oranı hesaplamaları gösterilmektedir. Bu grafiklerde farklı proton demet enerjileri için mAh (mili amper saat) başına hesaplanan ^{45}Ti

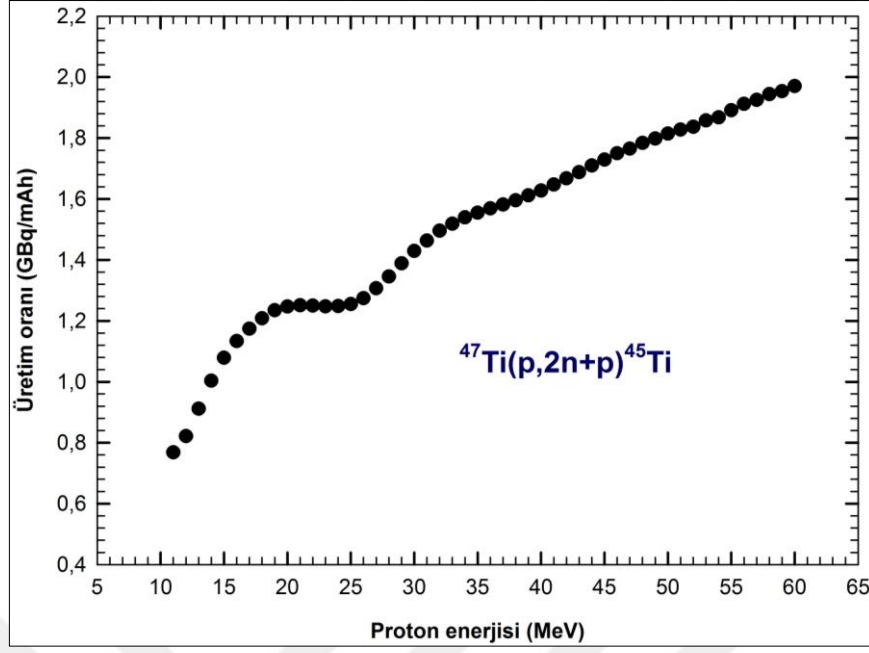
aktiviteleri gösterilmektedir. Grafiklerden anlaşılaçağı üzere gelen proton enerjisindeki artışa karşılık üretim oranı değęerlerinde de artış olmaktadır.



Şekil 23. $^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 24. $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 25. $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı

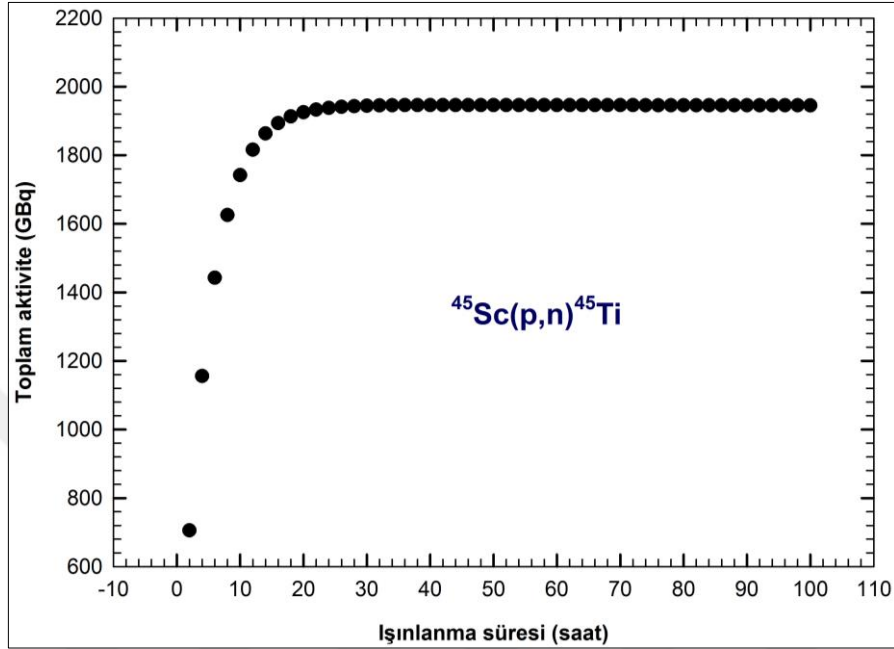
$^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$, $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$, $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ ve $^{45}\text{Ti}(p,x)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyon kanalları için toplam ^{45}Ti aktivite değerleri ilgili kanal için optimal enerji değeri ve 100 saatlik ışınlama süreleri dikkate alınarak hesaplanmıştır. $^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$ kanalı için ^{45}Ti aktivite değerleri Şekil 26'da, $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ ve $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ kanalları için ^{45}Ti aktivite değerleri Şekil 27'de ve $^{45}\text{Ti}(p,x)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalı için ^{45}Ti aktivite değerleri Şekil 28'de verilmektedir. Şekil 27 ve 28 değerleri, doğal titanyum reaksiyonu için en iyi tesir kesiti değerini veren 29 MeV enerji değeri için hesaplanmıştır.

Şekil 26'da, $^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$ için yaklaşık 28 saatlik ışınlama süresi boyunca aktivite değerleri artmış ve bu süre sonunda ^{45}Ti çekirdeğinin bozunması nedeni ile denge durumuna ulaşarak sabit kaldığı görülmektedir. 28 saatlik ışınlama süresinde yaklaşık olarak 1946,00 GBq'lık aktivite değerine ulaştığı görülmektedir.

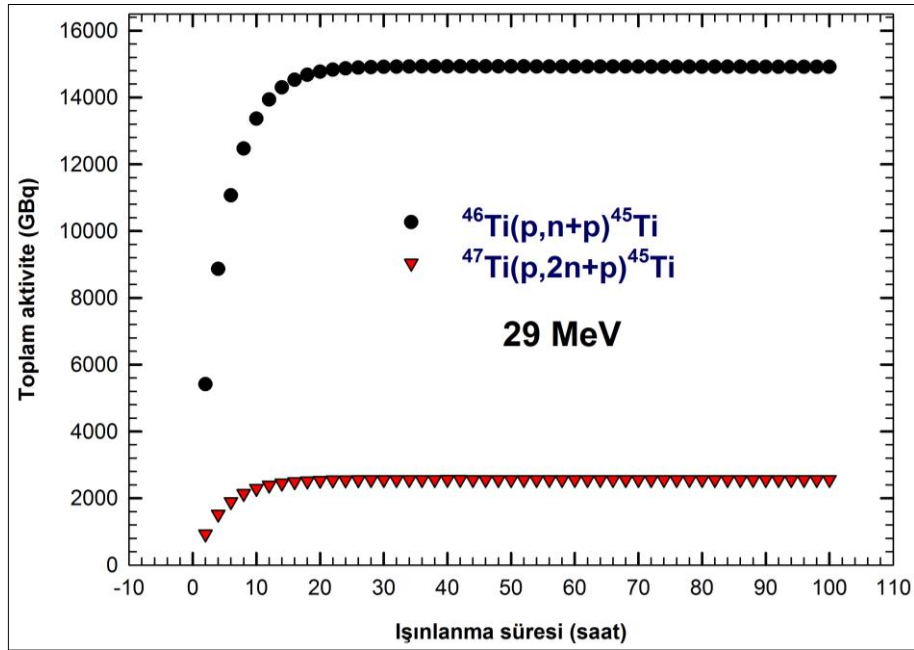
Şekil 27'de ise 29 MeV proton enerji değeri için $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ ve $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ reaksiyonlarında sırasıyla 28 ve 18 saatlik ışınlama süresi sonunda ^{45}Ti 'nin toplam aktivite değerlerinin sabit değerlere (doyum noktasına) ulaştığı görülmektedir. Bu ışınlama sürelerine ilişkin en yüksek aktivite değerleri sırasıyla, 14928 GBq ve 2561,41 GBq olduğu belirlenmiştir.

Şekil 28'de ise doğal titanyuma gönderilen 29 MeV'lik proton enerjisi sonucunda toplam aktivitenin, 28 saatlik ışınlama sonrasında sabit değere ulaştığı görülmekte olup en yüksek aktivite değeri 9063,9191 GBq olarak belirlenmiştir. Hedef olarak Sc izotoplarının

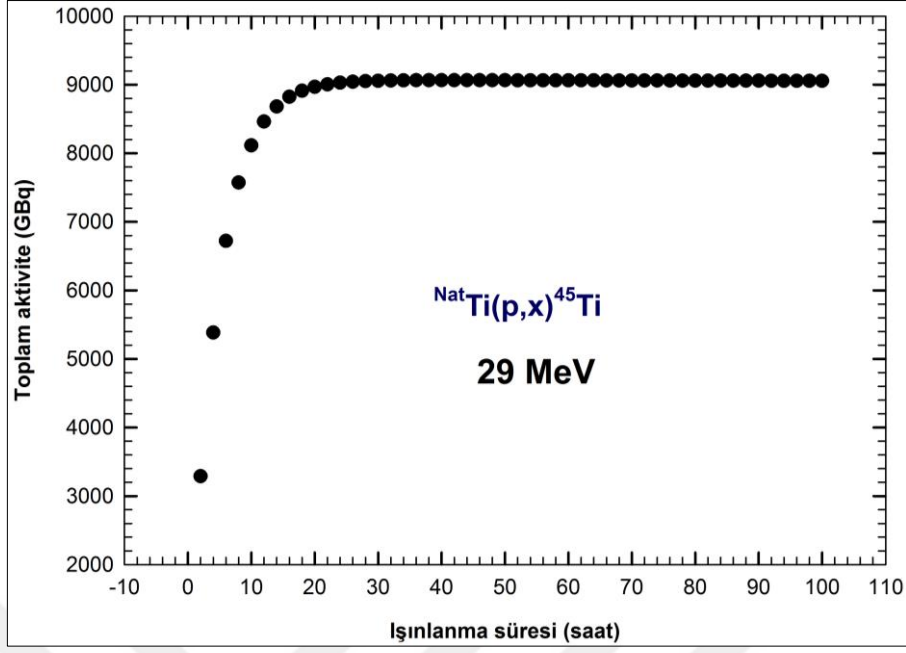
ayrı olarak kullanılması yerine yüksek saflıkta doğal Sc hedef kullanma durumu dikkate alındığında 15-20 saat aralığında bir reaksiyon süresinin maksimum ^{45}Ti aktivitesi eldesi için uygun olduğu değerlendirilmektedir.



Şekil 26. $^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite



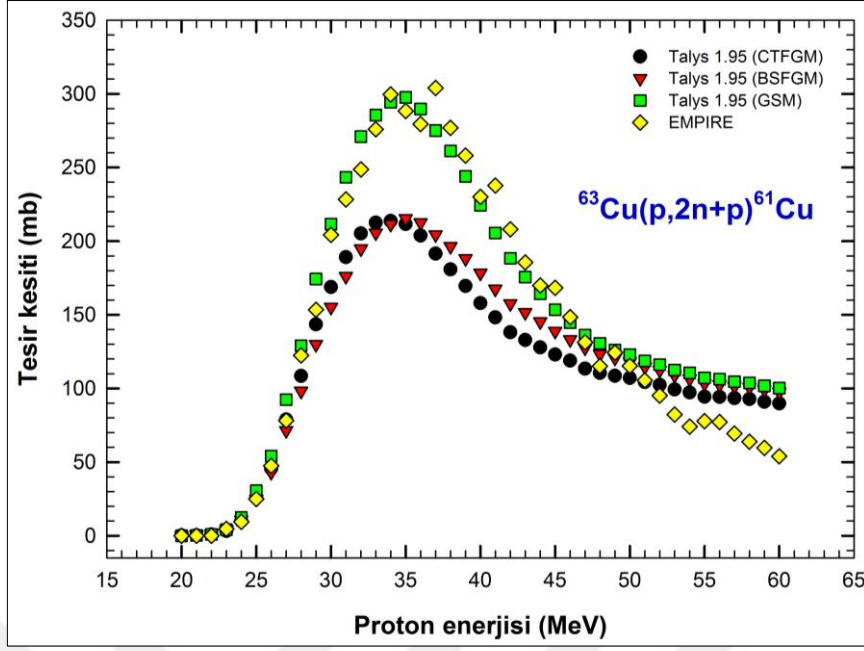
Şekil 27. $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ ve $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite



Şekil 28. $^{nat}\text{Ti}(p,x)^{45}\text{Ti}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite

3.1.2. ^{61}Cu Üretim Hesaplamaları

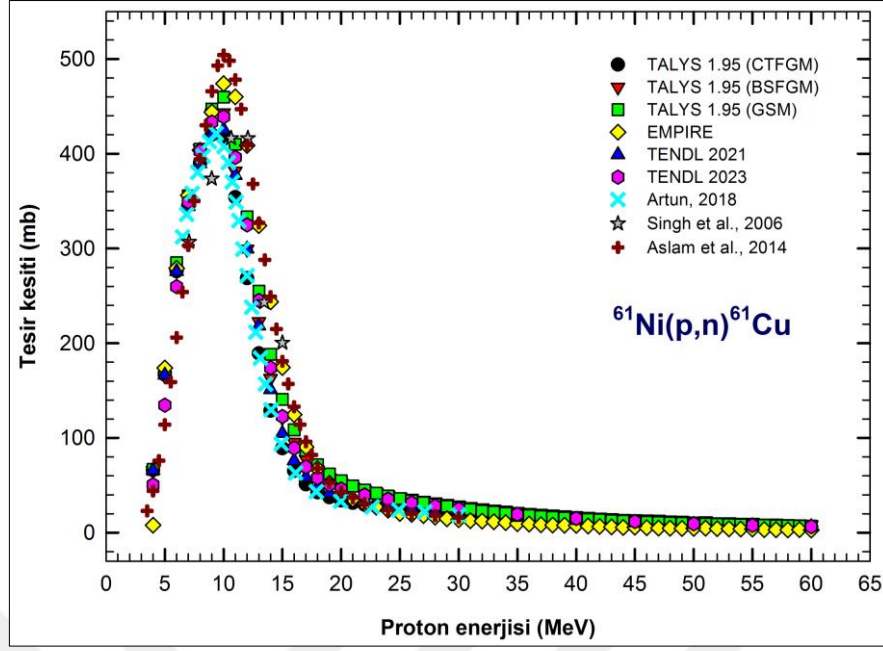
^{61}Cu radyoizotopu üretimi için belirlenen proton başlatmalı reaksiyon kanalları $^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$, $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$, $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ ve $^{nat}\text{Ni}(p,x)^{61}\text{Cu}$ 'dır. Şekil 29'da, TALYS kodunda CTFGM, BSFGM ve GSM ve EMPIRE kodunda Eksiton Model kullanılarak yapılan $^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$ reaksiyon kanalının tesir kesiti hesaplamaları gösterilmektedir. Şekilde, 30 MeV enerji değerine kadar tüm model hesaplamalarının birbirleri ile uyum içinde olduğu 30-45 MeV enerji aralığında süperakışkan model ve Eksiton Model hesaplamalarının uyumlu olduğu ve diğer model hesaplamalarından daha yüksek değerlerde olduğu görülmektedir. 50 MeV enerji değerinden sonra Eksiton Model sapmaya uğrayarak daha düşük değerlerde kalmıştır. En yüksek tesir kesiti değeri, 35 MeV'de 297,635 mb olarak GSM'den elde edilmiştir.



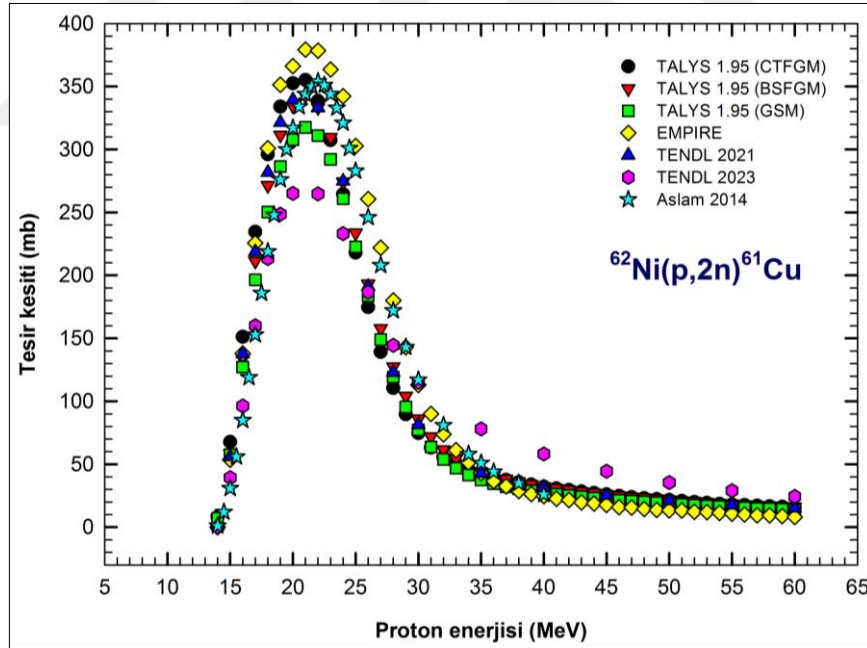
Şekil 29. $^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için TALYS ve EMPIRE kodları ile hesaplanan tesir kesitleri

Şekil 30’da, $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları literatür verileri ile karşılaştırmalı bir şekilde gösterilmektedir. Tüm model hesaplamalarından elde edilen verilerin literatürdeki (Aslam ve Qaim, 2014; TENDL, 2021; TENDL, 2023; Singh vd., 2006; Artun, 2018) teorik verileri ile genel uyum içinde olduğu, Aslam ve Qaim (2014) verilerinin 5-15 MeV enerji aralığında diğer model sonuçlarına göre biraz yüksek olduğu görülmektedir. ^{61}Cu üretimi için optimal proton enerji aralığı 5-15 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 10 MeV’de 473,992 mb olarak Eksiton Modelden elde edilmiştir.

Şekil 31’de, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. Tüm model hesaplamalarından elde edilen verilerin literatürdeki verilerle (TENDL, 2021; TENDL 2023; Aslam ve Qaim, 2014) genel uyum içinde olduğu, 15-30 MeV enerji aralığında Aslam ve Qaim (2014) ve TENDL (2023) sonuçlarının diğer model sonuçlarına göre biraz düşük kaldığı ve 30 MeV’den sonra TENDL (2023) verilerinin diğer model sonuçlarından ayrıştığı görülmektedir. ^{61}Cu üretimi için optimal proton enerji aralığı 17-27 MeV olarak belirlenmiş olup, en yüksek tesir kesiti değeri 21 MeV’de 379,249 mb olarak Eksiton modelinden elde edilmiştir.



Şekil 30. Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Ni}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri

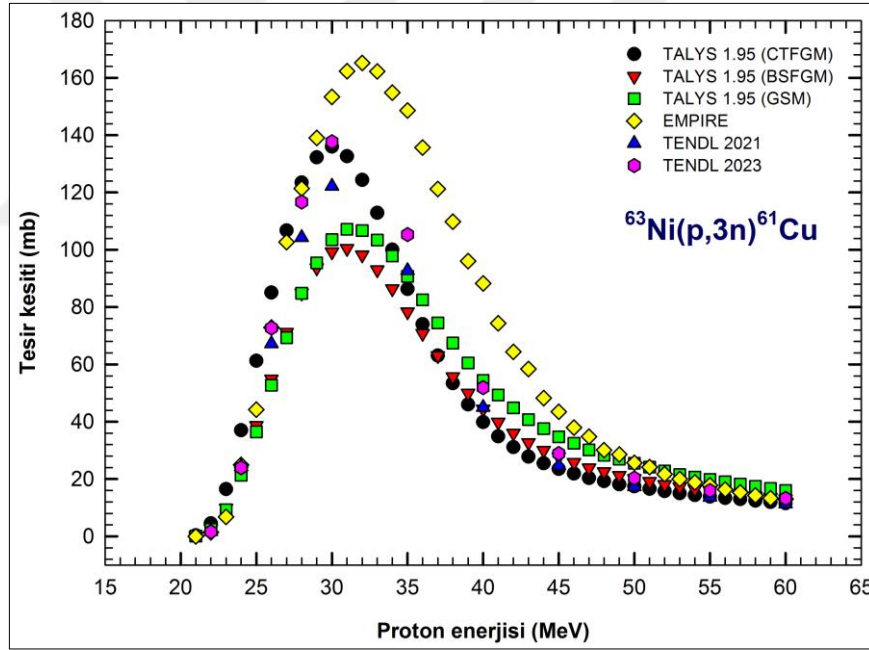


Şekil 31. Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Ni}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri

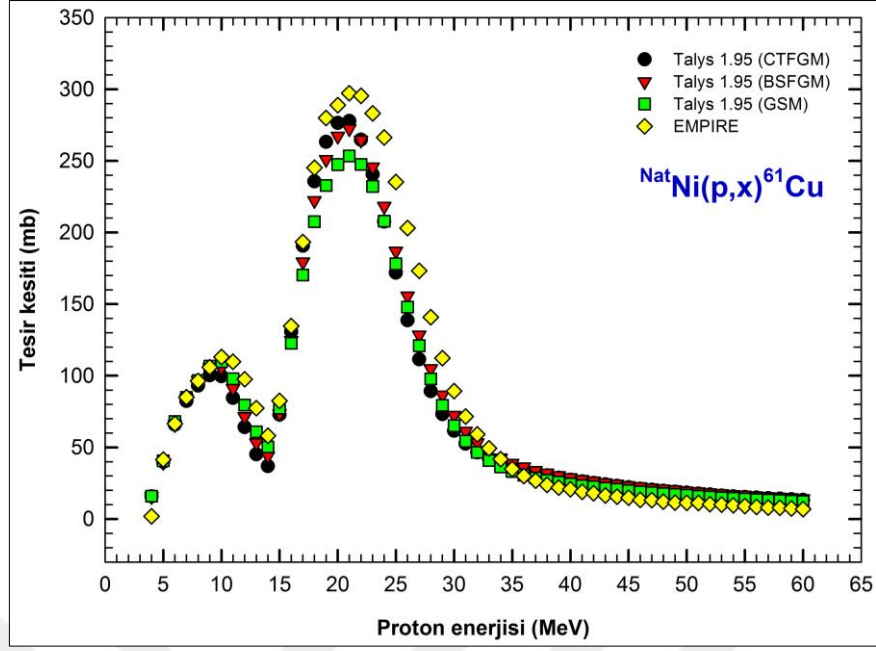
Şekil 32’de, $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan tesir kesitleri TENDL (2023) ve TENDL (2024) değerleri ile karşılaştırmalı bir şekilde gösterilmektedir. 25-40 MeV enerji aralığında Eksiton model hesaplamalarının diğer modellerden yüksek olduğu,

CTFGM sonuçlarının TENDL verileriyle daha uyumlu olduğu ve diğer iki model hesaplamalarının daha düşük değerlerde olduğu görülmektedir. 40-50 MeV enerji aralığında yine Eksiton model hesaplamalarının daha yüksek olduğu görülmektedir. ^{61}Cu üretimi için optimal proton enerji aralığı 25-40 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 32 MeV’de 165,248 mb olarak Eksiton modelden elde edilmiştir.

Şekil 33’te, $^{61}\text{Ni}(p,x)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesaplamaları gösterilmektedir. Bu reaksiyon sonucunda 5-15 MeV ve 15-30 MeV enerji aralığında iki pik görülmektedir. Tüm model hesaplamalarının genel bir uyum içinde olduğu 15-30 MeV enerji aralığında Eksiton model hesaplamalarının nispeten yüksek olduğu görülmektedir. En yüksek tesir kesiti değerleri, 5-15 MeV aralığı için 9 MeV’de 113,1668 mb olarak Eksiton modelinden, 15-30 MeV aralığı için 21 MeV’de 297,1711 mb olarak yine Eksiton modelinden elde edilmiştir.

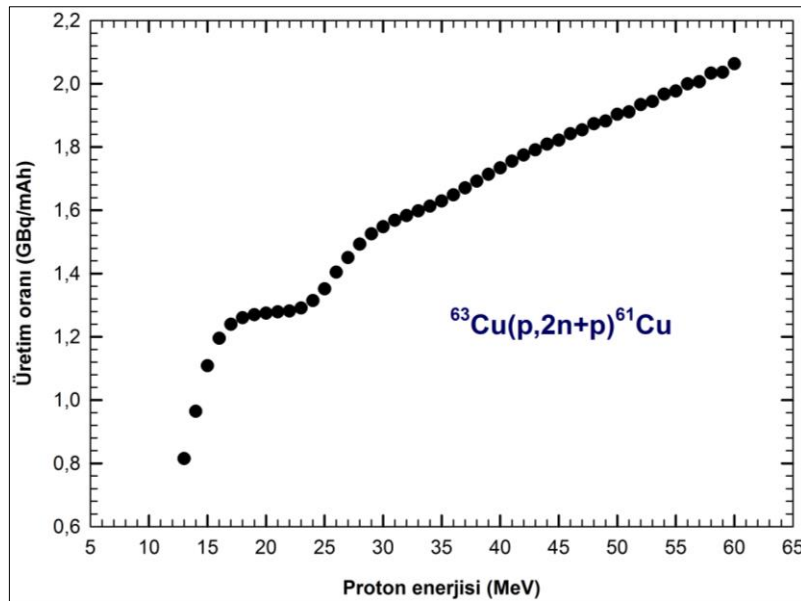


Şekil 32. $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Ni}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)

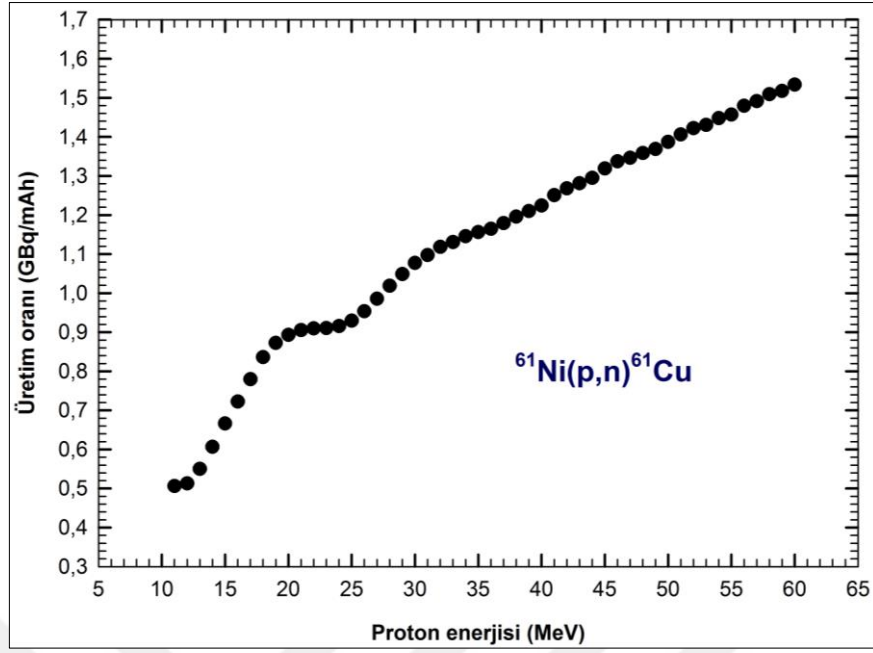


Şekil 33. $^{61}\text{Ni}(p,x)^{61}\text{Ni}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri

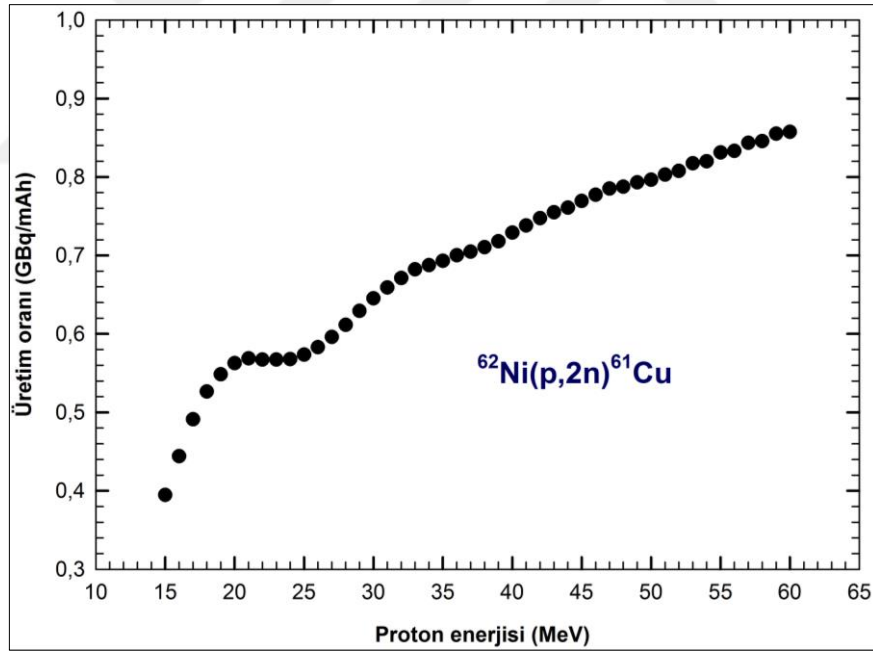
Şekil 34-37’de, $^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$, $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ ve $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyon kanalları için reaksiyon üretim oranı hesaplamaları verilmiştir. Bu grafiklerde farklı proton demet enerjileri için saat mili amper şiddeti başına elde edilen ^{61}Cu aktivitesi gösterilmektedir. Grafiklerden anlaşılabacağı üzere gelen proton enerjisindeki artışa karşılık üretim oranı değerlerinde de artış olmaktadır.



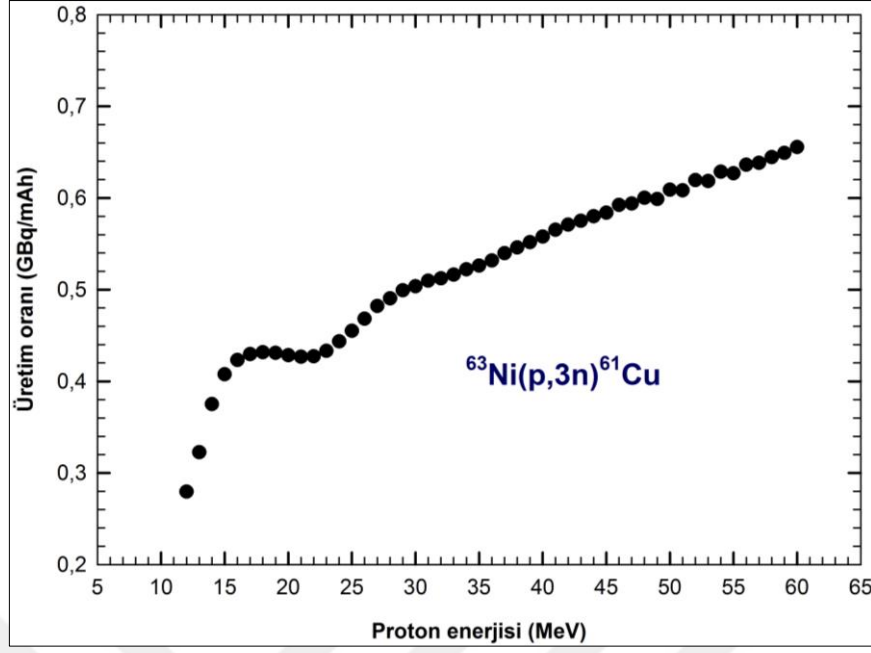
Şekil 34. $^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 35. $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 36. $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



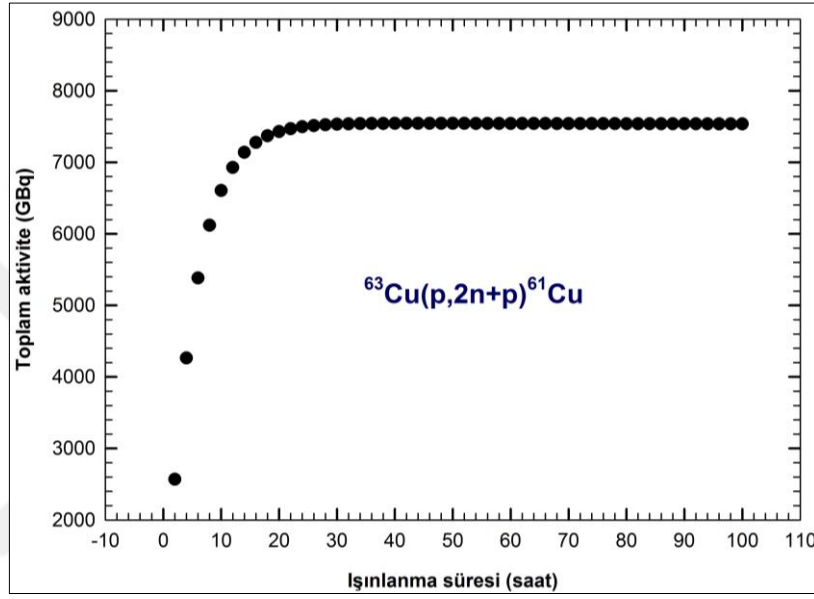
Şekil 37. $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı

$^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$, $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$, $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ ve $^{\text{Nat}}\text{Ni}(p,x)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyon kanalları için toplam aktivite değerleri hesaplanmış ve Şekil 38-42'de verilmiştir. Şekil 38-42'de verilen toplam aktivite değerleri, doğal nikelin hedef olarak dikkate alındığında hesaplanan en yüksek tesir kesiti değerlerini veren 9 ve 21 MeV için hesaplanmıştır.

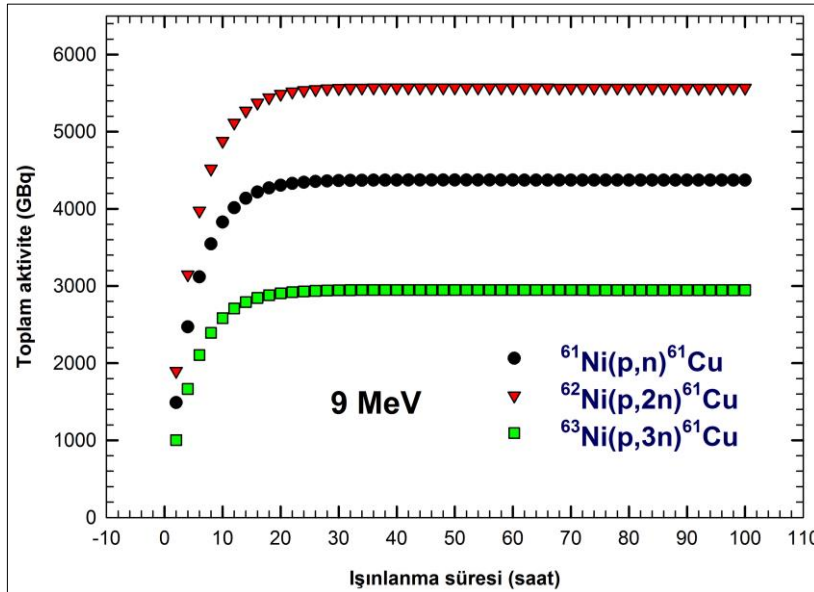
Şekil 38'de, $^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$ için yaklaşık 28 saatlik ışınlama süresi boyunca toplam aktivite değeri artmış ve bu süre sonunda kısmen sabit değerine (doyum noktasına) ulaşmıştır. Elde edilen en yüksek toplam aktivite değeri yaklaşık 7542,47 GBq olarak belirlenmiştir. Şekil 39'da, $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$, $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ reaksiyonları için 9 MeV'lik proton enerjisinde sırasıyla, 26, 28 ve 22 saatlik ışınlama süresi sonunda sabit toplam aktivite değerlerine ulaştıkları görülmektedir.. En yüksek aktivite değerleri sırasıyla, 4372,29 GBq, 5571,58 GBq ve 2949,79 GBq olarak belirlenmiştir.

Şekil 40'da, sırasıyla $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$, $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ reaksiyonları için 21 MeV'lik proton enerjisinde sırasıyla 18, 28 ve 24 saatlik ışınlama süresi sonunda sabit toplam ^{61}Cu aktivitesi değerlerine ulaşıldığı görülmektedir. En yüksek aktivite değerleri $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$, $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ reaksiyonları için sırasıyla 733,107 GBq, 7453,70 GBq ve 0,6489 GBq olarak belirlenmiştir. Bu sonuçlardan 21 MeV'lik proton gelme enerjisinde en optimal ^{61}Cu üretim kanalının $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ sonucuna ulaşılabilir.

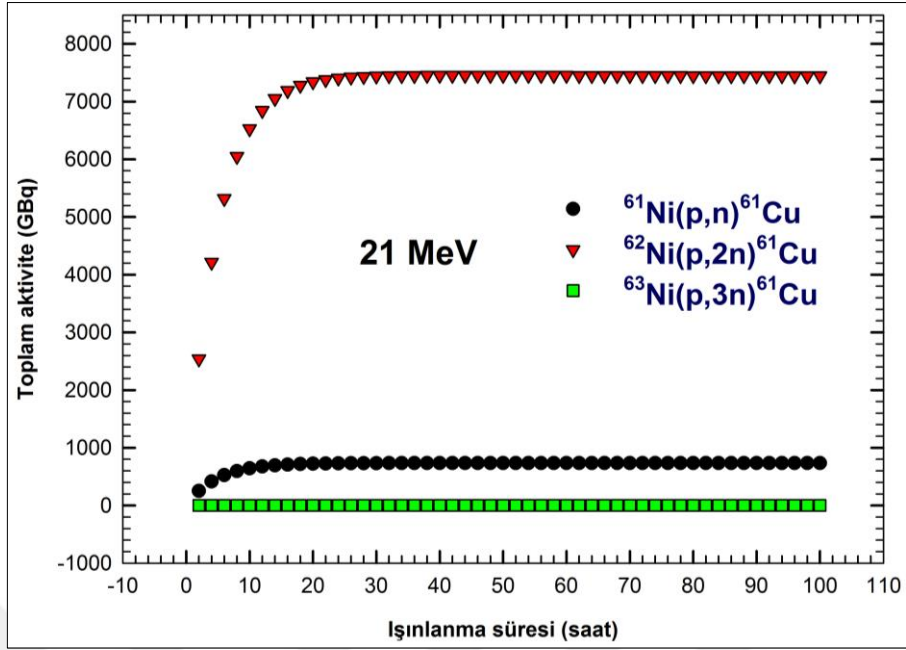
Şekil 41 ve 42’de, $^{61}\text{Ni}(p,x)^{61}\text{Cu}$ reaksiyonu için yaklaşık 28 saatlik ışınlama süresi sonunda toplam aktivitenin doyuma ulaştığı görülmektedir. En yüksek toplam aktivite değerleri sırasıyla, 5285,2441 GBq ve 5849,1415 GBq olarak belirlenmiştir. Doğal Ni hedef ile ^{61}Cu üretimi için maksimum aktiviteye ulaşma süresi ve maksimum aktivite üretim değerleri açısından 9 MeV’lik proton demet enerji kullanımının daha makul bir yöntem olduğu sonucuna ulaşmak mümkündür.



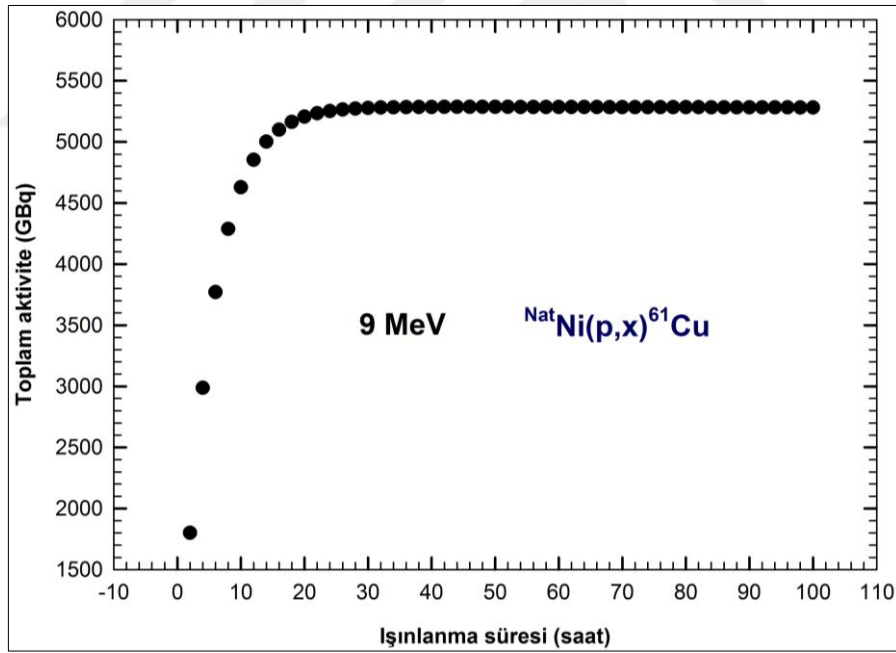
Şekil 38. $^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite



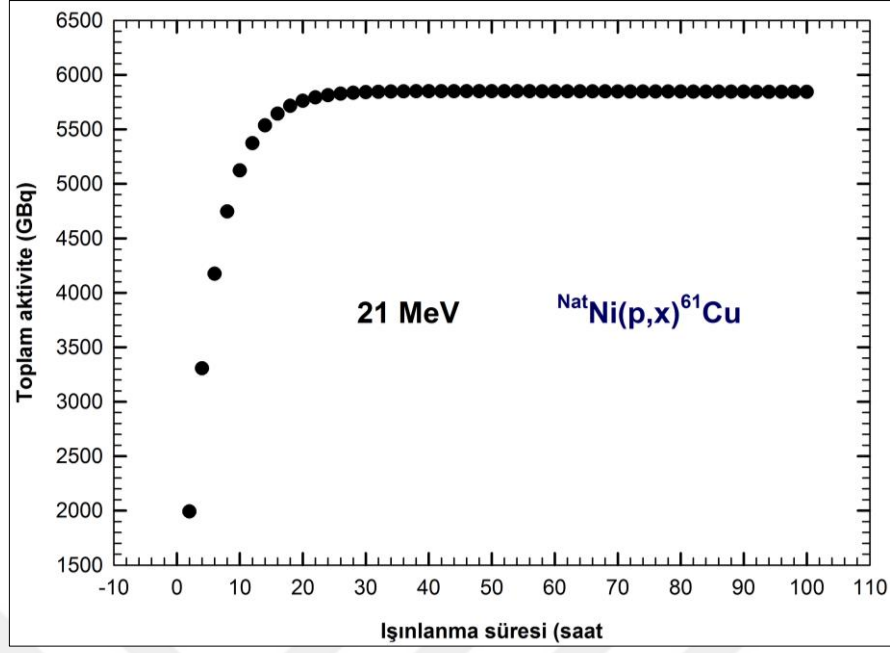
Şekil 39. $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ ve $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (9 MeV)



Şekil 40. $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ ve $^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (21 MeV)



Şekil 41. $^{\text{Nat}}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite (9 MeV)

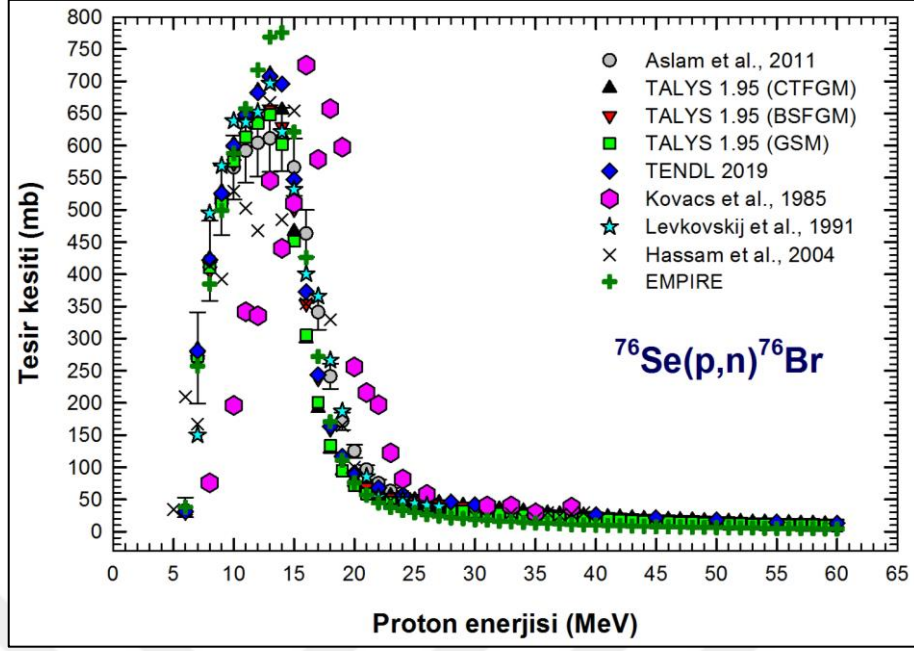


Şekil 42. ^{61}Cu nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite (21 MeV)

3.1.3. ^{76}Br Üretim Hesaplamaları

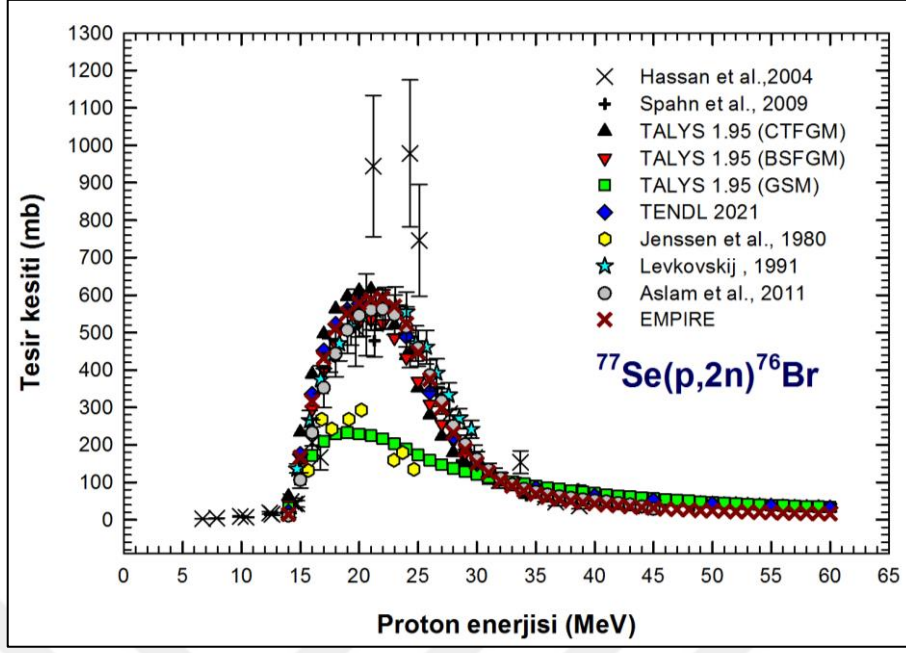
^{76}Br radyoizotopu için $^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$, $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$, $^{78}\text{Se}(p,3n)^{76}\text{Br}$, $^{79}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$ ve $^{80}\text{Se}(p,5n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanallarının hesaplamaları yapılmış, ek olarak doğal selenyumun değerlendirilmesi açısından $^{76}\text{Se}(p,x)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için de hesaplama yapılmıştır.

$^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları ve literatürdeki çalışmalardan alınan veriler Şekil 43'te gösterilmiştir. 5-20 MeV proton denet enerjisi aralığı için bu çalışmada CTFGM, BSFGM ve GSM ile elde edilen sonuçların deneysel veriler (Aslam vd., 2011; Levkovskij, 1991) ve model tabanlı (TENDL 2021) sonuçlarıyla uyum içinde olduğu ve (Hassan vd., 2004) deneysel verilerinin bu aralıkta düşül kaldığı, (Kovacs vd., 1985) deneysel verileriyle uyumsuz olduğu görülmektedir. Bu reaksiyonda ^{76}Br üretimi için optimal enerji aralığı 5-20 MeV olarak belirlenmiş olup hesaplanan en büyük tesir kesiti değeri 13 MeV'de 711,349 mb olarak CTFGM'den elde edilmiştir.



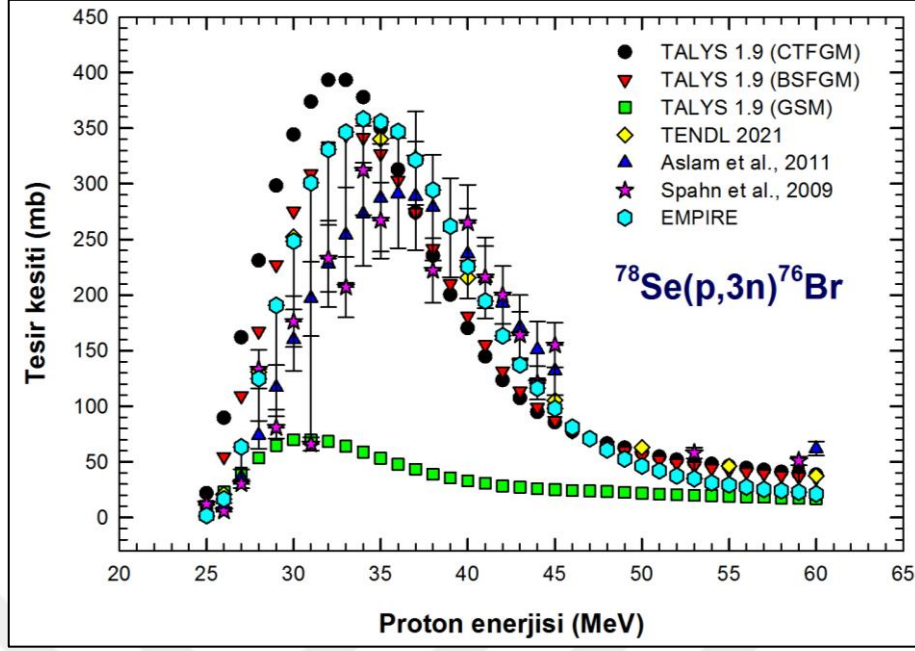
Şekil 43. Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri

^{76}Br üretimi için belirlenen diğer $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyon kanalı için yapılan tesir kesiti hesaplamaları deneysel veriler ve diğer model sonuçları ile Şekil 44’te verilmiştir. 15-30 MeV proton demet enerjisi aralığı için bu çalışmadan CTFGM ve BSFGM ile elde edilen sonuçların deneysel veriler ve model tabanlı sonuçlarla genel uyum içinde olduğu görülmekle birlikte (Hassan vd., 2004; Spahn vd., 2009; Aslam vd., 2011; TENDL 2021) GSM ve deneysel Janssen verilerinin (Janssen vd., 1980) mevcut verilerden düşük kaldığı görülmektedir. Bu reaksiyonda ^{76}Br üretimi için optimal proton enerji aralığı 15-30 MeV olarak belirlenmiş, hesaplanan en büyük tesir kesiti değeri 21 MeV’de 615,227 mb olarak CTFGM’den elde edilmiştir.



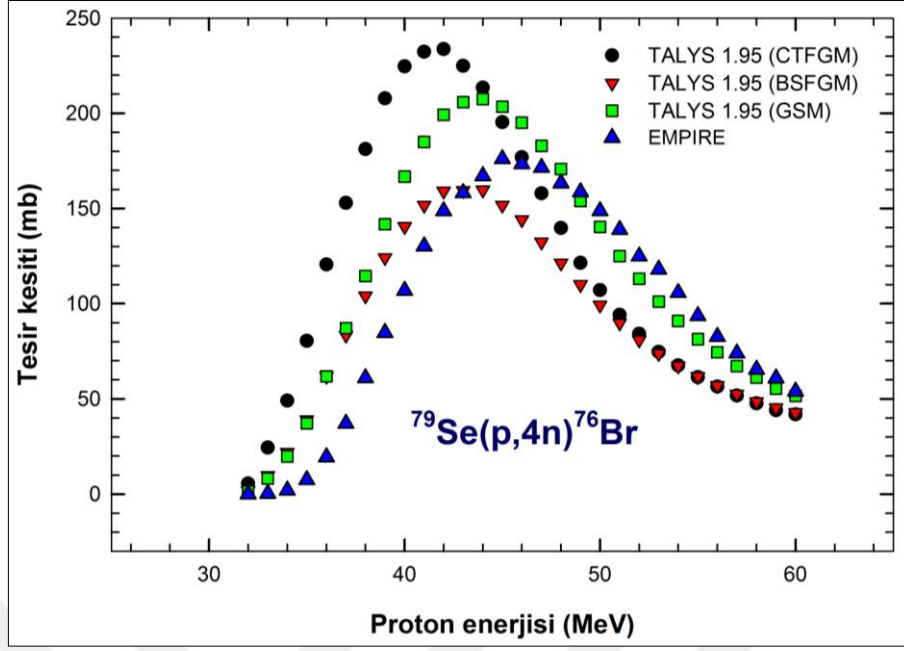
Şekil 44. Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri

^{76}Br üretimi için belirlenen diğer $^{78}\text{Se}(p,3n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyon kanalı için yapılan tesir kesiti hesaplamaları deneysel veriler ve diğer model sonuçları ile Şekil 45'te verilmiştir. 25-40 MeV proton demet enerjisi aralığı için bu çalışmadan CTFGM ve BSFGM ile elde edilen sonuçların deneysel verilerdeki eksene kaymalar ve hata payları dikkate alındığında kısmen uyumlu olduğu Aslam vd., 2011; Spahn vd., 2004) ve model tabanlı TENDL 2021 sonuçlarıyla uyumlu olduğu görülmekle birlikte GSM'den elde edilen verilerin bu değerlerden düşük kaldığı görülmektedir. Bu reaksiyonda ^{76}Br üretimi için optimal proton enerji aralığı 25-40 MeV olarak belirlenmiş, hesaplanan en büyük tesir kesiti değeri 33 MeV'de 393,227 mb olarak CTFGM'den elde edilmiştir.

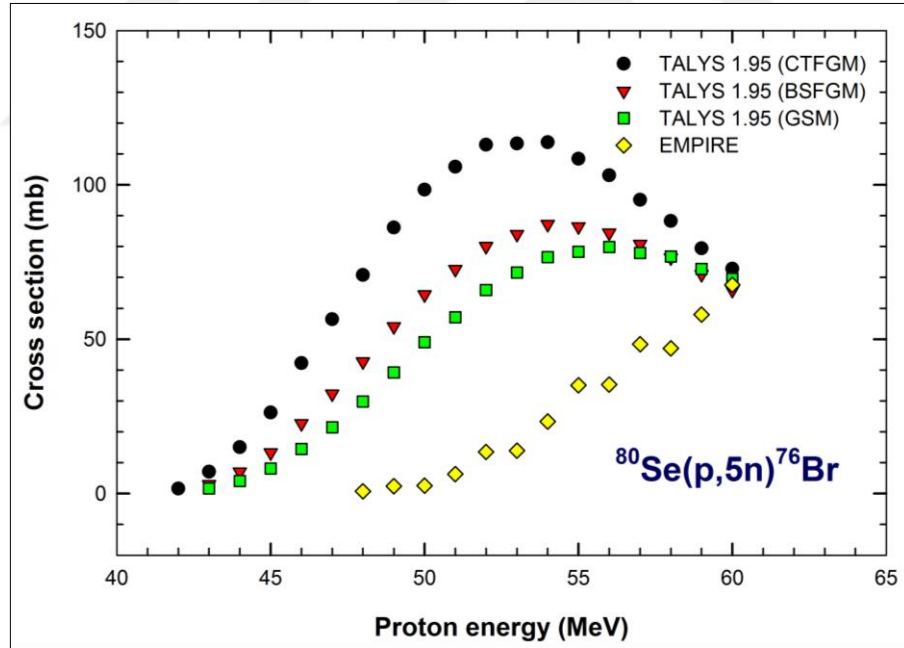


Şekil 45. Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{78}\text{Se}(p,3n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri

^{76}Br üretimi için belirlenen diğer $^{79}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$ ve $^{80}\text{Se}(p,5n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyon kanalları için yapılan tesir kesiti hesaplamaları Şekil 46 ve Şekil 47’de verilmiştir. Şekil 46’da ^{76}Br üretimi için optimal proton enerji aralığı 35-60 MeV olarak belirlenmiş, hesaplanan en büyük tesir kesiti değeri 42 MeV’de 233,649 mb olarak CTFGM’den elde edilmiştir. Şekil 47’de ^{76}Br üretimi için optimal proton enerji aralığı 45-60 MeV olarak belirlenmiş, hesaplanan en büyük tesir kesiti değeri 54 MeV’de 113,778 mb olarak CTFGM’den elde edilmiştir.



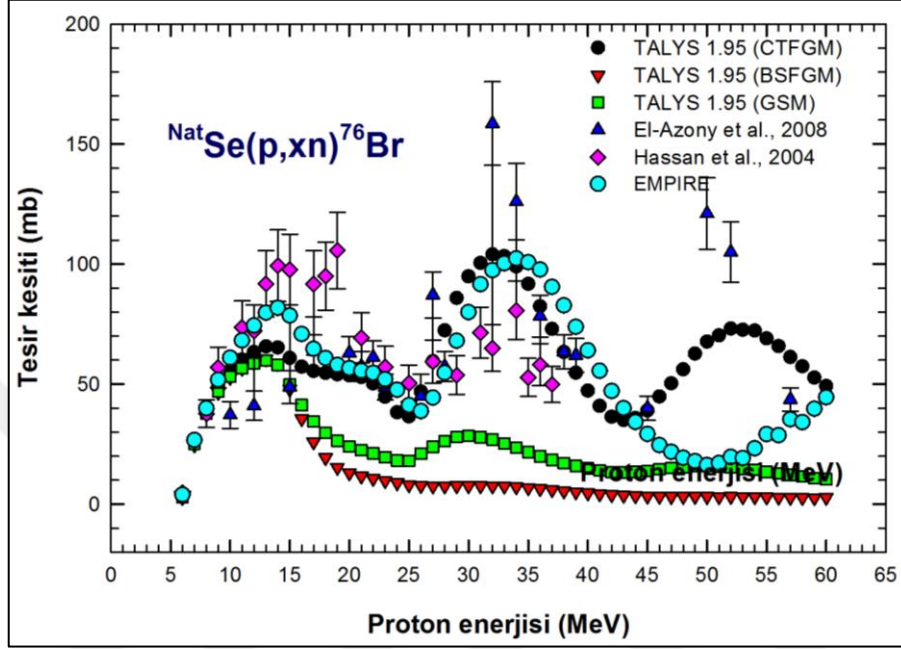
Şekil 46. $^{79}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri



Şekil 47. $^{80}\text{Se}(p,5n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri

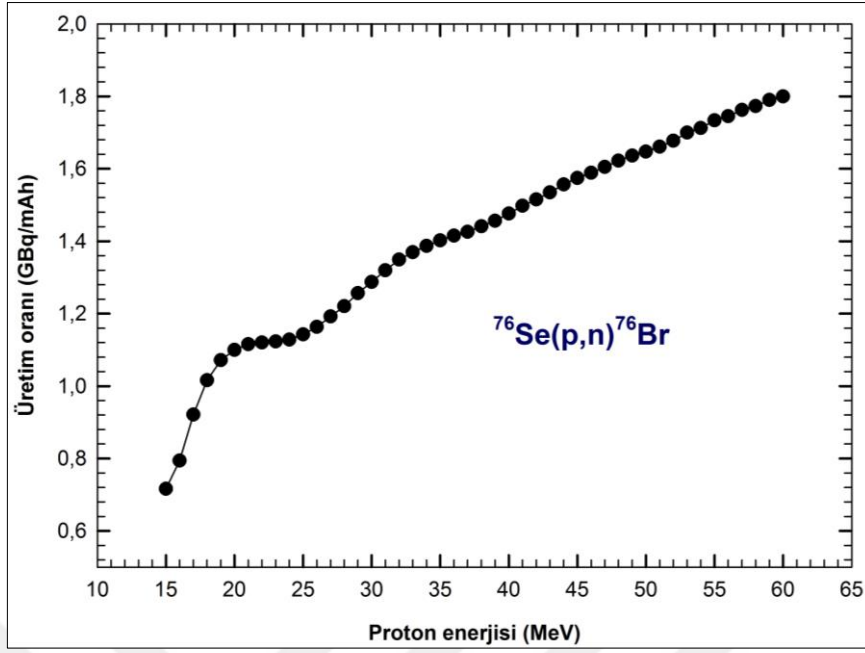
Şekil 48’de, $^{Nat}\text{Se}(p,x)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesaplamaları ve deneysel veriler verilmiştir. Deneysel verilerdeki sapmalar gözönünde bulundurulduğunda CTFGM’den hesaplanan verilerin deneysel verilerle genel uyumlu olduğu, BSFGM ve

GSM hesaplamalarının düşük kaldığı görülmektedir. ^{76}Br üretimi için doğal selenyum hedef kullanımı için elde edilen en büyük tesir kesiti değerleri sırasıyla, 13 MeV için 65,657 mb, 32 MeV için 104,020 mb ve 52 MeV için 73,053 mb olarak CTFGM'den elde edilmiştir.

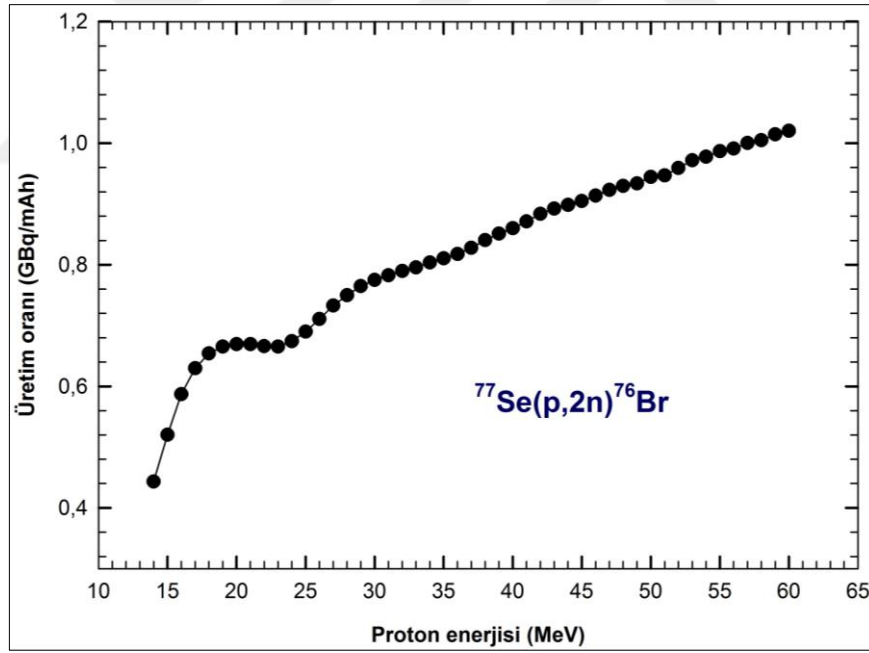


Şekil 48. $\text{NatSe}(p,xn)^{76}\text{Br}$ reaksiyonu için deneysel ve teorik tesir kesitleri

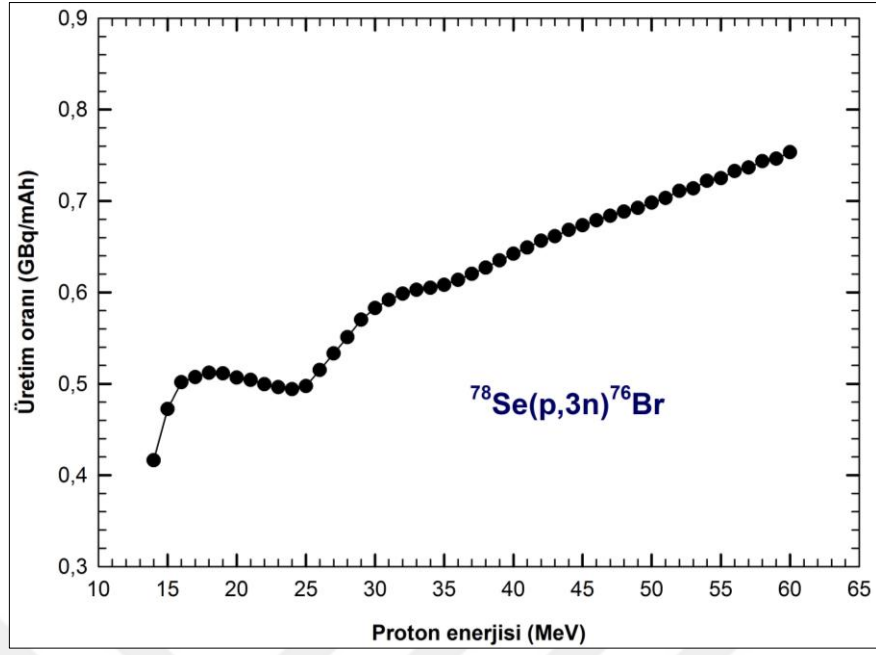
Şekil 49-53'te sırası ile $^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$, $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$, $^{78}\text{Se}(p,3n)^{76}\text{Br}$, $^{79}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$ ve $^{80}\text{Se}(p,5n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalları için reaksiyon üretim oranı hesaplamaları gösterilmektedir. Bu grafiklerde farklı proton demet enerjileri için mAh (mili amper saat) başına hesaplanan ^{76}Br aktiviteleri gösterilmektedir. Grafiklerden anlaşılabileceği üzere gelen proton enerjisindeki artışa karşılık üretim oranı değerlerinde de artış olmaktadır.



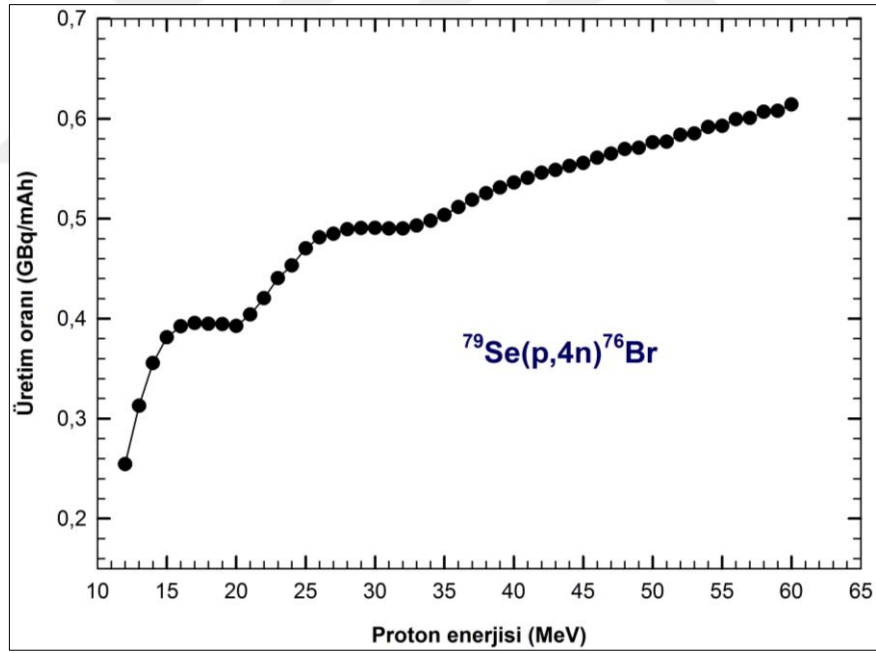
Şekil 49. $^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



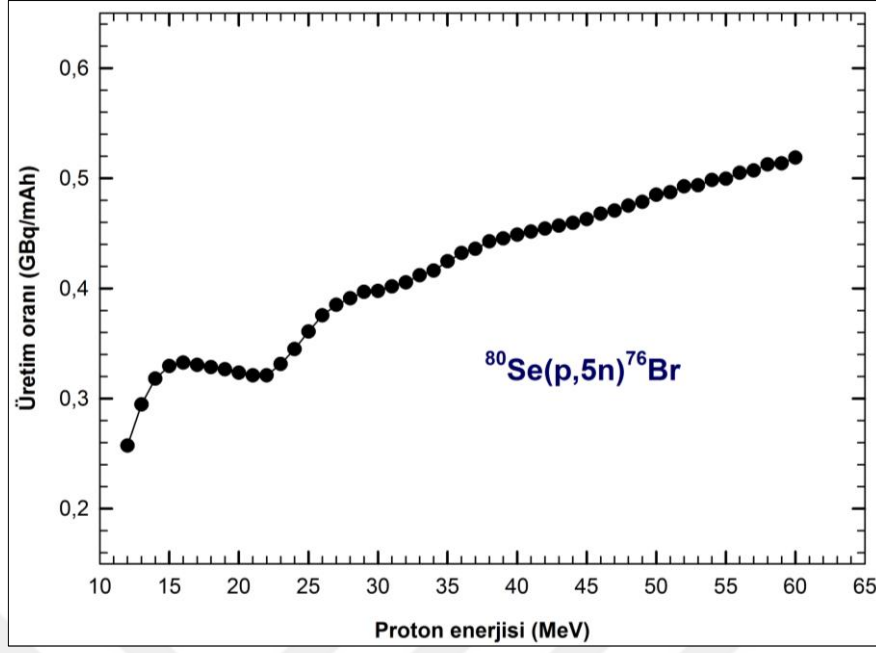
Şekil 50. $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 51. $^{78}\text{Se}(p,3n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



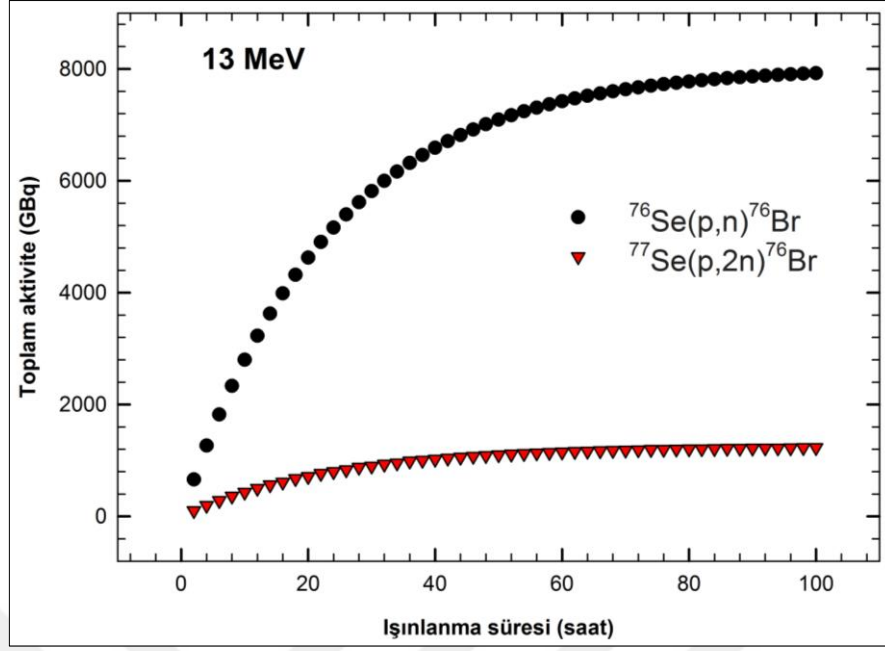
Şekil 52. $^{79}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 53. $^{80}\text{Se}(p,5n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı

$^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$, $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$, $^{78}\text{Se}(p,3n)^{76}\text{Br}$, $^{79}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$, $^{80}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$ ve $^{76}\text{Se}(p,x)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyon kanalları için toplam ^{76}Br aktivite değerleri ilgili kanal için optimal enerji değeri ve 100 saatlik ışınlama süreleri dikkate alınarak hesaplanmıştır. Şekil 54-59 değerleri doğal selenyum reaksiyonu için en büyük tesir kesiti değerlerini veren 13 MeV, 32 MeV ve 52 MeV proton demet enerji değerleri için hesaplanmıştır.

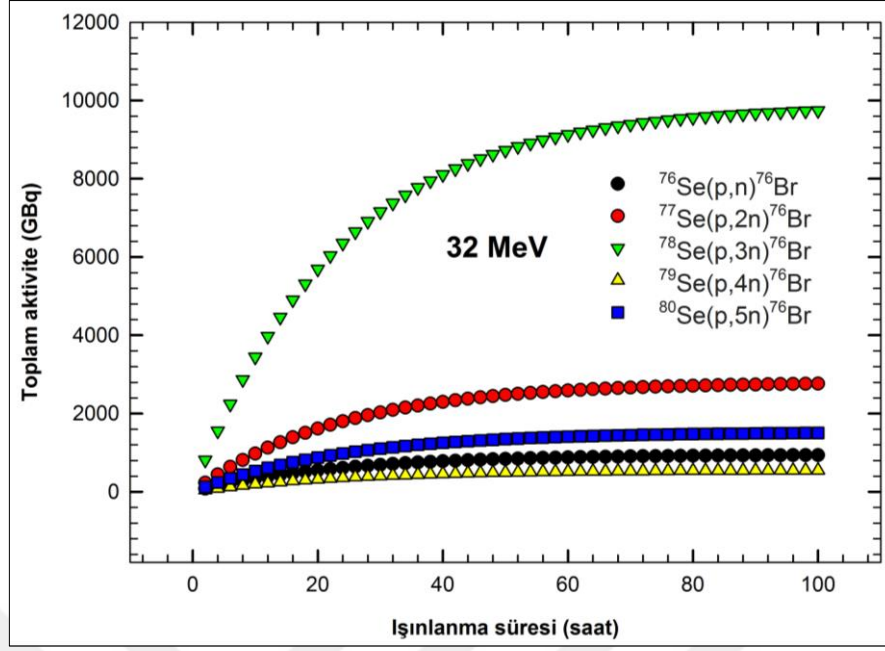
Şekil 54'te, 13 MeV proton enerji değeri için $^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ ve $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$ reaksiyonlarında 100 saatlik ışınlama süresi sonunda doyum noktasına ulaşamayarak ^{76}Br toplam aktivite değerlerinin artmaya devam ettiği görülmektedir. Bu ışınlama süresine ilişkin en yüksek aktivite değerlerinin sırasıyla, 7922,720 GBq ve 1229,200 GBq olduğu belirlenmiştir. 13 MeV'lik proton enerji değerinin, $^{78-80}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ reaksiyonları için toplam aktivite değerlerinin elde edilebilmesi için gerekli enerji aralığından düşük olduğu için bu reaksiyon kanallarından toplam aktivite değerleri elde edilememiştir.



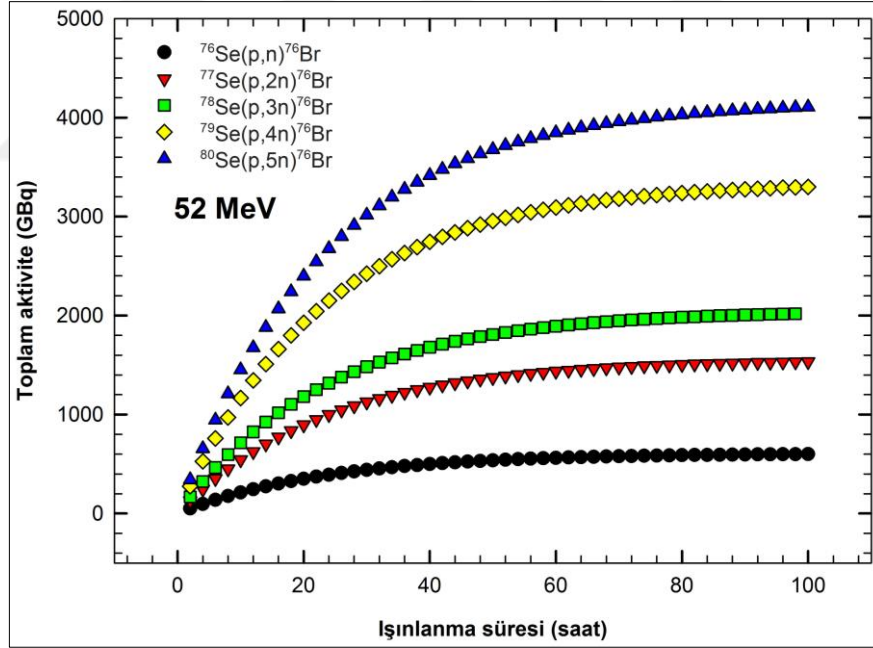
Şekil 54. $^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ ve $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (13 MeV)

Şekil 55'te, 32 MeV proton enerji değeri için $^{76-80}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ reaksiyonlarında 100 saatlik ışınlama süresi sonunda doyum noktasına ulaşamayarak ^{76}Br toplam aktivite değerlerinin artmaya devam ettiği görülmektedir. Bu ışınlama süresine ilişkin en yüksek aktivite değerlerinin sırasıyla, 937,157 GBq, 2761,510 GBq, 9744,290 GBq, 549,643 GBq ve 1504,840 GBq olduğu belirlenmiştir.

Şekil 56'da, 52 MeV proton enerji değeri için $^{76-80}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ reaksiyonlarında 100 saatlik ışınlama süresi sonunda yine doyum noktasına ulaşamayarak ^{76}Br toplam aktivite değerlerinin artmaya devam ettiği görülmektedir. Bu ışınlama süresine ilişkin en yüksek aktivite değerlerinin sırasıyla, 599,364 GBq, 1533,310 GBq, 2017,980 GBq, 3299,330 GBq ve 4106,370 GBq olduğu belirlenmiştir.

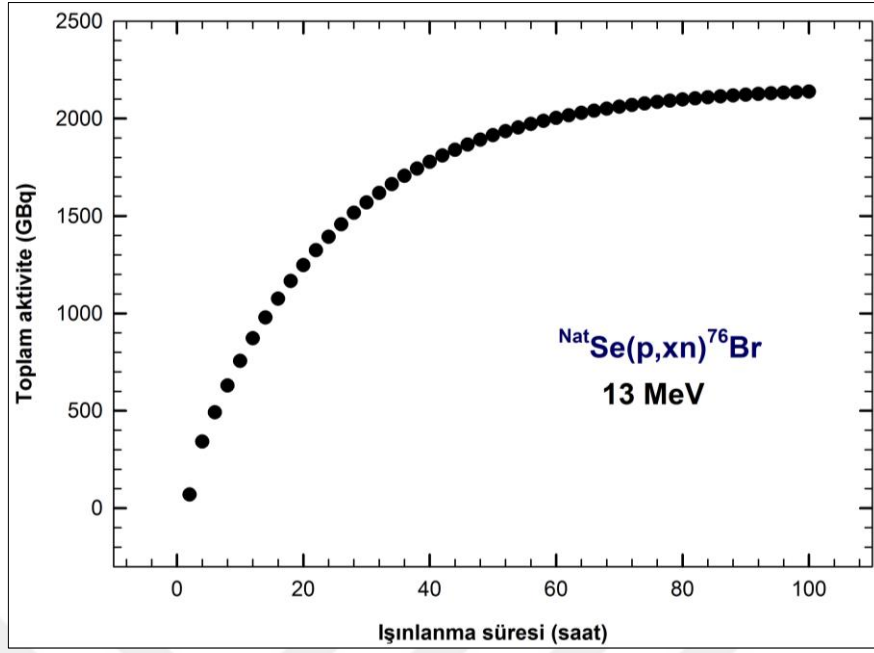


Şekil 55. $^{76-80}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (32 MeV)

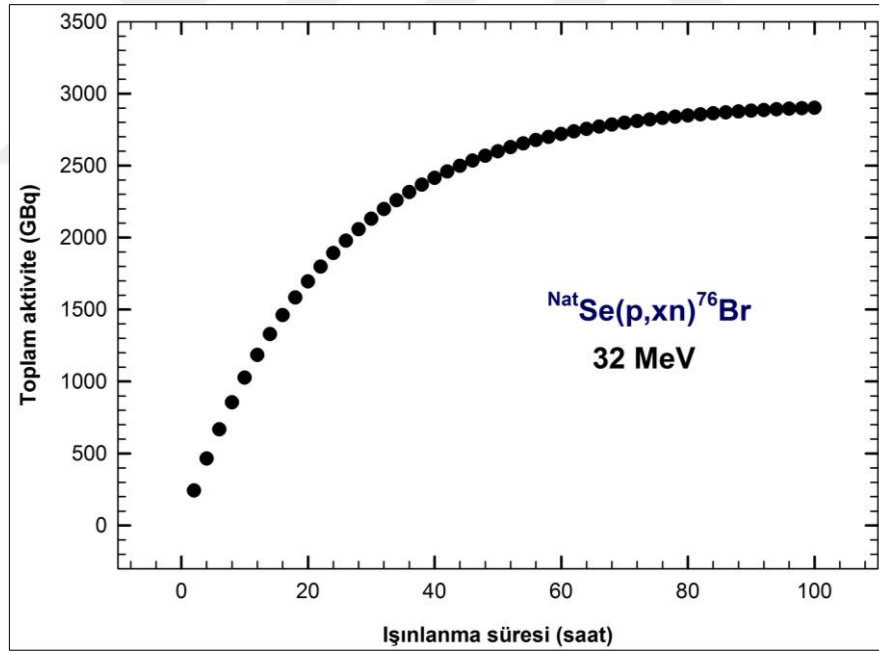


Şekil 56. $^{76-80}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (52 MeV)

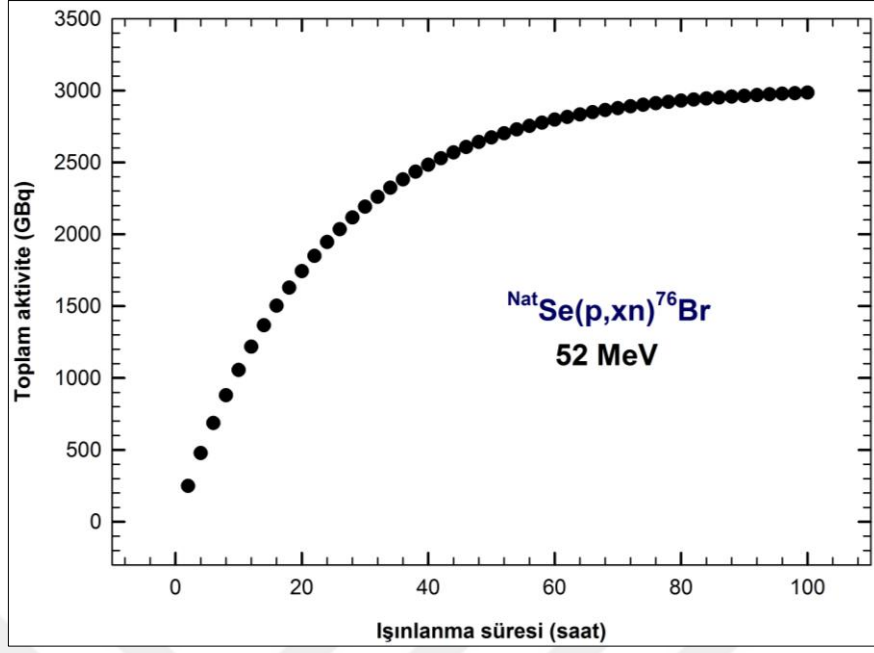
Şekil 57-59'da ise doğal selenyuma gönderilen 13 MeV, 32 MeV ve 52 MeV'lik proton enerjisi sonucunda toplam aktivitenin, 100 saatlik ışınlama sonrasında sabit değere ulaşmadığı görülmekte olup en yüksek aktivite değerlerinin sırasıyla 2137,433 GBq, 2901,383 GBq ve 2984,240 GBq olarak belirlenmiştir.



Şekil 57. $^{Nat}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite (13 MeV)



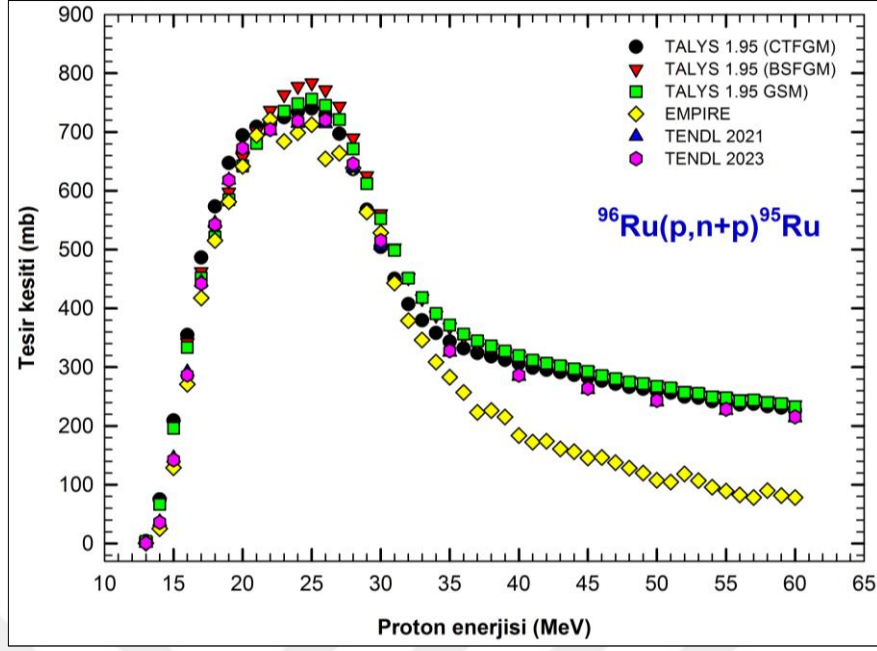
Şekil 58. $^{Nat}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite (32 MeV)



Şekil 59. $^{Nat}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite (52 MeV)

3.1.4. ^{95}Ru Üretim Hesaplamaları

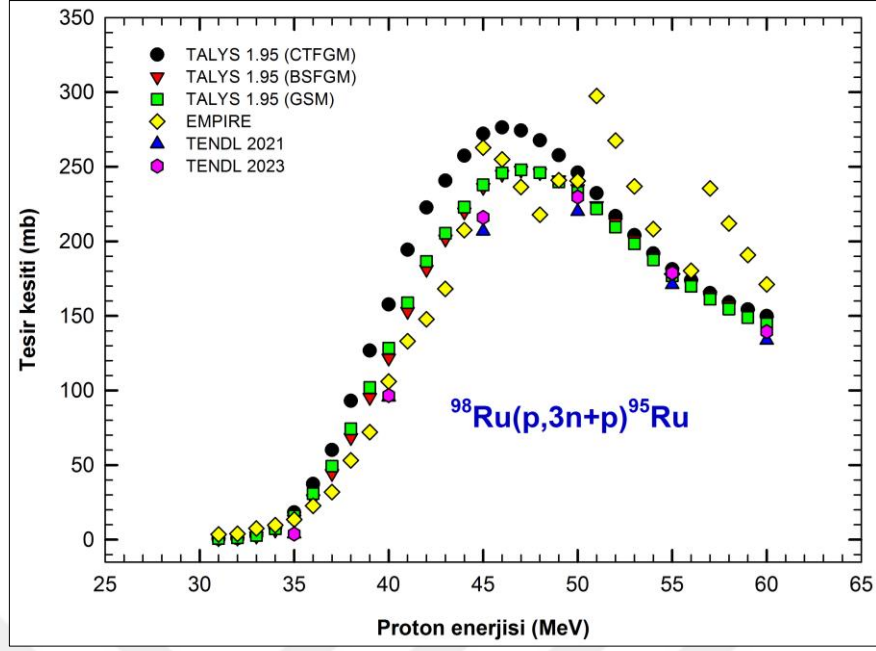
^{95}Ru radyoizotopu üretimi için belirlenen $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$, $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$, ve $^{Nat}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalları için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplamalar gerçekleştirilmiştir. Şekil 60'da, $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları gösterilmektedir. Şekil 60'da, 30 MeV'e kadar tüm model hesaplamaları kendi içinde ve TENDL verileri ile genel uyum içinde olduğu, 30 MeV'den sonraki enerji değerlerinde Eksiton modeli hesaplamalarının ayrışarak daha düşük değerlere doğru eğilim sergilediği görülmektedir. ^{95}Ru üretimi için optimal proton enerji aralığı 16-30 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 25 MeV'de 783,595 mb olarak BSFGM'den elde edilmiştir.



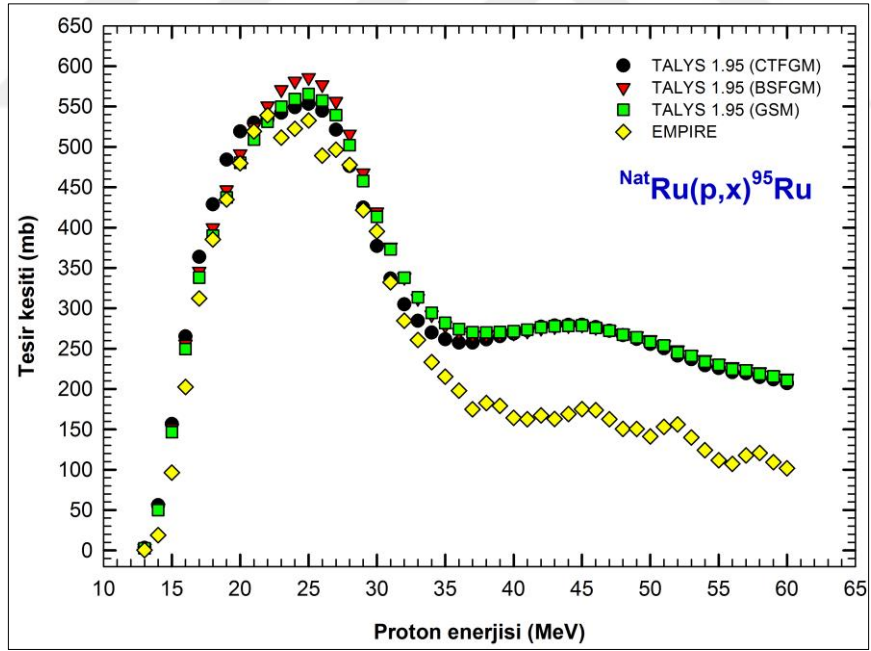
Şekil 60. $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)

Şekil 61’de, $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. Şekil 61’de görüldüğü gibi 35-50 MeV enerji aralığında tüm model hesaplamaları genel uyum içinde olup, 50 MeV’den sonraki enerji değerlerinde Eksiton model sonuçları diğer model sonuçlarından ayrılarak yüksek değerlere ulaşmaktadır. ^{95}Ru üretimi için optimal proton enerji aralığı 40-55 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 46 MeV’de 276,325 mb olarak CTFGM’den elde edilmiştir.

Şekil 62’de, hedef olarak doğal rutenyum kullanılması durumu dikkate alınarak yapılan $^{95}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesaplamaları gösterilmektedir. Şekil 62’de, tüm model hesaplamalarının 30 MeV enerji değerine kadar genel bir uyum içinde olduğu, 30 MeV’in üstünde Eksiton model hesaplamalarının sapmaya uğrayarak nispeten daha düşük değerlerde kaldığı görülmektedir. ^{95}Ru üretimi için optimal proton enerji aralığı 15-35 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 25 MeV’de 585,8457 mb olarak BSFGM’den elde edilmektedir.



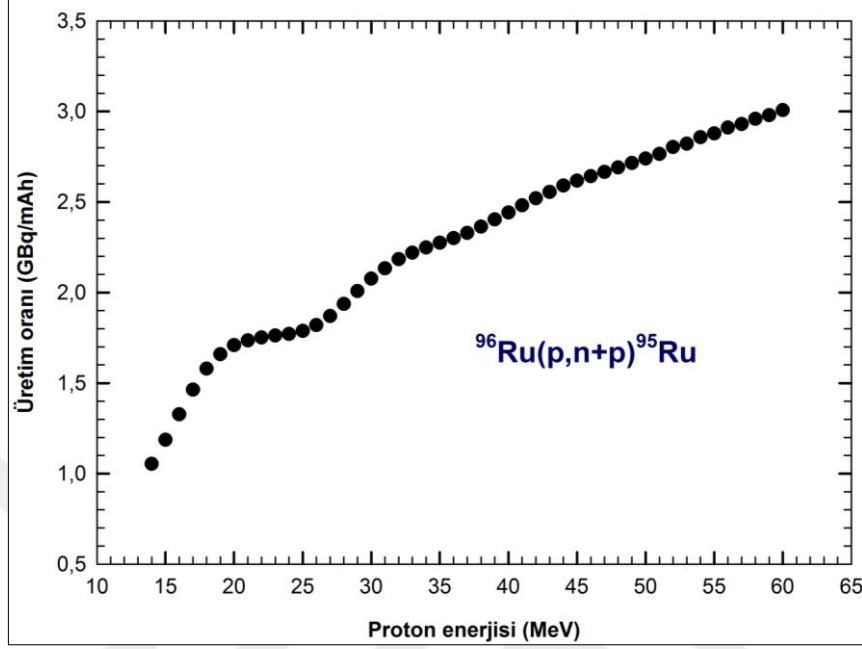
Şekil 61. $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)



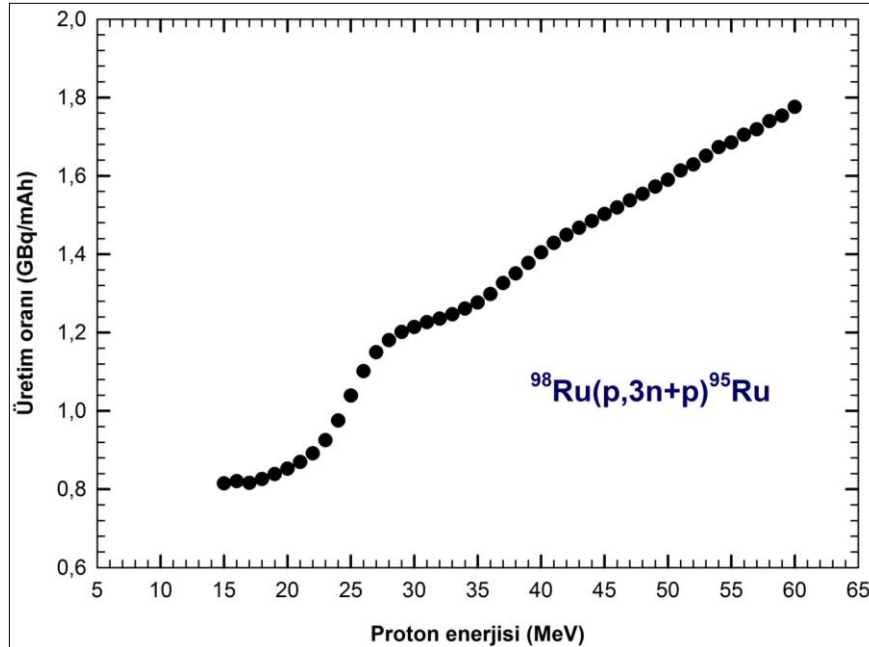
Şekil 62. $^{\text{Nat}}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri

Şekil 63'te $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ ve $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalları için ve Şekil 64'de ise $^{\text{Nat}}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ kanalı için reaksiyon üretim oranı hesaplamaları verilmiştir. Bu grafiklerde farklı proton demet enerjileri için saat mili amper (mAh) şiddetindeki proton

demeti başına elde edilen ^{95}Ru aktivitesi gösterilmektedir. Grafiklerden görüldüğü gibi gelen proton enerjisindeki artışa karşılık üretim oranı değerlerinde de artış olmaktadır.



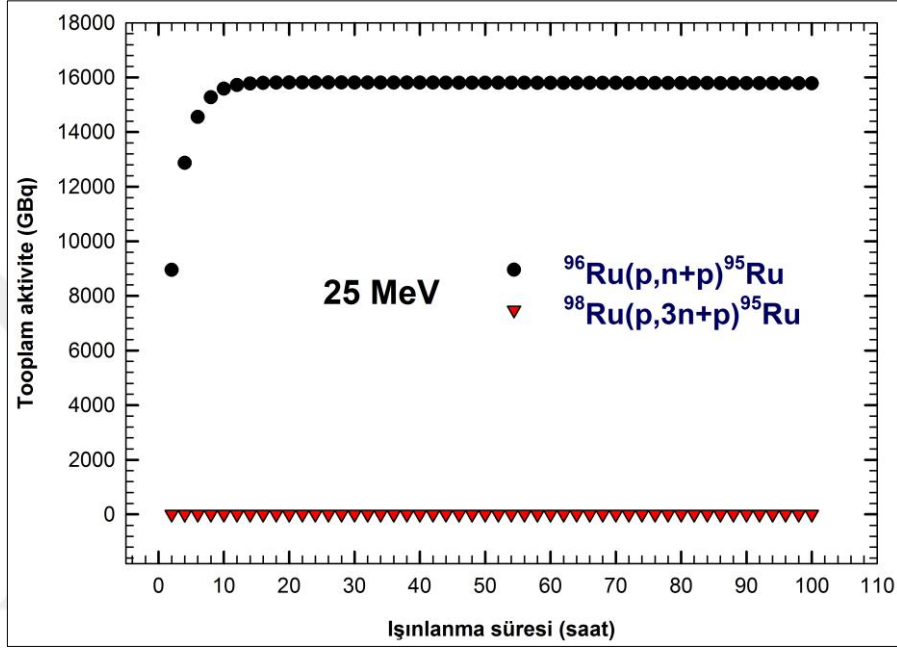
Şekil 63. $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 64. $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı

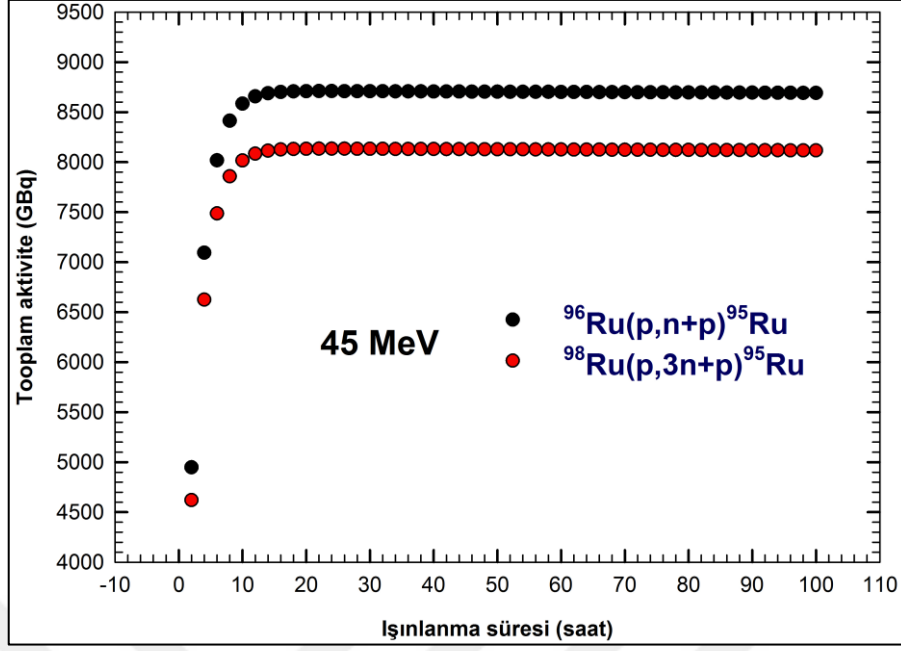
$^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$, $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$, ve $^{\text{Nat}}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyon kanalları için hesaplanan toplam aktivite değerleri Şekil 65-68'de gösterilmektedir. Şekil 65-68

değerleri, ^{Nat}Ru reaksiyonu sonucu en iyi tesir kesiti değerlerini veren 25 ve 45 MeV için hesaplanmıştır. Şekil 65'te, $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ ve $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyonları için 25 MeV'lik proton demeti enerjisinde yaklaşık 8 saatlik ışınlama süresi boyunca aktivite değerleri artmış ve bu süre sonunda doyma değerine ulaşmıştır. Elde edilen en yüksek toplam aktivite değerleri sırasıyla 15811 GBq ve 0,1931 GBq olarak belirlenmiştir.



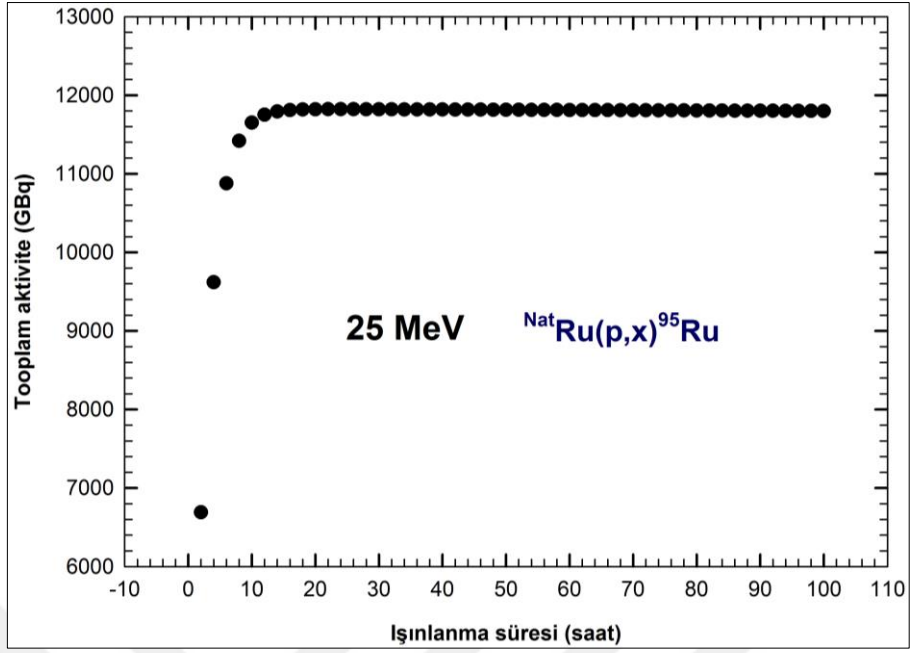
Şekil 65. $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ ve $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (25 MeV)

Şekil 66'da, $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ ve $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyonları için 45 MeV'lik proton enerjisinde yaklaşık 22 saatlik ışınlama süresi sonunda kısmen sabit değerlerine ulaştıkları görülmektedir.. En yüksek toplam aktivite değerleri sırasıyla, 8708,48 GBq ve 9132,76 GBq olarak belirlenmiştir.

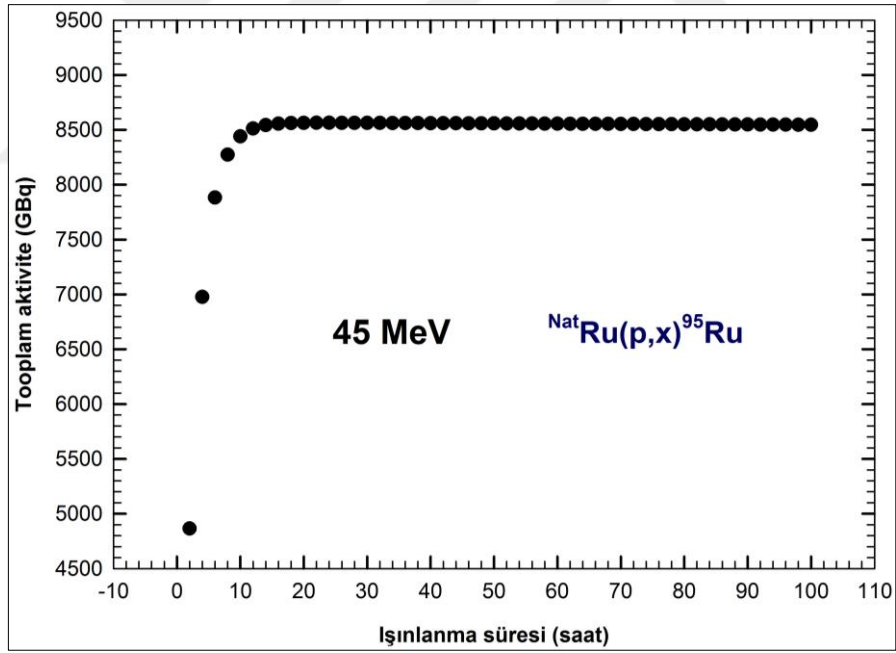


Şekil 66. $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ ve $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite (45 MeV)

Şekil 67'de $^{\text{Nat}}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonu için 25 MeV'lik proton enerjisinde yaklaşık 18 saatlik ışınlama süresi sonunda kısmen sabit değerine ulaştığı görülmektedir. En yüksek aktivite değeri 11820,9583 GBq'dir. Şekil 51'de $^{\text{Nat}}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonu için 45 MeV'lik proton enerjisinde yaklaşık 20 saatlik ışınlama süresi sonunda kısmen sabit değerine ulaştığı görülmektedir. En yüksek toplam aktivite değeri 8563,1903 GBq olarak belirlenmiştir. Maksimum aktivite ve aktivite doyma noktaları dikkate alındığında hedef olarak doğal rutenyumun kullanılması durumunda 25 MeV'lik proton demet enerjisinin ^{95}Ru üretimi açısından maliyet açısından daha uygun olduğu sonucuna varmak mümkündür.



Şekil 67. $^{nat}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite (25 MeV)



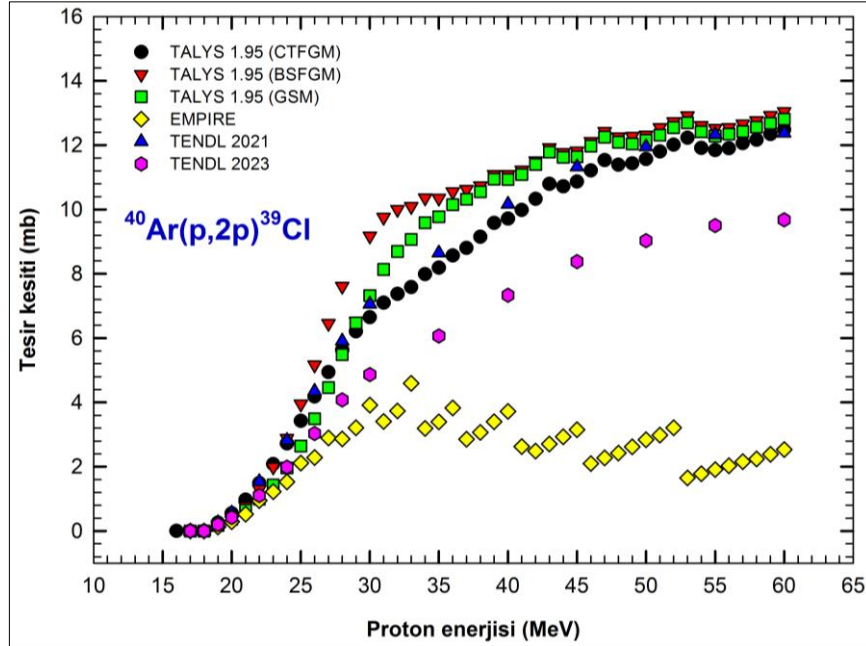
Şekil 68. $^{nat}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$ nükleer reaksiyonu için toplam aktivite (45 MeV)

3.2. Tek Foton Emisyon Tomografisinde Kullanılabilecek Radyoizotoplar İçin Hesaplamalar

Bu tez çalışmasında, SPECT için kullanım potansiyeline sahip ^{39}Cl , ^{47}Sc , ^{67}Cu ve ^{198}Au radyoizotopları için üretim tesir kesitleri, reaksiyon üretim oranları ve toplam aktivite değerleri hesaplanmıştır.

3.2.1. ^{39}Cl Üretim Hesaplamaları

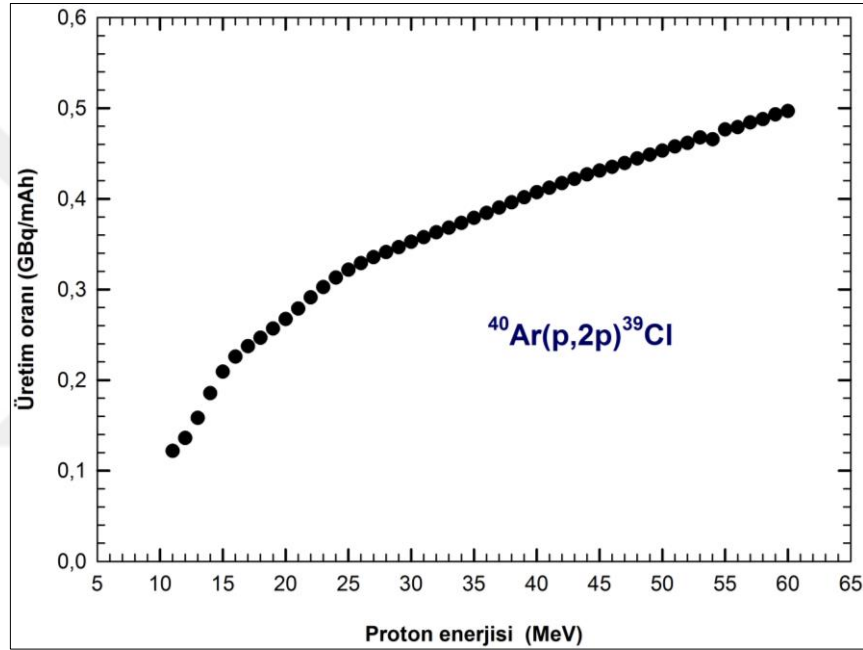
^{39}Cl radyoizotopunun üretimi için proton başlatmalı reaksiyon olarak $^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$ reaksiyon kanalı belirlenmiş ve bu kanal için hesaplamalar yapılmıştır. Şekil 69’da, $^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları ile yapılan tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. Şekilde, 25 MeV enerji değerine kadar tüm model hesaplamalarının uyum içinde olduğu, 25 MeV enerji değerinden sonra Eksiton model değerlerinin diğer model sonuçlarından ayrışmay başladığı görülmektedir. ^{39}Cl üretimi için optimal proton enerji aralığı 30-60 MeV olup en yüksek tesir kesiti değeri 60 MeV’de 13,04 mb olarak BSFGM’den elde edilmiştir.



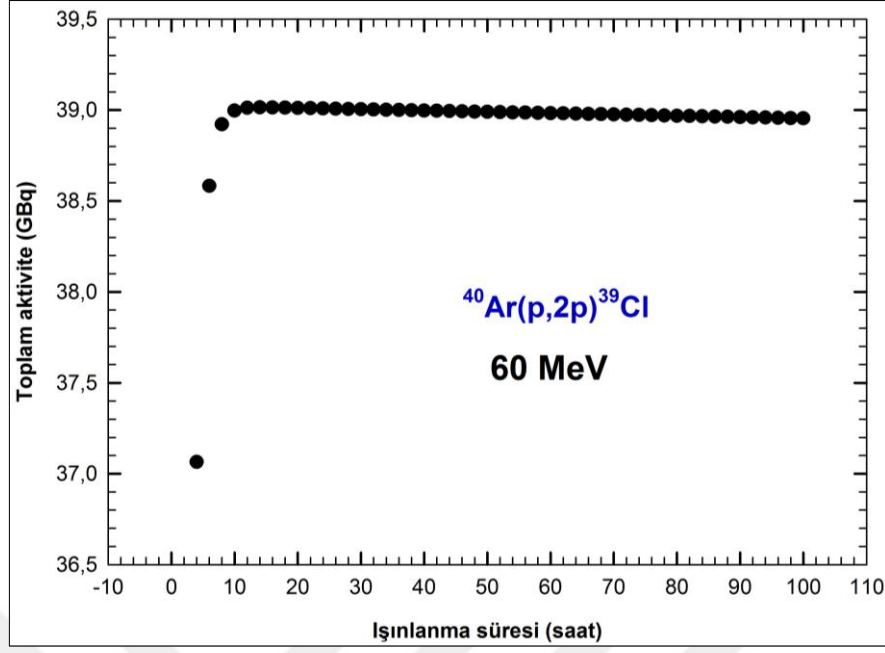
Şekil 69. $^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan tesir kesitleri

$^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$ nükleer reaksiyon kanalı için reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değerleri de hesaplanarak Şekil 70 ve 71’de sunulmuştur. Şekil 70’te, proton enerjisinin artışına karşılık olarak reaksiyon üretim oranı değerlerinin de arttığı görülmektedir. 60 MeV proton enerjisinde üretim oranı değeri 0,4968 GBq/mAh’dır.

$^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$ nükleer reaksiyon kanalı için toplam aktivite değeri hesaplanmış ve Şekil 71’de verilmiştir. Toplam aktivite değerinin ilk 10 saatlik ışınlama süresince artış gösterdiği ve bu süre sonunda doyma değerine ulaştığı görülmektedir. Elde edilen en yüksek toplam aktivite değeri 39,012 GBq olarak belirlenmiştir.



Şekil 70. $^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı

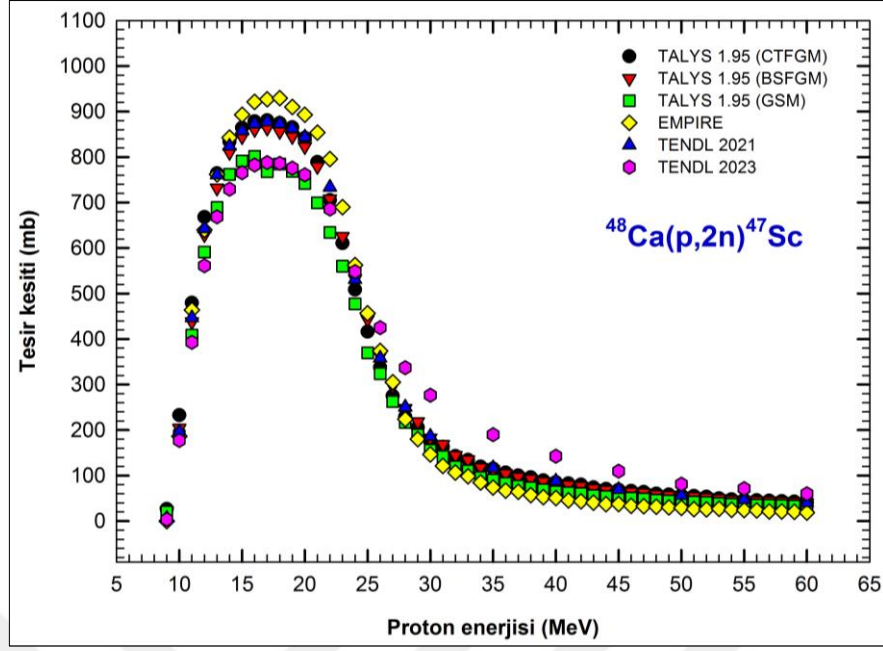


Şekil 71. $^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite

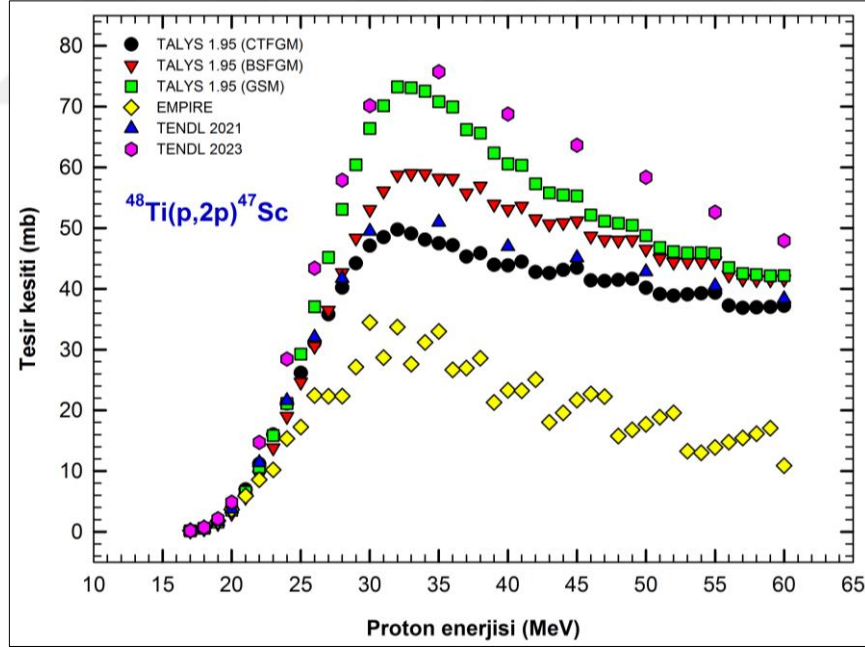
3.2.2. ^{47}Sc Üretim Hesaplamaları

^{47}Sc radyoizotopu için belirlenen $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$, $^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$, $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$, $^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ ve $^{47}\text{Ti}(p,x)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalları için hesaplamalar yapılmıştır. Şekil 72’de, $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. Tüm model hesaplarında genel bir uyum olduğu, 15-22 MeV enerji aralığında Eksiton model ve TENDL 2023 verilerinin nispeten daha düşük değerlerde olduğu görülmektedir. ^{47}Sc üretimi için optimal proton enerji aralığı 10-25 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 18 MeV’de 929,39 mb olarak Eksiton modelden elde edilmiştir.

Şekil 73’te, $^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. 25-45 MeV enerji aralığında Eksiton model değerlerinin düşük kaldığı, diğer model değerlerinin TENDL verilerini paralel takip ettiği görülmektedir. ^{47}Sc üretim için optimal proton enerji aralığı 25-45 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 32 MeV’de 73,249 mb olarak GSM’den elde edilmektedir.



Şekil 72. $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)

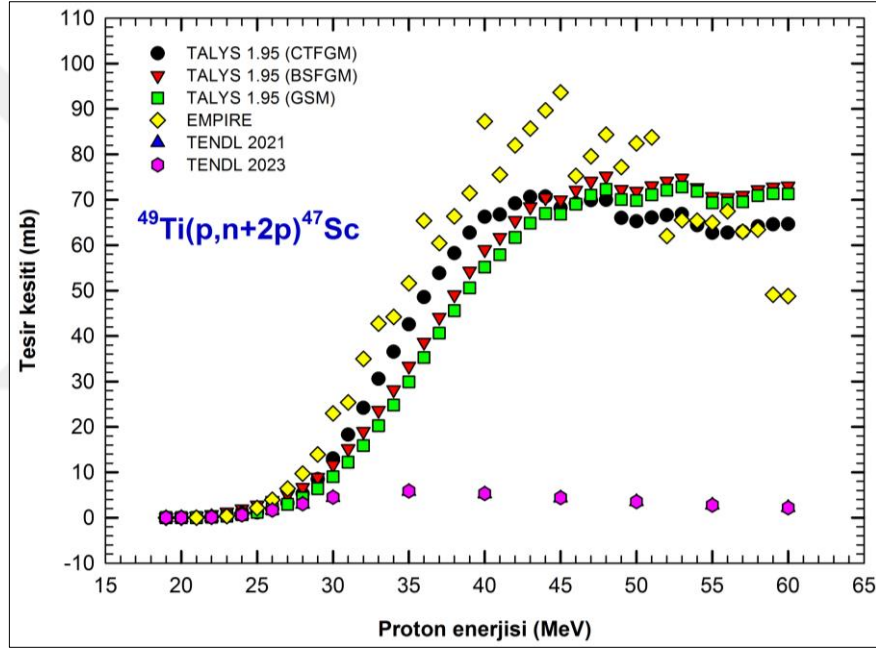


Şekil 73. $^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)

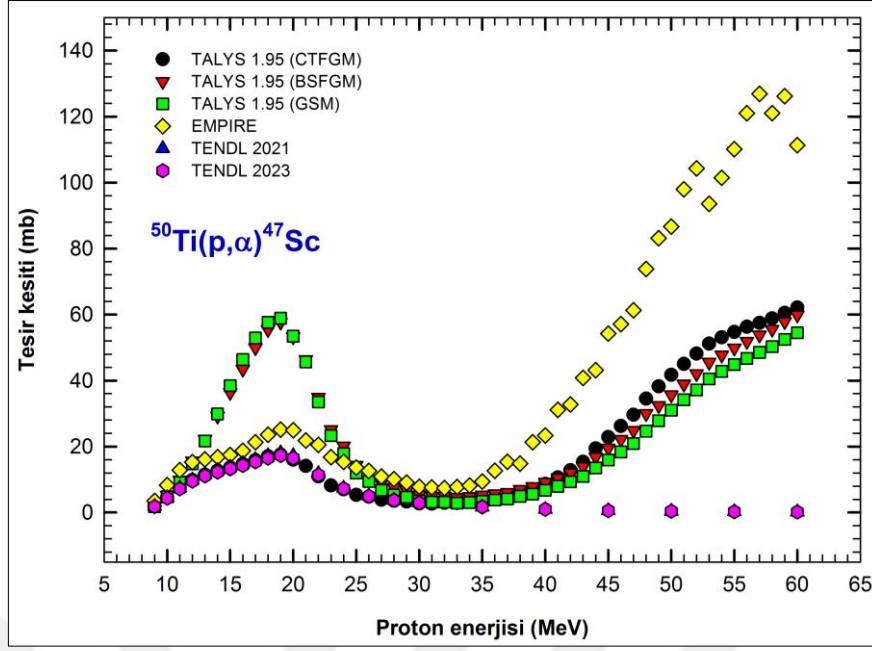
Şekil 74'te, $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesaplamaları gösterilmektedir. Tüm model hesaplarında genel bir uyum olduğu ve TENDL verilerinden yüksek değerlerde olduğu, 40 MeV enerji değerinden sonra Eksiton model verilerinde

sapmaların olduğu görülmektedir. ^{47}Sc üretimi için optimal proton enerji aralığı 35-60 MeV olup, en iyi tesir kesiti değeri 45 MeV'de 93,6189 mb olarak Eksiton modelden elde edilmiştir.

Şekil 75'te, $^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. 12-25 MeV enerji aralığında BSFGM ve GSM sonuçlarının nispeten yüksek değerlerde olduğu, 35 MeV'den sonrasında ise Eksiton model değerlerinin nispeten yüksek değerlere saptığı, TENDL verilerinin düşük değerlere saptığı görülmektedir. ^{47}Sc üretimi için en yüksek tesir kesiti değeri, 12-25 MeV arasında 19 MeV'de 58,883 mb olarak GSM'den 35-60 MeV arasında 57 MeV'de 126,855 mb olarak Eksiton modelinden elde edilmiştir.



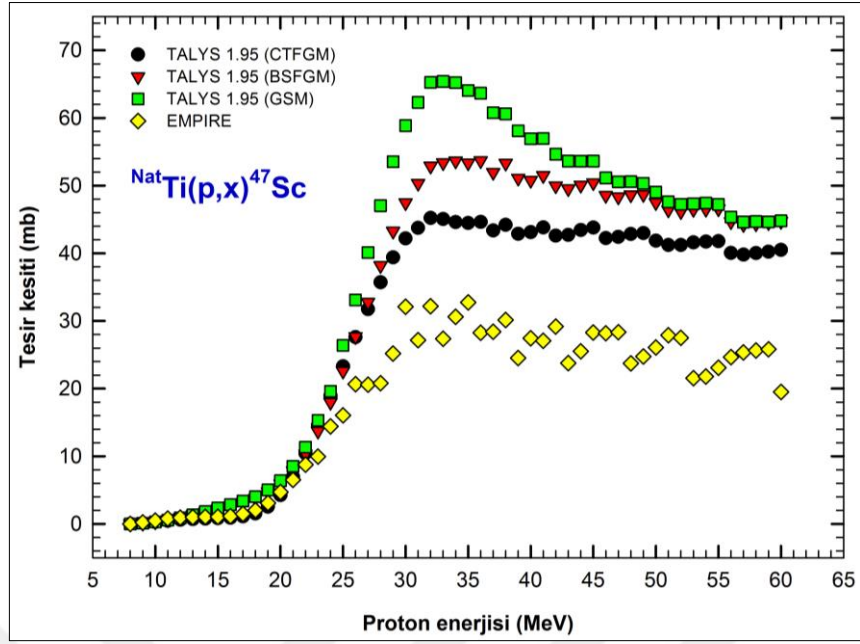
Şekil 74. $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)



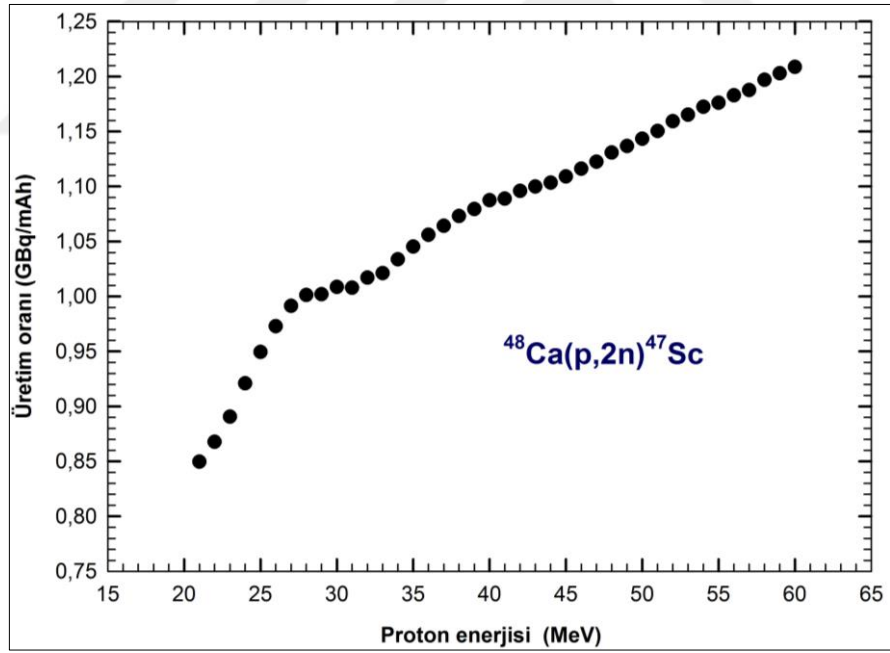
Şekil 75. $^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)

Şekil 76’da, ^{47}Sc nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesap sonuçları gösterilmektedir. 25 MeV’e kadar modeller arasında genel bir uyum olduğu, sonrasında ise model verilerinin birbirlerini paralel takip ettiği görülmektedir. ^{47}Sc üretimi için optimal proton enerji aralığı 25-60 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 33 MeV’de 65,3825 mb olarak GSM’den elde edilmiştir.

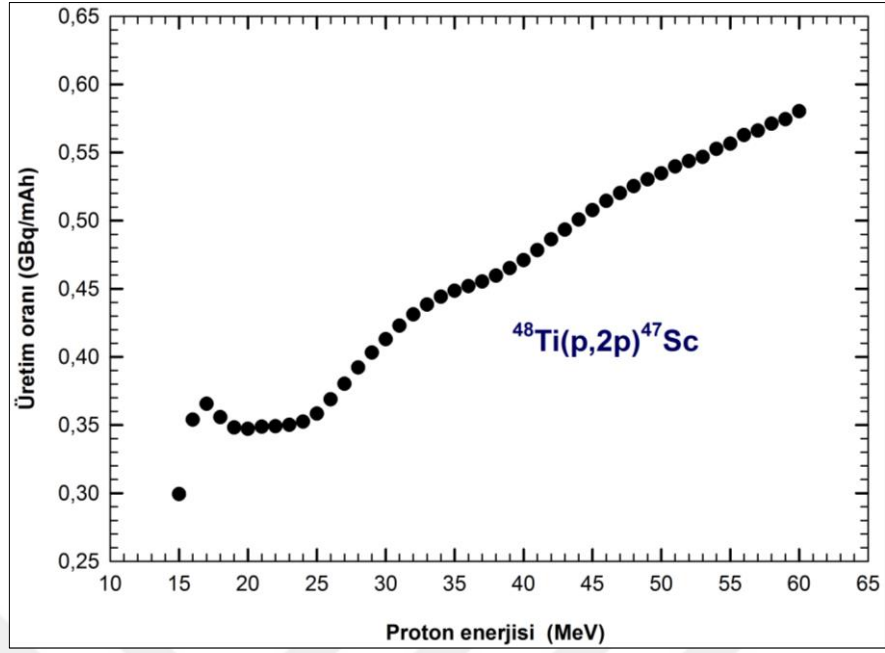
Şekil 77-80’de $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$, $^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$, $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ ve $^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyon kanalları için reaksiyon üretim oranı hesaplamaları sırasıyla gösterilmektedir. Beklenildiği gibi tüm kanallar için gelen proton enerjisindeki artışa karşılık üretim oranı değerlerinde de artış olmaktadır. $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ ve $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ kanallarında ^{47}Sc üretim oranlarının diğerlerine göre görece olarak daha yüksek olduğu görülmektedir.



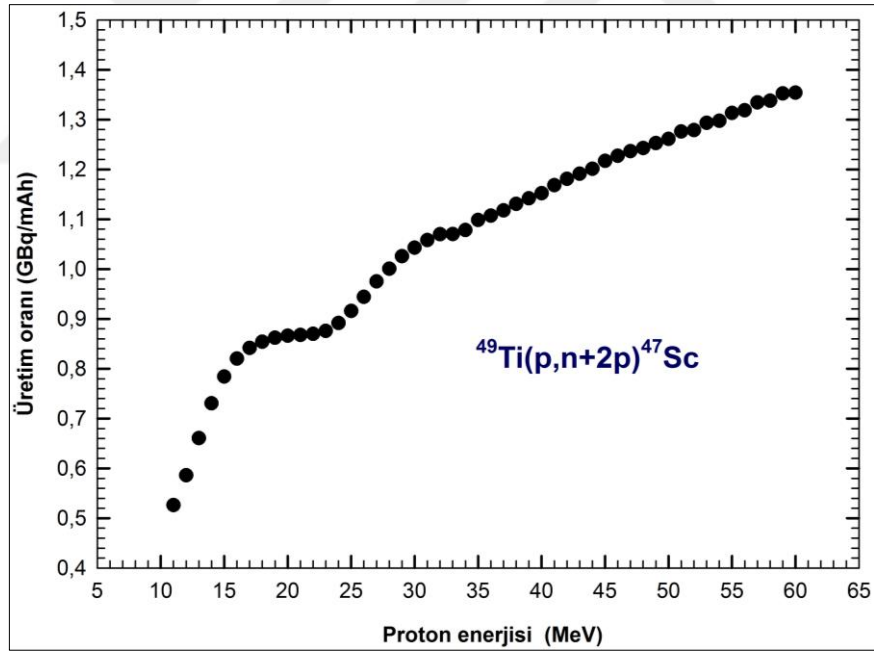
Şekil 76. $^{nat}\text{Ti}(p,x)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesisir kesitleri



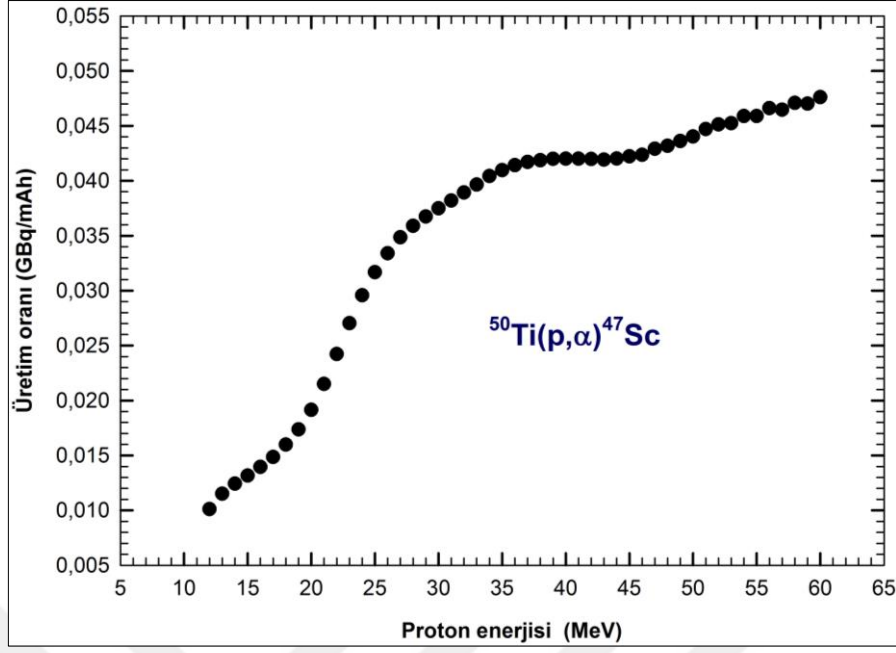
Şekil 77. $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 78. $^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 79. $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 80. $^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı

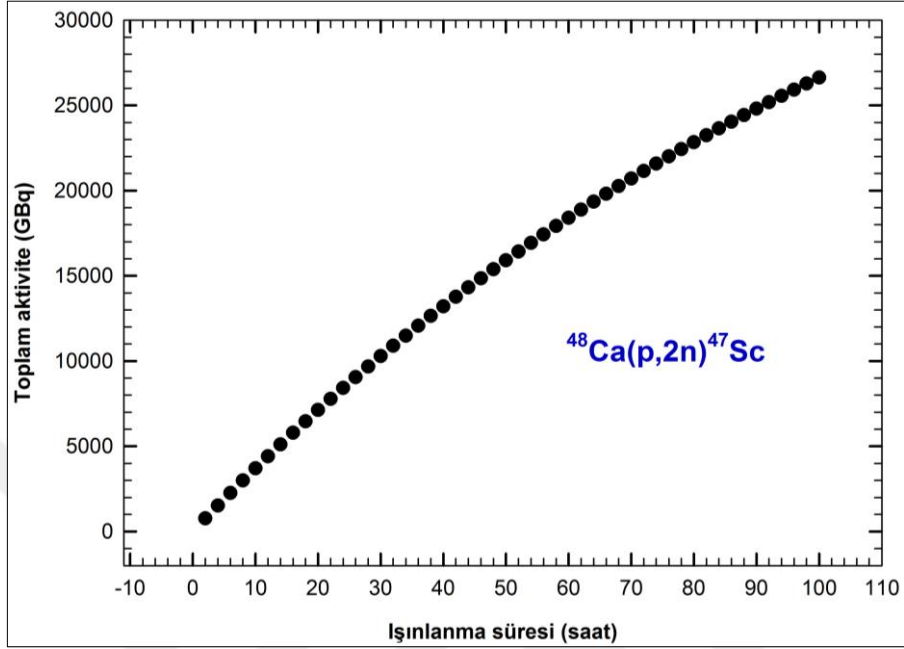
$^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$, $^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$, $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$, $^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ ve $^{\text{Nat}}\text{Ti}(p,x)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyon kanalları için toplam aktivite değerleri hesaplanmış ve Şekil 81-83'da gösterilmektedir. Şekil 81'de sunulan değerler, ^{47}Sc reaksiyonu sonucu en yüksek tesir kesiti değerini veren 33 MeV için hesaplanmıştır.

Şekil 81'de, $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ için 100 saatlik ışınlama süresi boyunca aktivite değerlerinin artmaya devam ettiği görülmektedir. 100 saatlik ışınlama süresi sonunda elde edilen en yüksek toplam aktivite değeri yaklaşık 26625,10 GBq olarak belirlenmiştir. Önceki çekirdeklerden farklı olarak 100 saatlik ışınlama süresi boyunca aktivite doyum noktasına erişilememesinin sebebi ^{47}Sc 'nin yarı ömrünün görece olarak yüksek olmasıdır (3.35 gün).

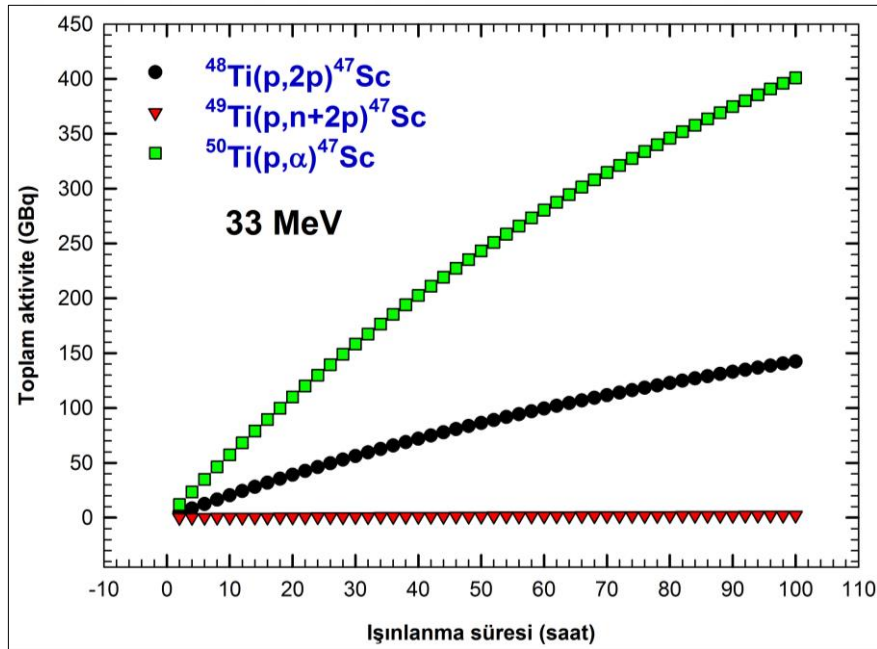
Şekil 82'de, $^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$, $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ ve $^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonları için 100 saatlik ışınlama süresi boyunca aktivite değerlerinin artmaya devam ettiği görülmektedir. Işınlama süresi sonunda elde edilen en yüksek toplam aktivite değerleri sırasıyla, 142,218 GBq, 2,2161 GBq ve 401,070 GBq olarak belirlenmiştir.

Şekil 83'te $^{\text{Nat}}\text{Ti}(p,x)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonu için 33 MeV'lik proton enerjisinde 100 saatlik ışınlama süresi boyunca aktivite değerlerinin artmaya devam ettiği görülmektedir. Işınlama süresi sonunda elde edilen en yüksek toplam aktivite değeri, 149,1382 GBq olarak belirlenmiştir. Bu sonuç Şekil 82'de görülen $^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$ kanalı değerinden oldukça düşük

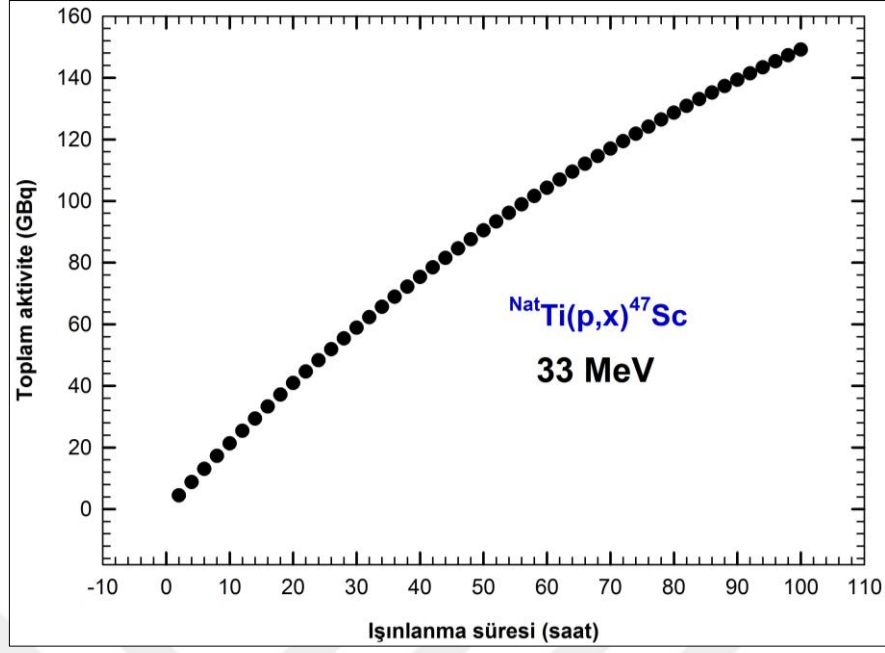
olup bunun nedeni de doğal titanyum içerisinde ^{48}Ti 'in %73,77 gibi yüksek bir bolluk oranına sahip olmasından kaynaklanmaktadır.



Şekil 81. $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite



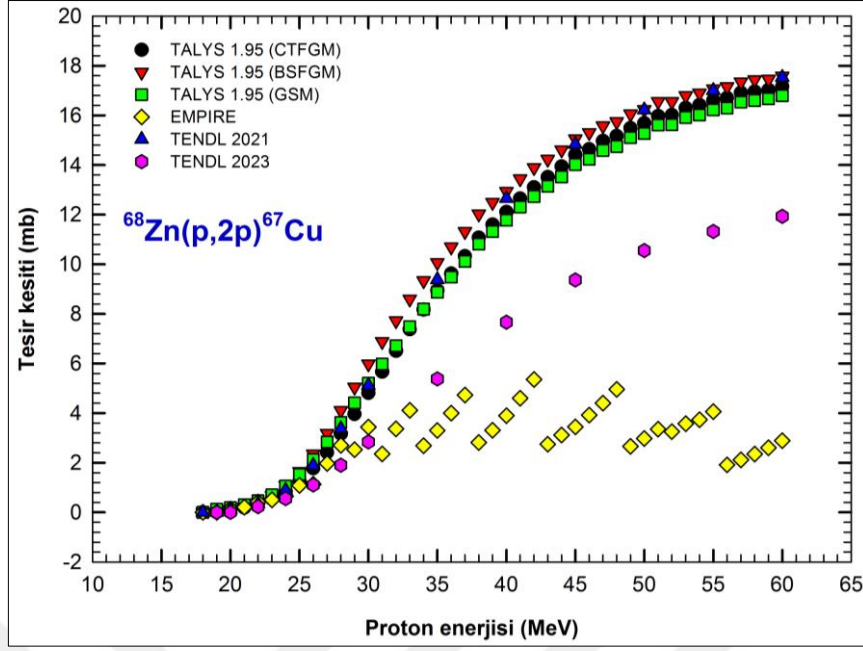
Şekil 82. $^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$, $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ ve $^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite



Şekil 83. $^{Nat}\text{Ti}(p,x)^{47}\text{Sc}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite

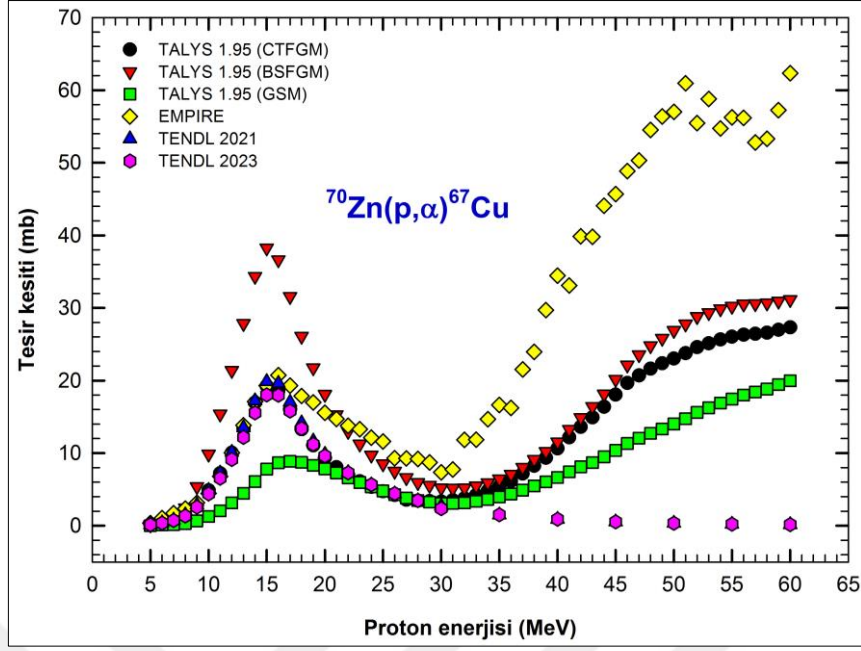
3.2.3. ^{67}Cu Üretim Hesaplamaları

^{67}Cu radyoizotopu için; $^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$, $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ ve $^{Nat}\text{Zn}(p,x)^{67}\text{Cu}$ reaksiyon kanalları için hesaplamalar yapılmış olup Şekil 84'te, $^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. Şekil 84'te, 25 MeV'den sonra Eksiton model ve TENDL 2023 değerlerinin nispeten düşük değerlerde kaldığı görülmektedir. ^{67}Cu üretimi için optimal proton enerji aralığı 30-60 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 60 MeV'de 17,5732 mb olarak BSFGM'den elde edilmektedir.

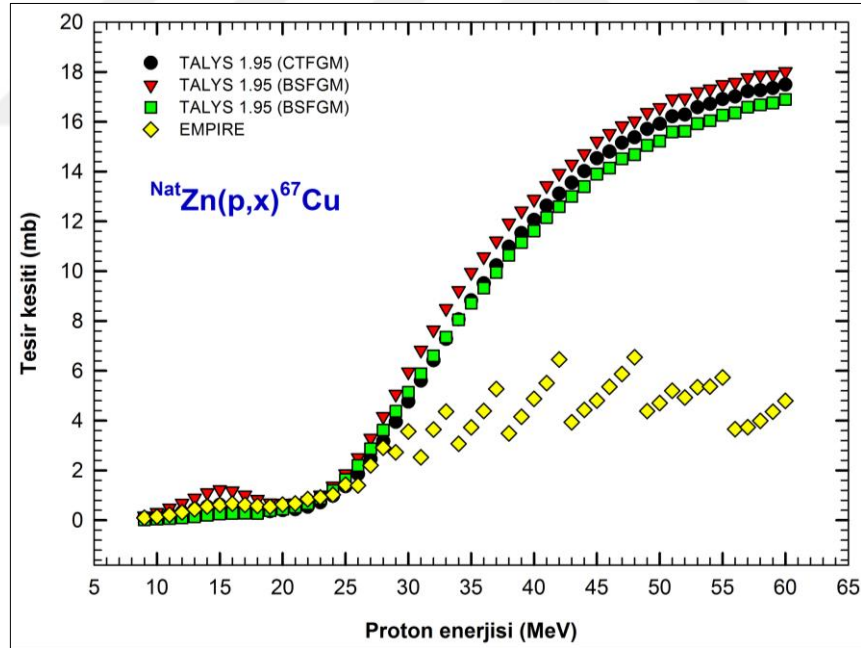


Şekil 84. $^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesisir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)

Şekil 85'te, $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesisir kesiti hesaplamaları gösterilmektedir. Şekil 85'te, model sonuçlarının birbirini genel olarak paralel takip ettiği, 10-20 MeV ve 35-60 MeV enerji aralıklarında iki ayrı tepe noktasının oluştuğu görülmektedir. 10-20 MeV aralığında BSFGM değerlerinin daha yüksek olduğu ve en yüksek tesisir kesiti değerinin yine bu modelden 15 MeV'de 38,251 mb olarak elde edildiği, 35-60 MeV aralığında ise Eksiton model değerlerinin daha yüksek olduğu ve en iyi tesisir kesiti değerinin 60 MeV'de 62,3525 mb olarak elde edildiği görülmektedir.



Şekil 85. $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)

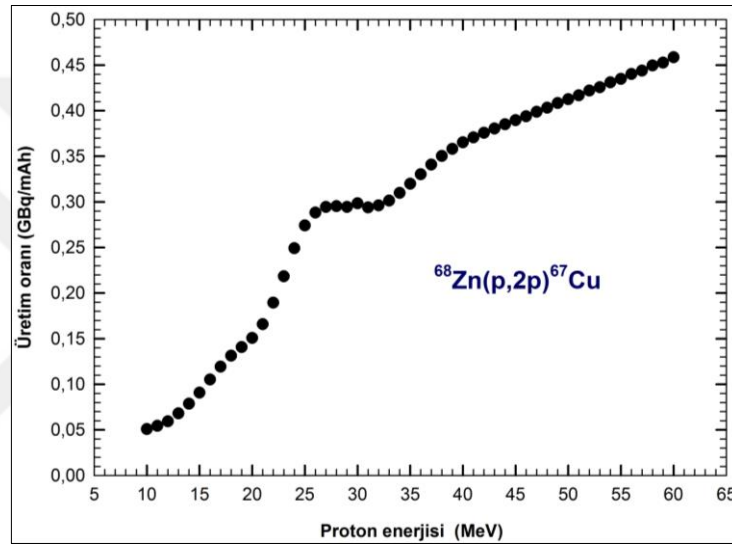


Şekil 86. $^{\text{Nat}}\text{Zn}(p,x)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS ve EMPIRE kodları kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri

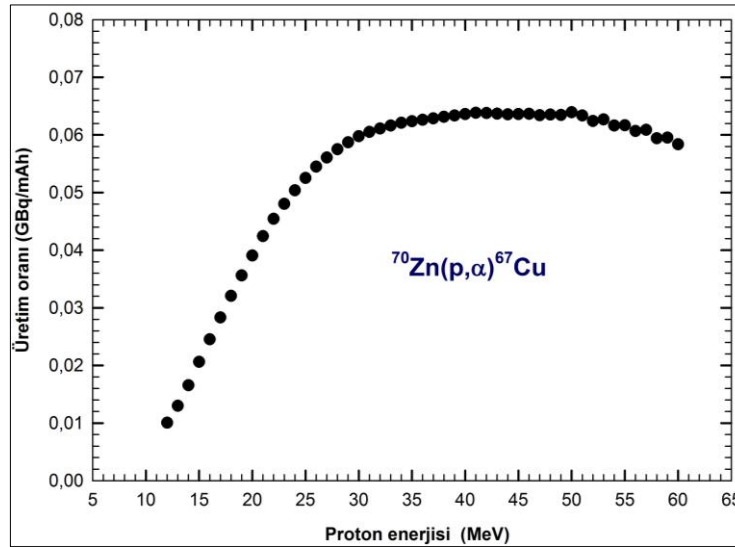
Şekil 86’da, $^{\text{Nat}}\text{Zn}(p,x)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları gösterilmekte olup tüm model sonuçlarının genel bir uyum içinde olduğu fakat 28 MeV’den sonraki değerlerde Eksiton model hesaplamalarının saparak nispeten düşük değerlerde

kaldığı görülmektedir. ^{67}Cu üretimi için optimal proton enerji aralığı 35-60 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 60 MeV’de yaklaşık 18,0079 mb olarak BSFGM’den elde edilmiştir.

Şekil 87-88’de, $^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ ve $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyon kanalları için reaksiyon üretim oranı hesaplamaları sırasıyla verilmiştir. Grafiklerden anlaşılabacağı üzere gelen proton enerjisindeki artışa karşılık üretim oranı değerlerinde de artış olmakla birlikte $^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ üretim oranının $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ kanalına göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

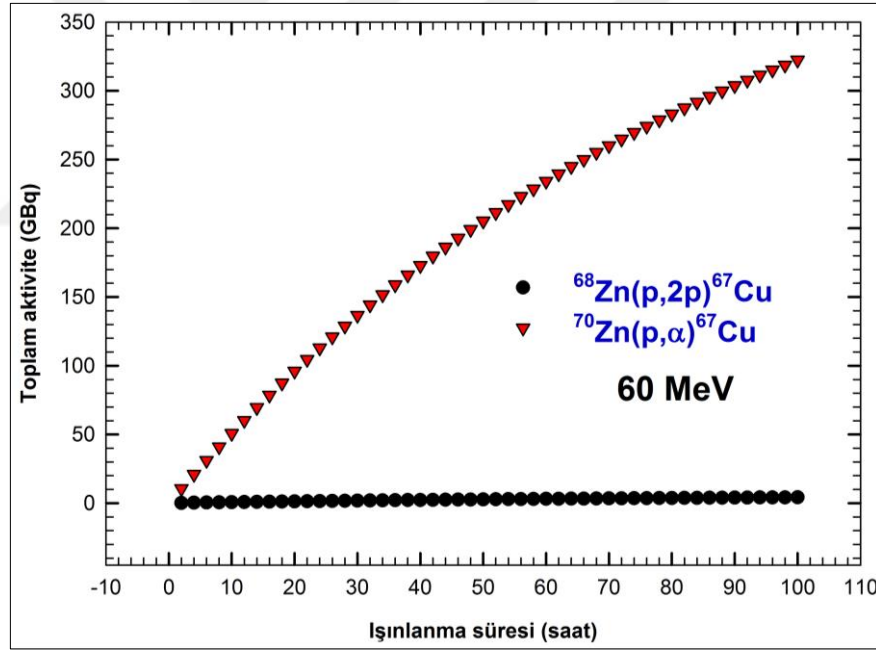


Şekil 87. $^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı

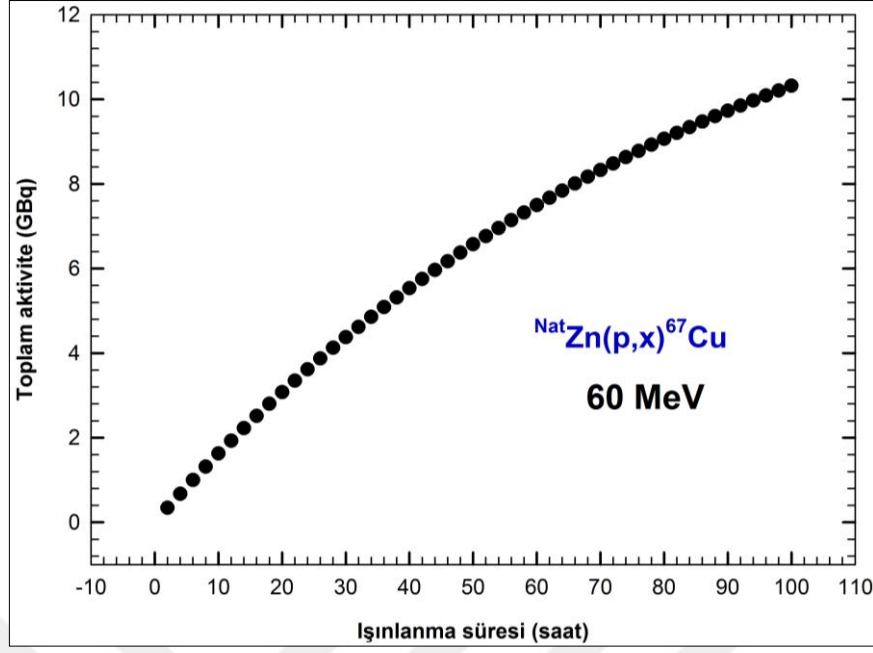


Şekil 88. $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı

$^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$, $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ ve $^{\text{Nat}}\text{Zn}(p,x)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyon kanalları için hesaplanan toplam aktivite değerleri Şekil 89 ve Şekil 90’da gösterilmektedir. Şekil 89’da, $^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ ve $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonları için 100 saatlik ışınlama süresi boyunca aktivite değerlerinin artmaya devam ettiği görülmektedir. Işınlama süresi sonunda elde edilen en yüksek toplam aktivite değerleri sırasıyla, 4,2030 GBq ve 322,291 GBq olarak belirlenmiştir. Şekil 90’da, $^{\text{Nat}}\text{Zn}(p,x)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için 100 saatlik ışınlama süresi boyunca aktivite değerlerinin artmaya devam ettiği görülmektedir. Işınlama süresi sonunda elde edilen en yüksek toplam aktivite değerleri 10,316 GBq olarak belirlenmiştir. Grafiklerden anlaşılabacağı gibi ^{68}Zn ve ^{70}Zn hedefler proton ile ayrı ayrı bombardıman edildiğinde aynı enerjilerde ^{68}Zn hedefle elde edilen aktivite değerleri çok yüksek olmakla birlikte doğal çinko hedef için bu değer çok düşük kalmaktadır. Bunun nedeni ise doğal çinko hedefte ^{70}Zn ’in bolluk oranının çok yüksek olmasından kaynaklanmaktadır.



Şekil 89. $^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ ve $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$ reaksiyonları için hesaplanan toplam aktivite

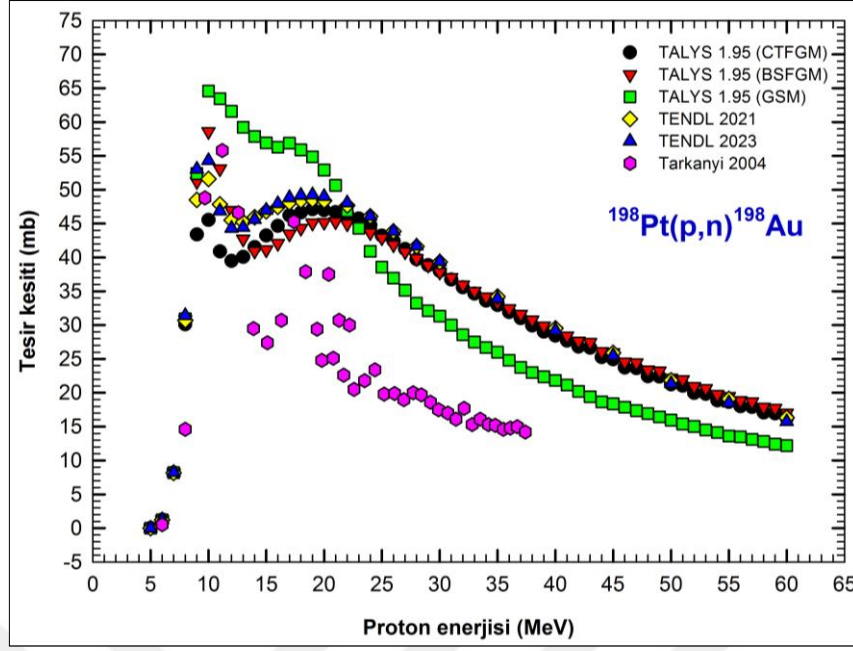


Şekil 90. $^{nat}\text{Zn}(p,x)^{67}\text{Cu}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite

3.2.4. ^{198}Au Üretim Hesaplamaları

^{198}Au radyoizotopu için proton başlatmalı reaksiyon kanalları $^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$, $^{199}\text{Hg}(p,2p)^{198}\text{Au}$, $^{200}\text{Hg}(p,2p+n)^{198}\text{Au}$ ve $^{201}\text{Hg}(p,\alpha)^{198}\text{Au}$ olarak belirlenmiş ve bu reaksiyon kanalları için tesir kesiti ve aktivite değerleri hesaplanmıştır. Ek olarak üretimin doğal civa ile gerçekleştirilmesi durumu dikkate alınarak $^{nat}\text{Hg}(p,x)^{198}\text{Au}$ reaksiyon kanalı için de hesaplamalar yapılmıştır.

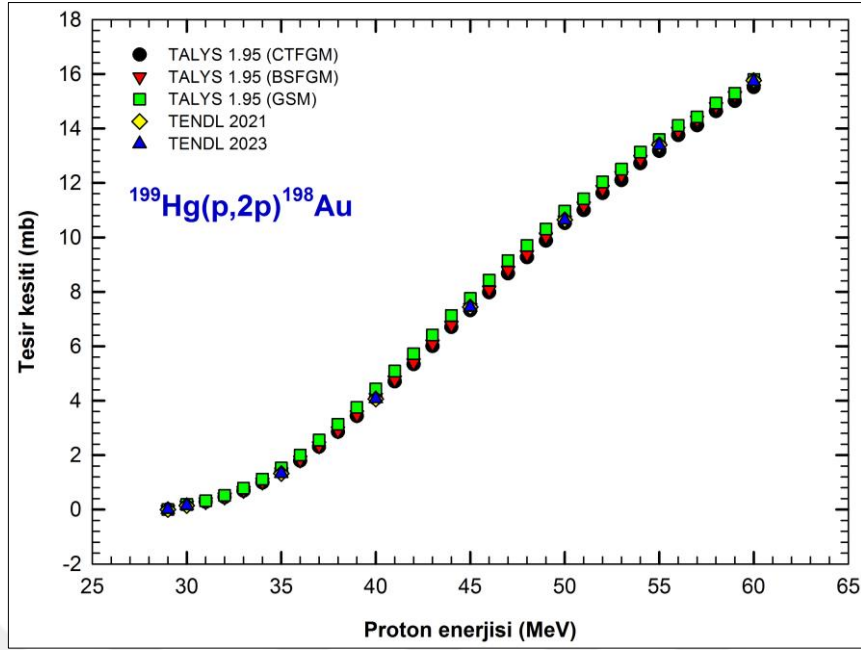
Şekil 91’de, $^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. Şekil 91’de, GSM modeli dışında 5-15 MeV enerji aralığında tesir kesiti sonuçlarının genel bir uyum içinde olduğu, 15-25 MeV aralığında ise elde edilen verilerin TENDL 2023 verileriyle uyumlu olduğu görülmekle birlikte bu aralıkta model sonuçları deneysel verilerin (Tarkanyi, vd., 2004) üstünde kaldığı görülmektedir. ^{198}Au üretimi için optimal proton enerji aralığı 10-25 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 10 MeV’de 64,5717 mb olarak GSM’den elde edilmiştir.



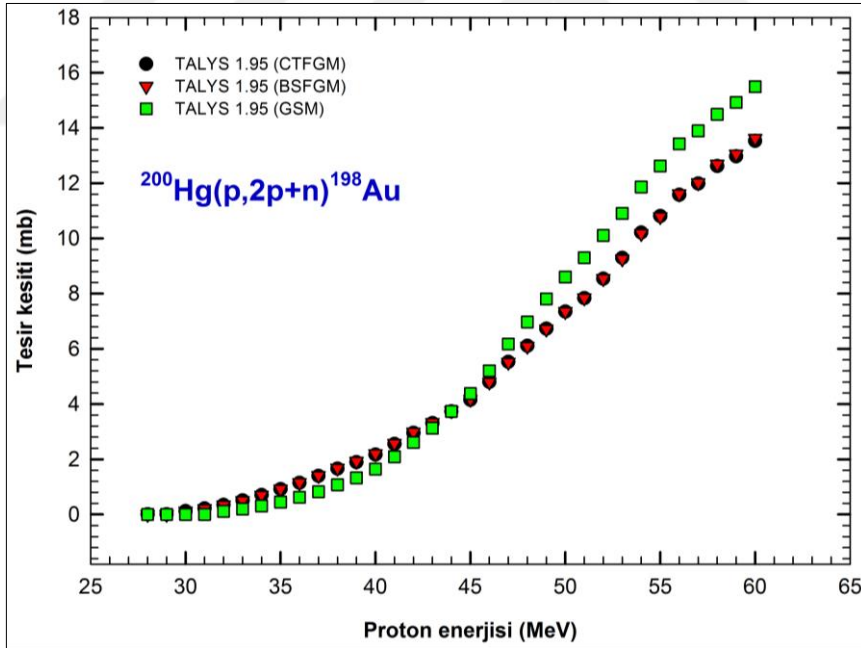
Şekil 91. Proton demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak $^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyon kanalı için deneysel ve teorik tesir kesiti değerleri

Şekil 92’de, $^{199}\text{Hg}(p,2p)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. Elde edilen verilerin genel uyum içinde olduğu görülmektedir. ^{198}Au üretimi için optimal proton enerji aralığı 35-60 MeV olup, en iyi tesir kesiti değeri 60 MeV’de 15,8016 mb olarak GSM’den elde edilmiştir.

Şekil 93’de, $^{200}\text{Hg}(p,2p+n)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. CTFGM, BSFGM ve GSM modelleri elde edilen sonuçların hem kendi aralarında ve hem de TENDL 2021 ve 2023 sonuçları ile uyum içinde olduğu görülmektedir. ^{198}Au üretimi için optimal proton enerji aralığı 40-60 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 60 MeV’de 15,4912 mb olarak BSFGM’den elde edilmiştir.



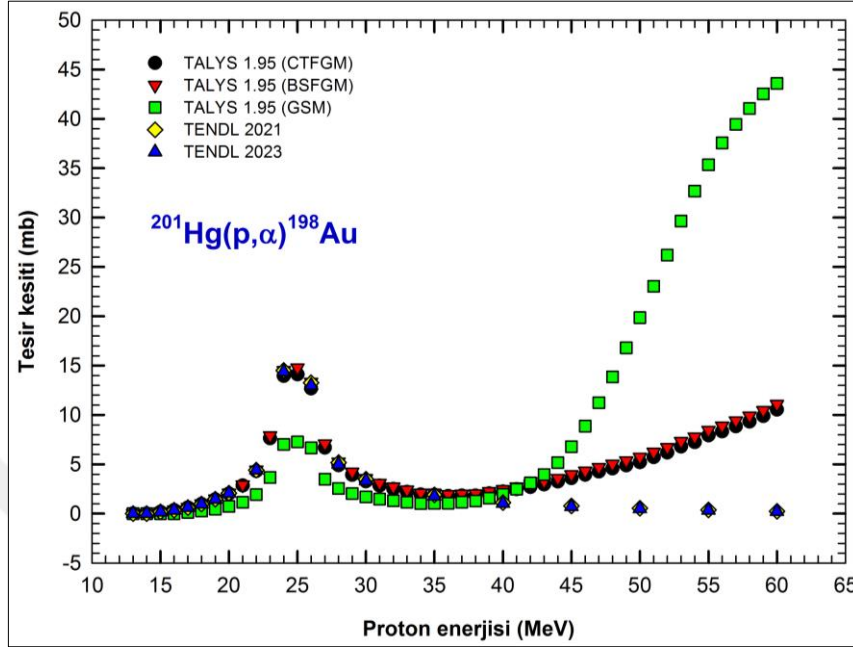
Şekil 92. $^{199}\text{Hg}(p,2p)^{198}\text{Au}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)



Şekil 93. $^{200}\text{Hg}(p,2p+n)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS kodu kullanılarak hesaplanan tesir kesitleri

Şekil 94'te, $^{201}\text{Hg}(p,\alpha)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyon kanalı için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. Şekil 94'te, görüldüğü gibi GSM dışında diğer model sonuçları TENDL 2021 ve 2023 verileri ile uyum içerisindedir. ^{198}Au üretimi için maksimum tesir kesiti değerleri 20-

30 MeV enerji aralığında olup BSFGM ile 25 MeV proton demet enerjisi için hesaplanan değer 14,7668 mb'dır.

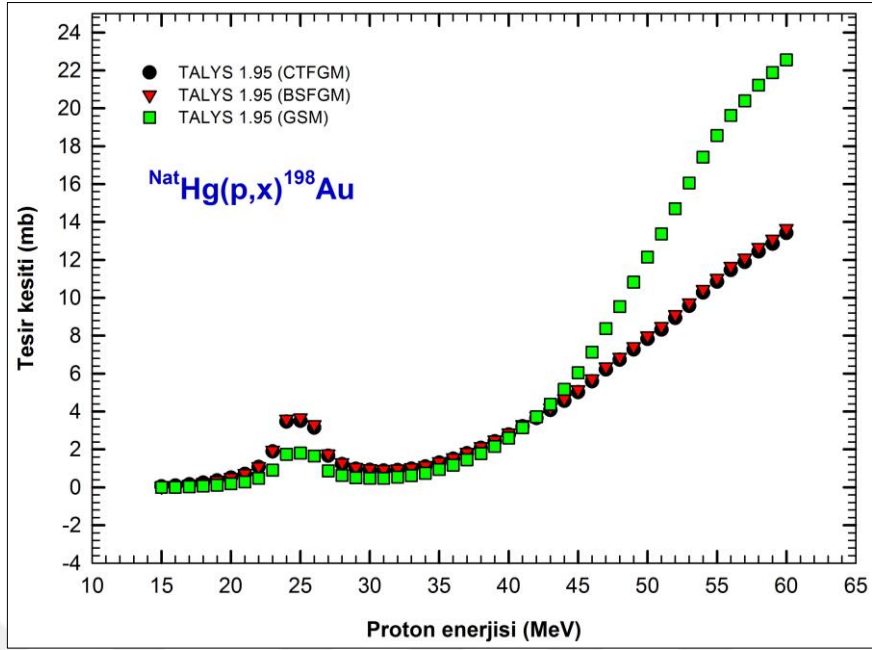


Şekil 94. $^{201}\text{Hg}(p,\alpha)^{198}\text{Au}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan tesir kesitleri ve literatür değerleri (TENDL 2021; TENDL 2023)

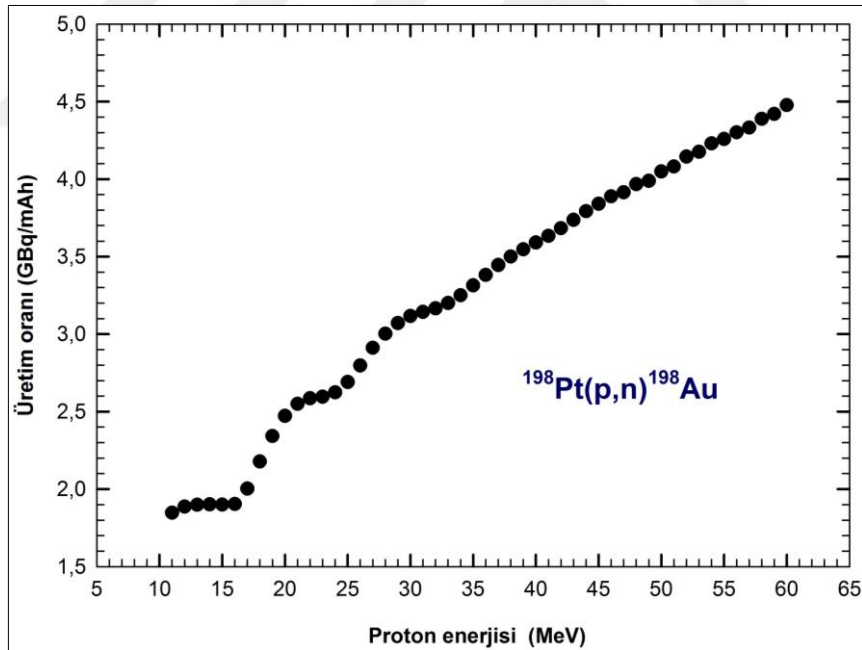
Şekil 95'te, $^{201}\text{Hg}(p,x)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyonu için tesir kesiti hesaplamaları verilmiştir. Bu reaksiyon sonucunda 20-30 MeV proton enerji aralığında bir pik görülmektedir. GSM dışında CTFGM ve BSFGM modellerinin uyumlu sonuçlar verdiği görülmektedir. Bu enerji aralığında en yüksek tesir kesiti değeri 25 MeV'de 14,7668 mb olarak BSFGM'den elde edilmektedir.

^{198}Au üretimi için dikkate alınan Hg hedef içerikli reaksiyon kanallarının tesir kesitlerinin değerleri genel olarak 20 mb altında kalmaktadır. Bu değer radyoizotop üretimi için oldukça düşük değerler olması nedeni ile bu reaksiyon kanallarının üretim için tercih edilmesinin maliyet açısından uygun olmadığı değerlendirilmektedir. Bu çerçevede proton indüklemeli reaksiyon ile ^{198}Au üretimi ^{198}Pt hedef kullanımı ile daha uygun olacağı değerlendirilmektedir.

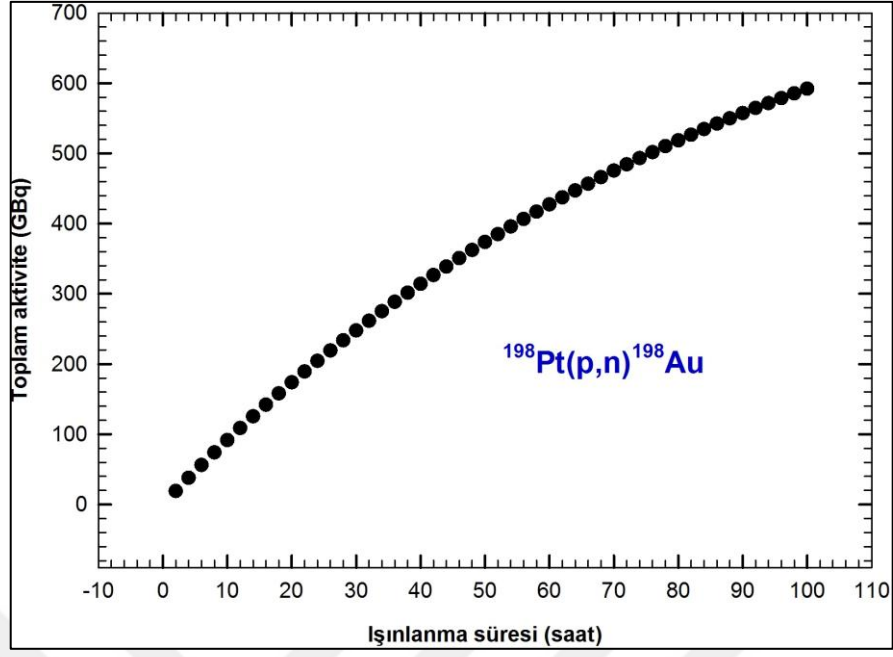
Şekil 96'da $^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$ reaksiyon kanalı için mA.h proton akımı başına elde edilen aktivite hesaplama sonuçları gösterilmektedir. Şekil 97'de ise bu reaksiyon kanalı için 100 saatlik ışınlama süresinin bir fonksiyonu olarak toplam ^{198}Au aktivitesi gösterilmektedir.



Şekil 95. $^{198}\text{Au}(p,x)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyon kanalı için TALYS kodu kullanılarak hesaplanan tesis kesitleri



Şekil 96. $^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$ reaksiyon kanalı için hesaplanan üretim oranı



Şekil 97. $^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$ nükleer reaksiyonu için hesaplanan toplam aktivite

4. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında; nükleer tıpta SPECT ve PET uygulamalarında kullanılan ve kullanım potansiyeli olan ^{39}Cl , ^{45}Ti , ^{47}Sc , ^{61}Cu , ^{67}Cu , ^{95}Ru , ^{76}Br ve ^{198}Au radyoizotoplarının üretimi için proton indüklemeli olası reaksiyon kanalları belirlenmiştir. İlgili olası reaksiyon kanalları için 60 MeV proton gelme enerjisine kadar üretim tesir kesitleri, reaksiyon üretim oranları ve toplam aktivite değerleri hesaplanmış ve radyoizotop üretimi için optimum enerji aralıkları belirlenerek Bulgular kısmında verilmiştir. Belirlenen reaksiyon kanalları için hesaplamalar; TALYS 1.95 nükleer reaksiyon kodunda yer alan CTFGM, BSFGM ve GSM modelleri ve EMPIRE 3.2 kodunda yer alan Eksiton modeli kullanılarak hesaplanmıştır.

İlgili reaksiyon kanalları için yapılan hesaplamalar incelendiğinde TALYS 1.95 hesaplamalarının literatürdeki verilerle daha uyumlu olduğu, EMPIRE 3.2 eksiton model hesaplamalarının nispeten daha yüksek değerler verdiği fakat (2p) çıkışlı reaksiyonlar için 25 MeV enerji değerinin üstündeki hesaplamalarda düşük değerler verdiği görülmüştür.

$^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$ reaksiyon kanalı ile ^{45}Ti radyoizotop üretimi için optimal enerji aralığı 5-20 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 12 MeV’de 340,308 mb olarak CTFGM modelinden elde edilmiştir. Ayrıca reaksiyon üretim oranı ve 100 saatlik ışınlama için maksimum üretim doyum noktasında toplam aktivite değerleri sırasıyla, 1,2754 GBq/mAh ve 1946,18 GBq olarak hesaplanmıştır. Yine ^{45}Ti üretimi için dikkate alınan $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ kanalı için enerji aralığı 20-30 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 26 MeV’de 458,129 mb olarak CTFGM modelinden elde edilmiştir. Reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değerleri sırasıyla, 2,5514 GBq/mAh ve 14928,00 GBq olarak belirlenmiştir. Proton indüklemeli reaksiyon yoluyla ^{45}Ti üretimi için bir başka reaksiyon kanalı olan $^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$ için optimal enerji aralığı 30-50 MeV arasında olup, en yüksek tesir kesiti değeri 39 MeV’de 185,979 mb olarak eksiton modelinden elde edilmiştir. Reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değerleri sırasıyla, 1,970 GBq/mAh ve 2561,41 GBq olarak hesaplanmıştır. Bu kanallar bir bütün olarak değerlendirildiğinde gereken proton enerjisi ve üretilen aktivite bağlamında en uygun reaksiyon kanalının $^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$ olduğu değerlendirilmektedir.

^{61}Cu radyoizotopu üretimi için $^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$ kanalı incelendiğinde uygun enerji aralığı 30-45 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 35 MeV’de 297,635 mb olarak GSM

modelinden elde edilmiştir. Reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değerleri sırasıyla, 2,0631 GBq/mAh ve 7542,47 GBq olarak belirlenmiştir. Aynı üretim için belirlenen bir başka kanal olan $^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$ için uygun enerji aralığı 5-15 MeV olarak belirlenmiş olup en yüksek tesir kesiti değeri 10 MeV’de 473,992 mb olarak eksiton modelinden elde edilmiştir. Reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değerleri sırasıyla, 0,8574 GBq/mAh ve 4372,29 GBq olarak elde edilmiştir. Yine aynı üretim için incelenen $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ reaksiyon kanalı için optimal enerji aralığı 17-27 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 21 MeV’de 379,249 mb olarak eksiton modelinden elde edilmiştir. Reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değerleri sırasıyla, 1,5335 GBq/mAh ve 7453,70 GBq olarak hesaplanmıştır.

^{76}Br radyoizotopu üretimi için $^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ reaksiyon kanalı incelendiğinde optimal enerji aralığı 5-20 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 13 MeV’de 711,349 mb olarak CTFGM modelinden elde edilmiştir. Ayrıca reaksiyon üretim oranı 1,7996 GBq/mAh olarak ve 100 saatlik ışınlama süresi sonunda 13 MeV, 32 MeV ve 52 MeV için toplam aktivite değerleri ise sırasıyla, 7922,720 GBq, 937,157 GBq ve 599,364 GBq olarak hesaplanmıştır. Yine ^{76}Br üretimi için dikkate alınan $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$ reaksiyonu için enerji aralığı 15-30 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 21 MeV’de 615,227 mb olarak CTFGM’den elde edilmiştir. Bu reaksiyon için üretim oranı 1,020 GBq/mAh ve toplam aktivite değerleri 13 MeV, 32 MeV ve 52 MeV için sırasıyla, 1229,200 GBq, 2761,510 GBq ve 1533,310 GBq olarak belirlenmiştir. Diğer reaksiyon kanallarının üretim oranları düşük olduğu için değerlendirmeye alınmamıştır. İlgili kanallar değerlendirildiğinde gereken proton enerjisi ve üretilen aktivite bağlamında en uygun reaksiyon kanalının $^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ olduğu değerlendirilmektedir. ^{76}Br radyoizotopunun yarı ömrü 16,2 saat olduğu dikkate alındığında tıbbi jeneratörlerde kullanım açısından uygun olduğu değerlendirilmektedir.

^{95}Ru radyoizotopu için belirlenen $^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$ reaksiyon kanalında en uygun proton enerjisi aralığı 16-30 MeV olarak hesaplanmış olup, en yüksek tesir kesiti değeri 25 MeV’de 783,595 mb olarak BSFGM modelinden elde edilmiştir. Reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değeri sırasıyla, 3,0066 GBq/mAh ve 15811 GBq olarak belirlenmiştir. $^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$ kanalı için optimal enerji aralığı 40-55 MeV olup, ilişkili tesir kesiti değeri 46 MeV’de 276,325 mb olarak CTFGM modelinden elde edilmektedir. Reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değerleri sırasıyla, 1,7757 GBq/mAh ve 8132,76 GBq olarak belirlenmiştir.

^{47}Sc üretimi için belirlenen $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ reaksiyonunda en enerji aralığı 10-25 MeV olup, tesir kesiti değeri 18 MeV’de 929,39 mb olarak eksiton modelinden elde edilmiştir.

Reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değerleri sırasıyla, 1,2087 GBq/mAh ve 26625,100 GBq olarak hesaplanmıştır. Aynı izotopun üretimi için belirlenen $^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$ kanalı optimal proton enerji aralığı 35-60 MeV olup, en yüksek tesir kesiti değeri 45 MeV’de yaklaşık 93,6189 mb olarak eksiton modelinden elde edilmiştir. Reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değerleri sırasıyla, 1,354 GBq/mAh ve 2,2161 GBq olarak elde edilmiştir. Bu reaksiyon kanalı $^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$ kanalı ile karşılaştırıldığında daha düşük tesir kesiti, daha yüksek proton akım gücü gerektirmesi ve düşük üretim oranı nedeni ile ^{47}Sc üretimi için görece olarak zayıf olarak değerlendirilebilir.

Yukarıda bahsedilen radyoizotopların siklotron üretimi açısından uygun oldukları değerlendirilmektedir. İrdelenen diğer radyoizotopların üretim tesir kesitleri, hesaplanan enerji aralıklarında çok düşük (100 mb’nın altında) değerlere sahip oldukları için üretim açısından ardıl değerlendirilebilecek radyoizotoplar olarak nitelendirmek mümkündür. SPECT ve PET için potansiyel radyoizotop üretimi için bu çalışmada belirlenmiş proton başlatmalı (60 MeV’e kadar) reaksiyon kanalları için yapılan hesaplamalar sonucunda her bir modelden elde edilen tesir kesiti değerleri ve proton demet enerji değerleri Tablo 10’da listelenmektedir.

Tablo 10. İncelemesi yapılan radyoizotoplar için olası proton başlatmalı reaksiyon kanalları, maksimum tesir kesitleri ve optimum proton enerji değerleri

Reaksiyon	Modeller	Maksimum tesir kesiti (mb)	Proton demet enerjisi (MeV)
$^{45}\text{Sc}(p,n)^{45}\text{Ti}$	CTFGM	340,308	12
	BSFGM	308,529	12
	GSM	299,608	12
	Eksiton	399,960	12
$^{46}\text{Ti}(p,n+p)^{45}\text{Ti}$	CTFGM	458,129	26
	BSFGM	413,331	27
	GSM	362,407	27
	Eksiton	407,819	27
$^{47}\text{Ti}(p,2n+p)^{45}\text{Ti}$	CTFGM	170,910	37
	BSFGM	135,630	38
	GSM	120,974	40
	Eksiton	185,979	39
$^{\text{Nat}}\text{Ti}(p,x)^{45}\text{Ti}$	CTFGM	256,906	29
	BSFGM	231,363	29
	GSM	207,012	29
	Eksiton	230,965	30
$^{63}\text{Cu}(p,2n+p)^{61}\text{Cu}$	CTFGM	213,635	34
	BSFGM	215,302	35
	GSM	297,635	35
	Eksiton	303,977	37

Tablo 10. (Devamı)

Reaksiyon	Modeller	Maksimum tesir kesiti (mb)	Proton demet enerjisi (MeV)
$^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$	CTFGM	420,108	9
	BSFGM	443,061	10
	GSM	459,779	10
	Eksiton	473,992	10
$^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$	CTFGM	354,976	21
	BSFGM	342,763	21
	GSM	317,485	21
	Eksiton	379,249	21
$^{63}\text{Ni}(p,3n)^{61}\text{Cu}$	CTFGM	136,020	30
	BSFGM	100,461	31
	GSM	107,174	31
	Eksiton	165,248	32
$^{\text{Nat}}\text{Ni}(p,x)^{61}\text{Cu}$	CTFGM	277,732	21
	BSFGM	272,431	21
	GSM	253,446	21
	Eksiton	297,171	21
$^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$	CTFGM	711,349	13
	BSFGM	655,637	13
	GSM	647,803	13
	Eksiton	775,748	14
$^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$	CTFGM	615,227	21
	BSFGM	534,539	21
	GSM	232,838	19
	Eksiton	591,854	22
$^{78}\text{Se}(p,3n)^{76}\text{Br}$	CTFGM	393,227	33
	BSFGM	343,846	33
	GSM	69,949	30
	Eksiton	358,237	34
$^{79}\text{Se}(p,4n)^{76}\text{Br}$	CTFGM	233,649	42
	BSFGM	159,662	44
	GSM	207,511	44
	Eksiton	175,991	45
$^{80}\text{Se}(p,5n)^{76}\text{Br}$	CTFGM	113,788	54
	BSFGM	87,2437	54
	GSM	79,8349	56
	Eksiton	67,5886	60
$^{\text{Nat}}\text{Se}(p,xn)^{76}\text{Br}$	CTFGM	104,020	32
	BSFGM	60,5153	13
	GSM	59,7922	13
	Eksiton	102,280	34
$^{96}\text{Ru}(p,n+p)^{95}\text{Ru}$	CTFGM	740,044	25
	BSFGM	783,595	25
	GSM	756,092	25
	Eksiton	712,550	25

Tablo 10. (Devamı)

Reaksiyon	Modeller	Maksimum tesir kesiti (mb)	Proton demet enerjisi (MeV)
$^{98}\text{Ru}(p,3n+p)^{95}\text{Ru}$	CTFGM	276,325	46
	BSFGM	247,568	47
	GSM	247,974	47
	Eksiton	262,759	45
$^{\text{Nat}}\text{Ru}(p,x)^{95}\text{Ru}$	CTFGM	553,285	25
	BSFGM	585,845	25
	GSM	565,283	25
	Eksiton	539,062	22
$^{40}\text{Ar}(p,2p)^{39}\text{Cl}$	CTFGM	12,4806	60
	BSFGM	13,0400	60
	GSM	12,8087	60
	Eksiton	4,5932	33
$^{48}\text{Ca}(p,2n)^{47}\text{Sc}$	CTFGM	880,440	17
	BSFGM	863,226	17
	GSM	801,099	16
	Eksiton	929,390	18
$^{48}\text{Ti}(p,2p)^{47}\text{Sc}$	CTFGM	49,7265	32
	BSFGM	58,9873	33
	GSM	73,2490	32
	Eksiton	34,4547	30
$^{49}\text{Ti}(p,n+2p)^{47}\text{Sc}$	CTFGM	70,6884	44
	BSFGM	75,1953	48
	GSM	72,8435	53
	Eksiton	72,8435	45
$^{50}\text{Ti}(p,\alpha)^{47}\text{Sc}$	CTFGM	62,0757	60
	BSFGM	59,8619	60
	GSM	58,8830	19
	Eksiton	126,855	57
$^{\text{Nat}}\text{Ti}(p,x)^{47}\text{Sc}$	CTFGM	20,0893	60
	BSFGM	21,7260	60
	GSM	16,3390	60
	Eksiton	38,2929	54
$^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$	CTFGM	17,1605	60
	BSFGM	17,5732	60
	GSM	16,7926	60
	Eksiton	5,3523	42
$^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$	CTFGM	27,3154	60
	BSFGM	38,2510	15
	GSM	19,9687	60
	Eksiton	62,3525	60
$^{\text{Nat}}\text{Zn}(p,x)^{67}\text{Cu}$	CTFGM	17,4855	60
	BSFGM	18,0079	60
	GSM	16,8943	60
	Eksiton	6,5423	48

Tablo 10. (Devamı)

Reaksiyon	Modeller	Maksimum tesir kesiti (mb)	Proton demet enerjisi (MeV)
$^{198}\text{Pt}(p,n)^{198}\text{Au}$	CTFGM	47,1122	19
	BSFGM	58,6030	10
	GSM	64,5717	10
	Eksiton	-	-
$^{199}\text{Hg}(p,2p)^{198}\text{Au}$	CTFGM	15,5151	60
	BSFGM	15,7001	60
	GSM	15,8016	60
	Eksiton	-	-
$^{200}\text{Hg}(p,2p+n)^{198}\text{Au}$	CTFGM	13,5237	60
	BSFGM	13,6187	60
	GSM	15,4912	60
	Eksiton	-	-
$^{201}\text{Hg}(p,\alpha)^{198}\text{Au}$	CTFGM	14,1066	25
	BSFGM	14,7668	25
	GSM	43,5842	60
	Eksiton	-	-
$^{\text{Nat}}\text{Hg}(p,x)^{198}\text{Au}$	CTFGM	13,4122	60
	BSFGM	13,6501	60
	GSM	22,5562	60
	Eksiton	-	-

5. ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, nükleer tıpta kullanılan ve kullanım potansiyeli olan ^{39}Cl , ^{45}Ti , ^{47}Sc , ^{61}Cu , ^{67}Cu , ^{76}Br , ^{95}Ru ve ^{198}Au radyoizotopları için yüksek verimli farklı üretim kanalları önerilmiştir. Yapılan hesaplamalarda en yüksek üretim tesir kesitlerini veren proton gelme enerji aralığı belirlenmiş, ayrıca reaksiyon üretim oranı ve toplam aktivite değerleri de belirlenerek 60 MeV proton demet enerjine kadar olan aralığı kapsayan parçacık hızlandırıcılarında üretilebilecek potansiyele sahip olan radyoizotoplar önerilmiştir. Bu enerji aralıklarında 100 mb altında tesir kesiti eldesi nedeni ile üretimi olanağı zayıf olan ^{39}Cl , ^{47}Sc , ^{67}Cu ve ^{198}Au çekirdeklerinin farklı reaksiyon kanalları ya da daha yüksek demet enerjileri ile yeniden incelenerek maksimum üretim olanaklarının incelenmesinin anlamlı olacağı değerlendirilmektedir.

Nükleer tıpta kullanılacak radyoizotopların; taşınabilirliği açısından uygun yarı ömürlü, kolay erişilebilirliği olan ve düşük maliyetli radyoizotopların üretilmesi açısından bu tez çalışmasındaki gibi nükleer benzetim programlarıyla çalışarak farklı üretim kanalları belirlemek ve radyoizotop üretimi için optimal enerji aralıklarını belirlemek oldukça önemli olduğu değerlendirilmektedir. Radyoizotop üretiminde deneysel çalışmaların gerçekleştirilmesi, uzun süreli çalışma gerektiren ve yüksek maliyetli bir süreçtir. Bu tez önerisinde ülkemizde de bulunan proton hızlandırıcısı gibi sistemlerin bu tezde üretimi olanaklı olduğu gösterilen ve üretime yönelik optimal değerleri belirlenmiş ^{45}Ti , ^{61}Cu , ^{76}Br ve ^{95}Ru üretimi önerilmektedir.

6. KAYNAKLAR

- Abbasi, I. A., Zaidi, J. H., Arif, M., Waheed, S., & Subhani, M. S. (2006). Measurement of fission neutron spectrum averaged cross sections of some threshold reactions on zirconium: Production possibility of no-carrier-added ^{90}Y in a nuclear reactor. *Radiochimica Acta*, 94(8), 381–384. <https://doi.org/10.1524/ract.2006.94.8.381>.
- Adalet, P. D. I., Mudun, P. D. A., Ünal, P. D. S. N., & Türkmen, D. D. C. (2012). Nükleer Tıp Görüntüleme Yöntemlerinde Temel İlkeler. In *Nükleer Tıp Ders Kitabı*.
- Akkoyun, S., Yeşilkanat, C. M., & Bayram, T. (2024). Machine learning predictions for cross-sections of $^{43,44}\text{Sc}$ radioisotope production by alpha-induced reactions on Ca target. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 549(February). <https://doi.org/10.1016/j.nimb.2024.165293>.
- Almisned, F., Akkurt, I., & Karpuz, N. (2024). Computation of medical radioisotopes cross section using level density models. *Radiation Physics and Chemistry*, 216(November 2023), 111390. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2023.111390>.
- Alqahtani, F. F. (2023). SPECT/CT and PET/CT, related radiopharmaceuticals, and areas of application and comparison. *Saudi Pharmaceutical Journal*, 31(2), 312–328. <https://doi.org/10.1016/j.jsps.2022.12.013>.
- Ametamey, S. M., Honer, M., & Schubiger, P. A. (2008). Molecular imaging with PET. *Chemical Reviews*, 108(5), 1501–1516. <https://doi.org/10.1021/cr0782426>.
- Amjed, N., Kaleem, N., Wajid, A. M., Naz, A., & Ahmad, I. (2024). Evaluation of the cross section data for the low and medium energy cyclotron production of ^{77}Br radionuclide. *Radiation Physics and Chemistry*, 214(July 2023), 111286. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2023.111286>.
- Anees Ahmed, A., Misiak, R., Bartyzel, M., Wąs, B., & Mietelski, J. W. (2024). Excitation functions of proton-induced nuclear reactions on natCaCO_3 up to 60 MeV. *Radiation Physics and Chemistry*, 214(August 2023), 111290. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2023.111290>.
- Arnosa-Prieto, González-Gómez, M. A., García-Acevedo, P., de Castro-Alves, L., Piñeiro, Y., & Rivas, J. (2024). Synthesizing small-sized monodisperse molybdenum nanoparticles as potential precursors for medical radioisotopes. *Materials Today Chemistry*, 35(August 2023). <https://doi.org/10.1016/j.mtchem.2023.101854>.
- Artun, O. (2018). Calculation of productions of PET radioisotopes via phenomenological level density models. *Radiation Physics and Chemistry*, 149(December 2017), 73–83. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2018.03.018>.

- Aslam, M. N., & Qaim, S. M. (2014). Nuclear model analysis of excitation functions of proton, deuteron and α -particle induced reactions on nickel isotopes for production of the medically interesting copper-61. *Applied Radiation and Isotopes*, 89, 65–73. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2014.02.007>.
- Aslam M, Sudar S, Hussain M, et al. (2011) Evaluation of excitation functions of proton, ^3He and α -particle induced reactions for production of the medically interesting positron-emitter bromine-76. *Applied Radiation and Isotopes* 69(10):1490–1505. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2011.06.003>.
- Attarwala, A. A., Hardiansyah, D., Romanó, C., Jiménez-Franco, L. D., Roscher, M., Wängler, B., & Glatting, G. (2021). Performance assessment of the ALBIRA II pre-clinical SPECT S102 system for $^{99\text{m}}\text{Tc}$ imaging. *Annals of Nuclear Medicine*, 35(1), 111–120. <https://doi.org/10.1007/s12149-020-01547-7>.
- Aydın, A., Sarpün, İ. H., Tel, E., & Kaplan, A. (2018). *Nükleer Fizik İlkeler ve Uygulamaları*. Ankara: Nobel Akademik Yayıncılık.
- Azzam, A., Hamada, M. S., Said, S. A., Mohamed, G. Y., & Al-abyad, M. (2020). Excitation functions for proton-induced reactions on Te and natTi targets: Measurements and model calculations special relevant to the $^{128}\text{Te}(p,n)^{128}\text{I}$ reaction. *Nuclear Physics A*, 999, 121790. <https://doi.org/10.1016/j.nuclphysa.2020.121790>.
- Baba, H. (1970). A shell-model nuclear level density. *Nuclear Physics, Section A*, 159(2), 625–641. [https://doi.org/10.1016/0375-9474\(70\)90862-6](https://doi.org/10.1016/0375-9474(70)90862-6).
- Baert, A. L., & Sartor, K. (2006). *Diagnostic Nuclear Medicine*. Berlin: Heidelberg Springer.
- Bailey, D. L., Humm, J. L., Pokropek, A. T., & van Aswegen, A. (2014). *Nuclear Medicine Physics: a handbook for Teachers and Students*. Vienna: IAEA.
- Bailey, D. L., & Willowson, K. P. (2013). An evidence-based review of quantitative SPECT imaging and potential clinical applications. *Journal of Nuclear Medicine*, 54(1), 83–89. <https://doi.org/10.2967/jnumed.112.111476>.
- Ballinger, J. R. (2015). Pitfalls and limitations of SPECT, PET, and therapeutic radiopharmaceuticals. *Seminars in Nuclear Medicine*, 45(5), 470–478. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2015.02.007>.
- Bénard, F., Buckley, K. R., Ruth, T. J., Zeisler, S. K., Klug, J., Hanemaayer, V., Vuckovic, M., Hou, X., Celler, A., Appiah, J. P., Valliant, J., Kovacs, M. S., & Schaffer, P. (2014). Implementation of multi-curie production of $^{99\text{m}}\text{Tc}$ by conventional medical cyclotrons. *Journal of Nuclear Medicine*, 55(6), 1017–1022. <https://doi.org/10.2967/jnumed.113.133413>.
- Bethe, H. A. (1937). Nuclear physics B. nuclear dynamics, theoretical. *Reviews of Modern Physics*, 9(2), 69–244. <https://doi.org/10.1103/RevModPhys.9.69>.

- Beyer, G. J., Čomor, J. J., Daković, M., Soloviev, D., Tamburella, C., Hagebø, E., Allan, B., Dmitriev, S. N., Zaitseva, N. G., Starodub, G. Y., Molokanova, L. G., Vranješ, S., & Miederer, M. (2002). Production routes of the alpha emitting ^{149}Tb for medical application. *Radiochimica Acta*, 90(5), 247–252. https://doi.org/10.1524/ract.2002.90.5_2002.247.
- Blok, S., Wängler, C., Bartenstein, P., Jurkschat, K., Schirmacher, R., & Lindner, S. (2023). Good practices for the automated production of ^{18}F -SiFA radiopharmaceuticals. *EJNMMI Radiopharmacy and Chemistry*, 8(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/s41181-023-00215-1>.
- Bobeica, M., Niculae, D., Balabanski, D., Filipescu, D., Gheorghe, I., Ghita, D. G., & Luo, W. (2016). Radioisotope Production for Medical Applications At Eli-Np. *Romanian Reports in Physics*, 68, 847–883.
- Bohr, A., & Mottelson, B. R. (1997). *Nuclear Structure Volume 1: Single Particle Motion*. Singapore: World Scientific Publishing Co. Ptc. Ltd.
- Borgna, F., Ballan, M., Favaretto, C., Verona, M., Tosato, M., Caeran, M., Corradetti, S., Andrighetto, A., Di Marco, V., Marzaro, G., & Realdon, N. (2018). Early evaluation of copper radioisotope production at ISOLPHARM. *Molecules*, 23(10), 1–12. <https://doi.org/10.3390/molecules23102437>.
- Braccini, S. (2016). Compact medical cyclotrons and their use for radioisotope production and multi-disciplinary research. CYC 2016 - Proceedings of the 21st International Conference on Cyclotrons and Their Applications, 229–234.
- Braccini, S., Ereditato, A., Scampoli, P., & Bremen, K. Von. (2011). The new Bern cyclotron laboratory for radioisotope production and research. IPAC 2011 - 2nd International Particle Accelerator Conference, 2011(June), 3618–3620.
- Braghirolli, A. M. S., Waissmann, W., Da Silva, J. B., & Dos Santos, G. R. (2014). Production of iodine-124 and its applications in nuclear medicine. *Applied Radiation and Isotopes*, 90, 138–148. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2014.03.026>.
- Brown, L. C. 1972. “Cyclotron Production of Carrier-free Indium-111”, *The International Journal of Applied Radiation and Isotopes*, 23 (2), 57-58.
- Brühlmann, S. A., Walther, M., Kopka, K., & Kreller, M. (2024). Production of the PET radionuclide ^{61}Cu via the $^{62}\text{Ni}(p,2n)^{61}\text{Cu}$ nuclear reaction. *EJNMMI Radiopharmacy and Chemistry*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/s41181-023-00233-z>.
- Bucurescu, D., & Von Egidy, T. (2005). Systematics of nuclear level density parameters. *Journal of Physics G: Nuclear and Particle Physics*, 31(10). <https://doi.org/10.1088/0954-3899/31/10/052>.

- Buckley, P. T., Dugan, D. L., Elliston, J. T., Filby, R. H., Lessmann, J. J., & Paulenova, A. (2006). Radioisotopes in medicine: Preparing a technetium-99m generator and determining its efficiency. *Journal of Chemical Education*, 83(4), 625–627. <https://doi.org/10.1021/ed083p625>.
- Bulut, S., Türemen, G., Yeltepe, E., Porsuk, D., Serin, N., & Kaya. (2024). An irradiation system for nuclear and materials research in a medical cyclotron. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 1058(August 2023). <https://doi.org/10.1016/j.nima.2023.168927>.
- Bybel, B., Brunken, R. C., DiFilippo, F. P., Neumann, D. R., Wu, G., & Cerqueira, M. D. (2008). SPECT / CT Imaging : Clinical Utility of an. *Radiographics*, 28(4), 1097–1113.
- Capote, R., Herman, M., Obložinský, P., Young, P. G., Goriely, S., Belgia, T., Ignatyuk, A. V., Koning, A. J., Hilaire, S., Plujko, V. A., Avrigeanu, M., Bersillon, O., Chadwick, M. B., Fukahori, T., Ge, Z., Han, Y., Kailas, S., Kopecky, J., Maslov, V. M., ... Talou, P. (2009). RIPL - Reference Input Parameter Library for Calculation of Nuclear Reactions and Nuclear Data Evaluations. *Nuclear Data Sheets*, 110(12), 3107–3214. <https://doi.org/10.1016/j.nds.2009.10.004>.
- Cardozo, N. X., Omi, N. M., Ambiel, J. J., Feher, A., Napolitano, C. M., Somessari, S. L., & Calvo, W. A. P. (2018). Irradiation system for production of gaseous radioisotopes used as tracers in industrial process measurements. *Progress in Nuclear Energy*, 107(April), 10–16. <https://doi.org/10.1016/j.pnucene.2018.04.010>.
- Chaidir, P., Daya, A. S., Indra, S., Fany, T., Ahid, N., Fernanto, R., Herlan, S., & Anung, P. (2022). Scaled-up production of ¹³¹I radioisotope using dry distillation method for radiopharmaceutical application. *Journal of Physics: Conference Series*, 2193(1). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/2193/1/012020>.
- Chan, C., Dey, J., Grooms, Y., Wu, J., Liu, Y. H., Lampert, R., Sinusas, A. J., & Liu, C. (2016). The impact of system matrix dimension on small FOV SPECT reconstruction with truncated projections. *Medical Physics*, 43(1), 213–224. <https://doi.org/10.1118/1.4938098>.
- Chandra, R., Rahmim, A. (2018). *Nuclear medicine physics the basics*. Philadelphia: Wolters Kluwer.
- Cherry, S.R., Sorenson, J.A., & Phelps, M.E. (2012). *Physics in nuclear medicine 4. ed*. Philadelphia: Elsevier Saunders.
- Chowdhury, F. U., & Scarsbrook, A. F. (2008). *The role of hybrid SPECT-CT in oncology: current and emerging clinical applications*. 241–251. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2007.11.008>.

- Chuvilin, D. Y., Meister, J. D., Abalin, S. S., Ball, R. M., Grigoriev, G. Y., Khvostionov, V. E., Markovskij, D. V., Nordyke, H. W., & Pavshook, V. A. (2003). An interleaved approach to production of ^{99}Mo and ^{89}Sr medical radioisotopes. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 257(1), 59–63. <https://doi.org/10.1023/A:1024737108225>.
- Cline, C. K. (1972). Extensions to the pre-equilibrium statistical model and a study of complex particle emission. *Nuclear Physics, Section A*, 193(2), 417–437. [https://doi.org/10.1016/0375-9474\(72\)90330-2](https://doi.org/10.1016/0375-9474(72)90330-2).
- Cong, V. D., Xuan, T. D., Hai, N. X., Khang, P. D., Khiem, L. H., Hung, N. Q., & Anh, N. N. (2021). Normalizing the enhanced generalized superfluid model of nuclear level density. *European Physical Journal A*, 57(11), 1–16. <https://doi.org/10.1140/epja/s10050-021-00615-4>.
- Cook, N. D. (2010). *Models of the Atomic Nucleus second edition*. Berlin: Heidelberg Springer.
- Das, T. (2015). Applications of Radioisotopes in Medicine. *Science and Culture*, 81(9), 230–236. http://www.scienceandculture-isna.org/sept-oct-2015/05_Art_Applications_of_Radioisotopes_in....by_Tapas_Das_Pg.230.pdf.
- Davis, K. M., Ryan, J. L., Aaron, V. D., & Sims, J. B. (2020). PET and SPECT Imaging of the Brain: History, Technical Considerations, Applications, and Radiotracers. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 41(6), 521–529. <https://doi.org/10.1053/j.sult.2020.08.006>.
- Dellepiane, G., Casolaro, P., Favaretto, C., Gottstein, A., Grundler, P. V., Mateu, I., Renaldin, E., Scampoli, P., Talip, Z., van der Meulen, N. P., & Braccini, S. (2023). Cross-section measurement of thulium radioisotopes with an 18 MeV medical PET cyclotron for an optimized ^{165}Er production. *Applied Radiation and Isotopes*, 200(July), 110954. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2023.110954>.
- Dellepiane, G., Casolaro, P., Gottstein, A., Mateu, I., Scampoli, P., & Braccini, S. (2023). Experimental assessment of nuclear cross sections for the production of Tb radioisotopes with a medical cyclotron. *Applied Radiation and Isotopes*, 200(August), 110969. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2023.110969>.
- Dellepiane, G., Casolaro, P., Gottstein, A., Mateu, I., Scampoli, P., & Braccini, S. (2024). ^{44}Sc production from enriched $^{47}\text{TiO}_2$ targets with a medical cyclotron. *Applied Radiation and Isotopes*, 206(December 2023), 111220. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2024.111220>.
- Delso, G., & Ziegler, S. (2009). PET/MRI system design. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 36(SUPPL. 1), 86–92. <https://doi.org/10.1007/s00259-008-1008-6>.
- Demir, M. (2008). *Nükleer tıp fiziği ve klinik uygulamaları*. İstanbul, Bayrak ofset matbaacılık.

- Didi, A., Dadouch, A., & El Bekkouri, H. (2016). Feasibility study for production of iodine-131 using dioxide of tellurium-130. *International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences*, 8(11), 327–331. <https://doi.org/10.22159/ijpps.2016v8i11.13595>.
- Digenis, G. A., Sandefer, E. P., Page, R. C., Doll, W. J., Page, R. C., & Doll, W. J. (1998). *Gamma scintigraphy: an evolving technology in pharmaceutical formulation development – Part 1*. 1(3).
- Ditrói, F., Takács, S., Aikawa, M., Gantumur, D., Huang, H., Goto, S., Haba, H., Szűcs, Z., & Tárkányi, F. (2024). Production of ^{45}Ti radioisotope by proton irradiation of natural scandium. *Radiation Physics and Chemistry*, 218(February). <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111572>.
- Dong, Q., Jing, H., Li, W., et al. (2024). Research on the production of $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and ^{99}Mo using multi-layer targets at aep. *Radiation Physics and Chemistry*, 214, 111287, <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2023.111287>.
- Dziel, T., Tyminiński, Z., Sobczyk, K., Walecka-Mazur, A., & Kozanecki, P. (2016). Radionuclidic purity tests in ^{18}F radiopharmaceuticals production process. *Applied Radiation and Isotopes*, 109, 242–246. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2015.11.008>.
- Eary, J. F., & Brenner, W. (2007). *Nuclear Medicine Therapy*. New York: Informa Healthcare.
- Ergün, Y. (2012). *Tıpta Teşhis ve Tedavide Kullanılan Bazı Radyoizotopların Nükleer Reaksiyon Modelleri Kullanılarak Üretilirliğinin Araştırılması*. S. D. Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Isparta.
- Ericson, T. (1960). The statistical model and nuclear level densities. *Advances in Physics*, 9(36), 425–511. <https://doi.org/10.1080/00018736000101239>.
- Fazaeli, Y., Aboudzadeh, M., Aardaneh, K., Kakavand, T., Bayat, F., & Yousefi, K. (2014). A new approach to targetry and cyclotron production of ^{45}Ti by proton irradiation of ^{45}Sc . *Nuclear Technology and Radiation Protection*, 29(1), 28–33. <https://doi.org/10.2298/NTRP1401028F>.
- Gadioli, E., & Hodgson, P.E. (1992). *Pre-equilibrium nuclear reactions*. New York: Oxford University Press.
- Garcia Borge, M. J. (2014). Nuclear Physics for Medicine. In *Nuclear Physics News* (Vol. 24, Issue 2). <https://doi.org/10.1080/10619127.2014.912054>.
- Gholamzadeh, Z., Fegghi, S. A. H., Mirvakili, S. M., Joze-Vaziri, A., & Alizadeh, M. (2015). Computational investigation of ^{99}Mo , ^{89}Sr , and ^{131}I production rates in a subcritical $\text{UO}_2(\text{NO}_3)_2$ aqueous solution reactor driven by a 30-MeV proton accelerator. *Nuclear Engineering and Technology*, 47(7), 875–883. <https://doi.org/10.1016/j.net.2015.08.004>.

- Gilbert, A., & Cameron, A. G. W. (1965). *With Shell Corrections*. 43.
- Gizawy, M. A., & Mohamed, N. M. A. (2024). Potential production of Ac-225 at Egyptian second research reactor (ETRR-2) through neutron induced transmutation of Ra-226. *Applied Radiation and Isotopes*, 205(October 2023), 111176. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2024.111176>.
- Griffin, J. J. (1966). Statistical model of intermediate structure. *Physical Review Letters*, 17(9), 478–481. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.17.478>.
- Gruppelaar, H., Nagel, P., & Hodgson, P. E. (1986). Pre-equilibrium processes in nuclear reaction theory: the state of the art and beyond. *La Rivista Del Nuovo Cimento Series* 3, 9(7), 1–46. <https://doi.org/10.1007/BF02725961>.
- Guseva, L. I. (2014). Radioisotope generators of short-lived α -emitting radionuclides promising for use in nuclear medicine. *Radiochemistry*, 56(5), 451–467. <https://doi.org/10.1134/S1066362214050014>.
- Gülümser, T. (2022). *Nükleer Tıpta Kullanılan Bazı Radyoizotopların Üretim Tesir Kesitleri ile Bazı Hedef Çekirdekler İçin Farklı Nükleer Reaksiyonlarda Parçacık Yayınlanma Spekturumları ve Diferansiyel Tesir Kesitlerinin İncelenmesi*. S. D. Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Isparta.
- Gündoğdu, E. A., & Ad, R. (2018). *Nükleer Tıpta Görüntüleme ve Tedavide Kullanılan Radyofarmasötikler*. 7(1), 24–34.
- Gürol, A. (2019). *^{57}Co radyoizotop üretim reaksiyonlarının uyarılma fonksiyonlarının incelenmesi*. A.K.Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksel Lisans Tezi, Afyon.
- Habs, D., & Köster, U. (2011). Production of medical radioisotopes with high specific activity in photonuclear reactions with γ -beams of high intensity and large brilliance. *Applied Physics B: Lasers and Optics*, 103(2), 501–519. <https://doi.org/10.1007/s00340-010-4278-1>.
- Hansen, S. B., & Bender, D. (2022). Advancement in Production of Radiotracers. *Seminars in Nuclear Medicine*, 52(3), 266–275. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2021.10.003>.
- Hassan, H. E., Mohamed, G. Y., & Alabyad, M. (2018). Production of $^{44}\text{Ti} \rightarrow ^{44}\text{Sc}$ generator in comparison with direct routes by cyclotrons: cross section evaluation using nuclear models codes Neutron Physics View project Radiation Measurements View project Production of $^{44}\text{Ti} \rightarrow ^{44}\text{Sc}$ Generator in Comparison with. *Arab J. Nucl. Sci. Appl*, 51(March), 57–72. <https://www.researchgate.net/publication/317620933>.
- Hassan, H. E., Qaim, S. M., Shubin, Y., Azzam, A., Morsy, M., & Coenen, H. H. (2004). Experimental studies and nuclear model calculations on proton-induced reactions on natSe, ^{76}Se and ^{77}Se with particular reference to the production of the medically interesting radionuclides ^{76}Br and ^{77}Br . 60, 899–909. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2004.02.001>.

- Hassanabadi, H., Armat, A., & Naderi, L. (2014). Relativistic Fermi-Gas Model for Nucleus. *Foundations of Physics*, 44(11), 1188–1194. <https://doi.org/10.1007/s10701-014-9836-7>.
- Herman, M., Capote, R., Sin, M., Trkov, a, & Carlson, B. V. (2013). *modular system for nuclear reaction calculations and nuclear data evaluation User ' s Manual*.
- Herman, M., Capote, R., Carlson, B. V., Obložinský, P., Sin, M., Trkov, A., Wienke, H., & Zerkin, V. (2007). EMPIRE: Nuclear Reaction Model Code System for Data Evaluation. *Nuclear Data Sheets*, 108(12), 2655–2715. <https://doi.org/10.1016/j.nds.2007.11.003>.
- Heyde, K. (1999). *Basic Ideas and Concepts in Nuclear Physics an Introductory Approach*. Bristol: IOP Publishing Ltd.
- Hodgson, P. E. (1981). Pre-equilibrium processes in nuclear reactions. *Nature*, 292(5825), 671–672. <https://doi.org/10.1038/292671a0>.
- Hodgson, P. E., Field, G. M., Gruppelaar, H., & Nagel, P. (1986). Pre-equilibrium processes in nuclear reactions. *Radiation Effects*, 95(1–4), 27–46. <https://doi.org/10.1080/00337578608208667>.
- Hoehr, C., Bénard, F., Buckley, K., Crawford, J., Gottberg, A., Hanemaayer, V., Kunz, P., Ladouceur, K., Radchenko, V., Ramogida, C., Robertson, A., Ruth, T., Zacchia, N., Zeisler, S., & Schaffer, P. (2017). Medical Isotope Production at TRIUMF - From Imaging to Treatment. *Physics Procedia*, 90(November 2016), 200–208. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2017.09.059>.
- Hoffman, I., & Berg, R. (2018). Medical isotope production, research reactors and their contribution to the global xenon background. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 318(1), 165–173. <https://doi.org/10.1007/s10967-018-6128-2>.
- IAEA. (2006). *Nuclear Medicine Resources Manual*. Vienna: IAEA.
- IAEA. (2009). *Cyclotron Produced Radionuclides: Physical Characteristics and Production Methods*. Vienna: IAEA.
- IAEA. (2021). *Alternative Radionuclide Production with Cyclotron*. Vienna: IAEA.
- İçhedef, Ç. (2023). Characteristics of Radioisotope Generators and Mo-99/Tc-99m Generator. *Nuclear Medicine Seminars*, 9(1), 58–64. <https://doi.org/10.4274/nts.galenos.2023.0008>.
- Ignatyuk, A. V. (n.d.). 5 Level Densities XA9847886 5.1 Total Level Densities. 65–80.
- Isazadeh, F., & Abdi Saray, A. (2024). Predicting the radioisotope ^{120}gI production via the $^{122}\text{Te}(p,3n)^{120}\text{gI}$ reaction as a useful medical radionuclide for PET imaging using GEANT4, EMPIRE, and TALYS nuclear codes. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 551(December 2023), 3–7. <https://doi.org/10.1016/j.nimb.2024.165341>.

- Jalilian, A. R., Beiki, D., Hassanzadeh-Rad, A., Eftekhari, A., Geramifar, P., & Eftekhari, M. (2016). Production and clinical applications of radiopharmaceuticals and medical radioisotopes in Iran. *Seminars in Nuclear Medicine*, 46(4), 340–358. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2016.01.006>.
- Janssen A, Van Den Bosch R, De Goeij J, et al. (1980) The reactions $^{77}\text{Se}(p, n)$ and $^{78}\text{Se}(p, 2n)$ as production routes for ^{77}Br . *The International Journal of Applied Radiation and Isotopes* 31(7):405–409. [https://doi.org/10.1016/0020-708X\(80\)90077-0](https://doi.org/10.1016/0020-708X(80)90077-0).
- Kalbach, C. (1986). Two-component exciton model: Basic formalism away from shell closures. *Physical Review C*, 33(3), 818–833. <https://doi.org/10.1103/PhysRevC.33.818>.
- Kalman, S., & Turkington, T. (2002). Introduction to PET instrumentation (multiple letters). *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 30(2), 63.
- Kaplan, I. (1977). *Nuclear Physics Second Edition*. Massachusetts: Addison Wesley Publishing Company.
- Kazakov, A. G., Ekatoeva, T. Y., & Babenya, J. S. (2021). Photonuclear production of medical radiometals: a review of experimental studies. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 328(2), 493–505. <https://doi.org/10.1007/s10967-021-07683-2>.
- Keidar, Z., Israel, O., & Krausz, Y. (2003). SPECT/CT in tumor imaging: Technical aspects and clinical applications. *Seminars in Nuclear Medicine*, 33(3), 205–218. <https://doi.org/10.1053/snuc.2003.127310>.
- Kessara, A. (2021). *Nükleer Tıp Fiziği*. Ankara: iksad publishing house.
- Khalil, M. M. (2011). *Basic Sciences of Nuclear Medicine*. Berlin: Heidelberg Springer.
- Khalil, M. M., Tremoleda, J. L., Bayomy, T. B., & Gsell, W. (2011). Molecular SPECT Imaging: An Overview. *International Journal of Molecular Imaging*, 2011, 1–15. <https://doi.org/10.1155/2011/796025>.
- Khandaker, M. U., Bradley, D. A., Osman, H., Sayyed, M. I., Sulieman, A., Faruque, M. R. I., Naseer, K. A., & Idris, A. M. (2022). The significance of nuclear data in the production of radionuclides for theranostic/therapeutic applications. *Radiation Physics and Chemistry*, 200(June), 110342. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.110342>.
- Knoll, G. F., & Kraner, H. W. (1981). Radiation Detection and Measurement. In *Proceedings of the IEEE* (Vol. 69, Issue 4). <https://doi.org/10.1109/PROC.1981.12016>.

- Koning, A., Hilaire, S., & Goriely, S. (2023). TALYS: modeling of nuclear reactions. *European Physical Journal A*, 59(6), 1–85. <https://doi.org/10.1140/epja/s10050-023-01034-3>.
- Koning, A. J., & Rochman, D. (2012). Modern Nuclear Data Evaluation with the TALYS Code System. *Nuclear Data Sheets*, 113(12), 2841–2934. <https://doi.org/10.1016/j.nds.2012.11.002>.
- Kovaçs Z, Blessing G, Qaim S, et al. (1985) Production of ^{75}Br via the $^{76}\text{Se}(p, 2n)^{75}\text{Br}$ reaction at a compact cyclotron. *The International Journal of Applied Radiation and Isotopes* 36(8):635–642. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0020-708X\(85\)90004-3](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0020-708X(85)90004-3).
- Krane, K. S. (2006). *Nükleer Fizik*. Ankara: Palme Yayıncılık.
- Kreller, M., Brühlmann, S. A., Knieß, T., Kopka, K., & Walther, M. (2024). Production of Medical Radionuclides in the Center for Radiopharmaceutical Tumor Research—A Status Report. *Instruments*, 8(1), 10. <https://doi.org/10.3390/instruments8010010>.
- Krol, A. (1998). Nuclear Medicine Physics: The Basics. 5th ed. In *Radiology* (Vol. 208, Issue 1). <https://doi.org/10.1148/radiology.208.1.142>.
- Lagrou, A., & Verbeek, F. (1973). Applications of radioisotopes in polarography. *Analytical Letters*, 6(4), 327–341. <https://doi.org/10.1080/00032717308062894>.
- Lahiri, S., Maiti, M. and Ghosh, K. 2012. “Production and Separation of ^{111}In : An Important Radionuclide in life sciences: a mini review.”, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 297 (3), 309-318.
- Le Bars, D. (2006). Fluorine-18 and medical imaging: Radiopharmaceuticals for positron emission tomography. *Journal of Fluorine Chemistry*, 127(11), 1488–1493. <https://doi.org/10.1016/j.jfluchem.2006.09.015>.
- Lee, Y.-S. (2014). Radiopharmaceuticals for Molecular Imaging. *The Open Nuclear Medicine Journal*, 2(1), 178–185. <https://doi.org/10.2174/1876388x01002010178>.
- Levin, C. S., & Zaidi, H. (2007). Current Trends in Preclinical PET System Design. *PET Clinics*, 2(2), 125–160. <https://doi.org/10.1016/j.cpet.2007.12.001>.
- Levkovskij, V. N. (1991). Cross-section of medium mass nuclide activation ($A=40-100$) by medium energy proton and alpha particles ($E=10-500\text{MeV}$), *Atomnaya Energiya*, 69.
- Li, J., & Zheng, S. (2023). Feasibility Study to Byproduce Medical Radioisotopes in a Fusion Reactor. *Molecules*, 28(5), 1–12. <https://doi.org/10.3390/molecules28052040>.
- Liu, L., Zhong, J., Zhang, Z., Ye, X., Wang, X., Liu, S., & Zhang, Z. (2024). Preclinical study and first-in-human imaging of ^{18}F]FAP-2286, and comparison with 2- ^{18}F]FDG PET/CT in various cancer patients. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. <https://doi.org/10.1007/s00259-024-06626-9>.

- Li, Z., & Conti, P. S. (2010). Radiopharmaceutical chemistry for positron emission tomography. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 62(11), 1031–1051. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2010.09.007>.
- Liem, P. H., Tran, H. N., & Sembiring, T. M. (2015). Design optimization of a new homogeneous reactor for medical radioisotope Mo-99/Tc-99m production. *Progress in Nuclear Energy*, 82, 191–196. <https://doi.org/10.1016/j.pnucene.2014.07.040>.
- Ljungberg, M., & Pretorius, P. H. (2018). SPECT/CT: an update on technological developments and clinical applications. *The British Journal of Radiology*, 91(1081), 20160402. <https://doi.org/10.1259/bjr.20160402>.
- López-Melero, E., García-Infantes, F., de Saavedra, F. A., Fernández-Maza, L., Porras, I., Roldán, A., & Praena, J. (2024). Study of the production of radioisotopes at IFMIF-DONES: ^{177}Lu with deuterons. *Radiation Physics and Chemistry*, 220(February), 111687. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111687>.
- Lopresti, B. J. (1999). Implementation and performance of an optical motion tracking system for high resolution brain pet imaging. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 46(6 PART 3), 2059–2067. <https://doi.org/10.1109/23.819283>.
- Luiders, F. J. (1978). Note on the solution of the master equation in the exciton model of pre-equilibrium theory. *Zeitschrift Für Physik A*, 284(2), 187–188. <https://doi.org/10.1007/BF01411327>.
- Madsen, M. T. (2007). Recent advances in SPECT imaging. *Journal of Nuclear Medicine*, 48(4), 661–673. <https://doi.org/10.2967/jnumed.106.032680>.
- Malja, S., Schomacker, K., & Malja, E. (2000). Preparation of ^{90}Y by the ^{90}Sr - ^{90}Y generator for medical purpose. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 245(2), 403–406. <https://doi.org/10.1023/A:1006743428757>.
- Maloth, K. N., Velpula, N., Ugrappa, S., & Kodangal, S. (2014). Radioisotopes: An overview. *International Journal of Case Reports and Images*, 5(9), 604. <https://doi.org/10.5348/ijcri-201457-ra-10012>.
- Mariani, G., Bruselli, L., Kuwert, T., Kim, E. E., Flotats, A., Israel, O., Dondi, M., & Watanabe, N. (2010). *A review on the clinical uses of SPECT / CT*. 1959–1985. <https://doi.org/10.1007/s00259-010-1390-8>.
- Martin, J. E., & Martin, J. E. (2006). *Physics for Radiation Protection a Handbook*. Weinheim: Wiley-VCH.
- Martin, B. R. (2006). *Nuclear and Particles Physics*. West Sussex: John Wiley & Sons Ltd.

- McAlister, D. R., & Philip Horwitz, E. (2009). Automated two column generator systems for medical radionuclides. *Applied Radiation and Isotopes*, 67(11), 1985–1991. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2009.07.019>.
- McGee, T., Rao, C. L., Saha, G. B., & Yaffe, L. (1970) Nuclear Interactions of ^{45}Sc and ^{68}Zn with protons of Medium Energy. *Nucl. Phys. A*, 150,11.
- Meisenhelder, J., & Bursik, S. (2007). Safe Use of Radioisotopes. *Current Protocols in Molecular Biology*, 79(1), 1–18. <https://doi.org/10.1002/0471142727.mba01fs79>.
- Mengoni, A., & Nakajima, Y. (1994). Fermi-gas model parametrization of nuclear level density. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 31(2), 151–162. <https://doi.org/10.1080/18811248.1994.9735131>.
- Migdal, A. B. (1959). Superfluidity and the moments of inertia of nuclei. *Nuclear Physics*, 13(5), 655–674. [https://doi.org/10.1016/0029-5582\(59\)90264-0](https://doi.org/10.1016/0029-5582(59)90264-0).
- Morgan, T. L. (2012). Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. *Health Physics*, 103(6), 810–811. <https://doi.org/10.1097/hp.0b013e3182690427>.
- Mou, L., Martini, P., Pupillo, G., Cieszykowska, I., Cutler, C. S., & Mikołajczak, R. (2022). ^{67}Cu Production Capabilities: A Mini Review. *Molecules*, 27(5). <https://doi.org/10.3390/molecules27051501>.
- Murray, R. L. (2000). *Nuclear Energy FIFTH EDITION*. Nort Carolina; Butterworth heinemann.
- Mushtaq, A. (2012). Producing radioisotopes in power reactors. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 292(2), 793–802. <https://doi.org/10.1007/s10967-011-1537-5>.
- Mondal, S., Das, P., Senapati, E., Pandit, D., Dey, B., De, A., & Bhattacharya, S. (2022). Analysis of cross-section, S-factor and thermonuclear reaction rate of $^8\text{Li}(\alpha, n) ^{11}\text{B}$ and $^{14}\text{N}(\text{p}, \gamma) ^{15}\text{O}$ using TALYS and EMPIRE nuclear reaction codes. *International Journal of Modern Physics E*, 31(7), 1–12. <https://doi.org/10.1142/S0218301322500641>.
- Necsoiu, D. (2003). Production of ^{90}Y by the $^{90}\text{Zr}(\text{n},\text{p})^{90}\text{Y}$ reaction using neutrons produced from a variable energy cyclotron. 335, 335–338. <https://doi.org/10.1063/1.1395318>.
- Nelson, B. J. B., Leier, S., Wilson, J., Wuest, M., Doupe, J., Andersson, J. D., & Wuest, F. (2024). ^{64}Cu production via the $^{68}\text{Zn}(\text{p},\text{n}\alpha)^{64}\text{Cu}$ nuclear reaction: An untapped, cost-effective and high energy production route. *Nuclear Medicine and Biology*, 128–129(December 2023), 108875. <https://doi.org/10.1016/j.nucmedbio.2024.108875>.
- Nensa, F., Beiderwellen, K., Heusch, P., & Wetter, A. (2014). Clinical applications of PET/MRI: Current status and future perspectives. *Diagnostic and Interventional Radiology*, 20(5), 438–447. <https://doi.org/10.5152/dir.2014.14008>.

- Nordheim, L. W. (1977). Nuclear Structure, Vol. II: Nuclear Deformations. In *Nuclear Science and Engineering* (Vol. 62, Issue 4). <https://doi.org/10.13182/nse77-a15221>.
- Nunes, B. S., Rodrigues, E. R. F., Fruscalso, J. A. P., Nunes, R. P., Bonatto, A., & Alva-Sánchez, M. S. (2022). Highly Enriched Uranium-Free Medical Radioisotope Production Methods: An Integrative Review. *Applied Sciences (Switzerland)*, 12(24). <https://doi.org/10.3390/app122412569>.
- Ocak, M. (2015). Radiopharmaceuticals For Pet. *Toraks Cerrahisi Bulteni*, 6(2), 154–160. <https://doi.org/10.5152/tcb.2015.056>.
- Özdoğan, H. (2018). *Fe, Zr, Nb ve Ag Füzyon Reaktörleri Yapısal Elementlerin Tesir Kesitlerinin Nükleer Reaksiyon Modelleri Kullanılarak İncelenmesi*. S. D. Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Isparta.
- Papathanassiou, D., Bruna-Muraille, C., Liehn, J. C., Nguyen, T. D., & Curé, H. (2009). Positron Emission Tomography in oncology: Present and future of PET and PET/CT. *Critical Reviews in Oncology/Hematology*, 72(3), 239–254. <https://doi.org/10.1016/j.critrevonc.2008.10.006>.
- Payolla, F. B., Massabni, A. C., & Orvig, C. (2019). Radiopharmaceuticals for diagnosis in nuclear medicine: A short review. *Ecletica Quimica*, 44(3), 11–19. <https://doi.org/10.26850/1678-4618eqj.v44.3.2019.p11-19>.
- Peller, P., Subramaniam, R., & Guermazi, A. (2012). *PET-CT nad PET-MRI in Oncology*. Berlin: Heidelberg Springer.
- Pichler, B. J., Kolb, A., Nägele, T., & Schlemmer, H. P. (2010). PET/MRI: Paving the way for the next generation of clinical multimodality imaging applications. *Journal of Nuclear Medicine*, 51(3), 333–336. <https://doi.org/10.2967/jnumed.109.061853>.
- Ponsard, B. (2007). Production of radioisotopes in the BR2 high-flux reactor for applications in nuclear medicine and industry. *Journal of Labelled Compounds and Radiopharmaceuticals*, 50(5–6), 333–337. <https://doi.org/10.1002/jlcr.1377>.
- Pratama, C., Sarwono, D. A., Nurmanjaya, A., Abidin, A., Fani, T., Subechi, M., Sarmini, E., Lestari, E., Yanto, Y., Prasetya, K. E., Maskur, M., Rindiyanono, F., Saptiama, I., Pujiyanto, A., Setiawan, H., Puspitasari, T., Marlina, M., Sofyan, H., Setiawan, B., ... Suseno, H. (2023). Operation of dry distillation process on the production of radionuclide ¹³¹I at Puspipstek area Serpong Indonesia, 2021 to 2022. *Nuclear Engineering and Technology*, 2(August 2022), 2–7. <https://doi.org/10.1016/j.net.2023.12.007>.
- Rabbani, A. M., Mia, M. S., Mehdi, H., Biswasarma, S. C., Islam, M. A., Uddin, M. J., Biman, T. A., Ul Azim, M. A., & Hossain, M. N. (2023). Optimization of ¹⁸F Radioisotope Production with Cyclone 18/9 MeV IBA Cyclotron Installed at NINMAS. *Dhaka University Journal of Science*, 71(1), 56–59. <https://doi.org/10.3329/dujs.v71i1.65273>.

- Ribanský, I., Obložinský, P., & Běťák, E. (1973). Pre-equilibrium decay and the exciton model. *Nuclear Physics, Section A*, 205(3), 545–560. [https://doi.org/10.1016/0375-9474\(73\)90705-7](https://doi.org/10.1016/0375-9474(73)90705-7).
- Ritt, P., Sanders, J., & Kuwert, T. (2014). SPECT/CT technology. *Clinical and Translational Imaging*, 2(6), 445–457. <https://doi.org/10.1007/s40336-014-0086-7>.
- Rohren, E. M., Turkington, T. G., & Coleman, R. E. (2004). Clinical Applications of PET in Oncology. *Radiology*, 231(2), 305–332. <https://doi.org/10.1148/radiol.2312021185>.
- Rösch, F., Qaim, S. M., & Stöcklin, G. (1993). Production of the positron emitting radioisotope ^{86}Y for nuclear medical application. *Applied Radiation and Isotopes*, 44(4), 677–681. [https://doi.org/10.1016/0969-8043\(93\)90131-S](https://doi.org/10.1016/0969-8043(93)90131-S).
- Sabaiduc, V., Milton, B., Suthanthiran, K., Gelbart, W. Z., & Johnson, R. R. (2013). BEST medical radioisotope production cyclotrons. *AIP Conference Proceedings*, 1525, 525–529. <https://doi.org/10.1063/1.4802384>.
- Sadeghi, M., Enferadi, M., & Nadi, H. (2011). ^{45}Ti , a candidate for positron emission tomography: Study of the cyclotron production. *Radiochemistry*, 53(4), 411–414. <https://doi.org/10.1134/S106636221104014X>.
- Saha, G. B., MacIntyre, W. J., & Go, R. T. (1992). Cyclotrons and positron emission tomography radiopharmaceuticals for clinical imaging. *Seminars in Nuclear Medicine*, 22(3), 150–161. [https://doi.org/10.1016/S0001-2998\(05\)80143-6](https://doi.org/10.1016/S0001-2998(05)80143-6).
- Sánchez, F., Orero, A., Soriano, A., Correcher, C., Conde, P., González, A., Hernández, L., Moliner, L., Rodríguez-Alvarez, M. J., Vidal, L. F., Benlloch, J. M., Chapman, S. E., & Leevy, W. M. (2013). ALBIRA: A small animal PETSPECTCT imaging system. *Medical Physics*, 40(5), 1–11. <https://doi.org/10.1118/1.4800798>.
- Santistevan, G., Bentley, R., Wells, D., Hutton, A., Stavola, A., Benson, S., Jordan, K., Gubeli, J., Degtiarenko, P., & Dabill, L. (2023). Photonuclear Production of ^{67}Cu From Gallium. *Nuclear Science and Engineering*, 198(1), 167–173. <https://doi.org/10.1080/00295639.2023.2178232>.
- Serdons, K., Verbruggen, A., & Bormans, G. M. (2009). Developing new molecular imaging probes for PET. *Methods*, 48(2), 104–111. <https://doi.org/10.1016/j.ymeth.2009.03.010>.
- Singh, B., Singh, J., & Kaur, A. (2013). Application of Radioisotopes in Agriculture. *Int. Journal of Biotechnology and Bioengineering Research*, 4(3), 167–174.
- Shohel Parvez, M., Parvez, S., Hasan, M. R., Islam, M. R., Hossain, M. B., Khan, H. R., & Paul, A. K. (2016). Determination of Elution Profile of a Radionuclide Generator System $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$. *Bangladesh Research Publications Journal*, 12(2), 155–158. <http://www.bdresearchpublications.com/admin/journal/upload/1410120/1410120.pdf>].

- Shukur Noori, S., Akkurt, İ., & Demir, N. K. (2019). Excitation Functions for the Proton Irradiation on ^{45}Sc Target. *International Journal of Computational and Experimental Science and Engineering*, 5(2), 61–64. <https://doi.org/10.22399/ijcesen.547000>.
- Spahn, B. I., Steyn, G. F., Vermeulen, C., Coenen, H. H., & Qaim, S. M. (2009). New cross section measurements for production of the positron emitters ^{75}Br and ^{76}Br via intermediate energy proton induced. 541, 535–541. <https://doi.org/10.1524/ract.2009.1636>.
- Starovoitova, V. N., Tchelidze, L., & Wells, D. P. (2014). Production of medical radioisotopes with linear accelerators. *Applied Radiation and Isotopes*, 85, 39–44. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2013.11.122>.
- Synowiecki, M. A., Perk, L. R., & Nijssen, J. F. W. (2018). Production of novel diagnostic radionuclides in small medical cyclotrons. *EJNMMI Radiopharmacy and Chemistry*, 3(1). <https://doi.org/10.1186/s41181-018-0038-z>.
- Tanır G.A., Bölükdemir, M.H., & Koç, K. (2013). *Radyasyon ve radyasyondan korunma fiziği 2.baskı*. Ankara, Palme Yayıncılık.
- Tárkányi, F., Hermanne, A., Takács, S., Shubin, Y. N., & Dityuk, A. I. (2004). Cross sections for production of the therapeutic radioisotopes ^{198}Au and ^{199}Au in proton and deuteron induced reactions on ^{198}Pt . *Radiochimica Acta*, 92(4–6), 223–228. <https://doi.org/10.1524/ract.92.4.223.35588>.
- Teksöz, S., & Biber Müftüler, F. Z. (2019). Radioisotopes and Biomedical Applications in Nuclear Medicine. *Nuclear Medicine Seminars*, 5(1), 10–14. <https://doi.org/10.4274/nts.galenos.2019.0002>.
- Torigian, D. A., Zaidi, H., Kwee, T. C., Saboury, B., Udupa, J. K., Cho, Z. H., & Alavi, A. (2013). PET/MR imaging: Technical aspects and potential clinical applications. *Radiology*, 267(1), 26–44. <https://doi.org/10.1148/radiol.13121038>.
- TENDL, 2021 (2024, Şubat 15). TALYS based evaluated nuclear data library. https://tendl.web.psi.ch/tendl_2021/tendl2021.html sayfasından alınmıştır.
- TENDL, 2023 (2024, Şubat 15). TALYS based evaluated nuclear data library. https://tendl.web.psi.ch/tendl_2023/proton_html/proton.html sayfasından alınmıştır.
- Uccelli, L., Martini, P., Urso, L., Ghirardi, T., Marvelli, L., Cittanti, C., Carnevale, A., Giganti, M., Bartolomei, M., & Boschi, A. (2022). Rhenium Radioisotopes for Medicine, a Focus on Production and Applications. *Molecules*, 27(16), 1–19. <https://doi.org/10.3390/molecules27165283>.

- URL-1. (12 Ocak 2024). ^{125}I bozunum şeması: <https://www.nndc.bnl.gov/nudat3/getdecayscheme.jsp?nucleus=125TE&dsid=125i%20ec%20decay&unc=nds>, adresinden alınmıştır.
- URL-2. (12 Ocak 2024). ^{111}In bozunum şeması: [https://www.nndc.bnl.gov/nudat3/getdecayscheme.jsp?nucleus=111IN&dsid=111in%20it%20decay%20\(7.7%20m\)&unc=nds](https://www.nndc.bnl.gov/nudat3/getdecayscheme.jsp?nucleus=111IN&dsid=111in%20it%20decay%20(7.7%20m)&unc=nds) adresinden alınmıştır.
- URL-3. (12 Ocak 2024). ^{47}Sc bozunum şeması: <https://www.nndc.bnl.gov/nudat3/replotdec.jsp> adresinden alınmıştır.
- Usanase, N., Uzun, B., Ozsahin, D. U., & Ozsahin, I. (2024). A look at radiation detectors and their applications in medical imaging. *Japanese Journal of Radiology*, 42(2), 145–157. <https://doi.org/10.1007/s11604-023-01486-z>.
- Vallabhajosula, S. (2009). *Molecular Imaging Radiopharmaceuticals for PET and SPECT*. Berlin: Heidelberg Springer.
- Van der Meulen, N. P., Strobel, K., & Lima, T. V. M. (2021). New radionuclides and technological advances in spect and pet scanners. *Cancers*, 13(24), 1–15. <https://doi.org/10.3390/cancers13246183>.
- Wadsak, W., & Mitterhauser, M. (2010). Basics and principles of radiopharmaceuticals for PET/CT. *European Journal of Radiology*, 73(3), 461–469. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2009.12.022>.
- Waites, L. H., Alonso, J. R., Barlow, R., & Conrad, J. M. (2020). What is the potential impact of the IsoDAR cyclotron on radioisotope production: a review. *EJNMMI Radiopharmacy and Chemistry*, 5(1). <https://doi.org/10.1186/s41181-020-0090-3>.
- Walrand, S., Hesse, M., & Jamar, F. (2018). Update on novel trends in PET/CT technology and its clinical applications. *The British Journal of Radiology*, 91(1081), 20160534. <https://doi.org/10.1259/bjr.20160534>.
- Wang, Y., Chen, D., Augusto, R. dos S., Liang, J., Qin, Z., Liu, J., & Liu, Z. (2022). Production Review of Accelerator-Based Medical Isotopes. *Molecules*, 27(16), 1–20. <https://doi.org/10.3390/molecules27165294>.
- Welch, M. J., Redvanly, C. S. (2003). *Handbook of Radiopharmaceuticals, radiochemistry and applications*. West Sussex: John wiley & sons ltd.
- Wester, D. W., Steele, R. T., Rinehart, D. E., DesChane, J. R., Carson, K. J., Rapko, B. M., & Tenforde, T. S. (2003). Large-scale purification of ^{90}Sr from nuclear waste materials for production of ^{90}Y , a therapeutic medical radioisotope. *Applied Radiation and Isotopes*, 59(1), 35–41. [https://doi.org/10.1016/S0969-8043\(03\)00151-9](https://doi.org/10.1016/S0969-8043(03)00151-9).
- Willowson, K. P. (2019). Production of radionuclides for clinical nuclear medicine. *European Journal of Physics*, 40(4). <https://doi.org/10.1088/1361-6404/ab169b>.

- Wing, J. and Huizenga, J.R. 1962. “(p, n) Cross Sections of ^{51}V , ^{52}Cr , ^{63}Cu , ^{65}Cu , ^{107}Ag , ^{109}Ag , ^{111}Cd , ^{114}Cd and ^{139}La from 5 to 10.5 MeV.”, *Physical Review*, 128 (1), 280-290.
- Zanzonico, P. (2012). Principles of nuclear medicine imaging: Planar, SPECT, PET, multi-modality, and autoradiography systems. *Radiation Research*, 177(4), 349–364. <https://doi.org/10.1667/RR2577.1>.
- Zelevinsky, V., & Volya, A. (2017). Fermi Gas Model. *Physics of Atomic Nuclei, February 2017*, 135–152. <https://doi.org/10.1002/9783527693610.ch7>.
- Zhernosekov, K. P., Filosofov, D. V., Baum, R. P., Aschoff, P., Bihl, H., Razbash, A. A., Jahn, M., Jennewein, M., & Rösch, F. (2007). Processing of generator-produced ^{68}Ga for medical application. *Journal of Nuclear Medicine*, 48(10), 1741–1748. <https://doi.org/10.2967/jnumed.107.040378>.
- Yang, Y. X., Zhao, W. J., Cao, X. G., Wang, H. W., Fan, G. T., Liu, L. X., Xu, H. H., Hu, X. R., Li, X. X., Hao, Z. R., Jin, S., Chen, K. J., & Ma, Y. G. (2024). Simulation study on the production of medical radioisotopes ^{186}gRe by photonuclear reaction. *Radiation Physics and Chemistry*, 218(2021). <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111599>
- Yalçın, E.G. (2008). *Proton hızlandırıcıların nükleer uygulama alanları ile protonlarla oluşturulan nükleer reaksiyon tesir kesitlerinin incelenmesi*. Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.
- Yüksel A.N. (2008). *Siklotron Tipi Hızlandırıcılar Kullanılarak Radyoizotop Üretimi ve Bu Radyoizotopların Medical/Endüstriyel Alanlarda Kullanımı*. Ankara Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, Ankara.

ÖZGEÇMİŞ

Orta öğrenimini Akçaabat Lisesi'nde tamamladı. 2012 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nden mezun oldu. 2015 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü'nde Ortaöğretim Fizik Öğretmenliği Tezsiz Yüksek Lisans programından mezun oldu. Aynı yıl Sinop Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Kuantum Sistemleri Modelleme Anabilim Dalı'nda tezli yüksek lisans programına başladı. Yüksek lisans eğitimi sürecinde TÜBİTAK 115F291 numaralı 1001 projesi kapsamında burs almaya hak kazandı ve 2017 yılında mezun oldu. 2018 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Doktora Programına başladı.

Lisansüstü öğrenimi süresince nükleer fizik konulu birçok uluslararası kongre ve yaz okuluna katılan Şevki ŞENTÜRK bu süreçte 5 tanesi SCI kapsamındaki dergilerde 6 tanesi uluslararası hakemli dergilerde olmak üzere toplam 11 makalesi, uluslararası konferanslarda 6 tane sözlü sunumu ve 4 tane poster sunumu vardır. İyi derece İngilizce bilmektedir.