

**ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Faik SAVAŞ

**MEDİKAL FİZİKTE KULLANILAN BAZI RADYONÜKLİDLERİN
NÜKLEER REAKSİYON TESİR KESİTLERİNİN İNCELENMESİ**

FİZİK ANABİLİM DALI

ADANA, 2013

**ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MEDİKAL FİZİKTE KULLANILAN BAZI RADYONÜKLİDLERİN
NÜKLEER REAKSİYON TESİR KESİR KESİTLERİNİN İNCELENMESİ**

Faik SAVAŞ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FİZİK ANABİLİM DALI

Bu Tez 10/05/2013 Tarihinde Aşağıdaki Jüri Üyeleri Tarafından
Oybirliği/Oyçokluğu ile Kabul Edilmiştir.

.....
Yrd. Doç. Dr. Şadi Yılmaz
DANIŞMAN

.....
Yrd. Doç. Dr. F.Aysun UĞUR
2. DANIŞMAN

.....
Prof. Dr. Eyyüp TEL
ÜYE

.....
Doç. Dr. Cebail GÜMÜŞ
ÜYE

.....
Yrd. Doç. Dr. M. Zeki KURT
ÜYE

Bu Tez Enstitümüz Fizik Anabilim Dalında hazırlanmıştır.
Kod No:

**Prof. Dr. Mustafa GÖK
Enstitü Müdürü**

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirişlerin, çizelge ve fotoğrafların kaynak gösterilmeden kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

ÖZ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MEDİKAL FİZİKTE KULLANILAN BAZI RADYONÜKLİDLERİN NÜKLEER REAKSİYON TESİR KESİTLERİNİN İNCELENMESİ

Faik SAVAŞ

ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI

Danışman : Yrd. Doç. Dr. Şadi YILMAZ
2. Danışman : Yrd. Doç. Dr. F. Aysun UĞUR
Yıl: 2013, Sayfa: 67
Jüri : Prof. Dr. Eyyüp TEL
: Doç. Dr. Cebrail GÜMÜŞ
: Yrd. Doç. Dr. M. Zeki KURT

Bu çalışmada, tıpta kullanılan yüklü parçacık gelme enerjileri göz önüne alınarak radyonüklid üretim reaksiyonları incelendi. Enerjili yüklü parçacıklarla oluşturulan nükleer reaksiyon tesir kesitleri, denge ve denge öncesi reaksiyon modelleri kullanılarak hesaplandı. Literatürden elde edilen deneysel değerlerle teorik hesaplamalar karşılaştırılarak bir yüklü parçacık hızlandırıcısına ait radyoizotop üretimi ve hedef seçimi için optimum enerji aralıkları belirlendi. Çalışmamızda medikal olarak seçilen radyonüklidler ile ilgili olarak bazı reaksiyonlar bir kaç model kullanılarak deneysel verilerle kıyaslanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Tesir kesiti, denge ve denge öncesi reaksiyon modelleri, radyoizotop üretimi, tıbbi radyoizotoplar

ABSTRACT

Msc THESIS

INVESTIGATION OF NUCLEAR REACTION CROSS SECTIONS OF THE SOME RADYONUCLIDES OF USED MEDICAL PHYSICS

Faik SAVAŞ

**ÇUKUROVA UNIVERSITY
INSTITUTE OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES
DEPARTMENT OF PHYSICS**

Supervisor : Asst.Prof. Dr. Şadi YILMAZ
2. Supervisor : Asst.Prof. Dr. F. Aysun UĞUR
Yıl: 2013, Sayfa: 67
Jury : Prof. Dr. Eyyüp TEL
: Assoc. Prof. Dr. Cebrail GÜMÜŞ
: Asst. Prof. Dr. M. Zeki KURT

In this study, regarding the energy from charged particles, we investigated production reactions of radionuclide. The cross sections of affection of nuclear reaction, made of charged particles, were calculated by using the reaction types at the time of the equilibrium and pre-equilibrium. Comparing the experimental values from the litterateur and theoretical calculations, optimum energy spaces were determined for the radioisotope production of a charged particle accelerator and for the selection of the target. In the study, some of the reactions about the medical radionuclides were analogized by using a few models.

Key Words: Cross-section, Equilibrium and Pre-equilibrium reaction models, radioisotope production, medical radioisotopes

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasını hazırlamamda maddi ve manevi her türlü desteği veren yardımlarını eksik etmeyen değerli danışmanım Yrd. Doç. Dr. Şadi YILMAZ' a teşekkür ederim.

Konu seçmem ve tezimi oluşturmamda hiçbir fedakârlığı esirgemeyen, maddi ve manevi her türlü desteği sağlayan ikinci danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Fatma Aysun UĞUR 'a, tez çalışmalarım boyunca yardım ve katkılarını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Eyyüp TEL 'e, çalışmalarımızda kullandığımız bilgisayar programları ile ilgili bilgilerini esirgemeyen Aslı AZMAN GÖKÇE 'ye ve bilgi ve tecrübesiyle yardımcı olan Çukurova Üniversitesi Fizik bölümü araştırma görevlisi Elif GÖREN 'e sonsuz teşekkür ederim. Ayrıca çalışmam da maddi manevi desteklerini esirgemeyen Eyüp DORA 'ya, annem, babam ve ablama çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

SAYFA

ÖZ	I
ABSTRACT	II
TEŞEKKÜR.....	III
İÇİNDEKİLER	IV
ÇİZELGELER DİZİNİ	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	XI
1. GİRİŞ	1
1.1. Tesir Kesiti	3
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR.....	5
3. MATERYAL VE METOD	9
3.1. Tıpta Radyoizotop Uygulamaları	9
3.2. Radyoizotop Üretim	18
3.2.1. Nükleer Reaktörlerde Radyoizotop Üretimi	19
3.2.1.1. Fisyon	19
3.2.1.2. Füzyon	19
3.2.1.3. Nötron Yakalaması veya Aktivasyonu.....	20
3.2.1.4. Transmutasyon	20
3.2.2. Yüklü Parçacık Hızlandırıcıları ve Türleri	21
3.2.2.1. Doğru-voltaj hızlandırıcılar	21
3.2.2.2. Lineer (Doğrusal) Hızlandırıcılar	22
3.2.2.3. Dairesel Hızlandırıcılar	23
3.2.2.3.(1). Siklotronlar	24
3.2.2.3.(2). Mikrotronlar	24
3.2.2.3.(3). Betatronlar	24
3.2.2.3.(4). Sinkrotronlar.....	25
3.2.2.4. Hızlandırıcıların Kullanım Alanları	25
3.2.3. Radyoizotop Jeneratörlerle Üretim	26
3.3. Nükleer Reaksiyon Türleri Ve Modelleri.....	27

3.3.1. Reaksiyon Türleri	28
3.3.1.1. Bileşik Çekirdek Reaksiyonları.....	28
3.3.1.2. Direk Reaksiyonlar	29
3.3.2. Denge ve Denge-Öncesi Modeller.....	32
3.3.2.1. Denge Reaksiyon Modeli	35
3.3.2.2. Griffin (Exciton) Modeli	35
3.4. Programlar	37
3.4.1. PCROSS Bilgisayar Programı	38
3.4.2. ALICE/ASH Bilgisayar Program Kodu	38
4. BULGULAR VE GRAFİKLER	41
4.1. Kobalt (^{55}Co) Üretimi.....	41
4.2. Bakır (^{60}Cu) Üretimi.....	43
4.3. Galyum(^{67}Ga) Üretimi.....	46
4.4. İtiryum (^{86}Y) Üretimi	51
4.5. Teknesyum ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) Üretimi	52
4.6. Palladyum (^{103}Pd) Üretimi.....	54
4.7. İyot (^{123}I) Üretimi	56
4.8. İyot (^{124}I) Üretimi	58
4.9. Renyum (^{186}Re) Üretimi.....	59
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	61
KAYNAKLAR	63
ÖZGEÇMİŞ	67

ÇİZELGELER DİZİNİ

SAYFA

Çizelge 3.1. Tıpta tedavi ve tanı amaçlı kullanılan bazı radyoizotopların üretim şekli, yarı-ömrü, üretim reaksiyonu ve kullanım yerleri verilmiştir	9
Çizelge 3.2. Çalışmamızda teorik tesir kesiti hesaplama sonuçlarını literatürden aldığımız verilerle karşılaştırdığımız radyoizotopların üretim şekli, yarılanma süresi, üretim reaksiyonu ve kullanım yerleri verilmiştir	17
Çizelge 5.1. Çalışılan tıbbi radyoizotopların üretim reaksiyonlarının optimum enerji aralıkları	61

Şekil 3.1. Wideröe lineer hızlandırıcısı	23
Şekil 3.2. $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratörü	26
Şekil 3.3. $^{64}\text{Zn}^*$ bileşik çekirdeği için farklı oluşum ve bozunum durumları	29
Şekil 3.4. Çekirdek yüzeyinde meydana gelen doğrudan reaksiyonların geometrisi.....	29
Şekil 3.5. Orta enerjili bir nükleer reaksiyonun oluş şekli	30
Şekil 4.1. ^{55}Co radyoizotopunun ^{58}Ni (p, α) ^{55}Co nükleer reaksiyonuyla üretimi.....	41
Şekil 4.2. ^{55}Co radyoizotopunun ^{58}Ni (p, α) ^{55}Co nükleer reaksiyonuyla üretiminde tesir kesiti 0,05 düzeltme faktörüyle çarpılmıştır	42
Şekil 4.3. ^{60}Cu radyoizotopunun ^{60}Ni (p,n) ^{60}Cu reaksiyonuyla üretimi.....	43
Şekil 4.4. ^{60}Cu radyoizotopunun ^{60}Ni (p,n) ^{60}Cu nükleer reaksiyonuyla üretimi teorik hesabında tesir kesiti değerleri 0,5 düzeltme faktörüyle çarpılmıştır	45
Şekil 4.5. ^{67}Ga radyoizotopunun ^{64}Zn (α ,p) ^{67}Ga nükleer reaksiyonuyla üretimi	46
Şekil 4.6. ^{67}Ga radyoizotopunun ^{64}Zn (α ,p) ^{67}Ga reaksiyonuyla üretiminde teorik tesir kesiti değerleri 0,5 düzeltme faktörüyle çarpılmıştır	47
Şekil 4.7. ^{67}Ga radyoizotopunun ^{68}Zn (p,2n) ^{67}Ga nükleer reaksiyonuyla üretimi	48
Şekil 4.8. ^{67}Ga radyoizotopunun ^{68}Zn (p,2n) ^{67}Ga nükleer reaksiyonuyla üretimi teorik hesabında tesir kesiti değerleri 0,5 düzeltme faktörüyle çarpılmıştır	49
Şekil 4.9. ^{67}Ga radyoizotopunun ^{67}Zn (p,n) ^{67}Ga reaksiyonuyla üretimi	50
Şekil 4.10. ^{86}Y radyoizotopunun ^{86}Sr (p,n) ^{86}Y reaksiyonuyla üretimi.....	51
Şekil 4.11. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ radyoizotopunun ^{100}Mo (p,2n) $^{99\text{m}}\text{Tc}$ nükleer reaksiyonuyla üretimi	52
Şekil 4.12. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ radyoizotopunun ^{100}Mo (p,2n) $^{99\text{m}}\text{Tc}$ nükleer reaksiyonuyla üretiminde teorik tesir kesiti değerleri 0,3 düzeltme faktörüyle çarpılmıştır	53

Şekil 4.13.	^{103}Pd radyoizotopunun $^{103}\text{Rh} \text{ (p,n) } ^{103}\text{Pd}$ nükleer reaksiyonuyla üretimi	54
Şekil 4.14.	^{123}I radyoizotopunun $^{103}\text{Sb} (\alpha,2n) ^{123}\text{I}$ nükleer reaksiyonu ile üretimi	56
Şekil 4.15.	^{123}I radyoizotopunun $^{124}\text{Te} \text{ (p,2n) } ^{123}\text{I}$ nükleer reaksiyonu ile üretimi	57
Şekil 4.16.	^{124}I radyoizotopunun $^{126}\text{Te} \text{ (p,3n) } ^{124}\text{I}$ nükleer reaksiyonu ile üretimi	58
Şekil 4.17.	^{186}Re radyoizotopunun $^{186}\text{W} \text{ (p,n) } ^{186}\text{Re}$ nükleer reaksiyonu ile üretimi	59

SİMGELER VE KISALTMALAR

A	Çekirdeğin Kütle Numarası
Z	Çekirdeğin Proton Sayısı
Γ_b	b parçacığının bileşik çekirdekten bir zamanda yayınlanma olasılığı
p	Parçacık Sayısı
h	Deşik Sayısı
n_0	Başlangıç Exciton Sayısı
σ_R	Reaksiyon Tesir Kesiti
$t_{1/2}$	Yarı Ömür
p	Proton
d	Döteron
dk	Dakika
α	Alfa
s	Saniye
$S(E)$	Durdurma Gücü
ρ	Malzemenin Yoğunluğu
R	Tepkimenin Meydana Gelme Hızı
Q	Tepkime Enerjisi
σ	Reaksiyon Tesir Kesiti
σ_{coul}	Proton Coulomb Etkisi Tesir Kesiti
σ_{pnon}	Elastik Olmayan Proton Tesir Kesiti
$P(n,t)$	n exciton durumunda bulunma olasılığı
$W(n)$	n exciton durumundan tüm enerjilerde yayınlanma hızı
$ M ^2$	İlk ve son durumlar arasındaki iki cisim etkileşmelerine ait matris elemanının karesinin ortalaması
$\lambda_c(\epsilon)$	Bir parçacığın (ϵ) kanal enerjisiyle sürekli bölgeye yayınlanma hızı
$\lambda_+(\epsilon)$	ϵ enerjili bir parçacığın sürekli bölgeye yayınlanmış olduğu zamanki Çekirdek içi geçiş hızı
λ^+	n, n+2 durumları için iç geçiş hızları
λ^-	n, n-2 durumları için iç geçiş hızları

g	Tek-parçacık düzey yoğunluğu indirgenmiş dalga boyu
f_b	b parçacığının bağlanma enerjisi E_b ile E arasındaki farkın fonksiyonudur.
$I(\varepsilon)$	Çıkan nötronların enerji dağılımı
$T(n,p)$	Reaksiyon eşik değeri
I_c	Parçacığın c' bozunma kanalındaki spini
S_c	α 'nın bileşik çekirdekten ayrılma enerjisi
M_p	Protonun indirgenmiş kütlesi
M_n	Nötronun indirgenmiş kütlesi
S_n	Nötron ayrılma enerjisi
S_p	Proton ayrılma enerjisi
EM	Elektromanyetik
IAEA	International Atomic Energy Agency (Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı)
PET	Positron Emission Tomography
RF	Radyofrekans
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
ADS	Accelerator Driven System
CPAA	Charge Particle Activation Analysis
GDH	Geometri bağımlı Hibrit Model
TAEK	Türk Atom Enerji Kurumu
WE	Weisskopf-Ewing

1. GİRİŞ

1896 yılında H. Becquerel tarafından radyoaktifliğin bulunmasıyla tıbbi teşhis uygulamalarında hızlı gelişmeleri beraberinde getirdi (Şener, 2006). 1928 yılında siklotronun E. Lawrence tarafından icadıyla yüklü parçacıklar hızlandırılabilirdi. İlerleyen yıllarda radyoizotoplar yapay olarak üretilebilmekteydi. 1937 yılında tıbbi görüntülemelerde yaygın olan ^{99m}Tc radyoizotopu bulunmuş 1965 'te ticari amaçla üretilip ilk olarak 1970 'te ABD 'de tıbbi görüntüleme amacıyla kullanılmıştır. Fizik alanında yapılan bu tür buluşlarla tıpta birçok hastalığın tanı ve tedavisinde önemli gelişmeler olmuştur. Tıp alanında teknolojik gelişmelerle radyoizotop kullanılarak görüntüleme ve tedavi yapılmasının önemi günümüzde giderek artmaktadır.

X-ışınlarının keşfiyle tıpta iskelet sistemiyle ilgili bilgiler tanıda önemli yer tutmaya başladı. X-ışınlarıyla vücudun görüntülenmesinde gelen x-ışınları yumuşak vücut dokusundan geçebilirken, kemik dokusunda tarafından bir miktar engellenmektedir. X-ışını insanın iskelet yapısı hakkında detaylı bilgiler sunmaktadır. İskelet yapısındaki farklılıkların ve kırıklıkların gözlenmesini sağlamaktadır. Görüntüleme sonuçları tıp alanında iskelet sistemiyle ilgili sorunların algılanmasında ve tanı konulmasında kolaylık sağlamaktadır. X-ışınlarıyla görüntüleme yapılmasında sınırlılıklar mevcuttur. Bunlar; farklı yoğunluktaki yumuşak dokuları ayırt etmekte yetersiz kalmakta ve x-ışınlarıyla oluşturulan iki boyutlu görüntülerde belli bir anormalliği tespit edememekte bununla birlikte vücudun üç boyutlu görüntüsüyle ilgili bilgi vermekte yetersiz kalmaktadır. Nükleer tıp uygulamaları yapay radyoaktifliğin bulunmasıyla, deneysel nükleer fizikte meydana gelen gelişmeler, tıpta görüntüleme alanında da paralel olarak gelişmesini sağlamıştır. Özellikle kanser hastalığının teşhis edilmesi, hastalığın boyutu, hastalığın ilerleme düzeyi saptanabilmekte ve tedavinin hastalığın tedavi sürecine etkisi gözlenebilmektedir. X-ışınlarından avantajlı olarak radyoizotoplarla organ ve dokuların derinlikleriyle yani üç boyutlu görüntüleriyle ilgili bilgi alınmasını sağlarken dokuları yumuşaklıklarına göre de ayırt edilebilmektedir. Bunun yanı sıra cansız ve canlı dokuyu ayırt edilmesini sağlamaktadır.

Tıpta görüntüleme tekniklerinin elemanlarının bazıları; γ -ışını kameraları, tıbbi radyoizotopların üretimi için kullanılan özel hızlandırıcılar ve vücutta belirli derinliklerdeki görüntüleri elde etmek için kullanılan radyofarmasötik maddelerin vücuda verilme teknikleridir. Bu araştırma alanı nükleer tıp olarak adlandırılır.

Görüntüleme ve tedavi amaçlı kullanılan radyoizotoplar yapay olarak üretilmektedir. Yapay izotop üretimi, hızlandırılmış olan yüklü parçacıkların, siklotrona monte edilmiş bir tepkileşim ünitesindeki hedef üzerine düşürülmesiyle gerçekleştirilebilir. Yapay radyoizotop üretimi hızlandırılan yüklü parçacıkların enerji bölgelerine göre ele alındığında 3 grupta incelenmektedir (Şener, 2006). Bunlar; küçük sistemler, orta ölçekli sistemler ve büyük sistemler olarak sınıflandırılabilir.

İlk olarak küçük sistemlerde; yüklü parçacıkların 10-13 MeV 'lik enerji aralığında hızlandırılabilirdiği siklotron sistemleridir. Bu sistem ürünleri, ^{18}F , ^{15}O , ^{13}N ve ^{11}C gibi PET uygulamalarında kullanılan radyoizotoplarının üretimi için uygundur.

İkinci olarak orta büyüklükteki sistemlerde; yüklü parçacıkların 16-18 MeV 'lik enerji aralığında hızlandırılabilirdiği siklotron sistemleridir. ^{18}F , ^{15}N , ^{13}N ve ^{11}C gibi PET radyoizotoplarının verimli şekilde yüksek miktarda üretimi için uygundur. Bununla beraber siklotronlarda diğer PET radyoizotoplarının (^{124}I , ^{76}Br , ^{68}Ga , ^{82}Rb ve ^{64}Cu) yeterli miktarda üretimi yapılabilir.

Üçüncü olarak büyük sistemlerdeyse; yüklü parçacıkların 30-32 MeV 'lik yüksek enerjilere hızlandırılabilirdiği siklotron sistemleridir. SPECT (single-photon emission tomography) radyoizotoplarının (^{123}I , ^{201}Tl) ve PET radyoizotoplarının üretimine ek olarak, tıbbi ^{67}Ga üretimi yapılabilir (Şener, 2006).

Bunun dışında iç organların canlı ve cansız dokuları, dokuların fonksiyonlarını yapıp yapamadıkları ve şekilleriyle ilgili bilgiler tıpçılar tarafından hastalığın değerlendirilmesinde birçok yarar sağlamaktadır. Tıpta görüntülemenin dışında tedavi amaçlı olarakta kullanılmaktadır. Tedavi vücut dışında bir kaynaktan gelen radyasyonla ışın tedavisi ve vücuda damar yoluyla verilen radyoizotoplarla yapılabilmektedir.

Radyoizotoplar yapay olarak parçacık hızlandırıcılarında, reaktörlerde ve jeneratörlerde nükleer reaksiyonlarla üretilmektedir. Tıpta, endüstride, enerji üretimi ve bilimsel araştırmalar gibi birçok alanda kullanılmaktadır (Ulu, 2008).

Nükleer reaksiyonun meydana gelme ihtimalini belirleyen ölçülebilen niceliklere tesir kesiti adı verilir. Radyoizotopların üretimlerinde tesir kesitinin önemi çok büyüktür. Üretimle ilgili birçok bilgiyi sunmaktadır. Reaksiyonun oluşma olasılığı, gelen hızmadaki parçacıkların enerji aralığını, oluşan ürün çekirdeklerinin özellikleri hakkında birçok bilgi bu kavramla açıklanabilmektedir.

Reaktörlerde üretilen geçici çekirdekler genellikle kısa yarı ömürlüdür. Dolayısıyla, bu çekirdeklerin tesir kesitlerinin ve yayınlanma spektrumlarının doğrudan ölçülmesi pek mümkün olmamaktadır. Zaman kazanılması açısından yapılacakların en önemlisi bu tesir kesitlerinin teorik olarak önceden hesaplanmasıdır (Yaşar, 2010).

1.1. Tesir Kesiti

Yapay radyoizotop üretim reaksiyonlarında gelen hızmadaki parçacıkların hedefte soğurulması, saçılması ve hızmadaki azalmayı ifade etmek için tesir kesitinden yararlanılır. Bir nükleer reaksiyonun meydana gelme ihtimalini belirleyen ölçülebilen niceliklere tesir kesiti adı verilir. Reaktörlerde veya hızlandırıcılarda üretilip hızlandırılan ya da radyoaktif kaynaktan fırlatılan parçacıkların hedef malzeme üzerine düşürülmesiyle nükleer reaksiyonlar oluşturulabilir. Tesir kesiti bu reaksiyonun oluşumunun bağıl olasılığının bir ölçüsüdür.

$A(a, b)B$ şeklinde sembolize edilen bir reaksiyonda, N tane çekirdek sayısına sahip A hedef çekirdeği üzerine birim zamanda gelen parçacıkların akısı I_a olan bombardıman parçacıkları gönderdiğimizde, reaksiyon sonucu oluşan parçacıkların birim zamandaki sayısı R_b , I_a ve N ile orantılı olacaktır. Bu orantı sabiti tesir kesiti olarak tanımlanır ve alan boyutundadır. Tesir kesiti bir nükleer reaksiyonun bağıl oluşma olasılığını verir. Bu durumda nükleer reaksiyon tesir kesiti,

$$\sigma = \frac{R_b}{I_a N} \quad (1.1)$$

şeklinde yazılır (Şener, 2006).

Tesir kesitinin birimi barn, daha küçük birimi de milibarn 'dır. Barn b, milibarn ise, mb sembolü ile gösterilir,

$$1 \text{ b} = 10^3 \text{ mb} = 10^{-24} \text{ cm}^2$$

Tesir kesiti genellikle uyarılma fonksiyonu olarak da adlandırılır. Uyarılma fonksiyonu bir hızlandırıcı ile üretilen radyoizotop miktarını ve hedef malzemedeki diğer radyoizotopların kontaminasyon seviyesini belirler. Nükleer reaksiyon modeline göre birbirlerine doğru gelen iki küre ancak birbirlerine değerse reaksiyon gerçekleşir. Bu canlandırmada nükleer reaksiyon oluşma olasılığı her iki kürenin yüzey alanları ile orantılıdır. Gelen parçacıkların hedef çekirdekleriyle doğrudan etkileştikleri belirli etkin alanları vardır. Gelen parçacıklar bu etki alanına düşerlerse nükleer reaksiyon gerçekleşir. Bir protonun hedef ile etkileşme olasılığı çekirdek yüzeyinin alanı ile orantılıdır ve hedef ile etkileşen protonun büyüklüğü yaklaşık 1 barn kadardır. Nükleer bir reaksiyonun enerjisi, coulomb engeli ile Q değerini aşmak için gereken enerjiden düşük ise (tünelleme olayı hariç) nükleer reaksiyon oluşmaz. Engelin altındaki enerjilerde reaksiyon gerçekleşme olasılığı düşüktür. Hızlandırılan yüklü parçacıklarla nükleer reaksiyon için ihtiyaç duyulan enerji hedef malzemenin atom numarası arttıkça artar. Küçük atom numaralı hedef malzemeler için düşük enerjili hızlandırıcılar kullanılabilir ancak yüksek atom numaralı malzemeler için parçacık enerjisi yüksek olmalıdır (Yıldız, 2010).

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Bu bölümde tıpta tedavi ve tanı amaçlı kullanılan radyoizotoplarla ilgili uyarılma fonksiyonları ve tesir kesitleriyle nükleer reaksiyonlarının üretim olasılıklarının daha önce yapılmış hesaplama ve karşılaştırmaları özetlenmiştir.

2001 yılında IAEA tarafından yayınlanmış PET radyoizotoplarının üretimi için yüklü parçacık içeren reaksiyonların tesir kesiti veri tabanının doğrulama ve geliştirilmesi yapılmış. Çoğu durumda yeni derlenmiş deneysel veriler önceki önerilen verileri destekliyor ancak bazı durumlarda yeni seçilen tesir kesiti veri setlerinde önce yapılan kararları etkilemiş ve bu kararların değişmesinde etkili olmuştur. Seçilen veri setleri için uygun bir eğri yöntemi uygulanmış ve bu gibi durumlarda önerilen veri güncellemeleri yapılmış. Literatürde deneysel alanda mevcut verilerle yeni önerilen tesir kesitlerinin kritik karşılaştırmalarından sonuçlar çıkarılmıştır (Takacs ve ark., 2003).

$^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,n)^{62}\text{Cu}$, $^{64}\text{Ni}(p,n)^{64}\text{Cu}$, $^{63}\text{Cu}(p,2n)^{62}\text{Zn}$, $^{63}\text{Cu}(p,n)^{63}\text{Zn}$, $^{65}\text{Cu}(p,n)^{65}\text{Zn}$, $^{66}\text{Zn}(p,n)^{66}\text{Ga}$, $^{67}\text{Zn}(p,2n)^{66}\text{Ga}$, $^{67}\text{Zn}(p,n)^{67}\text{Ga}$ ve $^{68}\text{Zn}(p,n)^{68}\text{Ga}$ reaksiyonlarının uyarılma fonksiyonlarında yeni hesaplamalar 5-30 MeV proton enerji aralığında yapılmış. Hesaplamalar; Cascade Exciton Model, Preequilibrium Nükleer Reaksiyon Modeli ve Exciton Modellerinde yapılmış ve literatürden alınan deneysel verilerle karşılaştırılmıştır (Tel ve ark., 2007).

Siklotron tipi bir hızlandırıcının tıpta ve teknolojiye kullanılan teknolojik uygulamaları incelenmiş, literatürdeki deneysel nükleer reaksiyon tesir kesiti değerlerinin bilgisayar programlarında nükleer reaksiyon modelleri ile yapılan hesaplarının karşılaştırılması yapılmış. Proton hızlandırıcısının temel çalışma prensipleri ile proton hızlandırıcılarının nükleer uygulama alanları proton gelme enerjilerine bakılmış. 1-2 MeV'den 1-2 GeV'e kadar gelme enerjili protonlarla oluşturulan nükleer reaksiyon tesir kesitleri, denge ve denge öncesi reaksiyon modelleri kullanılarak hesaplanmış. Ayrıca proton giriş reaksiyonları için yeni ampirik ve yarı-ampirik nükleer reaksiyon tesir kesiti formülleri elde edilmiştir (Yalçiner, 2007).

^{121}I , ^{123}I ve ^{124}I radyoizotoplarının oluşumunda 21 MeV enerjili α -parçacığı ve 28 MeV enerjili ^3He parçacığı $^{\text{nat}}\text{Sb}$ uyarılmış nükleer reaksiyonlar için ince folyo ışınlama tekniği kullanılarak uyarma fonksiyonları ölçülmüş. Empire-II ve ALICE-IPPE program kodlarının tahmini hesaplama eğrileriyle literatürde bulunan önceki araştırmaların ölçülen uyarılma fonksiyonlarının çelişkili sonuçları karşılaştırılmış. Literatürden alınan deneysel kalın hedef verimleriyle program kodlarıyla hesaplanan integral verimleri karşılaştırılmıştır (Tarkanyi ve ark., 2009).

Radyoloji ve Tıp Bilimi Kore Enstitüsünün MC-50 siklotronunda doğal zirkonyum üzerinde protona bağlı reaksiyonlar için geleneksel olarak kullanılan katmanlı-ince folyo tekniği kullanılarak 1-40 MeV enerji aralığında $^{86\text{g}}, ^{87\text{m}}, ^{87\text{g}}\text{Y}$, $^{88}, ^{89\text{g}}\text{Zr}$ ve $^{90}, ^{92\text{m}}\text{Nb}$ radyoizotoplarının oluşumu için tesir kesitlerini ölçmüş. Bilgisayar programlarında TALYS ve ALICE-IPPE model kodlarıyla teorik hesaplamalar ve mevcut literatür verilerinden elde edilen sonuçlar karşılaştırmışlar. Tıbben önemli $^{89\text{g}}\text{Zr}$ ve ^{86}Y radyoizotoplarının uygun üretim enerjileri tartışılmıştır (Khandaker ve ark., 2009).

^{43}K , ^{43}Sc , $^{44\text{g}}\text{Sc}$ ve ^{44}Ti radyoizotoplarının oluşumuna neden olan, Sc hedefte (%100 ^{45}Sc) protonla uyarılan nükleer reaksiyonların uyarılma fonksiyonları 37 MeV enerjisine kadar ince folyo ışınlama tekniği kullanılarak incelenmiş. Ti izleme folyoları ve ışınlanmış Sc_2O_3 topaklarının aktivitesini belirlemek amacıyla bir HPGe dedektörde yüksek çözünürlüklü gama spektrometre ölçümleri uygulanmış. Reaksiyon tesir kesitleri $E_p = 36,4$ MeV enerjisine kadar kendi eşik değerlerinde ölçülmüş ve literatürde bildirilen önceki çalışmalarla karşılaştırılmış (Daraban ve ark., 2009).

Görüntüleme ve tedavi amaçlı kullanılan radyoizotopların üretim tesir kesitleri denge ve denge öncesi modellerde hesaplamalar yapılmış. Hesaplamalarda EMPIRE, ALICE, ve GNASH program kodları kullanılmış. Çıkan teorik değerler literatürdeki verilerle karşılaştırılmıştır (Daraban, 2010).

Tıpta teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan bazı radyoizotopların (p,xn) yoluyla üretim tesir kesitleri ve bu reaksiyonların sonucunda elde edilen nötronların yayınlanma spektrumları incelenmiş. Denge öncesi reaksiyonlar için Hibrid, Geometri Bağımlı Hibrid, Full Exciton ve Cascade Exciton Model kullanılmış ve

denge reaksiyonları içinse Weisskopf-Ewing Modeli kullanılmış. (p,nx) reaksiyonuyla üretilen radyoizotoplar için, optimum enerji aralıkları belirlenerek teorik hesaplamalar ile literatürden alınan deneysel verilerin karşılaştırması yapılmış (Yaşar, 2010).

Siklotronda tedavi edici ^{131}Cs radyoizotopunun ^{133}Cs (p,3n) $^{131}\text{Ba} \rightarrow ^{131}\text{Cs}$ reaksiyonu yardımıyla üretimi için tesir kesiti incelenmiş. ^{133}Cs (p,x) nükleer reaksiyonunun uyarılma fonksiyonları 70 MeV proton enerjisine kadar ölçülmüştür. ALICE-IPPE, Empire-II ve TALYS bilgisayar kodları yardımıyla gerçekleştirilen model hesaplamalarının elde edilen sonuçları deneysel verilerle karşılaştırılmıştır. Sonuçların uyumunun iyi olduğu gözlenmiştir. Ölçülen uyarılma fonksiyonları integral verimlerinin temelinde olduğu saptanmış. ^{131}Cs radyoizotopunun yüklü parçacıkla üretim yolları tartışılmış (Tarkanyi ve ark., 2010).

Tıpta kullanılan Tm radyoizotopunun safsızlıklarına yol açan reaksiyonlar ve ^{167}Er (d,2n) ^{167}Tm üretim reaksiyonlarının uyarılma fonksiyonları, (d,2n) ve (p,n) reaksiyonlarının karşılaştırmaları 20 MeV enerjisine kadar incelenmiş. ^{nat}Er radyoizotopunda daha önceki araştırma verileriyle TALYS nükleer reaksiyon kodları, ALICE-D ve EMPIRE-D sonuçları ölçülen uyarılma fonksiyonlarıyla karşılaştırılmış. Safsızlık seviyeleri ve kalın hedef verimleri tartışılmış. Döterona bağlı üretim reaksiyonunun ^{167}Tm üretiminde diğer üretim reaksiyonlarına üstün olmadığı sonucu elde edilmiştir (Hermanne ve ark., 2011).

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Tıpta Radyoizotop Uygulamaları

Tıpta teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan radyoizotopların görüntüleme ve tedavi edici özellikleri kullanım amacına göre değişir. Radyoizotopların doğal yolla istenilen fiziksel özelliklere sahip olması her zaman mümkün olmayabilir. İstenilen özelliklere sahip radyoizotoplar teknolojik ve tıbbi kullanım amacına göre nükleer reaksiyonlarla üretilebilir. Tıpta kullanılan bazı radyoizotoplar ve üretim reaksiyonları aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Çizelge 3.1. Tıpta tedavi ve tanı amaçlı kullanılan bazı radyoizotopların üretim şekli, yarılanma süresi, üretim reaksiyonu ve kullanım yerleri verilmiştir.

Radyoizotop	Üretim Şekli/ Yarı ömrü	Üretim Reaksiyonu	Kullanım alanı
Karbon (^{11}C)	Siklotron/ 20,39 dk	$^{14}\text{N}(p, \alpha) ^{11}\text{C}^{**}$	Beyin fonksiyonlarını görüntülemede ve PET görüntülemede; göğüs, kronik lenfositik, karaciğer, çoklu miyelom, prostat, idrar yolu kanserlerini görüntülemede kullanılır.
Azot (^{13}N)	Siklotron/ 9,96 dk	$^{13}\text{C}(p,n) ^{13}\text{N}^{**}$ $^{12}\text{C}(d,n) ^{13}\text{N}$ $^{16}\text{O}(p, \alpha) ^{13}\text{N}^{**}$ $^{10}\text{B}(\alpha,n) ^{13}\text{N}$ $^{11}\text{B}(\alpha,2n) ^{13}\text{N}$ $^{14}\text{N}(p,pn) ^{13}\text{N}$	Çok kısa ömürlü PET izleyici olarak beyin fizyoloji ve patolojisinde, ayrıca nörofarmakolojik, psikiyatri, akıl hastalıklarıyla ilgili çalışmalarda, miyokard görüntülemede azot etikeli amonyakla görüntülemede kullanılır.

Karbon (^{14}C)	Reaktör/ 5730 yıl	$^{14}\text{N}(\text{n},\text{p})\ ^{14}\text{C}$ $^{13}\text{C}(\text{n},\gamma)\ ^{14}\text{C}$ $^{17}\text{O}(\text{n},\alpha)\ ^{14}\text{C}$	Böbrekler, mesane, mide, göğüs kanseri tümörlerinin belirlenmesinde kullanılır.
Oksijen (^{15}O)	Siklotron/ 122,24 s	$^{15}\text{N}(\text{p},\text{n})\ ^{15}\text{O}^{**}$ $^{16}\text{O}(\text{p},\text{pn})\ ^{15}\text{O}$ $^{15}\text{Nd}(\text{n})\ ^{15}\text{O}$ $^{12}\text{C}(\alpha,\text{n})\ ^{15}\text{O}$	PET görüntüleme kullanılı r.
Flor (^{18}F)	Siklotron/ 109,77 dk	$^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})\ ^{18}\text{F}^{**}$ $^{16}\text{O}(\ ^3\text{He},\text{p})\ ^{18}\text{F}$ $^{16}\text{O}(\ ^3\text{He},\text{n})\ ^{18}\text{Ne} \rightarrow ^{18}\text{F}$ $^{16}\text{O}(\alpha,\text{np})\ ^{18}\text{F}$ $^{20}\text{Ne}(\text{d},\alpha)\ ^{18}\text{F}$ $^{20}\text{Ne}(\text{p},2\text{pn})\ ^{18}\text{F}$ $^{20}\text{Ne}(\ ^3\text{He},\alpha\text{p})\ ^{18}\text{F}$	Beyin üzerine yapılan araştırmalarda radyoizleyici ve şekerle kolaylıkla bağlanması nedeniyle PET görüntülemede kullan ılır. Bir tür beyin ve kanser h ücreleri gibi glikoz yüksek kullanıcıları kanseri hücreleri tarafından alınır.
Fosfor (^{32}P)	Reaktör/ 14 gün	$^{32}\text{S}(\text{n},\text{p})\ ^{32}\text{P}$ $^{31}\text{P}(\text{d},\text{p})\ ^{32}\text{P}$	Kemik kanserinde ağrı azaltmak, lösemi ve polisitemi vera ted avilerinde kullanılır.
Potasyum (^{43}K)	Siklotron/ 22,3 saat	$^{45}\text{Sc}(\text{p},3\text{p})\ ^{43}\text{K}^{***}$	22 saatlik bir yarılanma ömrüne sahip potasy umun yapay üretile beta- yayan izotopu, miyok ard perfüzyon çalışmalarında radyo aktif izleyici olarak kullanılır.
Skandiyum (^{43}Sc)	Siklotron/ 3,89 saat	$^{45}\text{Sc}(\text{p},2\text{np})\ ^{43}\text{Sc}^{***}$	Teşhis amaçlı olarak ve radyoterapide kullanılır.

Kobalt (^{55}Co)	Siklotron/ 17,53 saat	$^{54}\text{Fe}(\text{d},\text{n})^{55}\text{Co}$ $^{58}\text{Ni}(\text{p}, \alpha)^{55}\text{Co}$ $^{56}\text{Fe}(\text{p},2\text{n})^{55}\text{Co}^{**}$ $^{54}\text{Fe}(\text{d},\text{n})^{55}\text{Co}$ $^{60}\text{Ni}(\text{p}, 2\text{n} + \alpha)^{55}\text{Co}$ $^{61}\text{Ni}(\text{p}, 3\text{n} + \alpha)^{55}\text{Co}$ $^{58}\text{Ni}(\text{p}, 2\text{p}2\text{n})^{55}\text{Co}$ $^{58}\text{Ni}(\text{p},\text{n}+\text{t})^{55}\text{Ni} \rightarrow ^{55}\text{Co}$ $^{58}\text{Ni}(\text{p}, 2\text{n}+\text{d})^{55}\text{Ni} \rightarrow ^{55}\text{Co}$	Pet izleyici olarak kullanılır.
Kobalt (^{57}Co)	Siklotron/ 271 gün	$^{55}\text{Mn}(\alpha,2\text{n})^{57}\text{Co}$ $^{58}\text{Fe}(\text{p},2\text{n})^{57}\text{Co}^{**}$ $^{58}\text{Ni}(\text{p},\text{p}+\text{n})^{57}\text{Co}$ $^{58}\text{Ni}(\text{p}, 2\text{p})^{57}\text{Co}$ $^{60}\text{Ni}(\text{p}, \alpha)^{57}\text{Co}$ $^{61}\text{Ni}(\text{p}, \text{n} + \alpha)^{57}\text{Co}$ $^{62}\text{Ni}(\text{p}, 2\text{n} + \alpha)^{57}\text{Co}$ $^{64}\text{Ni}(\text{p}, 4\text{n} + \alpha)^{57}\text{Co}$ $^{58}\text{Ni}(\text{p},\text{d})^{57}\text{Ni} \rightarrow ^{57}\text{Co}$ $^{58}\text{Ni}(\text{p}, \text{n}+\text{p})^{57}\text{Ni} \rightarrow ^{57}\text{Co}$ $^{58}\text{Ni}(\text{p},2\text{n})^{57}\text{Cu} \rightarrow ^{57}\text{Ni} \rightarrow ^{57}\text{Co}$	Mesane, karaciğer, böbrekler, kemik iliği görüntüleme, nükleer tıpta radyoizotop doz kalibratörleri, gama kamera ve ölçüm sistemlerinde kaynak olarak, kalite kontrol detektörü ve γ -ışını detektörlerinin kalibrasyonunda kullanılır.
Kobalt (^{60}Co)	Reaktör/ 5,27 yıl	$^{59}\text{Co}(\text{}^3\text{He},2\text{n})^{60}\text{Cu} \rightarrow ^{60}\text{Co}$	Siteriliasyon ve ışıın tedavisinde kullanılır.
Bakır (^{60}Cu)	Siklotron/ 23,7 dk	$^{60}\text{Ni}(\text{p},\text{n})^{60}\text{Cu}^{**}$	Tümörün yapısında bulunan hipoksik dokular ile beyin ve kalbin görüntülenmesinin yanı sıra, protein ve peptitlerin etiketlenmesinde kullanılır.
Bakır (^{61}Cu)	Siklotron/ 3,33 saat	$^{64}\text{Zn}(\text{d},\alpha \text{ n})^{61}\text{Cu}^{***}$ $^{61}\text{Ni}(\text{p},\text{n})^{61}\text{Cu}^{*}$ $^{59}\text{Co}(\alpha,2\text{n})^{61}\text{Cu}$ $^{60}\text{Ni}(\text{d},\text{n})^{61}\text{Cu}$ $^{32}\text{Ni}(\text{p},2\text{n})^{61}\text{Cu}^{**}$	Wilson hastalığı olan hastalarda bakır dağılımının incelenmesi için PET 'te izleyici olarak kullanılır.

Bakır (^{64}Cu)	Reaktör, Siklotron/ 12,70 saat	$^{63}\text{Cu}(n,\gamma)^{64}\text{Cu}$ $^{64}\text{Zn}(d,n)^{64}\text{Cu}$ $^{64}\text{Ni}(d,2n)^{64}\text{Cu}^{***}$ $^{64}\text{Ni}(p,n)^{64}\text{Cu}^{***}$ $^{64}\text{Zn}(d,2p)^{64}\text{Cu}^{***}$ $^{66}\text{Zn}(d,\alpha)^{64}\text{Cu}$ $^{67}\text{Zn}(d,\alpha n)^{64}\text{Cu}$ $^{68}\text{Zn}(d,\alpha 2n)^{64}\text{Cu}$ $^{68}\text{Zn}(p,\alpha n)^{64}\text{Cu}$	PET 'te; servikal, colon, kolor ektal, lenfoma, melan om, pankreas, prostat kanserlerinin görüntülenmesinde ve radyoünniyoterapide kullanılır.
Galyum (^{66}Ga)	Siklotron/ 9,49 saat	$^{66}\text{Zn}(p,n)^{66}\text{Ga}^*$ $^{66}\text{Zn}(d,2n)^{66}\text{Ga}$ $^{67}\text{Zn}(d,3n)^{66}\text{Ga}$	(PET) görüntülemde biyol ojik süreçlerin orta bölgesindeki hedef dokunun tutulumunu n yavaş olduğu yerlerde kullanılır.
Bakır (^{67}Cu)	Reaktör, Siklotron/ 2,58 gün	$^{68}\text{Zn}(p,2p)^{67}\text{Cu}$ $^{64}\text{Ni}(\alpha,p)^{67}\text{Cu}$ $^{67}\text{Zn}(d,2p)^{67}\text{Cu}$ $^{68}\text{Zn}(d,2pn)^{67}\text{Cu}$ $^{70}\text{Zn}(p,\alpha)^{67}\text{Cu}$	Radyoterapide kullanılır.

Galyum (^{67}Ga)	Siklotron/ 3,26 gün	$^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}^{**}$ $^{66}\text{Zn}(d,n)^{67}\text{Ga}$ $^{67}\text{Zn}(d,2n)^{67}\text{Ga}$ $^{68}\text{Zn}(d,3n)^{67}\text{Ga}$ $^{67}\text{Zn}(p,n)^{67}\text{Ga}$ $^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}$ $^{64}\text{Zn}(\alpha,p)^{67}\text{Ga}$ $^{66}\text{Zn}(d,n)^{67}\text{Ga}$	Abdominal enfeksiyonların tespiti, Hodgkins/non-hodgkins lenf kanseri (lenfoma) tespiti, ^{111}In ile birlikte kullanıldığında yumuşak doku enfeksiyonlarının ve tehdidinin tespiti, akciğerlerdeki partikül etkili hastalıkların tespiti; yumuşak doku, baş boyun, akciğer, karaciğer tümörleri, melanom ve nöroblastom da galyum tutulmuş gösteren tümörlerdir. Spect te diagnostik görüntüleme amacıyla kullanılır.
Germenyum (^{68}Ge)	Siklotron/ 271 gün	$^{\text{nat}}\text{Ga}(p,x)^{68}\text{Ge}$ $^{69}\text{Ga}(p,2n)^{68}\text{Ge}$	PET/CT de cihazların kalibre edilmesi amacıyla kullanılır.
Brom (^{76}Br)	Siklotron/ 16,2 saat	$^{76}\text{Se}(p,n)^{76}\text{Br}$ $^{77}\text{Se}(p,2n)^{76}\text{Br}$ $^{75}\text{As}(^4\text{He},3n)^{76}\text{Br}$ $^{76}\text{Se}(d,2n)^{76}\text{Br}$ $^{78}\text{Kr}(d,\alpha)^{76}\text{Br}$	PET 'te DNA çalışmaları, kalbin sinirleri ve sayısal görüntülemeye kullanılır.
İtriyum (^{86}Y)	Siklotron/ 14,74 saat	$^{\text{nat}}\text{Zr}(p,x)^{86}\text{Y}$ $^{86}\text{Sr}(p,n)^{86}\text{Y}$	Tedavi edici olarak kullanılır.
Stronsiyum (^{89}Sr)	Reaktör/ 50,5gün	$^{88}\text{Sr}(n,\gamma)^{89}\text{Sr}$ $^{89}\text{Y}(n,p)^{89}\text{Sr}$	Kemik metastazlarının tedavisinde en yaygın olarak kullanılan radyonüklidir.
Zirkonyum (^{89}Zr)	Siklotron/ 78,41 saat	$^{89}\text{Y}(p,n)^{89}\text{Zr}$ $^{89}\text{Y}(d,2n)^{89}\text{Zr}$	Pet görüntülemeye kullanılır.

İtriyum (^{90}Y)	Reaktör/ 64 saat	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	Benign ve malign tümör çeşitlerini tedavi etmek için kullanılır.
Molibden (^{99}Mo)	Reaktör/ 66 saat	$^{98}\text{Mo} (n, \gamma) ^{99}\text{Mo}$ $^{100}\text{Mo} (n, 2n) ^{99}\text{Mo}$	$^{99\text{m}}\text{Tc}$ için jeneratör olarak kullanılmaktadır.
Teknesyum ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)	Jeneratör, Siklotron/ 6,02 saat	$^{100}\text{Mo} (p, 2n) ^{99\text{m}}\text{Tc}$ $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$	Nükleer tıpta beyin, kalp, akciğer perfüzyon, kemik, böbrek, tiroid görüntülemeye kullanılır.
Palladyum (^{103}Pd)	Siklotron/ 16,99 gün	$^{103}\text{Rh}(p,n) ^{103}\text{Pd}^{***}$ $^{103}\text{Rh}(d,2n) ^{103}\text{Pd}$	Prostat kanseri tedavisi (brakiterapi), yeni gelişmekte bir alan olan meme kanserinde potansiyel olarak kanserli tümörlerin tedavisi için kullanılmaktadır.

İndiyum (¹¹¹ In)	Siklotron/ 2.80 gün	¹¹¹ Cd(p,n) ¹¹¹ In * ¹¹² Cd(p,2n) ¹¹¹ In ** ¹¹³ Cd(p,3n) ¹¹¹ In ¹¹⁴ Cd(p,4n) ¹¹¹ In ¹¹² Sn(d,2pn) ¹¹¹ In ¹¹⁴ Sn(d,2p3n) ¹¹¹ In ¹¹⁵ Sn(d,2p4n) ¹¹¹ In ¹¹⁶ Sn(d,2p5n) ¹¹¹ In ¹¹⁷ Sn(d,2p6n) ¹¹¹ In ¹¹⁸ Sn(d,2p7n) ¹¹¹ In ¹¹⁹ Sn(d,2p8n) ¹¹¹ In ¹²⁰ Sn(d,2p9n) ¹¹¹ In ¹²² Sn(d,2p11n) ¹¹¹ In ¹²⁴ Sn(d,2p13n) ¹¹¹ In	Organ nakli kabulünün tespiti, abdominal (mideye ait) enfeksiyonların tespiti, antikor etiketleme ve vücudun bağışıklık sisteminin takibi, kemik iliği iltihaplarının (osteomyelitis) tespiti, karaciğerde ve böbreklerdeki organ konsantrasyonunun takibi, beyaz kan hücrelerinin takibi, myokardial taramalar, lösemi tehdidinin tespiti ;nöroendokrin hücrelerden kaynaklanan tümörlerde ve meme, beyin, kolon, akciğer gibi organ kanserlerinde: primer odağın belirlenmesi; tümörün evrelendirilmesi; tedavi protokolünün oluşturulması; tedavi etkinliğinin değerlendirilmesi ve sinir endokrin kanser hücrelerinin tanısında kullanılır.
Kalay (^{117m} Sn)	Siklotron/ 13,76 gün	¹¹⁶ Cd(α,3n) ^{117m} Sn *** ¹¹⁴ Cd(α,n) ^{117m} Sn *** ¹¹⁷ Sn(n _{fast} , nγ) ^{117m} Sn	Metastaz veya primer kemik kanserlerinin tedavisinde ve ağrıyı hafifletmek için kullanılır.

İyot (^{123}I)	Siklotron/ 13,2 saat	$^{124}\text{Xe}(p,2n)^{123}\text{Cs} \rightarrow ^{123}\text{I}^{**}$ $^{123}\text{Sb}(^3\text{He},3n)^{123}\text{I}$ $^{121}\text{Sb}(\alpha,2n)^{123}\text{I}$ $^{124}\text{Xe}(d,2pn)^{123}\text{I}$ $^{126}\text{Xe}(d,2p3n)^{123}\text{I}$ $^{128}\text{Xe}(d,2p5n)^{123}\text{I}$ $^{129}\text{Xe}(d,2p6n)^{123}\text{I}$ $^{122}\text{Te}(d,n)^{123}\text{I}$ $^{123}\text{Te}(d,2n)^{123}\text{I}$ $^{124}\text{Te}(d,2n)^{123}\text{I}$ $^{124}\text{Te}(d,3n)^{123}\text{I}$ $^{124}\text{Te}(d,3n)^{123}\text{I}$ $^{123}\text{Te}(p,n)^{123}\text{I}$ $^{124}\text{Te}(p,2n)^{123}\text{I}^*$	Beyin, tiroid, böbrek ve myokardial görüntüleme, beyindeki kan akışının görüntülenmesi ile bazı nörolojik hastalıkların teşhisinde (Alzheimer vb.) kullanılır.
İyot (^{124}I)	Siklotron/ 4,176 gün	$^{121}\text{Sb}(\alpha,n)^{124}\text{I}$ $^{123}\text{Sb}(\alpha,3n)^{124}\text{I}$ $^{123}\text{Sb}(^3\text{He},2n)^{124}\text{I}$ $^{124}\text{Xe}(d,2p)^{124}\text{I}$ $^{126}\text{Xe}(d,2p2n)^{124}\text{I}$ $^{128}\text{Xe}(d,2p4n)^{124}\text{I}$ $^{129}\text{Xe}(d,2p5n)^{124}\text{I}$ $^{130}\text{Xe}(d,2p6n)^{124}\text{I}$ $^{131}\text{Xe}(d,2p7n)^{124}\text{I}$ $^{132}\text{Xe}(d,2p8n)^{124}\text{I}$ $^{134}\text{Xe}(d,2p10n)^{124}\text{I}$ $^{124}\text{Te}(p,n)^{124}\text{I}^*$ $^{125}\text{Te}(p,2n)^{124}\text{I}$ $^{126}\text{Te}(p,3n)^{124}\text{I}$ $^{123}\text{Te}(d,n)^{124}\text{I}$ $^{124}\text{Te}(d,2n)^{124}\text{I}$	Radyoimmünoterapi için nükleer tıpta değerlendirilebilen olanakları ile en önemli olan standart pozitron yayıcıları arasında biri olan iyot pet ile birleştirilip kullanılmaktadır.
İyot (^{125}I)	Siklotron/ 59,4 gün	$^{126}\text{Te}(p,2n)^{125}\text{I}$ $^{125}\text{Te}(p,n)^{125}\text{I}$ $^{124}\text{Te}(d,n)^{125}\text{I}$	Tiroid teşhis ve tedavisinde kullanılır.
İyot (^{131}I)	Reaktör/ 192,96 saat	$^{131}\text{Xe}(d,2p)^{131}\text{I}$ $^{132}\text{Xe}(d,2pn)^{131}\text{I}$ $^{134}\text{Xe}(d,2p3n)^{131}\text{I}$ $^{136}\text{Xe}(d,2p5n)^{131}\text{I}$	Nükleer tıpta radyoaktif iyot tedavisi ve tiroid kanserinin teşhisinde kullanılmaktadır.
Sezyum (^{137}Cs)	Reaktör/ 30,17 yıl	$^{235}\text{U}(n,f)^{137}\text{Cs}$	Işın tedavisinde ışın kaynağı olarak kullanılmaktadır.
Erbiyum (^{165}Er)	Siklotron/ 10,4 saat	$^{165}\text{Ho}(d,2n)^{165}\text{Er}$ $^{165}\text{Ho}(p,n)^{165}\text{Er}$ $^{165}\text{Er}(d,xn)^{165}\text{Tm} \rightarrow ^{165}\text{Er}$	Nükleer tıpta tedavi edici radyonüklid olarak kullanılmaktadır.

Tulyum (¹⁶⁷ Tm)	Siklotron/ 9,25 gün	$^{165}\text{Ho}(\alpha,2n)^{167}\text{Tm}$ $^{167}\text{Er}(p,n)^{167}\text{Tm}$ $^{167}\text{Er}(d,2n)^{167}\text{Tm}$ $^{168}\text{Yb}(p,x)^{167}\text{Tm} \rightarrow ^{167}\text{Tm}$ $^{\text{nat}}\text{Hf}(p,x)^{167}\text{Lu} \rightarrow ^{167}\text{Tm}$	Nükleer tıpta görüntüleme ve radyoterapide tedavi edici radyonüklid olarak kullanılmaktadır.
Renyum (¹⁸⁶ Re)	Reaktör/ 3,8 gün	$^{185}\text{Re}(n,\gamma)^{186}\text{Re}$ $^{186}\text{W}(p,n)^{186}\text{Re}$	Radyoterapide, kemik kanserinin ağrı tedavisinde, nükleer tıpta görüntüleme için zayıf gama ışınıyla beta yayıcı olarak kullanılır.
Renyum (¹⁸⁸ Re)	Reaktör/ 16,9 saat	$^{187}\text{Re}(n,\gamma)^{188}\text{Re}$ $^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$	Karaciğer tümörlerini n ve non- hodgkin lenfomaların ın tedavilerinde kemik ağrılarını hafifletmek için kullanılır.
Altın (¹⁹⁸ Au)	Reaktör/ 2,70 gün	$^{197}\text{Au}(n,\gamma)^{198}\text{Au}^{***}$	Karaciğer taramada kullanılır.
Talyum (²⁰¹ Tl)	Siklotron/ 72,91 saat	$^{203}\text{Tl}(p,3n)^{201}\text{Pb} \rightarrow ^{201}\text{Tl}^{**}$	Klinik kardiyoloji, SPECT görüntüleme, myokardial perfüzyon ve hücre dozimetrisi karaciğer,kalp ve kas dokusunda normal fizyolojik tutulumu nedeniyle bu dokulara yakın yerleşimli lezyonların tespitini sağlar.

Çizelge 3.1 'de radyoizotop üretim reaksiyonu kısmında yer alan (*) ile belirtilen reaksiyonlar Şener, Ş., 2006 yılında yüksek lisans tez çalışmasında, (**) ile belirtilen reaksiyonlar Yalçiner, E.G., 2010 yılında doktora tez çalışmasında ve (***) ile belirtilen reaksiyonlar Daraban, L., 2010 yılında doktora tez çalışmasında tesir kesiti incelemesi yaptığı radyoizotopların üretim reaksiyonlarıdır.

Çizelge 3.2. Çalışmamızda teorik tesir kesiti hesaplama sonuçlarını literatürden aldığımız verilerle karşılaştırdığımız radyoizotopların üretim şekli, yarılanma süresi, üretim reaksiyonu ve kullanım yerleri verilmiştir.

Radyoizotop	Üretim Şekli/ Yarı ömrü	Üretim Reaksiyonu	Kullanım alanı
Kobalt (^{55}Co)	Siklotron/ 17,53 saat	$^{58}\text{Ni}(p, \alpha) ^{55}\text{Co}$	Pet izleyici olarak kullanılır.
Bakır (^{60}Cu)	Siklotron/ 23,7 dk	$^{60}\text{Ni}(p,n) ^{60}\text{Cu}$	Tümörün yapısında bulunan hipoksik dokular ile beyin ve kalbin görüntülenmesinin yanı sıra protein ve peptitlerin etiketlenmesinde kullanılır.
Galyum (^{67}Ga)	Siklotron/ 3,26 gün	$^{68}\text{Zn}(p,2n) ^{67}\text{Ga}$ $^{67}\text{Zn}(p,n) ^{67}\text{Ga}$ $^{64}\text{Zn}(\alpha,p) ^{67}\text{Ga}$	Abdominal enfeksiyonların tespiti, Hodgkins/non-hodgkins lenf kanseri (lenfoma) tespiti, ^{111}In ile birlikte kullanıldığında yumuşak doku enfeksiyonlarının ve tehdidinin tespiti, akciğerlerdeki partikül etkili hastalıkların tespiti; yumuşak doku, baş boyun, akciğer, karaciğer tümörleri, melanom ve nöroblastom da galyum tutuluğu gösteren tümörlerdir. Spect te diagnostik görüntüleme amacıyla kullanılır.
İtriyum (^{86}Y)	Siklotron/ 14,74 saat	$^{86}\text{Sr}(p,n) ^{86}\text{Y}$	Tedavi edici olarak kullanılır.

Teknesyum (^{99m}Tc)	Jeneratör, Siklotron/ 6,02 saat	$^{100}\text{Mo} (p,2n) ^{99m}\text{Tc}$	Nükleer tıpta beyin, kalp, akciğer perfüzyon, kemik, böbrek, tiroid görüntülemeye kullanılır.
Palladyum (^{103}Pd)	Siklotron/ 16,99 gün	$^{103}\text{Rh}(p,n) ^{103}\text{Pd}$	Prostat kanseri tedavisi (brakiterapi), yeni gelişmekte bir alan olan meme kanserinde potansiyel olarak kanserli tümörlerin tedavisi için kullanılmaktadır.
İyot (^{123}I)	Siklotron/ 13,2 saat	$^{121}\text{Sb}(\alpha,2n) ^{123}\text{I}$ $^{124}\text{Te}(p,2n) ^{123}\text{I}$	Beyin, tiroid, böbrek ve myokardial görüntüleme, beyindeki kan akışının görüntülenmesi ile bazı nörolojik hastalıkların teşhisinde (Alzheimer vb.) kullanılır.
İyot (^{124}I)	Siklotron/ 4,176 gün	$^{126}\text{Te}(p,3n) ^{124}\text{I}$	Radyoimmünoterapi için nükleer tıpta değerlendirilebilir olanakları ile en önemli olan standart pozitron yayıcıları bir olan iyot pet ile birleştirilip kullanılmaktadır.
Renyum (^{186}Re)	Reaktör/ 3,8 gün	$^{186}\text{W} (p, n) ^{186}\text{Re}$	Radyoterapide, kemik kanserinin ağrı tedavisinde, nükleer tıpta görüntüleme için zayıf gama ışınıyla beta yayıcı olarak kullanılır.

3.2. Radyoizotop Üretim

Günümüzde gelişen teknolojiyle radyoizotoplar yapay olarak elde edilebilmektedir. Tıpta kullanılan radyoizotopların tümü oluşturulacak nükleer

reaksiyonlar yardımıyla çeşitli tipteki parçacık hızlandırıcısı veya nükleer reaktörlerde üretilir. Bir hızlandırıcıyla hızlandırılan ya da doğal bir radyoizotop kaynağından fırlatılan parçacığı hedef malzemeye çarparak nükleer reaksiyon oluşturur. Reaksiyon sonucunda yapay radyoizotoplar oluşturulan sistemlerde üç farklı biçimde üretilmektedir.

- I. Reaktör sisteminde radyoizotop üretimi
- II. Hızlandırıcı sistemlerinde radyoizotop üretimi
- III. Jeneratör sistemlerinde radyoizotop üretimi

3.2.1. Nükleer Reaktörlerde Radyoizotop Üretimi

Reaktörlerde genellikle enerji üretimi sırasında nükleer reaksiyonla fisyon ürünleri oluşur bunun yanında hedef malzemeler kaynak nötronları oluşturan nükleer reaksiyon ürünü nötronlarla bombardıman edilerek yeni nötron girişli nükleer reaksiyon oluşturulur.

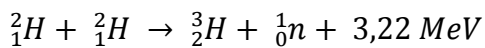
Nükleer reaktörlerde üretim fisyon(bölünme), füzyon(birleşme), nötron yakalanması veya aktivasyonu ve transmutasyon yöntemleriyle üretilir.

3.2.1.1. Fisyon

Uranyum ve plütonyum gibi ağır çekirdekli bir atomun kendiliğinden ya da nötron bombardımanı ile iki veya daha fazla parçaya bölünmesidir. ^{235}U 'in parçalanmasıyla tıpta kullanılan ^{90}Sr , ^{99}Mo , ^{131}I , ^{133}Xe fisyon ürünü atomlar üretilir.

3.2.1.2. Füzyon

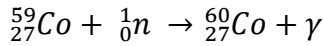
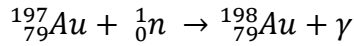
Hafif çekirdeklerin birleşerek daha ağır çekirdek oluşturduğu reaksiyonlardır. Füzyon reaksiyonu sırasında nötron ve bir miktar enerji açığa çıkar.



Bu reaksiyonla üretim termonükleer silah teknolojisinde kullanılmaktadır (örneğin; hidrojen bombası gibi) (Seyrek, 2007). Fakat tıp alanında bir uygulaması bulunmamaktadır.

3.2.1.3. Nötron Yakalanması veya Aktivasyonu

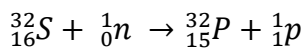
Radyoizotopların reaktörde üretimi en çok bu yolla yapılır. Çekirdeğe gönderilen nötronun çekirdek tarafından yakalanıp bir foton yayınlanmasıyla olur. Hedef çekirdeğin atom numarası değişmez sadece kütle numarası artar. Üretilen radyonüklid ana nüklidin bir izotopu olur. Nötron hedef çekirdeğe fırlatıldığında proton gibi aşması gereken bir potansiyel engeliyle karşılaşmaz. Bu yüzden bu reaksiyon yavaş nötronlarla gerçekleştirilebilir.



Diğer bir durumda nötron gönderilen hedef çekirdek bir proton yayınlar. Bu şekilde kütle numarası sabit kalırken atom numarası azalır. Ana çekirdekten farklı bir ürün elde edilir.

3.2.1.4. Transmutasyon

Kararlı çekirdeğin nötronlarla bombardıman edilmesiyle ana çekirdek kararsız başka bir çekirdeğe dönüşür. Nükleer reaksiyon genellikle hızlı nötronlarla gerçekleştirilir.



3.2.2. Yüklü Parçacık Hızlandırıcıları ve Türleri

Yüklü parçacık hızlandırıcıları, yüklü temel parçacık (elektron, pozitron, proton, döteryum, trityum gibi) demetleri üreten ve hızlandıran sistemlerdir. Hızlandırıcıların temel prensibi yüklü parçacıkların; birbirlerine iten veya birbirlerine çeken elektrik alanlar oluşturularak hızlandırılmasına dayanır. Hızlandırıcı içindeki parçacıklara EM alan uygulandığında, parçacık üzerinde iki kuvvet etkili olur. Biri manyetik alan diğeri ise elektrik alan kuvvetidir. Manyetik alanın parçacığın enerjisine etkisi yoktur, sadece parçacığın hızlandırıcı içinde yönünün sapmasında etkili olur. EM dalganın elektrik alanı bileşeni ise, gideceği yol üzerinde bulunan parçacıklara itme kuvveti uygular. Hızlandırılan parçacıklar negatif yüklü ise uygulanan kuvvetin yönü elektrik alanın yönüyle ters, parçacıklar pozitif yüklü ise kuvvetin yönü elektrik alanın yönüyle aynı olur. Yüklü parçacıklar EM dalga ile birlikte aynı yönde hareket etme eğilimindedir.

Parçacıkları hızlandırıcıda iten bu EM dalgalar, mikrodalga fırınların daha gelişmiş olan klistronlardan sağlanır. Klistronlardan sağlanan mikrodalgalar hızlandırıcıya dalga kılavuzları ile taşınır. (Şener, 2006)

Yüklü parçacık hızlandırıcılarında genel olarak iki tür çarpıştırma yapılır. Sabit hedef çarpıştırmada, elektrik alanla hızlandırılmış yüklü bir parçacık hızlandırıcı içerisinde sabit bir hedefle çarpıştırılır. Parçacıklar hızlandırılırken ve sabit bir hedefle çarpıştıktan sonra, ısıma yaparak enerjisinin bir kısmını kaybeder. Parçacığın sabit bir hedefle çarpışmasından sonra hedefin ve parçacığın enerjisinde değişim olur.

3.2.2.1. Doğru-Voltaj Hızlandırıcılar

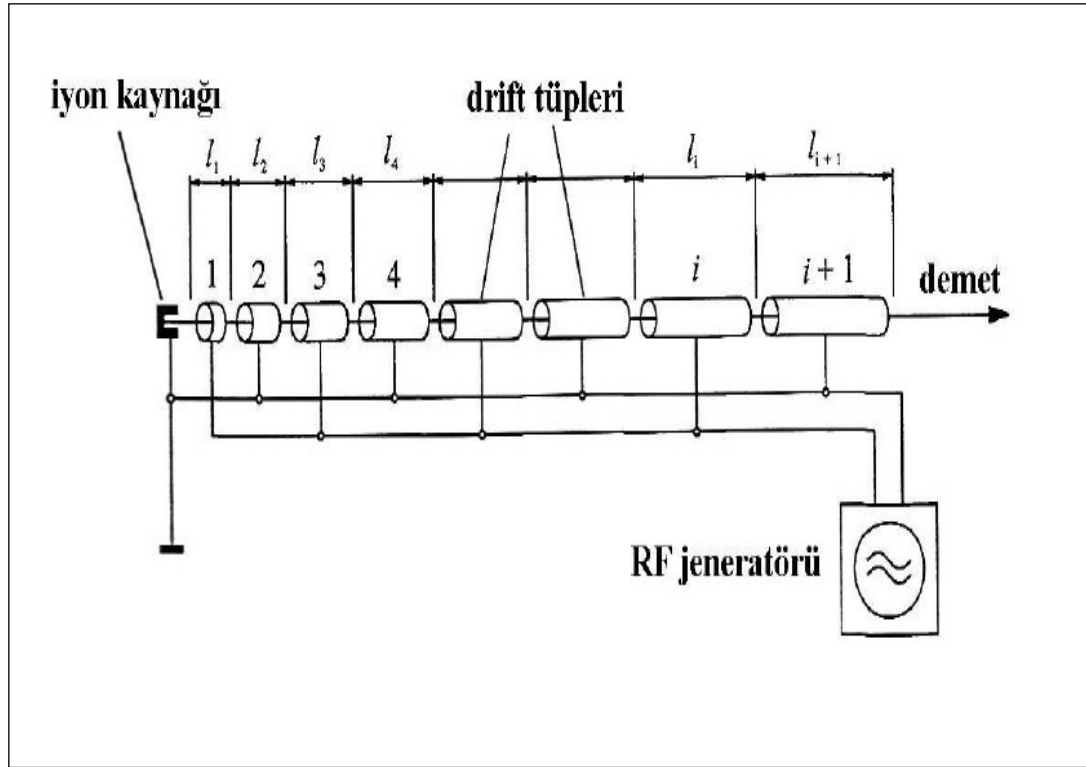
Elektrotları arasında, yüksek voltaj jeneratörü ile üretilen sabit bir elektrik alan kullanmaktadır. Elektrotlardan birinde parçacık kaynağı da bulunmaktadır. Elektron demetleri için bu termo-iyonik katottur. Bu sistemde; başka bir DC ya da yüksek frekans kaynağı kullanılarak seyreltik gazların iyonlaştırılmasıyla elde edilen

protonlar, hafif ve ağır iyonlar da hızlandırılabilir. Bu şekilde elde edilen parçacıklar elektrik alanla hızlandırılmaktadır. Parçacıklar hızlandırılırken çarpışmalar sonucu enerjileri azalmaması ve ikincil parçacıklar oluşmaması için hızlandırma bölgesi vakumlanır. Parçacık bu şekilde ikinci elektroda kadar enerji kaybetmeden hızlanır. İkinci elektrotu genelde parçacığın sabit hızla hareket ettiği (elektrik alanın olmadığı) bir bölge takip eder. Parçacığın bu şekilde hızlandırılmasıyla elde edilen enerji, uygulanan voltaj değeriyle sınırlıdır. Elektrostatik hızlandırıcılarda ulaşılabilecek maksimum enerji doğrudan elde edilebilecek maksimum voltajla orantılıdır.

3.2.2.2. Lineer (Doğrusal) Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcı, parçacık demetinin hareket doğrultusu boyunca sıralanmış bir dizi RF (radyo frekans) kaynağına bağlı sürüklenme tüplerinden meydana gelmektedir. Radyo frekansı kullanılarak çalışan lineer hızlandırıcılarda iyonların küçük potansiyel farkları kullanılarak tekrar hızlandırılması gerekliliği problemi yoktur. RF kaynağı yüksek frekanslı Alternatif voltaj sağlamaktadır. Lineer hızlandırıcıda tüp içerisine iyonlar enjekte edilmektedir. Elektrotların her iki tarafına uygulanan alternatif voltaj uygun şekilde belli aralıklarla sıralanmış elektrotların fazları değiştirilerek hareketlenen iyonların hızlanmaları sağlanır.

1925 yılında doğru voltaj yerine, değişken voltaj yani değişken elektrik alanın kullanılması fikri ortaya atıldı. 3 yıl sonra Wideroe, bu prensibi kullanarak o ana kadar olumlu sonuçlanan ilk lineer hızlandırıcı testini gerçekleştirdi. Lineer hızlandırıcı, demetin hareket doğrultusu boyunca sıralanmış bir dizi sürüklenme (drift) tüplerden meydana gelmektedir. Bu tüpler bir RF (radyo frekans) kaynağına bağlıdır. RF kaynağı yüksek frekansta alternatif voltaj sağlamaktadır. İlk yarım periyotta birinci drift tüpe uygulanan voltaj—iyon kaynağını terk eden parçacığı hızlandırır. Drift tüpler, Faraday kafesi gibidir ve parçacıkları dış alanlara karşı perdeler. Bu arada, RF alanının yönelimi (aşağı veya yukarı) parçacık herhangi bir etki hissetmeksizin terslenir.



Şekil 3.1. Wideröe lineer hızlandırıcısı (Yaşar, 2010)

3.2.2.3. Dairesel Hızlandırıcılar

Parçacıkları kapalı bir yörüngeden geçirerek hızlandıran ve içerisindeki magnetler aracılığıyla onları dairesel yörüngelerde tutan hızlandırıcılardır. Dairesel hızlandırıcılardaki parçacıklar, hızlandırıcı yapıyı periyodik olarak dolanır ve her defasında enerji alarak yörünge çapı artarak dairesel bir yol izler (Yavaş, 2005; Ulu, 2008).

Dairesel hızlandırıcılarda (lineer hızlandırıcılarda da olduğu gibi) parçacıklar sabit hedef deneyini veya demet çarpıştırıcı deneyini kullanılarak çarpıştırılabilirler. Ancak parçacıklar istenilen enerji düzeyine hızlandıktan sonra manyetik alan değişimi kullanılarak istenilen yöne fırlatılıp sistem dışında çarpışma gerçekleştirilir. Çarpışmada sonrasında ortaya çıkan parçacıkların kimliklerin belirlenmesi, dairesel hızlandırıcılar sayesinde gerçekleşmiş olur.

Dairesel Hızlandırıcıların; Siklotron, Mikrotron, Betatron ve Sinkrotron olmak üzere dört çeşidi vardır.

3.2.2.3.(1). Siklotronlar:

Proton veya ağır iyonlar gibi relativistik olmayan parçacıkları dairesel magnetler içinde hızlandıran dairesel bir hızlandırıcıdır. Siklotronda, düzgün manyetik alan ve RF kavite (boşluk) kullanır. Siklotron yani bu hızlandırma kavimleri D şeklinde iki yarım dairesel odacıklara ayrılmış magnetlerden oluşur. Bu magnetler arasında boşluk vardır. Bu boşlukta bir iyon kaynağı bulunur. Hızlandırma alanı magnetlerin içinde gerçekleşir. Boşluktan geçip diğer magnete geçen parçacık değişen manyetik alan sayesinde dairesel yörüngede kalır.

3.2.2.3.(2). Mikrotronlar:

Tıpta genellikle tedavi amaçlı kullanılan mikrotronlar elektronlar için kullanılan lineer hızlandırıcı ile siklotron karışımı bir cihazdır. Mikrotronların yapıları basit ve enerji seçimi kolaydır. Diğer lineer hızlandırıcılara göre daha küçük hacimli cihazlardır. Mikrotronlarda tek kavite bulunur. Elektronlar, mikrotronlarda bir kaynaktan çıkarak bu kavite içine gelirler ve burada elektrik alanın yardımıyla hızlandırılırlar. Bir süre sonra kaviteden uzaklaşırlar. Daha sonra manyetik alanın içinde elektronlar, tekrar kaviteye yönlendiren dairesel bir hareket yaparlar. Elektronların kavite içinden her geçişlerinde hem enerjileri hem de yarıçapları artar.

3.2.2.3.(3). Betatronlar:

Elektron gibi yeterli olarak hızlandırılmayan hafif parçacıkları hızlandırmak için kullanılan düzeneklerdir. Etrafı manyetik alanla çevrili olmasın dolayı betatronlar içerisinde özel bir bölge düzenlemeye gerek yoktur. Betatronlarda parçacıklardaki hızlandırmayı sağlayan elektrik alan, manyetik alan tarafından oluşturulur. Betatronlar, proton gibi ağır parçacıklar için uygun bir hızlandırıcı değildir.

3.2.2.3.(4). Sinkrotronlar:

Sinkrotronlarda parçacıkların yüksek enerjilere ulaşabilmesi için öncelikle belli bir dairesel yörünge içinde tutulmaları gerekmektedir. Daha sonra parçacıklar sinkrotrona girerek burada RF kaviteler ve parçacık yörüngesi boyunca küçük magnetler ile hızlandırılırlar. Sinkrotronların iki önemli çeşidi bulunur: Depolama halkaları ve çarpıştırıcılar. Depolama halkaları küçük sinkrotronlardan oluşur. Burada parçacıklar bir araya getirilirler ve sabit bir enerjiyle uzun süre dairesel harekette tutulurlar. Çarpıştırıcılar ise zıt yönlerde hareket eden iki demeti kesiştirerek, en yüksek enerjiyi kullanır. Çünkü bu enerji demetlerin ağırlık merkezinde kullanılan en yüksek enerjidir. Çarpıştırıcılar genellikle yüksek enerjili çarpışmada kullanılırlar.

3.2.2.4. Hızlandırıcıların Kullanım Alanları

Yüksek Enerji Fiziği: Sabit hedef deneylerinde, zıt yönlü demet çarpışmalarında ve lineer çarpıştırıcılarda.

Nükleer Fizik: Parçacık (elektron veya proton) hızlandırıcılarında, iyon hızlandırıcıları/çarpıştırıcılarında, sürekli demet çarpışmalarında ve sabit hedef deneylerinde.

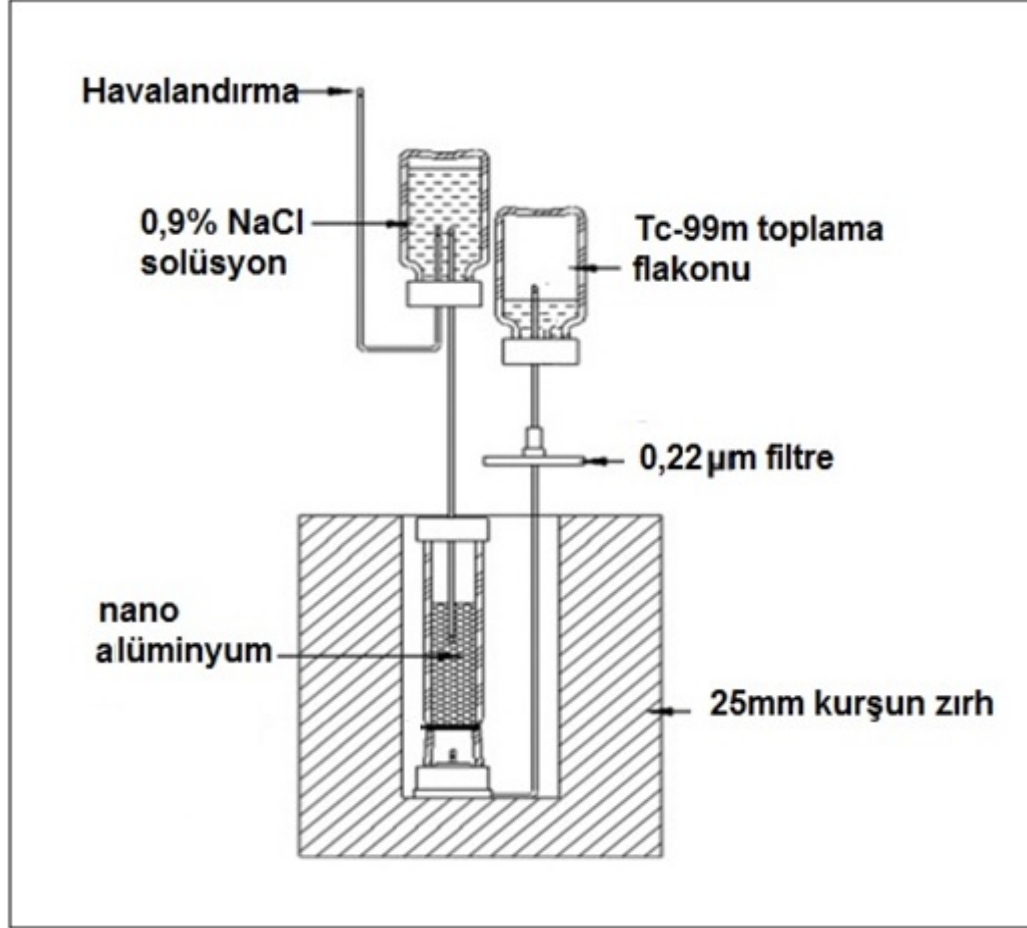
Güç Üretimi: Durgun füzyonda, seyrek yakıt cihazlarında.

Endüstri: X-ışınları ile radyografide, iyon aşılmasında, izotop üretimi/ayrışımında, malzeme testlerinde ve gıda sterilizasyonunda.

Sinkrotron ışıması: Temel atomik ve moleküler fizikte, yoğun madde fiziğinde, yer fiziğinde, moleküler ve hücre biyolojisinde ve yüzey/ara yüzey fiziğinde.

Tıp: Radyoterapide, sağlık fiziğinde, anjiyografide ve mikro-cerrahide (Şener, 2006).

3.2.3. Radyoizotop Jeneratörlerle Üretim



Şekil 3.2. $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratörü (R. Chakravarty ve ark., 2012)

Tıpta kullanılan radyoizotopların bir kısmı üretim, taşıma ve depolama gibi bazı problemleri nedeniyle doğrudan üretimleri hızlandırıcılarda ya da reaktörlerde üretilmezler. Bunun yerine daha az masraflı ana radyonüklid üretilerek şekil 2.1 'deki sistem oluşturulur ve bu sistemden sağılan yavru nüklid birkaç defa kendini yenileyebilir.

Radyoizotop jeneratörleri bozunmaya uğrayan ana radyonüklid ve üretilen yavru nüklid çiftinden oluşur. Ana nüklid iyon değişimine olanak sağlayan alüminyum sütun tarafından tutulur. Daha uzun yarı ömre sahip ana nüklid bozunumuyla yavru nüklid yenilenir. Yavru nüklidin alınması olayına sağım denir. Serum fizyolojikle sağım yapılan yavru nüklid sütunun alt ucunda birikir. Şekil 2.1

'deki sistem ^{99m}Tc üretimi için kullanılan $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ jeneratörüdür. Yapılan sağımda genellikle önceki gün sağılan radyoaktivite miktarının % 75-80 'i ^{99m}Tc aktivitesi sağılmaktadır. sağımdan sonra yavru nüklid üretimi tekrar yenilenir ve 24 saat sonra maksimum düzeye ulaşır. Bir hafta kadar bir süre yüksek oranda radyoizotop üretimi sağlanabilir. Tıpta kullanılan diğer önemli jeneratör sistemleri:

- Stronsiyum-82 / Rubidyum-82
- Germanyum-68 / Galyum-68
- Rubidyum-81 / Kripton-81m
- Kalay-113 / İndiyum-113m

3.3. Nükleer Reaksiyon Türleri ve Modelleri

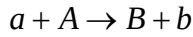
Yapay radyonüklid üretiminde nükleer reaksiyonun oluşması için gönderilecek mermi parçacığının enerjisi çok önemlidir. Nötronlar üretimi nötronun yüksüz olmasından sadece nükleer reaksiyon ürünü olarak üretilirler. İstenen enerjide nötron üretebilmek oluşacak nükleer reaksiyonun türüne bağlıdır. Gönderilen parçacıkla elde edilen nötronun enerjisi ve oluşma spektrumlarını bu deneylerden sonra söylemek mümkündür. Ancak, deneyden önce ve sonra teorik hesaplarla oluşacak tesir kesitinin ve çıkacak olan parçacıkların spektrumlarının modellerin tutarlılığı göz önüne alınarak incelenmesi, hem zaman kaybını engelleyecek hem de gereksiz masraftan kaçınılmasına yardımcı olacaktır.

Bu teorik tesir kesiti ve spektrum değerleri de bazı teorik model hesapları kullanılarak bilgisayar paket programlarıyla hesaplanabilir. Hesaplanan değerlerin daha önceden yapılmış deneyler ve bu deneylerin sonucunda elde edilen verileri karşılaştırılabilir. Daha sonra bu veriler kullanılarak yapılmamış deneylerde daha yüksek mertebeli enerjili parçacıkların gönderilmesiyle oluşacak yeni radyonüklidlerle tesir kesiti hesaplarının deney öncesinde yapılması kolaylık sağlayacaktır (Yıldırım, 2006; Yaşar, 2010).

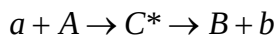
3.3.1. Reaksiyon Türleri

3.1.1.1. Bileşik Çekirdek Reaksiyonları

Bileşik çekirdek reaksiyonlarında, gelen mermi parçacığı hedef çekirdeğe çekirdek yarıçapına göre küçük bir çarpma parametresi ile girdiğinde, hedef çekirdeğin nükleonlarıyla ardışık olarak etkileşim yapma ihtimali vardır. Nükleonlarla ardışık etkileşim yapan mermi parçacığı enerjisini hedef çekirdekteki nükleonlarla paylaşır ve soğurulur. Çekirdek bu durumda kararsızdır ve enerjisini azaltmak için bir nükleon yayınlatabilir. Bileşik çekirdek reaksiyonları; gelen mermi parçacığının soğurulduktan sonra oluşan kararsız çekirdeğin bir parçacık yayınlamadan önce bileşik çekirdek oluşturmasıdır. Bileşik çekirdeğin oluşumu ve bozunumu,

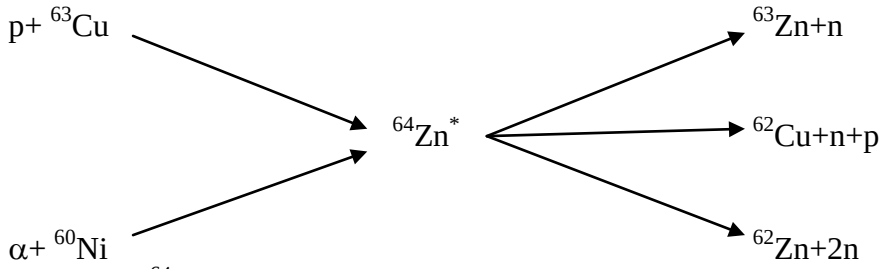


reaksiyonu için sembolik olarak,



şeklinde yazılır, reaksiyondaki C^* , bileşik çekirdeği göstermektedir.

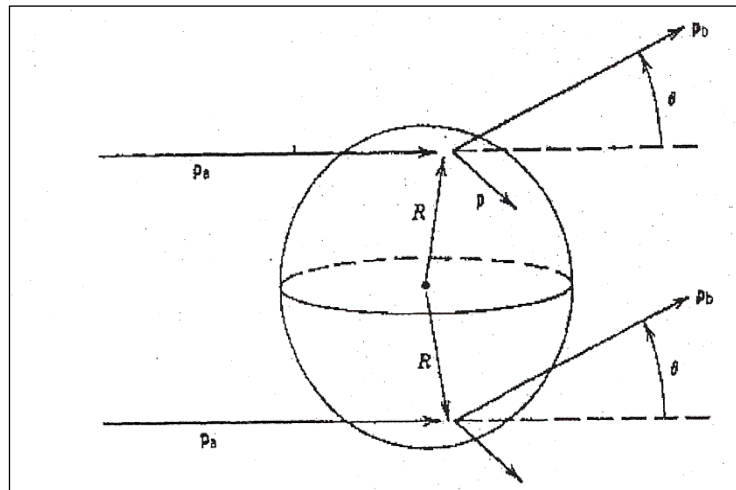
Bileşik çekirdek reaksiyon modelinde çıkan ürünlerin oluşma olasılığı sadece sisteme verilen enerjiyle orantılıdır. Ara ürün $^{64}\text{Zn}^*$ bileşik çekirdeğinin Şekil 3.1 'de oluşturacağı ürünler gelen p ve α parçacıklarının enerjine bağlı olarak değişmektedir.



Şekil 3.3. ${}^{64}\text{Zn}^*$ bileşik çekirdeği için farklı oluşum ve bozunum durumları (E.G. Yalçiner, 2008)

3.3.1.2. Direk Reaksiyonlar

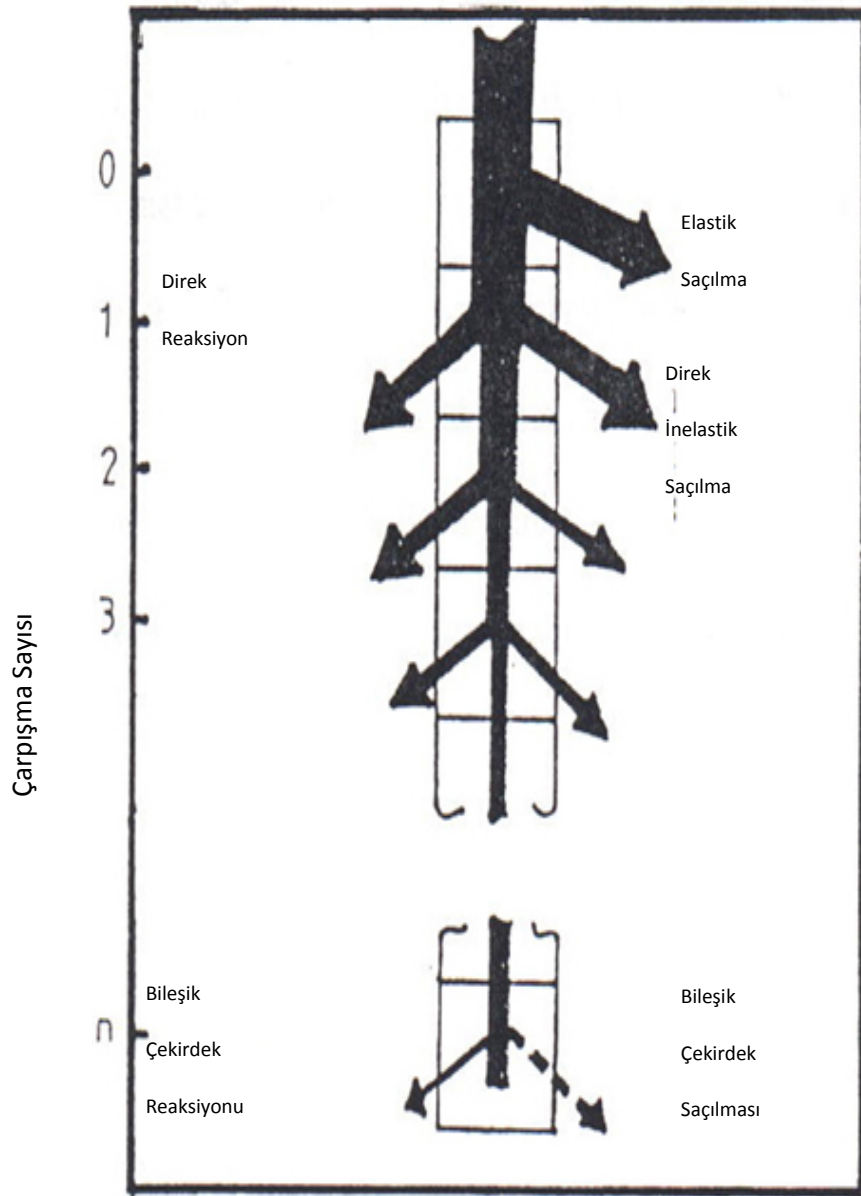
Doğrudan reaksiyonlarda, gelen parçacık önce çekirdek yüzeyindeki nükleonlar ile etkileşir, gelen parçacığın enerjisi arttıkça parçacığın dalga boyu, çekirdeğin içindeki nükleonlarla da etkileşmeye başlar. Bu etkileşme Şekil 3.2 'de gösterilmektedir. Doğrudan reaksiyonlarda birkaç nükleon reaksiyona katılır, bir kabuk modeli durumuna bir tek nükleon eklendiği veya koparılabildiği için doğrudan reaksiyonlar, çekirdeğin kabuk yapısının incelenmesine ve ürün çekirdeğinin birçok uyarılmış durumuna ulaşılmasına yardımcı olur.



Şekil.3.4. Çekirdek yüzeyinde meydana gelen doğrudan reaksiyonların geometrisi (E.G. Yalçiner, 2008)

Doğrudan reaksiyonları bileşik çekirdek reaksiyonlarından ayıran bazı özellikler vardır. Bunlar;

Doğrudan reaksiyonlarda gelen parçacığın enerjisinin artması ile doğrudan reaksiyonların gerçekleşme ihtimali artmaktadır. Doğrudan reaksiyonlar 10^{-22} s süre içerisinde, bileşik çekirdek reaksiyonların ise, 10^{-16} ile 10^{-18} s arasında değişen süre içerisinde meydana gelmektedir. Doğrudan reaksiyonlarda, giden parçacıkların açısal dağılımları daha keskin piklere sahip olmaktadır.



Şekil 3.5. Orta enerjili bir nükleer reaksiyonun oluş şekli (E.G. Yalçın, 2008)

Şekil 3.5 'de görüldüğü gibi, çarpışma sayısının sıfır olması durumunda, çekirdek potansiyeli tarafından elastik saçılma meydana getirirler. Eğer parçacıklar ilk çarpışmadan sonra yayınlanırlarsa yarı-direk reaksiyonlar olması söz konusudur. Çekirdek içindeki çarpışmaların sayısı arttıkça parçacık tarafından sisteme aktarılan enerji giderek daha çok nükleon arasında paylaşılır ve herhangi bir parçacığın, çekirdeği terk etmesi için gerekli enerjiye sahip olması olasılığı azalır. Yeteri kadar çok sayıda çarpışmadan sonra, sistem gelişigüzel duruma gelir ve kararlı bir yapıya ulaşır. Bu, bir bileşik çekirdek durumudur ve oldukça düşük bir parçacık yayınlanma hızına sahiptir.

Son yıllarda yapılan deneyler direkt ve bileşik çekirdek reaksiyonlarının dışında üçüncü bir nükleer reaksiyon türünün varlığını göstermektedir. Direkt reaksiyonlar nükleer sistemi tasvir eden kararlı dalga fonksiyonundaki açık konfigürasyonlar, Griffin veya Exciton model, hibrid model ve INC (Intra Nuclear Cascade Model) ise, kapalı konfigürasyonlar arasındaki geçişler ile ilgilidir. Bileşik çekirdek durumunda açık ve kapalı konfigürasyonlar arasındaki geçişlerin son basamakları, denge öncesi reaksiyonları ise, başlangıç basamakları ile ilgilidir. Denge öncesi modeller 10-60 MeV enerjili proton, nötron ve alfa parçacıkları ile oluşturulan reaksiyonlarda enerji spektrumunun yüksek enerji bölgesini açıklamakta çok başarılıdır. Fakat, yine de bu modeller yayınlanan parçacıkların açısal dağılımlarını kestirmede çok başarılı değildir.

Denge öncesi bileşeni 10 MeV'in üzerindeki gelme enerjilerinde nükleer reaksiyonlara ihmal edilmeyecek katkıda bulunur. Temel nükleer fiziğin problemlerinin aşılabilmesi için, denge-öncesi bileşeninin nükleer reaksiyonlarda etkisini deneysel olarak gözleyebilmek ve teorik olarak hesaplayabilmek gereklidir.

Nükleer reaksiyonlar için Griffin (veya exciton) dengeöncesi model ilk kez 1966 yılında Griffin tarafından ileri sürülmüştür. Daha sonra birçok araştırmacı tarafından genişletilip, düzeltilerek hem yayınlanan parçacıkların açı integralli spektrumlarının hesaplanmasında hem de çekirdeklerin *uyarılma fonksiyonlarının* elde edilmesinde büyük bir başarıyla kullanıldı. Ancak, ne Griffin modeli ne de Blann tarafından geliştirilen Hibrid Model yayınlanan parçacıkların açısal dağılımlarını açıklamayı başarmıştır. Denge öncesi modeller arasında ilk olarak

yalnız ‘‘İntranuclear cascade’’ (INC) yayınlanan parçacıkların açısal dağılımlarını açıklayabilmiştir. Ancak bu modelin başarı düzeyi sınırlıdır.

3.2.2. Denge ve Denge-Öncesi Modeller

Tıbbi radyoizotop üretimi için yüklü parçacıkların tesir kesitleri referans veritabanı oluşturulması, soğurulan ya da yayınlanan parçacıklar için ve radyonüklid (pozitron ve gama yayıcılar) üretim reaksiyonları için hem deneysel, hem modellenmiş tesir kesitlerinin değerlendirilmesini gerektirir. Oluşturulan nükleer reaksiyon ürünlerinin deneysel ölçümler için uygun olmadığı veya deneysel zorluklar nedeniyle ölçülememesinden dolayı tesir kesitlerini tahmin etmek de modelleme önemli bir rol oynamaktadır.

Veritabanı protonlar, hızlandırılan yüklü gelen parçacıkları ve kararlı ya da kararsız hedefler kullanılan ve gelen parçacıkların enerji aralığı, hedef çekirdeğinin aşılması gereken minimum enerji engelinden başlayarak değişen reaksiyonlar için bilgi içerir.

Genellikle kullanılan denge öncesi modeller, "exciton" modeli ve hibrid modelidir. Reaksiyonun her bir aşamasında, sıfırdan farklı parçacık yayınlanması olasılığı mümkündür. Bu erken bir aşamada gerçekleşirse, denge öncesi yayılmadan bahsederiz. Eğer yayınlanma erken bir aşamada gerçekleşmezse, sistem sonunda denge veya buharlaşma aşamasına ulaşır. Denge aşaması Weisskopf-Ewing tarafından (açısal momentum ve pariteyi ihmal eder) veya daha ayrıntılı bir şekilde bileşik ve artık çekirdekler ve saçılanlar arasındaki spinlerin ve paritelerin vektör çiftlenimini ele alan Hauser-Feshbach tarafından tanımlanmıştır.

Denge öncesi modeller 200 MeV' ın altındaki nükleer tesir kesitlerinin modellenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu modeller çıkan parçacık spektrumunun yüksek enerji bölgesindeki (kesikli durumlar ile buharlaşma tepe noktası arasındaki bölge) durumunu yeterince açıklamayı sağlamıştır.

Denge öncesi bozunum için bir kaç formülasyon kullanılmaktadır, bunlar hibrid, geometri bağımlı hibrid, ve eksiton model formülasyonlarıdır. Bu yaklaşımlar, *kısmi durum yoğunluğu* diye bilinen niceliğe dayanırlar. Kısmi durum

yoğunluğu her p parçacığı ve h deşığının eşit olasılıkla oluştuğı varsayılan Fermi gazı için uygun olan enerji bölünmeleri sayısıdır (MeV başına). Ericsona göre kısmi durum yoğunluğunun ilk ifadesi:

$$\rho_n(E) = g(gE)^{n-1} / (p!h!(n-1)!) \quad (3.1)$$

Burada, “ n ” eksiton sayısı, “ p ” uyarılmış parçacıkları, “ h ” + holleri, E (MeV) 'da uyarılma enerjisi ve “ g ” ise fermi enerjisindeki tek parçacık durum yoğunluğunu göstermektedir.

Yaklaşımları yaparken kullanılan denge öncesi bozunum modelleri, her eksiton düzeni içinde, bütün konfigürasyonların eşit olasılıkla olduğu varsayımına dayanır.

Griffin modeldeki ikinci nicelik, eksiton-eksiton geçiş hızıdır. Bu, birinci dereceden zamana bağımlı perturbasyon teorisinin “altın kuralıyla” verilebilir:

$$\lambda_{nn'} = \frac{2\pi}{\hbar} |M|^2 \rho_{n'}(E) \quad (3.2)$$

Burada; $|M|^2$, iki cisim etkileşimiyle ilişkili matris elemanının karesidir, uygulamaların çoğunda, $|M|^2$ için enerji ve kütle bağımlı ortalama değer kullanılır. ε enerjili bir parçacığın denge öncesi yayınlanma olasılığı aşağıdaki gibi verilmiştir:

$$W_p(\varepsilon)d\varepsilon = \sum_n \frac{\rho_{n-1}(U)\rho_c(\varepsilon)d\varepsilon}{\rho_n(E)} \quad (3.3)$$

Burada toplam, başlangıç eksiton numarası verilmesiyle başlatılarak ulaşılacak tüm olası eksiton durumları üzerindendir.

Blann ve diğer bazı araştırmacılar tarafından genişletilen Griffin modeli eksiton-eksiton geçiş hızları için daha kesin ifadeler verir.

$$\lambda_{n,n-2} = \frac{2\pi}{\hbar} |M|^2 g \frac{ph(n-2)}{2} \quad (3.4)$$

$$\lambda_{n,n} = \frac{2\pi}{\hbar} |M|^2 g^2 E \frac{p(p-1) + 4ph + h(h-1)}{2n} \quad (3.5)$$

$$\lambda_{n,n+2} = \frac{2\pi}{\hbar} |M|^2 \frac{g^3 E^2}{2(n+1)} \quad (3.6)$$

Bu noktada, işaret etmek gerekir ki eksiton model ile hibrid model formülasyonları arasında geçiş hızlarının ele alınması bakımından önemli bir fark vardır. Hibrid ve geometri bağımlı hibrid modeller “matris elemanı” formülasyonlarını kullanmazlar.

Denge öncesi yayınlanmalardan sonra, Hauser-Feshbach veya Weisskopf-Ewing teorileri, reaksiyon sürecinden kalanı ele alır. A(a,b)B reaksiyonunun tesir kesiti için kısa bir formül,

$$\sigma_{ab} = \sum_{J\pi} \frac{T_a T_b}{\sum_i \sum_c T_{ic}} \quad (3.7)$$

şeklinde verilebilir.

Burda i , farklı tipde çıkan parçacıkları (n,p,d,..) ifade eder, T’ler ise a ve b parçacıkları için optik bir potansiyelden hesaplanan geçiş katsayılarıdır, c bütün olası son durumlar için kullanılır. Bu son durumlar, ya artık çekirdeklerin kesikli uyarılmış düzeyleri, ya da düzey yoğunluk formülü ile tanımlanmış sürekli düzeylerdir.

Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) tarafından yayınlanan el kitabı, optik potansiyel hakkında bilgiler, çeşitli düzey yoğunluk formülasyonları ve reaksiyon tesir kesiti modellerindeki diğer yaklaşımlar için mükemmel bir kaynaktır (Yalçiner, 2008).

3.3.2.1. Denge Reaksiyon Modeli

Denge yayınlanması açısal momentumu ihmal eden Weisskopf ve Ewing (WE) modeline göre hesaplanır. Buharlaşmada temel parametreler, bağlanma enerjisi, ters tesir kesiti, çiftlenim ve düzey-yoğunluk parametreleridir. Gelen a ve çıkan kanal b olmak üzere reaksiyon tesir kesiti;

$$\sigma_{ab}^{WE} = \sigma_{ab}(E_{inc}) \frac{\Gamma_b}{\sum_{b'} \Gamma_{b'}} \quad (3.8)$$

şeklinde yazılabilir. Burada E_{inc} gelme enerjisi

$$\Gamma_b = \frac{2s_b + 1}{\pi^2 \hbar^2} \mu_b \int d\varepsilon \sigma_b^{inv}(\varepsilon) \varepsilon \frac{\omega_1(U)}{\omega_1(E)} \quad (3.9)$$

'dur. Toplam tek-parçacık durum yoğunluğu;

$$\omega_1(E) = \frac{1}{\sqrt{48}} \frac{\exp[2\sqrt{\alpha(E-D)}]}{E-D} \quad (3.10)$$

ile verilir. σ_b^{inv} ters tesir kesiti, E bileşik çekirdeğin uyarılma enerjisi, D çiftlenim enerjisi, g tek parçacık durum yoğunluğu, s_b , b parçacığının spini, indirgenmiş kütle, $\omega_1(E)$ toplam uyarılmış tek parçacık durum yoğunluğu ve $\alpha = \frac{6}{\pi^2} g$ 'dır (Yalçiner, 2008)

3.3.2.2. Griffin (Exciton) Modeli

Griffin model, nükleer potansiyeli, eşit aralıklı tek parçacık durumları olarak kabul eder. Mermi, hedef çekirdeğe girdikten sonra $1p - 0h$ (1 parçacık - 0 deşik)

durumu oluşturur. Daha sonra hedef nükleonlardan biriyle etkileşerek $2p - 1h$ (2 parçacık - 1 deşik) durumunu meydana getirir. Bunu takip eden etkileşmeler daha fazla parçacık - deşik çiftini oluşturur. Sonuç olarak yeteri kadar parçacık - deşik oluşunca, geriye doğru çift - yok olma süreci başlar ve bu olay, tekrar kararlı duruma gelinceye kadar devam eder. Sistemin durumu, parçacık ve deşik derecelerine göre sınıflandırılır. Denge süreci, çeşitli tek parçacık durumlarından ziyade, farklı nükleer durum gruplarının yerleşme ihtimallerinin hesaplanması ile takip edilir. Nükleer durumların her biri için parçacık yayınlanması yapabilen bağlı olmayan durumlar oluşacaktır. Bu modele göre, her bir duruma ait parçacık yayınlanma hızı hesaplanabilir ve bu bilgiler, denge öncesi yayınlanma spektrumunu elde etmek için bulunma ihtimalleri ile birleştirilebilir.

Açıklandığı gibi bu model, denge süreci izlenirken ve parçacık yayınlanması hesaplanırken, sadece uyarılmış parçacık sayısı ve deşikleri dikkate alır. Ayrıca, Fermi-gaz-denge modelinde olduğu gibi, denge sürecinin takibi için birtakım denklemler kullanır, fakat bu denklemler daha basittir ve çözümü daha kolay ve hızlıdır. Çekirdek hakkındaki detaylı bilgilerden vazgeçildiğinde model, çok farklı reaksiyon çeşitlerini ele almaya uygun olur. Özellikle, mermi olarak kompleks parçacıkları (d,t,α) içeren reaksiyon hesaplarının yapılabilmesi gibi bir avantajı vardır.

Uyarılmış parçacık ve deşiklerin serbestlik derecesi, her konfigürasyon için listelenmektedir.

Eksiton Model gelen parçacık ve hedef çekirdek arasındaki ilk etkileşmeden sonra uyarılmış sistemin karmaşık bir dizi basamaktan geçtikten sonra dengeye ulaşabildiğini varsayar ve bu basamakların her birinden yayınlanma mümkün olabilir [28]. Karmaşıklığın farklı basamakları uyarılmış parçacık ve deşiklerin sayısına göre sınıflandırılır ve eksiton model hesaplamaları, ana denklemin bir dizi çözümünü içerir.

Denge öncesi işlemler, 10 MeV in üzerindeki hafif parçacıklar ile oluşturulan nükleer reaksiyonlarda önemli bir yer tutar. Exciton model, Cline ve Ribansky tarafından verilen master denklemlerinin çözümüne dayanır.

$$-q(n, t = 0) = \lambda^+(E, n+2) \tau(n+2) + \lambda^-(E, n-2) \tau(n-2) - [\lambda^+(E, n) + \lambda^-(E, n) + W_l(E, n)] \tau(n) \quad (3.11)$$

Burada, $q(n, t=0)$ sürecin başlangıç koşuludur. $\tau(n)$ ana denklemin çözümüdür ve sistemin n eksiton durumunda kalma süresini ifade eder. $\lambda^+(E, n)$ ve $\lambda^-(E, n)$ iç geçiş hızlarıdır. Ana denklemde kullanımı hem dengeye geçiş olasılığını $\lambda^+(E, n)$ ve en az karmaşık duruma geçme olasılığının $\lambda^-(E, n)$ her ikisini de içerir.

$W_l(E, n)$ n exciton durumundan yayınlanma hızıdır. İfadeler bileşik çekirdekten buharlaşma için Weisskopf'un klasik ifadesi ile özdeştir, parçacık ve deşik yoğunluğunu açıklamada farklılık gösterir. Eşitlik (3.11) 'in cebirsel çözümü için her başlangıç koşulu için doğru bir sonuç veren algoritma kullanılır. Nükleonlarla oluşturulan reaksiyonlar için başlangıç parçacık sayısı $p_0 = 2$, başlangıç deşik sayısı $h_0 = 1$ 'dir.

ε_b enerjili bir b nükleonunun p uyarılmış parçacık ve h deşikli bir durumdan (n eksiton) yayınlanma olasılığı $W_b(E, n, \varepsilon_b)$;

$$W_b(E, n, \varepsilon_b) = \frac{2s_b + 1}{\pi^2 \hbar^3} \varepsilon_b \mu_b \sigma_b^{inv}(\varepsilon_b) \frac{\omega(p - p_b, h, U)}{\omega(p, h, E)} Q_b(p, h) \quad (3.12)$$

İfadesi ile verilir. Burada nötronlar ile protonlar arasındaki farkı hesaba katan $Q_b(p, h)$ faktörü nötron-proton ayırtedebilme faktörüdür. Nükleonlarla oluşturulan reaksiyonlar için başlangıç parçacık sayısı $p_0 = 2$, başlangıç deşik sayısı $h_0 = 1$ 'dir (Yalçiner, 2008).

3.4. Programlar

Bu çalışmada; tıpta görüntüleme ve tedavi amacıyla kullanılan bazı radyoizotopların üretim tesir kesitleri Pcross ve Alice/ASH bilgisayar program

kodları yardımıyla teorik denge ve denge-öncesi modellerinin (Full Exciton model, Weisskopf Ewing (EQ) model, Equilibrium model, Hibrid model ve GDH model) nükleer reaksiyon tesir kesiti hesaplamaları yapılmıştır. Hızlandırılan alfa ve proton girişli nükleer reaksiyonların üretim tesir kesiti teorik modellerle hesaplamaları çalışılmıştır.

3.4.1. PCROSS Bilgisayar Programı

Pcross programında teorik denge ve denge-öncesi modellerinin hesapları yapılabilmektedir. Denge hesapları için açısız momentumun dikkate alınmadan hesaplandığı Weisskopf-Ewing model kullanılmaktadır. Bu modelde, belli bir enerji değerinden sonra, gönderilen parçacığın enerjisi hızlı bir şekilde sıfır noktasına doğru yönelir. Hesaplamalar yapılırken görüleceği üzere bu modelde bazı enerji değerleri için sonuçlar deneylerle de paralel gitmemektedir. Bu model genellikle $E \geq 14$ MeV' luk enerji değerleri için geçerli bir sonuç vermemektedir (Yıldız,2010). Fakat belirli enerji değeri altında deneylerle oldukça uyumludur.

Denge-öncesi hesaplarında Full Exciton Model kullanılır. Matematiksel işlemlerin başlangıç exciton sayısı. $n_0=1$ (proton=1; deşik=0) olarak alınır. Denge durumuna geçerken exciton sayısı ise, $n = \sqrt{1,4} gE$ olarak hesaplanır. Burada; $g=A/13$; A ise kütle numarasıdır. E: Uyarılmış haldeki çekirdeğin enerjisi olarak hesaba katılır (Kaplan vd. 2009b; Yıldız,2010).

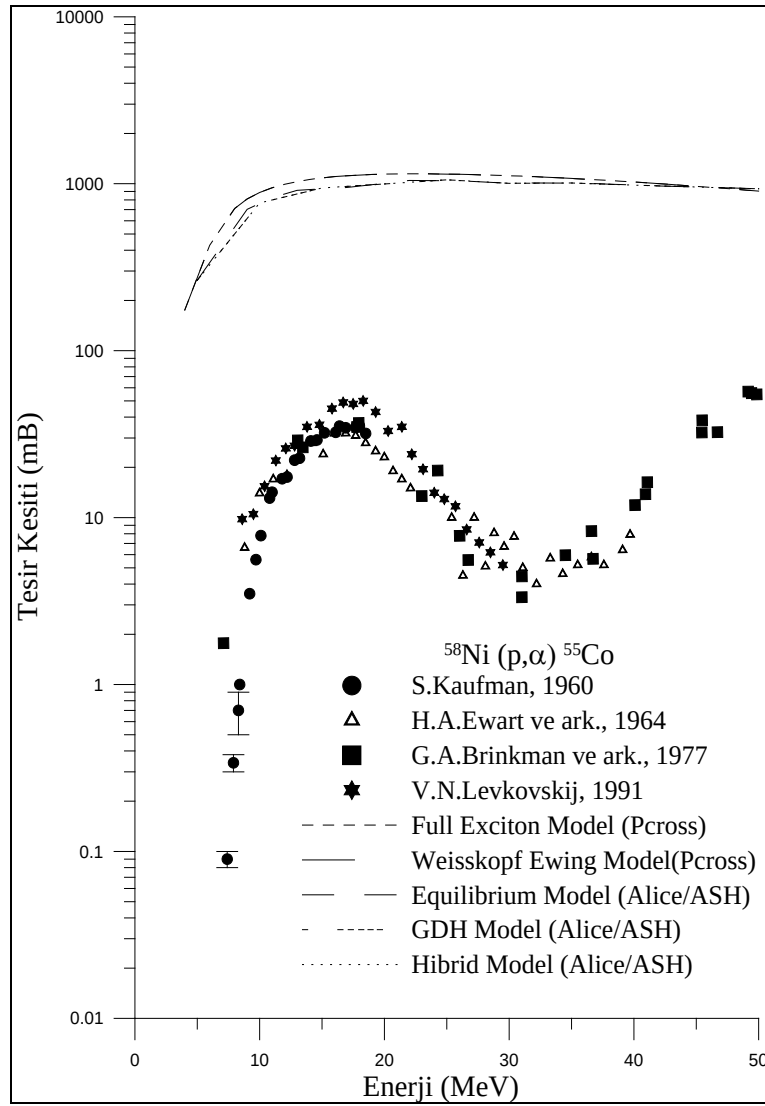
3.4.2. ALICE/ASH Bilgisayar Program Kodu

ALICE/ASH (Broeders vd., 2006; Yıldız,2010) bilgisayar program kodu ALICE91 (Blann, 1991; Yıldız,2010) program kodunun biraz değiştirilmiş ve geliştirilmiş bir sürümüdür. Denge Model, Hibrid Model Ve Geometri Bağımlı Hibrid Model için ALICE/ASH program kodu 300 MeV'lik gelme enerjisine kadar; exciton fonksiyonu, ikincil parçacıkların açısız dağılımı, tesir kesiti hesapları ve yayınlanma spektrumu için uygulanabilir. Başlangıç exciton sayısı $n_0=3$ olarak alınır ve proton girişli reaksiyonlar için hesaplamalardaki exciton sayısı,

$${}_3X_p = 2 \frac{(\sigma_{pn} / \sigma_{pp})N + 2Z}{2(\sigma_{pn} / \sigma_{pp})N + 2Z} \quad (3.13)$$

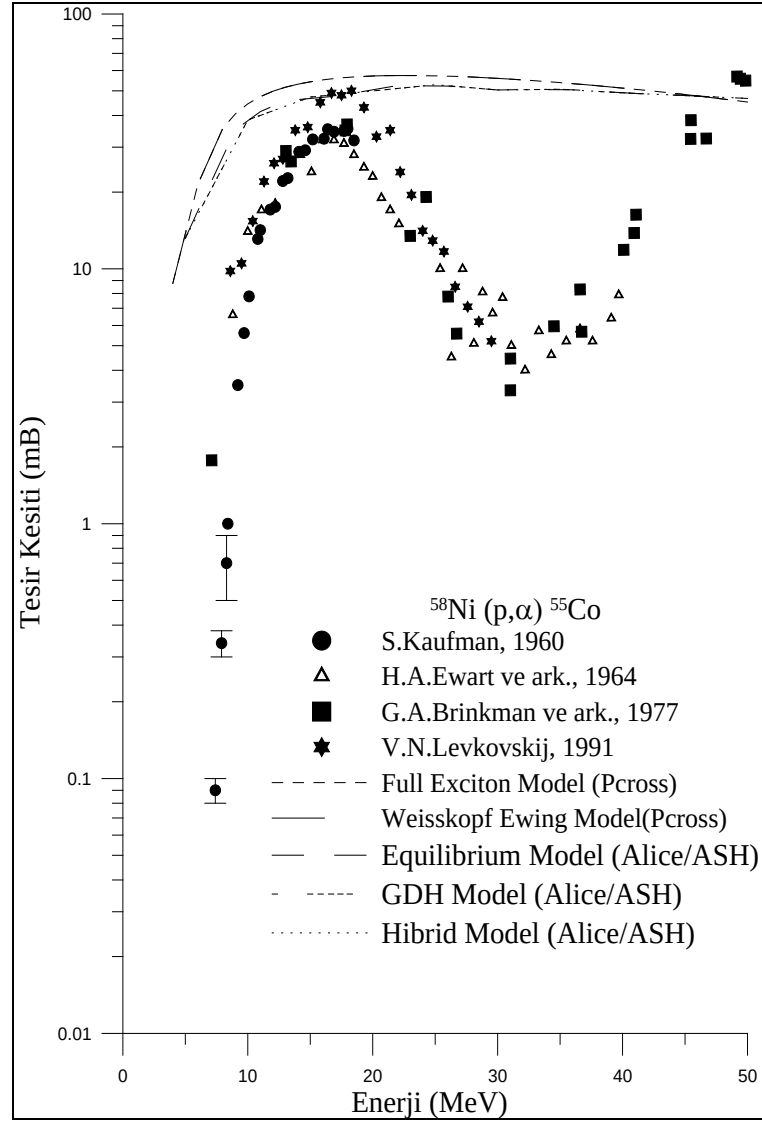
olur (Yıldız, 2010).

4. BULGULAR VE GRAFİKLER

4.1. Kobalt (^{55}Co) ÜretimiŞekil 4.1. ^{55}Co radyoizotopunun $^{58}\text{Ni} (p, \alpha) ^{55}\text{Co}$ nükleer reaksiyonu ile üretimi

Şekil 4.1 'de ^{55}Co tıbbi radyoizotopunun $^{58}\text{Ni} (p, \alpha) ^{55}\text{Co}$ nükleer reaksiyonu ile üretim tesis kesitleri Pcross ve Alice/ASH bilgisayar program kodları yardımıyla teorik nükleer modellerde hesaplanmıştır. Şekil 6.1 incelendiğinde tüm teorik modellerin birbiriyle uyumlu olduğu gözlenmektedir. Literatürden alınan deneysel verilerde aynı şekilde kendi arasında uyumlu fakat teorik model hesaplama

sonuçları deneysel verilerin biraz üzerinde kalmıştır. Teorik modellerde tesir kesiti hesaplama sonuçlarının deneysel sonuçlara yaklaşması ve daha iyi yorumlanması için teorik model hesaplama sonuçlarını 0,05 düzeltme faktörüyle çarpıp, grafiği tekrar çizip şekil 4.2 'yi oluştururuz.

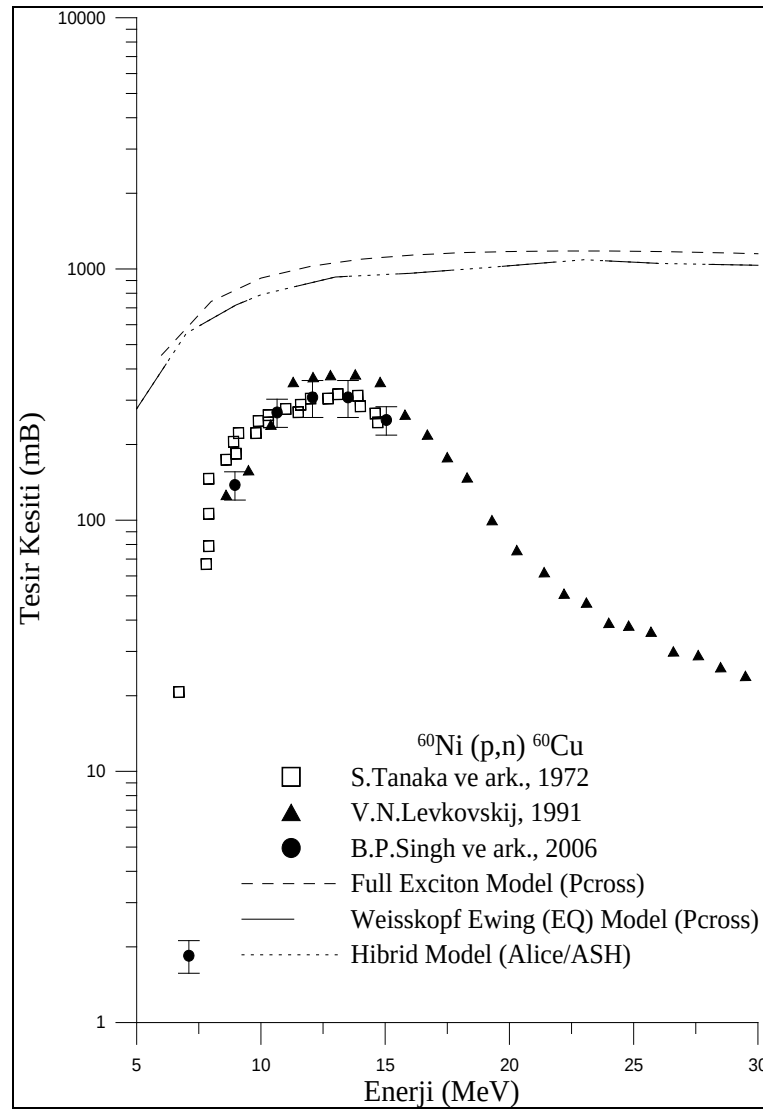


Şekil 4.2. ^{55}Co radyoizotopunun ^{58}Ni (p,α) ^{55}Co nükleer reaksiyonuyla üretiminde teorik model tesir kesiti sonuçları 0,05 düzeltme faktörüyle çarpılmıştır.

Şekil 4.2 incelendiğinde; Pcross ve Alice/ASH bilgisayar programlarıyla yapılan teorik model hesaplamaları ve literatürden alınan deney sonuçları göz önüne alındığında optimum enerji aralığı $15 \pm 5 \text{ MeV}$ olduğu görülmektedir. Hızlandırılan

p parçacıklarının 20→10 MeV enerji aralığında hızlandırılmasıyla ^{58}Ni (p, α) ^{55}Co nükleer reaksiyonunun uyarılması için en uygun enerjidir ve en verimli şekilde ^{55}Co tıbbi radyoizotopunun üretimini yapmak için p parçacıklarını bu aralıkta hızlandırılması gereklidir.

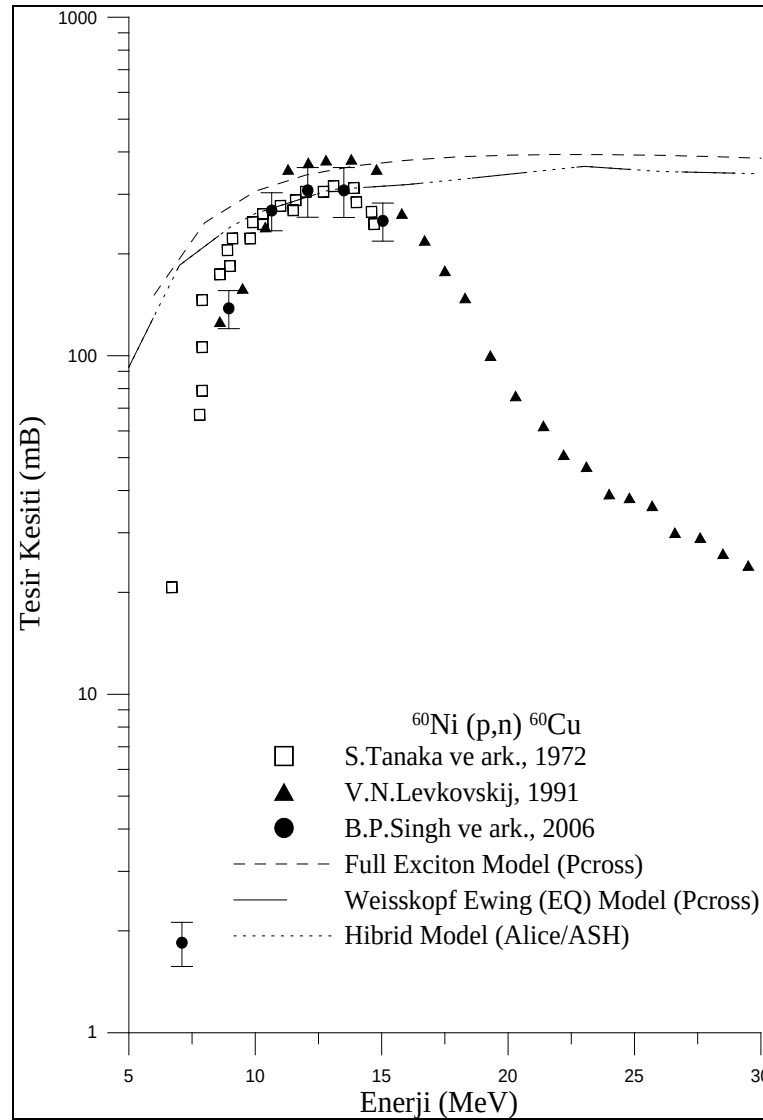
4.2. Bakır (^{60}Cu) Üretimi



Şekil 4.3. ^{60}Cu radyoizotopunun ^{60}Ni (p,n) ^{60}Cu reaksiyonu ile üretimi

Şekil 4.3 incelendiğinde, ^{60}Cu radyoizotopunun ^{60}Ni (p,n) ^{60}Cu nükleer reaksiyonu ile üretmek için bilgisayar programlarıyla teorik modellerde tesir kesiti

hesabı yapılmış ve literatürden alınan deneysel verilerle karşılaştırılmıştır. Pcross bilgisayar programında Full Exciton model ve Weisskopf Ewing (EQ) model hesaplamaları yapılmıştır. Alice/ASH bilgisayar programında ise sadece Hibrid Model hesabı yapılmıştır. Full Exciton, Weisskopf Ewing (EQ) ve Hibrid teorik modellerinin hesaplama sonuçları aralarında çok uyum göstermektedir fakat bu teorik model hesaplama sonuçları literatürden alınan sonuçların çok üzerinde kalmıştır. Teorik model hesaplama sonuçlarının literatürden alınan deneysel verilerle karşılaştırılıp daha iyi yorumlanması için teorik model hesaplama sonuçları 0,5 düzeltme faktörüyle çarpılmış ve şekil 4.4 oluşturulmuştur.

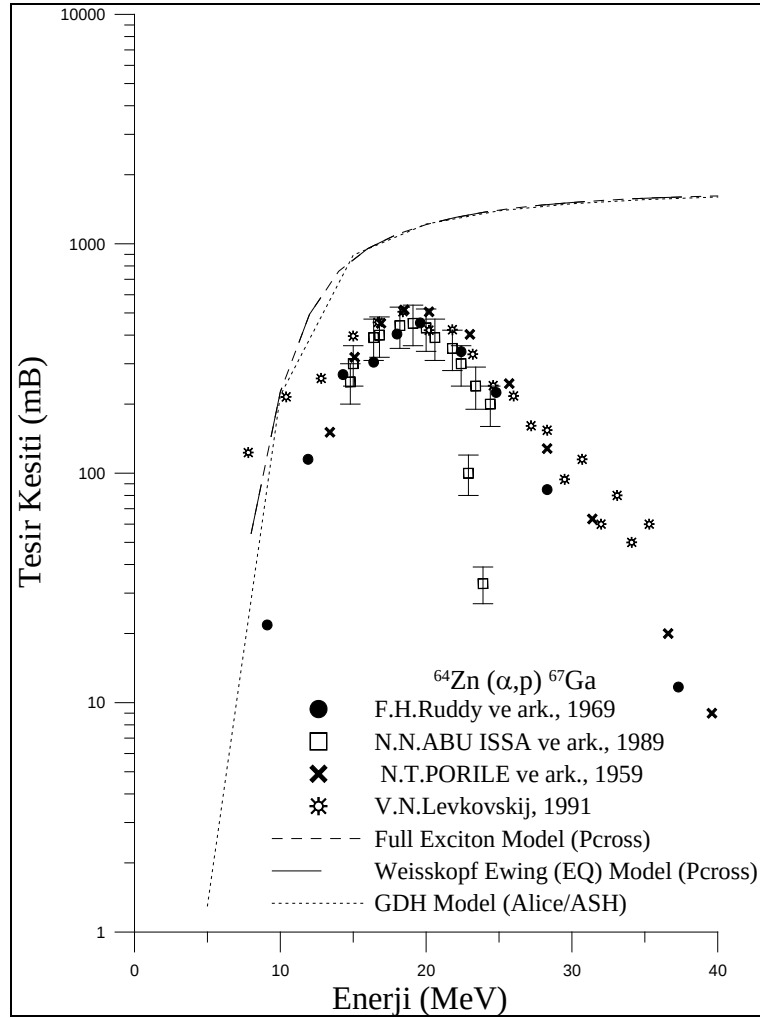


Şekil 4.4. ^{60}Cu radyoizotopunun ^{60}Ni (p,n) ^{60}Cu reaksiyonu ile üretiminde teorik tesir kesiti değerleri 0,5 düzeltme faktörüyle çarpılmıştır.

Şekil 4.4 'te Pcross bilgisayar programında denge ve denge öncesi model hesaplamaları Full Exciton model ve Weisskopf Ewing (EQ) model için yapılmıştır. Alice/ASH bilgisayar programında ise Hibrid model hesabı yapılmış ve grafikte görüldüğü gibi teorik model hesaplama sonuçları birbirleriyle çok uyumludur. Literatürden alınan deneysel verilerle teorik model hesaplama sonuçlarını karşılaştırdığımızda tesir kesiti değerlerinin $12,5 \pm 2,5 \text{ MeV}$ enerji aralığında uyumlu olduğu görülmektedir. ^{60}Cu tıbbi radyoizotopunun üretiminde ^{60}Ni hedefine

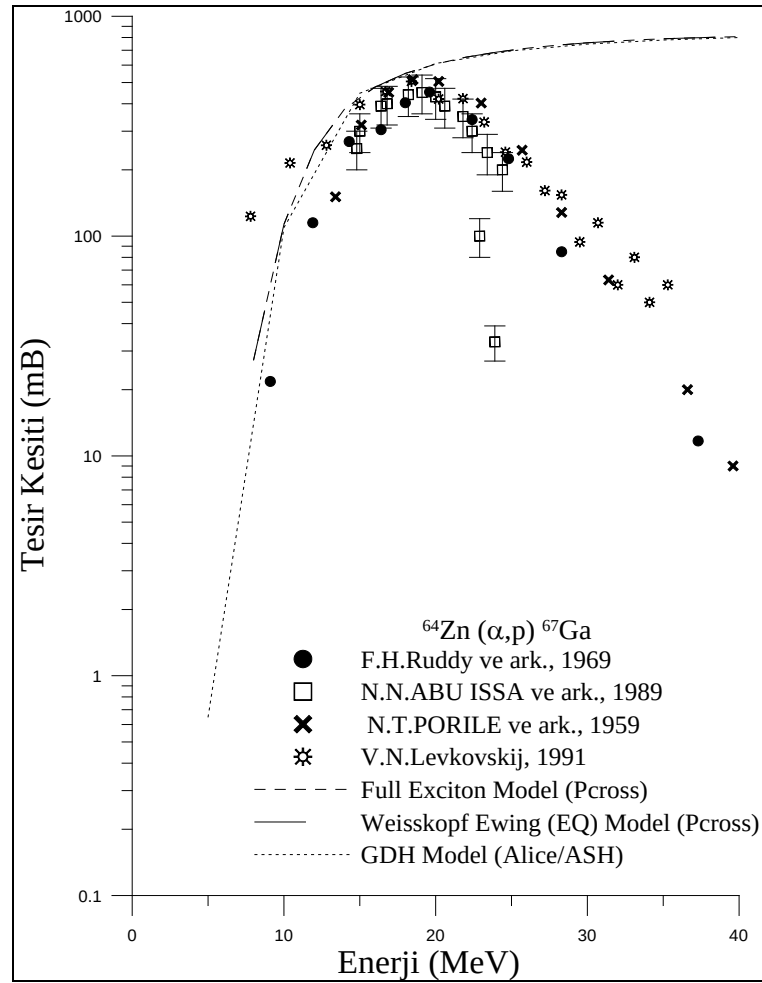
gönderilen protonların enerjisi 15 → 10 MeV aralığında olursa yüksek verim alınmaktadır.

4.3 Galyum(⁶⁷Ga) Üretimi



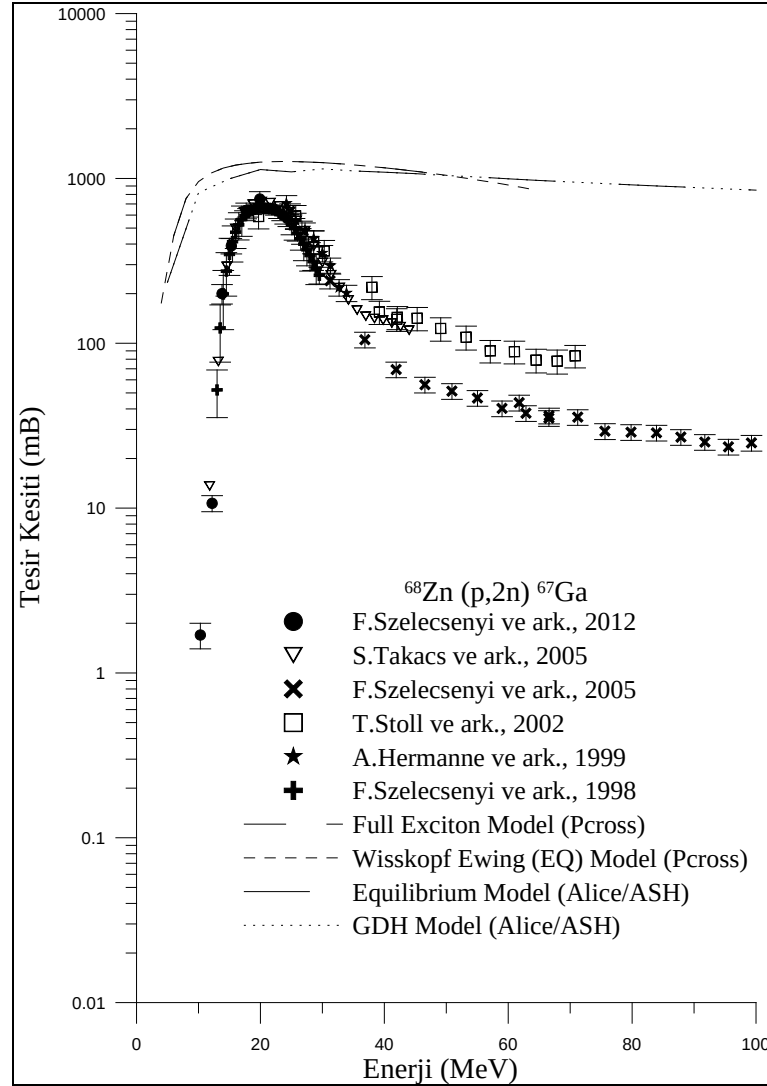
Şekil 4.5. ⁶⁷Ga radyoizotopunun ⁶⁴Zn (α,p) ⁶⁷Ga nükleer reaksiyonu ile üretimi

Şekil 4.5 incelendiğinde, teorik model hesaplamalarıyla literatürden alınan deney sonuçları göz önüne alındığında teorik model hesaplama sonuçlarının biraz üstte kalmaktadır. ⁶⁷Ga radyoizotopunun ⁶⁴Zn (α,p) ⁶⁷Ga nükleer üretim reaksiyonunun teorik ve deneysel tesir kesiti sonuçlarının grafikte daha iyi görülmesi ve karşılaştırılması için teorik model hesaplama sonuçlarını 0,5 düzeltme faktörüyle çarpıldı.



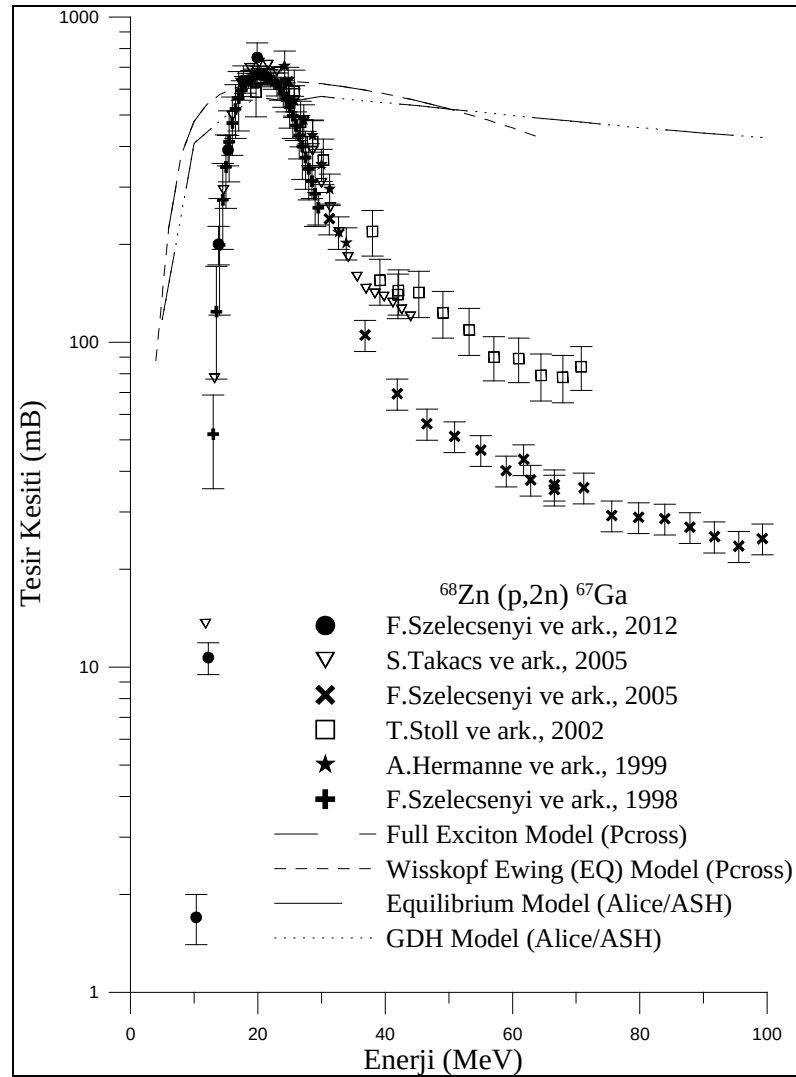
Şekil 4.6 ^{67}Ga radyoizotopunun $^{64}\text{Zn} (\alpha, p) ^{67}\text{Ga}$ reaksiyonu ile üretiminde teorik tesis kesiti değerleri 0,5 düzeltme faktörüyle çarpılmıştır.

Şekil 4.6 'da α -parçacık girişli $^{64}\text{Zn} (\alpha, p) ^{67}\text{Ga}$ nükleer reaksiyonunun uyarılma fonksiyonu incelenmiştir. Pcross bilgisayar programıyla Full Exciton model ve Weisskopf Ewing (EQ) modelde hesaplanmış ve Alice/ASH bilgisayar programıyla ise sadece GDH (Geometri Bağımlı Hibrid) modelde hesaplama yapılmıştır. Full Exciton model, Weisskopf Ewing (EQ) model ve Geometri Bağımlı Hibrid modelin bilgisayar programlarıyla hesaplama sonuçlarının birbirleriyle uyumlu olduğu görülmektedir. Teorik model hesaplama sonuçlarının literatürden alınan deneysel verilerle 18 ± 6 MeV enerji aralığında uyumlu olduğu görülmektedir. ^{67}Ga tıbbi radyoizotopunun hızlandırılmış α -parçacıklarıyla $^{64}\text{Zn} (\alpha, p) ^{67}\text{Ga}$ nükleer reaksiyonunda en uygun üretim aralığı $24 \rightarrow 12$ MeV arasındadır.



Şekil 4.7. ^{67}Ga radyoizotopunun $^{68}\text{Zn} (p,2n) ^{67}\text{Ga}$ nükleer reaksiyonu ile üretimi

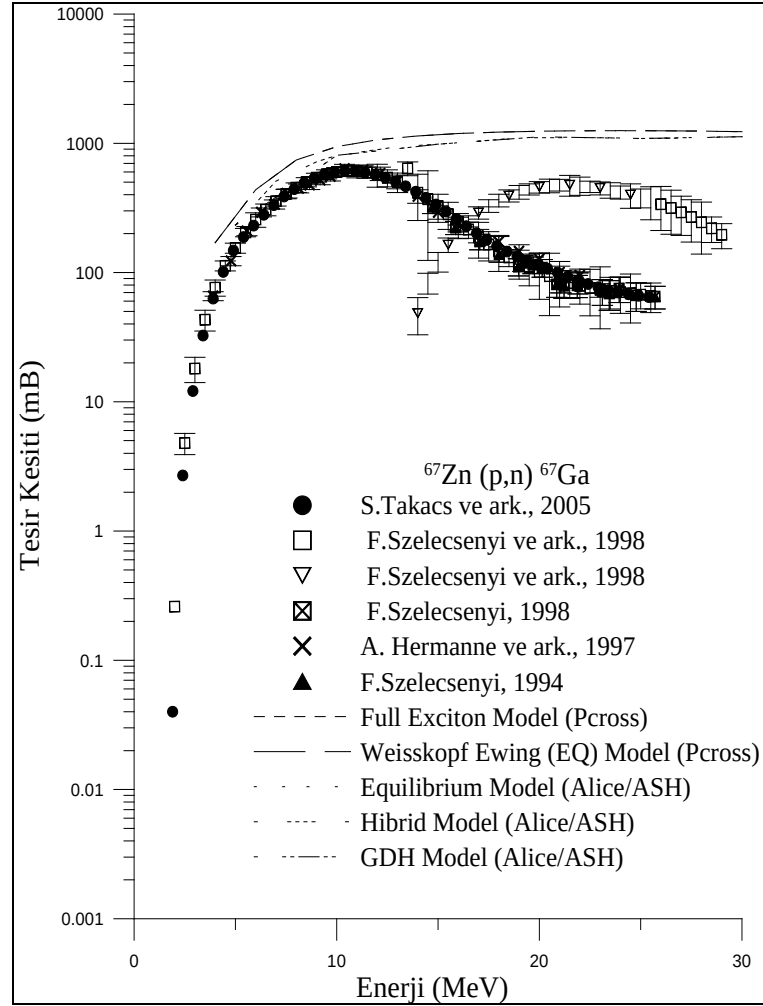
Şekil 4.7 'de ^{67}Ga tıbbi radyoizotopunun teorik model hesaplama tesis kesiti sonuçlarıyla literatürden alınan deneysel tesis kesiti sonuçları karşılaştırılmıştır. Grafikte de görüldüğü gibi literatürden alınan deneysel verilerin ve bilgisayar programlarında hesaplanan teorik model sonuçlarının kendi aralarında çok uyumlu oldukları görülmektedir. ^{67}Ga radyoizotopunun $^{68}\text{Ga} (p,2n) ^{67}\text{Ga}$ reaksiyonu ile üretiminde teorik model hesaplama tesis kesiti sonuçları literatürden alınan deneysel tesis kesitleri sonuçlarının biraz üzerinde kalmıştır. Deneysel ve teorik model hesaplama sonuçlarının daha iyi yorumlanması için teorik model hesaplama sonuçları 0,5 düzeltme faktörü ile çarpılıp şekil 4.8 oluşturulmuştur.



Şekil 4.8. ^{67}Ga radyoizotopunun ^{68}Zn (p,2n) ^{67}Ga nükleer reaksiyonuyla üretimi teorik model tesis kesiti sonuçları 0,5 düzeltme faktörüyle çarpılmıştır.

Şekil 4.8 incelendiğinde, Pcross bilgisayar programıyla Full Exciton model ve Weisskopf Ewing (EQ) modelde teorik tesis kesiti değerleri hesaplanmıştır. Alice/ASH bilgisayar programında Equilibrium model ve Hibrid model hesabı yapılmış fakat bilgisayar programı GDH (Geometri Bağımlı Hibrid) model hesaplamalarını yapılamıştır. Grafikte literatürden alınan deneysel verilerin ve Pcross ve Alice/ASH bilgisayar programlarıyla yapılan teorik model hesaplama sonuçları kendi aralarında çok uyumludur. Teorik model tesis kesiti hesaplama sonuçlarıyla literatürden alınan deneysel tesis kesiti sonuçlarının karşılaştırılmasında 20 ± 3 MeV enerji aralığında uyumlu oldukları görülmektedir. ^{68}Zn (p,n) ^{67}Ga nükleer

reaksiyonunun uyarılması için ^{68}Zn hedefine gönderilen p 'ların 23 → 17 MeV optimum enerji aralığında olması gereklidir. Yani 23 → 17 MeV enerji aralığında üretilen p 'larla oluşturulan nükleer reaksiyonla ^{67}Ga radyoizotopunun en verimli üretimi yapılır.

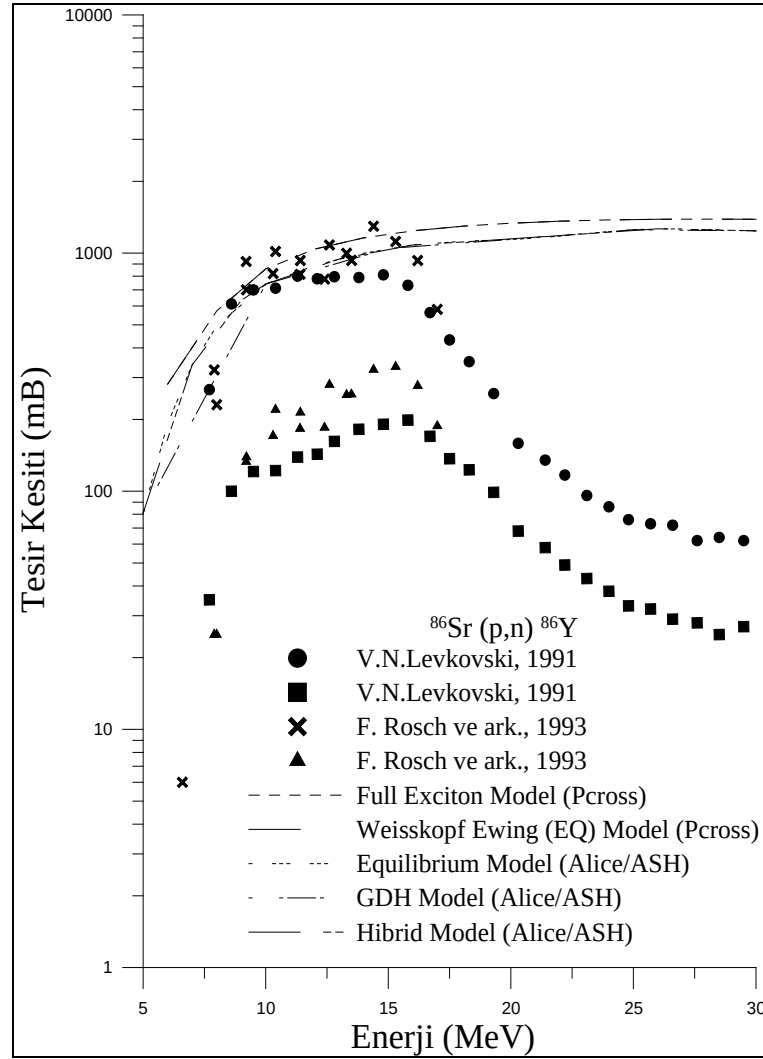


Şekil 4.9. ^{67}Ga radyoizotopunun $^{67}\text{Zn} (p,n) ^{67}\text{Ga}$ reaksiyonu ile üretimi

Şekil 4.9 incelendiğinde, Pcross ve Alice/ASH bilgisayar programlarıyla yapılan teorik model hesaplama sonuçlarının çok uyumlu oldukları görülmektedir. Grafikte teorik model hesaplama sonuçlarıyla literatürden alınan deneysel verileri karşılaştırıldığında 10 ± 3 MeV enerji aralığında uyumlu olduğu görülmektedir. Hızlandırıcılarda üretilen p-parçacıklarıyla uyarılan $^{67}\text{Zn}(p,n)^{67}\text{Ga}$ nükleer

reaksiyonuyla üretilen ^{67}Ga tıbbi radyoizotopunun üretimi 13 → 7 MeV optimum enerji aralığında olur.

6.4. İtiryum (^{86}Y) Üretimi

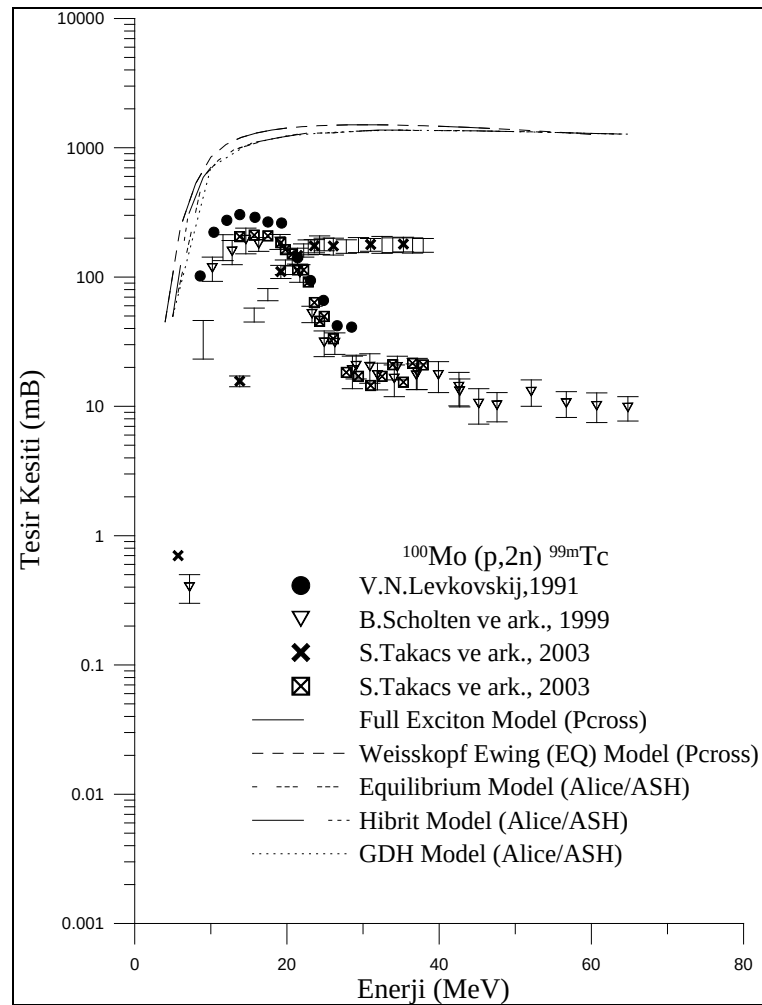


Şekil 4.10. ^{86}Y radyoizotopunun ^{86}Sr (p,n) ^{86}Y reaksiyonuyla üretimi

Şekil 4.10 incelendiğinde, ^{86}Y tıbbi radyoizotopunun ^{86}Sr (p,n) ^{86}Y nükleer reaksiyonuyla üretim tesis kesiti Pcross ve Alice/ASH bilgisayar programlarıyla hesaplanmış ve literatürden alınan deneysel verilerle karşılaştırılmıştır. Teorik model hesaplama sonuçlarının birbiriyle çok uyumludur. Literatürden alınan deneysel verilerden V.N. Levkovski (1991) 'in yaptığı deney verileri ve F. Rosch ve

arkadaşlarının yaptığı deney verilerinin birbiriyle uyumlu oldukları fakat ikisinin de aldıkları iki sonuçtan birinin altta kaldığı görülmektedir. Karşılaştırma neticesinde üretim tesir kesitinin optimum enerji aralığı 12 ± 4 MeV olduğu görülmüştür. Hızlandırılmış p 'ların ^{86}Sr hedefine gönderilerek oluşacak $^{86}\text{Sr} (p,n) ^{86}\text{Y}$ nükleer reaksiyonu sonucu çıkacak olan ^{86}Y ürününün daha yüksek verimde elde edilmesi için protonların enerjisi $16 \rightarrow 8$ MeV aralığında olası gereklidir.

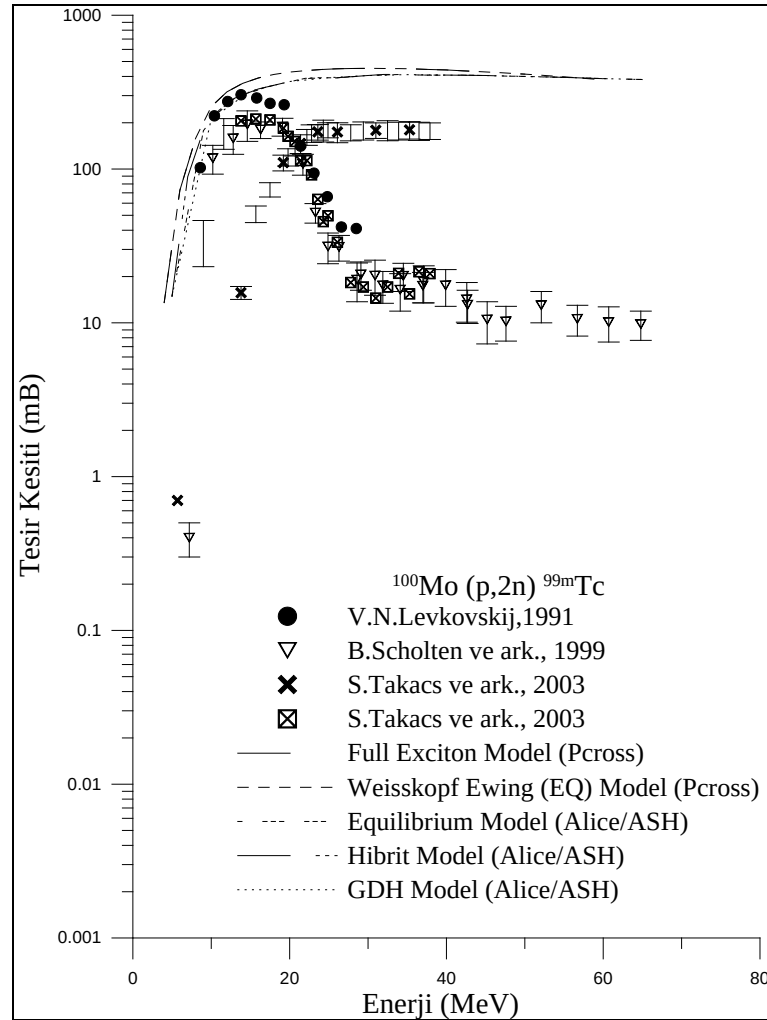
4.5. Teknesyum (^{99m}Tc) Üretimi



Şekil 4.11. ^{99m}Tc radyoizotopunun $^{100}\text{Mo} (p,2n) ^{99m}\text{Tc}$ nükleer reaksiyonu ile üretimi

Şekil 4.11 incelendiğinde, $^{100}\text{Mo} (p,2n) ^{99m}\text{Tc}$ nükleer reaksiyonu ile üretilen tıbbi görüntülemede fiziksel özellikleri nedeniyle çok tercih edilen ^{99m}Tc

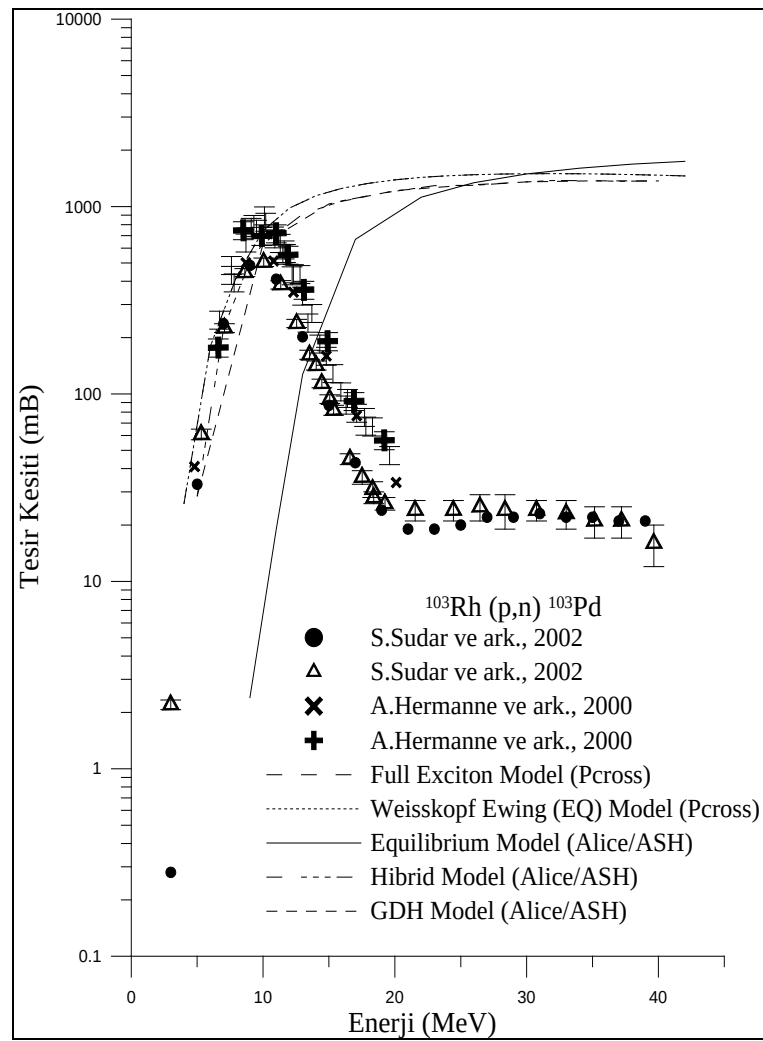
radyoizotopunun teorik ve deneysel tesir kesitleri karşılaştırılmıştır. Teorik model hesaplamaları Alice/ASH ve Pcross bilgisayar kodlarıyla yapılmış, deneysel sonuçlar literatürden alınarak teorik model hesaplama sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Grafik incelendiğinde literatürden alınan deneysel verilerle bilgisayar programlarıyla hesaplanan teorik model hesaplama sonuçlarının uyumlu olduğu görülmektedir. Fakat teorik model hesaplamaları deneysel verilerin biraz üzerindedir. Grafiğin daha iyi yorumlanabilmesi için teorik model hesaplama sonuçlarını 0,3 düzeltme faktörüyle çarpıp şekil 4.12 'deki grafik oluşturulmuştur.



Şekil 4.12. ^{99m}Tc radyoizotopunun ^{100}Mo (p,2n) ^{99m}Tc nükleer reaksiyonu ile üretiminde teorik tesir kesiti değerleri 0,3 düzeltme faktörüyle çarpılmıştır.

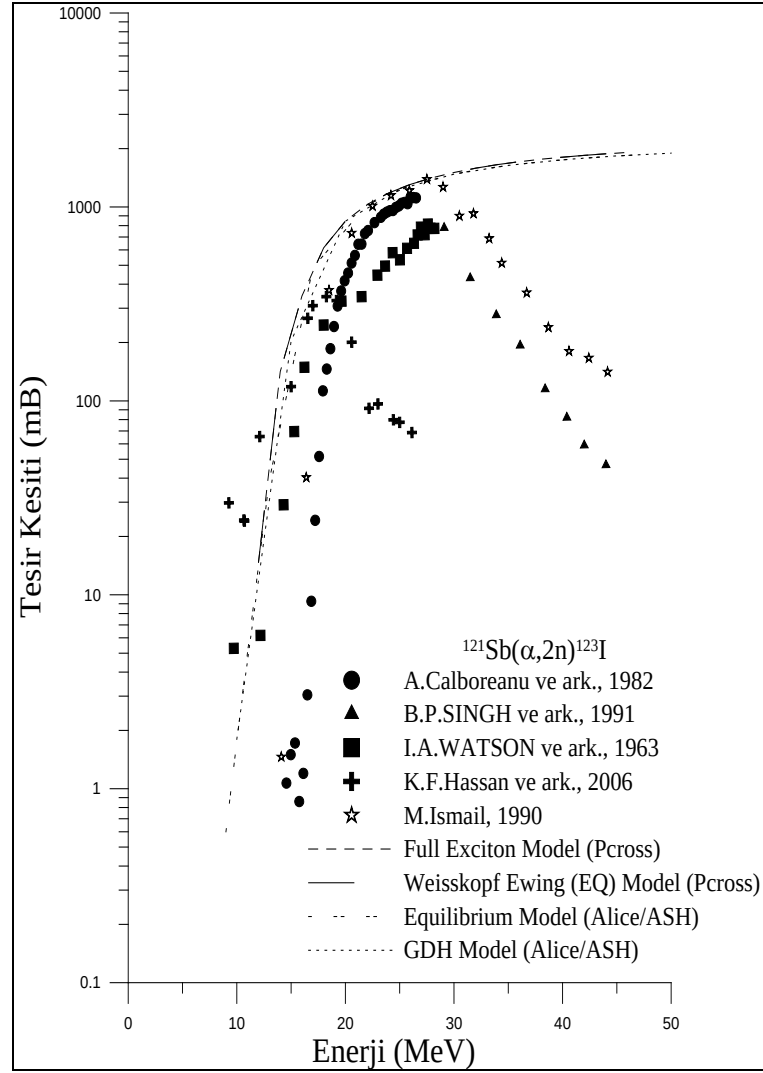
Şekil 4.12 ' de ^{99m}Tc radyoizotopunun üretim tesir kesiti literatürden alınana deneysel verilerle ve düzeltme faktörüyle çarpılan teorik model hesaplama sonuçları karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda Pcross ve Alice/ASH bilgisayar programında hesaplanan teorik model hesaplama değerlerinin literatürden alınan deneysel verilerle 18 ± 4 MeV enerji aralığında uyumlu oldukları görülmektedir. Genel olarak tıbbi uygulamalarda $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ jeneratörden sağılan ^{99m}Tc tıbbi radyoizotopu $22 \rightarrow 14$ MeV optimum enerji aralığında $^{100}\text{Mo} (p,2n) ^{99m}\text{Tc}$ nükleer reaksiyonuyla üretilirse daha yüksek verimde ^{99m}Tc ürünü elde edilir.

4.6. Palladyum (^{103}Pd) Üretimi



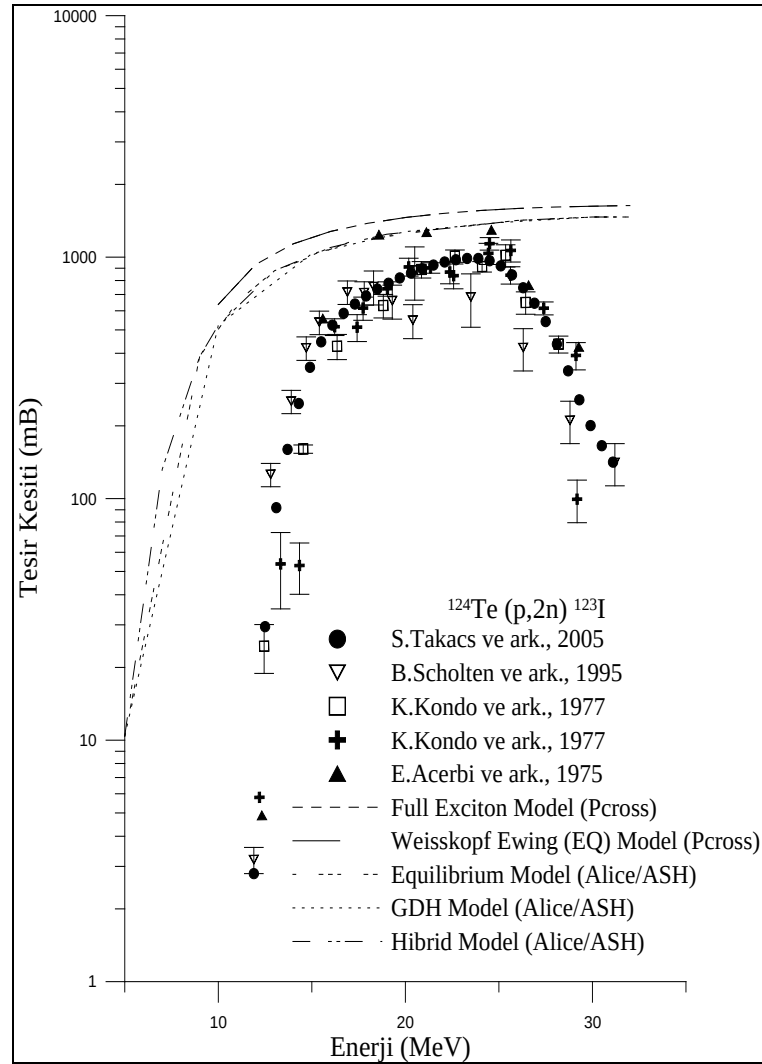
Şekil 4.13. ^{103}Pd radyoizotopunun $^{103}\text{Rh} (p,n) ^{103}\text{Pd}$ nükleer reaksiyonuyla üretimi

Şekil 4.13 incelendiğinde, ^{103}Rh (p,n) ^{103}Pd nükleer reaksiyonunun tesir kesiti literatürden alınan deneysel verilerle ve bilgisayar programlarıyla teorik denge ve denge öncesi modellerde yapılan hesaplama sonuçları karşılaştırılmıştır. Alice/ASH bilgisayar programıyla yapılan denge ve denge öncesi teorik modellerden Equilibrium model diğer modellerle 20 MeV altında uyumsuz olduğu 20 MeV enerji değerinin üzerinde uyum gösterdiği ve Equilibrium modelin literatürden alınan deneysel verilerle uyumsuz olduğu görülmektedir. Equilibrium model dışındaki modellerin aralarında çok uyumlu oldukları gözlenmektedir. Bilgisayar programlarıyla yapılan teorik model hesaplama sonuçlarının literatürden alınan deneysel verilerle 10 ± 2 MeV enerji aralığında uyumlu olduğu görülmektedir. Yani ^{103}Rh (p,n) ^{103}Pd nükleer reaksiyonunda ^{103}Rh hedefine gelen protonların enerjisi $12 \rightarrow 8$ MeV aralığında olursa ^{103}Pd üretiminde yüksek verim alınmaktadır.

4.7. İyot (^{123}I) ÜretimiŞekil 4.14. ^{123}I radyoizotopunun $^{121}\text{Sb}(\alpha,2n)^{123}\text{I}$ nükleer reaksiyonuyla üretimi

Şekil 4.14 incelendiğinde, ^{123}I radyoizotopunun $^{121}\text{Sb}(\alpha,2n)^{123}\text{I}$ nükleer reaksiyonuyla tıbbi radyoizotop üretiminin teorik modellerle tesis kesitinin hesaplanma sonuçlarıyla literatürden alınan deneysel tesis kesiti sonuçları karşılaştırılmıştır. Pcross bilgisayar programında denge ve denge öncesi Full Exciton ve Weisskopf Ewing (EQ) modellerde ve Alice/ASH bilgisayar programında Equilibrium ve GDH (Geometri Bağımlı Hibrid) modellerde teorik tesis kesiti hesabı yapılmış ve teorik model sonuçlarının birbiriyle çok uyumlu olduğu

görülmüştür. ^{121}Sb ($\alpha, 2n$) ^{123}I nükleer reaksiyon ürünü ^{123}I radyoizotopunun üretilmesi için en uygun optimum enerji aralığı 25 ± 5 MeV 'tur. Hızlandırılan α -parçacıklarının $30 \rightarrow 20$ MeV enerji aralığında gönderildiği ^{121}Sb hedef çekirdeğinden ^{123}I ürününü en yüksek verimlilikle bu enerji aralığında elde ederiz.

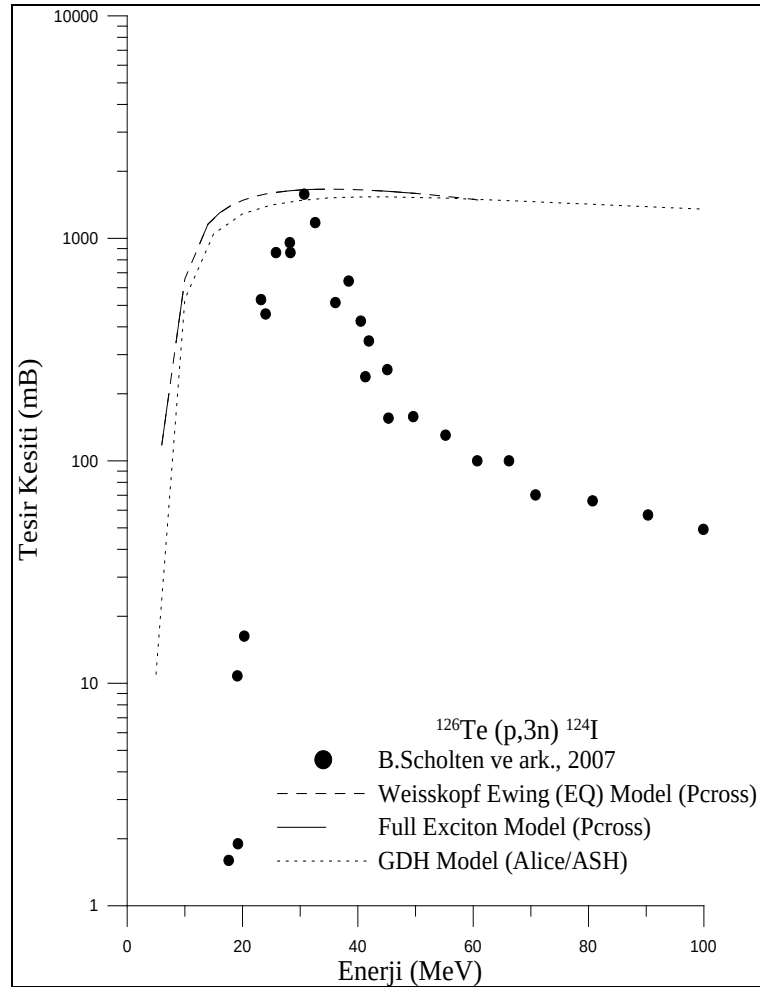


Şekil 4.15. ^{123}I radyoizotopunun ^{124}Te ($p, 2n$) ^{123}I nükleer reaksiyonuyla üretimi

Şekil 4.15 incelendiğinde, Pcross ve Alice/ASH bilgisayar programlarında hesaplanan teorik modellerde tesis kesiti hesaplama sonuçlarının ve literatürden alınan deneysel veri sonuçlarının kendi aralarında uyumlu oldukları görülmektedir. Teorik model hesaplama sonuçları literatürden alınan deneysel verilerin biraz üzerinde olmasına rağmen 20 ± 5 MeV optimum enerji aralığında

uyumludur. $^{124}\text{Te}(p,2n)^{123}\text{I}$ nükleer reaksiyonunda ^{124}Te hedefine gelen hızlandırılmış p 'ların enerjisi 25 → 15 MeV aralığında olursa ^{123}I radyoizotop ürünü üretiminde yüksek verim alınmaktadır.

4.8. İyot (^{124}I) Üretimi

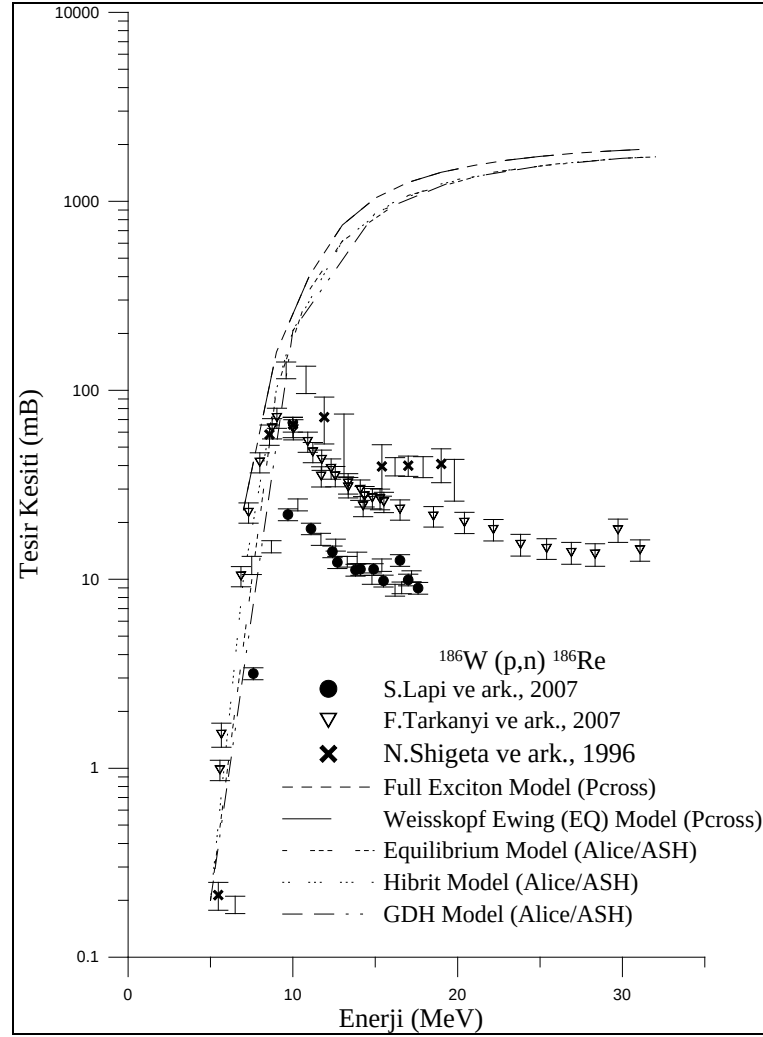


Şekil 4.16. ^{124}I radyoizotopunun $^{126}\text{Te}(p,3n)^{124}\text{I}$ nükleer reaksiyonuyla üretimi

Şekil 4.16 'da literatürden alınan B. Scholten ve arkadaşlarının (2007) yaptığı deneysel tesir kesiti verileriyle bilgisayar program kodlarında teorik modellerle tesir kesiti hesaplama sonuçlarının karşılaştırılması vardır. Teorik model hesaplama sonuçları Full Exciton ve Weisskopf Ewing modelde yapılmış, Alice/ASH bilgisayar programında GDH (Geometri Bağımlı Hibrid) model hesaplaması yapılmış fakat

Alice/ASH bilgisayar programında diğer model hesaplamaları yapılamamıştır. Grafikte görüldüğü gibi Full Exciton model, Weisskopf Ewing model ve GDH (Geometri Bağımlı Hibrid) modelinin çok uyumlu olduğu görülmektedir ve B. Scholten ve arkadaşlarının (2007) yaptığı deneysel verilerle 23 ± 2 MeV optimum enerji aralığında uyumludur. Yani ^{124}I radyoizotopunun ^{126}Te (p,3n) ^{124}I nükleer reaksiyonuyla üretimi için ^{126}Te hedefine gelen protonların enerjisi $30 \rightarrow 20$ MeV aralığında olursa ^{124}I üretiminde en yüksek verim alınmaktadır.

4.9. Renyum (^{186}Re) Üretimi



Şekil 4.17. ^{186}Re radyoizotopunun ^{186}W (p,n) ^{186}Re nükleer reaksiyonuyla üretimi

Şekil 4.17 incelendiğinde, Pcross ve Alice/ASH bilgisayar programları yardımıyla hesaplanan teorik model hesaplama sonuçlarının kendi aralarında çok uyumlu olduğu görülmektedir. Literatürden alınan verilerden; F. Tarkanyi ve arkadaşlarının (2007) aldığı deneysel verilerle Xiaodong ve arkadaşlarının (1999) aldığı deneysel verilerle uyumluyken S. Lapi ve arkadaşlarının (2007) aldığı deneysel verilerle uyumlu fakat biraz altta kalmıştır. Teorik model hesaplama sonuçlarıyla literatürden alınan deneysel veriler göz önüne alındığında 10 ± 4 MeV optimum enerji aralığında uyumludur. Proton girişli ^{186}Re radyoizotopunun üretim reaksiyonu için ^{186}W hedefine gelen protonların enerjisi $14 \rightarrow 6$ MeV aralığında olursa ^{186}Re üretiminde yüksek verim alınmaktadır.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda; $^{58}\text{Ni}(p,\alpha)^{55}\text{Co}$, $^{60}\text{Ni}(p,n)^{60}\text{Co}$, $^{64}\text{Zn}(\alpha,p)^{67}\text{Ga}$, $^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}$, $^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}$, $^{67}\text{Zn}(p,n)^{67}\text{Ga}$, $^{86}\text{Sr}(p,n)^{86}\text{Y}$, $^{100}\text{Mo}(p,2n)^{99\text{m}}\text{Tc}$, $^{103}\text{Rh}(p,n)^{103}\text{Pd}$, $^{121}\text{Sb}(\alpha,2n)^{123}\text{I}$, $^{124}\text{Te}(p,2n)^{123}\text{I}$, $^{126}\text{Te}(p,3n)^{124}\text{I}$, $^{186}\text{W}(p,n)^{186}\text{Re}$ nükleer üretim reaksiyonlarının Pcross ve Alice/ASH bilgisayar programlarında teorik modellerle nükleer üretim tesir kesiti hesaplamaları yapıldı ve literatürden alınan deneysel sonuçlar karşılaştırıldı. Pcross ve Alice/ASH bilgisayar program kodlarında denge ve denge öncesi modellerden Full Exciton model, Weisskopf Ewing (EQ) model, Equilibrium model, Hibrid model ve GDH model için nükleer reaksiyon tesir kesiti hesaplamaları yapıldı.

Çizelge 5.1. Çalışılan tıbbi radyoizotopların üretim reaksiyonlarının optimum enerji aralıkları

Radyoizotoplar	Üretim reaksiyonları	Uygun üretim enerji aralığı
Kobalt (^{55}Co)	$^{58}\text{Ni}(p, \alpha)^{55}\text{Co}$	20 → 10 MeV
Bakır (^{60}Cu)	$^{60}\text{Ni}(p,n)^{60}\text{Cu}$	15 → 10 MeV
Galyum (^{67}Ga)	$^{64}\text{Zn}(\alpha,p)^{67}\text{Ga}$	20 → 10 MeV
	$^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}$	25 → 15 MeV
	$^{67}\text{Zn}(p,n)^{67}\text{Ga}$	12,5→7,5 MeV
İtriyum (^{86}Y)	$^{86}\text{Sr}(p,n)^{86}\text{Y}$	19 → 9 MeV
Teknesyum ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)	$^{100}\text{Mo} (p,2n)^{99\text{m}}\text{Tc}$	22 → 14 MeV
Palladyum (^{103}Pd)	$^{103}\text{Rh}(p,n)^{103}\text{Pd}$	12 → 8 MeV
İyot (^{123}I)	$^{121}\text{Sb}(\alpha,2n)^{123}\text{I}$	30 → 20 MeV
	$^{124}\text{Te}(p,2n)^{123}\text{I}$	25 → 15 MeV
İyot (^{124}I)	$^{126}\text{Te}(p,3n)^{124}\text{I}$	30 → 20 MeV
Renyum (^{186}Re)	$^{186}\text{W} (p, n)^{186}\text{Re}$	14 → 6 MeV

Sonuç olarak bilgisayar programları yardımıyla hesaplanan teorik model tesir kesiti sonuçlarıyla literatürden alınan deneysel sonuçların karşılaştırmaları incelendiğinde hızlandırılan proton ve α -parçacıklarının bu nükleer reaksiyonları uyarması için 30 MeV 'lik bir proton hızlandırıcısının yeterli olduğu görüldü.

Günümüzde teknolojinin gelişimiyle Türkiye’de de radyoizotopların tıpta teşhis ve tedavi amaçlı uygulamaları yaygınlaşmaktadır. Ülkemizde kullanılan tıbbi radyoizotopların birçoğunun ithalat yoluyla temin ediliyor olması ülkemizde ciddi maddi kayba neden olmaktadır. Bunun dışında teşhis ve tedavide önemli olan bazı tıbbi radyoizotopların yarı ömürlerinin çok kısa olması uzun mesafelere nakledilmesini engellemektedir. Bu nedenle bu radyoizotoplar ithal edilememektedir. Ülkemizde TAEK bünyesinde kurulan 30 MeV 'lik proton hızlandırıcısının test aşamaları yapılmaktadır. Bu hızlandırıcı tam kapasiteyle çalıştığında daha önceden yapılan tesir kesiti karşılaştırmaları zamandan ve maliyetten kazanç sağlayacaktır. Çalışmamızda tıpta yaygın kullanılan bazı tıbbi radyoizotopların tesir kesitleri hesaplanarak üretilcek radyoizotopların en verimli şekilde elde edilmesi için uygun enerji aralığının tespiti yapıldı. Yarı ömrü çok kısa ve tıpta yaygın ve etkin olarak kullanılan tıbbi radyoizotopların üretimi ile ülkemizde önemli bir sağlık hizmetinde bulunmuş olacaktır.

KAYNAKLAR

- AL-ABYAD, M., ABDEL-HAMİD, A.S., TARKANYI, F., DITROI, F., TAKACS, S., SEDDIK, U., and BASHTER, I.I., 2012, Cross-Section Measurements And Nuclear Model Calculation For Induced Nuclear Reaction On Zirconium. *Applied Radiation and Isotopes*, 70:257-262.
- ASLAM, M.N., SUDAR, S., HUSSAIN, M., MALIK, A.A., QAIM, S.M., 2011. Evulation Of Excitation Of ^3He - and α -Particle Induced Reactions On Antimony Isotopes With Special Relevance To The Production Of Iodine-124. *Applied Radiation and Isotopes*. 69:94-104.
- AYDIN, E. G., TEL, E., KAPLAN, A., 2007, New Calculations of Proton Cyclotron Production Cross Sections For Some Medical Radioisotopes and Target Nuclei Used on The Spallation Neutron Sources, Süleyman Demirel University, Arts and Sciences Faculty, *Journal of Science (e-journal)*, 2-2, 160.
- AYDIN, A., ŞARER, B., TEL, E., 2007, New Calculation Of Excitation Functions Of Proton-Induced Reactions In Some Medical Isotopes Of Cu, Zn, and Ga, *Applied Radiation and Isotopes*. 65:367-370.
- CHAKRAVARTY, R., RAM, R., DASH, A., PİLLAİ, M. R. A., 2012. Preparation Of Clinical-Scale $^{99}\text{mo}/^{99\text{m}}\text{tc}$ Column Generator Using Neutron Activated Low Specific Activity ^{99}mo And Nanocrystalline $\Gamma\text{-Al}_2\text{O}_3$ As Column Matrix. *Nuclear Medicine and Biology*. 39:916-922.
- DARABAN, L., ABBAS, K., SIMONELLI, F., ADAM-REBELES, R., and GIBSON, N., 2008, Experimental Study Of Excitation Functions For The Deuteron Induced Reactions $^{64}\text{Zn}(d,2p)^{64}\text{Cu}$ and $^{64}\text{Zn}(d,\alpha n)^{61}\text{Cu}$ Using The Stacked-Foil Technique, *Applied Radiation and Isotopes*. 66:261-264.
- DARABAN, L., ADAM-REBELS, R., HERMANNE, A., TARKANYI, F., and TAKACS, S., 2009, Study Of The Excitation Functions For ^{43}K , $^{43,44,44\text{m}}\text{Sc}$ and ^{44}Ti By Proton Irradiation on ^{45}Sc Up To 37 MeV. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*. 267:755-759.

- DARABAN, L., ADAM-REBELES, R., and HERMANNE, A., 2009, Study Of Excitation Functions For The Deuteron Induced Reactions On $^{64}\text{Ni}(\text{d},2\text{n})$ For The Produntion Of The Medical Radioisotopes ^{64}Cu . Applied Radiation and Isotopes. 67:506-510.
- DARABAN, L., 2010, Production And Characterization Of New Radionuclides Used For Medical Applications, Doktora Tezi, Romania, Italy, 138s.
- Experimental Nuclear Reaction Data, National Nuclear Data Center (NNDC) (CSISRS alias EXFOR); <http://www.nndc.bnl.gov/exfor/exfor00.htm> (Eriřim tarihi: 12 Nisan 2013)
- HASSAN, K.F., QAİM, S.M., SALEH, Z.A., and COENEN, H.H., 2006, Alpha-Particle Induced Reactions On $^{\text{nat}}\text{Sb}$ and ^{121}Sb With Particular Reference To The Production Of The Medically Interesting Radionuclide ^{124}I . Applied Radiation and Isotopes. 64:101-109.
- HERMANNE, A., TARKANYI, F., TAKACS, S., ADAM-REBELES, R., IGNATYUK, A., SPELLERBERG, S., and SCHWEİKERT, R., 2011, Limitation Of The Long-Lived ^{121}Te Contaminant In Production Of ^{123}I Through The $^{124}\text{Xe}(\text{p},\text{x})$ Route. Applied Radiation and Isotopes. 69:358-368.
- KHANDAKER, M.U., KIM, K., LEE, M.W., KIM, K.S., KIM, G.N., CHO, Y.S., and LEE, Y.O., 2009, Experimental Determination Of Proton-Induced Cross-Sections On Natural Zirconium. Applied Radiation and Isotopes. 67:1341-1347.
- REBELES, R.A., HERMANNE, A., WINKEL, P.V.D., TARKANYI, F., TAKACS, S., DARABAN, L., 2008. Alpha Induced Reactions On ^{114}Cd And ^{116}Cd : An Experimental Study Of Excitation Functions. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B. 266:4731-4737.
- SEYREK, E., 2007, Radyoizotopların Üretimi Ve Radyoterapide Kullanılması, Lisans Bitirme Tezi, Ankara, 64s.
- ŞENER, Ş., 2006, Radyoizotop Üretiminde Kullanılan Bazı Nükleer Reaksiyon Tesir Kesitlerinin Hesaplanması, Yüksek Lisans Tezi, Kırıkkale, 60s.

- SKAKUN, YE., and QAİM, S.M., 2004. Excitation Function Of The $^{64}\text{Ni}(\alpha, p)^{67}\text{Cu}$ reaction for production Of ^{67}Cu . Applied Radiation and Isotopes. 60:33-39.
- SKAKUN, YE., QAİM, S.M., 2008, Measurement Of Excitation Functions Of Helion-Induced Reactions on enriched Ru Targets For Production Of Medically Important ^{103}Pd And $^{101\text{m}}\text{Rh}$ and Some Other Radionuclides, Applied Radiation and Isotopes. 66:653-667.
- TAKACS, S., TARKANYI, F., HERMANNE, A., and PAVIOTTI DE CORCUERA, R., 2003, Validation And Upgrading Of The Recommended Cross Section Data Of Charged Particle Reactions Used For Production Of PET Radioisotopes. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B. 211:169-189.
- TARKANYI, F., TAKACS, S., KIRALY, B., SZELECSENYI, F., ANDO, L., BERGMAN, J., HESELIUS, S.J., SOLIN, O., HERMANNE, A., SHUBIN, YU.N., and IGNATYUK, A.V., 2009, Excitation Fuctions Of ^3He - and α -Particle Induced Nuclear Reactions On natSb For Production Of Medically Relevant ^{123}I and ^{124}I Radioisotopes. Applied Radiation and Isotopes. 67:1001-1006.
- TARKANYI, F., DITROI, F., CSIKAI, J., TAKACS, S., UDDIN, M.S., HAGIWARA, M., BABA, M., SHUBIN, YU.N., and DITYUK, A.I., 2005. Activation Cross-Sections Of Long-Lived Products Of Proton-Induced Nuclear Reactions On Zinc. Applied Radiation and Isotopes. 62:73-81.
- TARKANYI, F., HERMANNE, A., TAKACS, S., DITROI, F., KIRALY, B., YAMAZAKI, H., BABA, M., MOHAMMADI, A., and IGNATYUK, A.V., 2010, New Measurements and Evaluation Of Excitation Functions For $(p, 2pxn)$ Reactions On ^{133}Cs Up To 70 MeV Proton Energy. Applied Radiation and Isotopes. 68:47-58.
- TARKANYI, F., DITROI, F., HERMANNE, A., TAKACS, S., KIRALY, B., BABA, M., and IGNATYUKA.V., 2011, Cross-Section Measurements And Nuclear Model Calculation For Induced Nuclear Reaction On

- Zirconium. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B. 269:405-406.
- AYDIN, E. G., TEL, E., KAPLAN, A., AYDIN, A., 2008, New Calculations of Excitation Functions of Some Positron Emitting and Single Photon Emitting Radioisotopes, Kerntechnik. 73 (4)
- ULU, M.O., 2008, Parçacık Detektörlerin Tıpta Kullanımı, Yüksek Lisans Tezi, Adana, 63s.
- YILDIZ, D., 2010, Tıbbi İndiyum Radyoizotopunun Üretiminde Kullanılan Bazı Reaksiyonların Tesir Kesiti Değerlerinin Hesaplanması, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 85s.
- YALÇINER, E.G., 2008, Proton Hızlandırıcılarının Nükleer Uygulama Alanları İle Protonlarla Oluşturulan Nükleer Reaksiyon Tesir Kesitlerinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Ankara, 122s.
- YAŞAR, G., 2010, Tıbbi Uygulamalarda Kullanılan Bazı Radyoizotopların Reaksiyon Tesir Kesitlerinin ve Nötron Yayınlanma Spektrumlarının İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Isparta, 98s.

ÖZGEÇMİŞ

07/11/1983 yılında Bitlis ilinin Hizan ilçesinde doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Adana'da tamamladı. 2004 yılında başladığı Çukurova Üniversitesi, Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü'nden 2008 yılında mezun oldu ve 2009 yılında aynı üniversitenin Fizik Bölümünde yüksek lisansa başladı.

