



**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜLERİ
ORTAK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**



YÜKSEK LİSANS TEZİ

Murat Elaldılar

**MEDİKAL UYGULAMALARDA
KULLANILAN ^{123}I (İYOT-123), ^{18}F (FLOR-
18), ^{111}In (İNDİYUM-111), ^{67}Ga (GALYUM-
67), ^{201}Tl (TALYUM-201)
ÇEKİRDEKLERİNİN TABAN DURUM
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Fizik ANABİLİM DALI

OSMANİYE – 2015



T.C
OSMANIYE KORKUT ATA
ÜNİVERSİTESİ



T.C
MUSTAFA KEMAL
ÜNİVERSİTESİ

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTAK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN
¹²³I (İYOT-123), ¹⁸F (FLOR-18), ¹¹¹IN (İNDİYUM-111),
⁶⁷GA (GALYUM-67), ²⁰¹Tİ (TALYUM-201)
ÇEKİRDEKLERİNİN TABAN DURUM
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Murat ELALDILAR

FİZİK ANA BİLİM DALI

**OSMANIYE
OCAK-2015**

TEZ ONAYI

Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü “Fizik” Ana Bilim Dalı “12FZK006 no’lu öğrencisi “Murat ELALDILAR” tarafından “Prof.Dr. Eyyüp TEL” danışmanlığında hazırlanan ” Medikal uygulamalarda kullanılan ^{123}I (İyot 123), ^{18}F (Flor-18), ^{111}In (İndiyum-111), ^{67}Ga (Galyum-67), ^{201}Tl (Talyum-201) Çekirdeklerinin Taban Durum Özelliklerinin İncelenmesi ” başlıklı bu çalışma aşağıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından oy birliği ile Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

		İMZA
Prof. Dr. Eyyüp TEL	(Asil)
Prof. Dr. İ. Hakkı KARAHAN	(Asil)
Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPUN	(Asil)

Yukarıdaki Jüri kararı Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun/...../..... tarih ve/..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Doç. Dr. A. Ali GÜRTEN
Enstitü Müdürü

Bu tezde kullanılan özgün bilgiler, şekil çizelge ve fotoğraflardan kaynak göstermeden alıntı yapmak 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunu hükümlerine tabidir.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, bu çalışma sonucunda elde edilmeyen her türlü bilgi ve ifade için ilgili kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını ve bu tezin Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Murat ELALDILAR

Üniversitesi : **Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi**
Enstitüsü : **Fen Bilimleri Enstitüsü**
Anabilim Dalı : **Fizik Anabilim Dalı**
Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Eyyüp TEL**
Tez Türü : **Yüksek Lisans**
Tarih : **Ocak-2015**

Murat ELALDILAR

MEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN

**¹²³I (İyot-123), ¹⁸F(Flor-18), ¹¹¹In(İndiyum-111), ⁶⁷Ga(Galyum-67),
²⁰¹Tl(Talyum-201)**

ÇEKİRDEKLERİNİN TABAN DURUM ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

Günümüzde radyoizotopların tıp alanındaki uygulamaları her geçen gün artmaktadır. Dünyada çok sayıda ülke proton hızlandırıcılarını kurmuştur. Tıpta teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan radyoizotoplar bu proton hızlandırıcılarında üretilmektedir. Ülkemizde de Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) tarafından proton hızlandırıcısı kurularak tıbbi radyoizotop üretimine başlanmıştır.

Bu çalışmada tıp alanında yaygın olarak kullanılan; ¹²³I (İyot-123), ¹⁸F(Flor-18), ¹¹¹In(İndiyum-111), ⁶⁷Ga(Galyum-67), ²⁰¹Tl(Talyum-201) radyoizotoplarının taban durum özellikleri Skyrme, Hartree – Fock yöntemi ile incelenerek deneysel değerlerle teorik hesaplamalar karşılaştırılıp sonuçları tartışılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Radyasyonun tıpta kullanımı, radyoizotop üretimi, tıbbi radyoizotoplar, nükleer reaksiyon maddeleri, Skyrme potansiyeli, Hartree – Fock.

University : **Osmaniye Korkut Ata University**
Institute : **Institute Of Natural And Applied Sciences**
Science Programme : **Department Of Physics**
Supervisor : **Prof. Dr. Eyyüp TEL**
Degree Awarded : **Master's Degree**
Date : **January-2015**

**GROUND STATE FEATURE INVESTIGATION OF ^{123}I (IODINE-123),
 ^{18}F (FLUORINE-18), ^{111}In (INDIUM-111), ^{67}Ga (GALLIUM-67),
 ^{201}Tl (THALLIUM-201) RADIOISOTOPES USED IN MEDICAL
APLLICATIONS**

ABSTRACT

Today, applications of radioisotopes in medicine is increasing day by day. In many countries in the world have set up their proton accelerators. Radioisotopes used in medical diagnosis and therapy are produced in this proton accelerators. In our country, Turkey Atomic Energy Authority (TAEK) has started to produce medical radioisotope by establishing a proton accelerator.

In this thesis, ground state features of most widely used radioizotopes ^{123}I (iodine-123), ^{18}F (fluorine-18), ^{111}In (indium-111), ^{67}Ga (gallium-67), ^{201}Tl (thallium-201) have been investigated by using Skyrme, Hartree – Fock method, experimental outputs and therotical results have been compared and all values gathered have been analysed.

Key Words: The Use of Radiation in Medicine, Radioisotope Production, Medical Radioisotopes, Nuclear Reactants, Skyrme Potential, Hartree – Fock.

Çok kıymetli aileme...

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans tez konumun belirlenerek tez çalışmanın yürütölmesini üstlenen, çalışmalarım süresince değerli bilgi ve tecrübeleriyle katkılarını esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Eyyüp TEL, Sayın Doç. Dr. Ayhan KARA ve Sayın Doç. Dr. Halide ŐAHAN hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca Sarayköy Nükleer Araştırma Merkezindeki (SANAEM) çalışmalarımda yardımlarını esirgemeyen, SANAEM yönetimine özellikle Sayın Abdullah EFİL ve Sayın Nisanur AKTI'ya teşekkürlerimi içtenlikle sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	
TEZ BİLDİRİMİ	
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İTHAF SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
1. GİRİŞ	1
1.1 Fayda ve Riskler	2
1.2 Kamuoyu Kaygısı.....	2
1.3 Atom ve Radyasyon.....	3
1.4 Radyoaktivite ve Radyasyon.....	4
1.5 Doğal Radyonüklitler	5
1.6 Radyasyon Enerjisi.....	5
1.7 Yarılanma Süresi	6
1.8 Radyasyon Tipleri	7
1.8.1 Alfa radyasyonu (α)	7
1.8.2 Beta radyasyonu (β)	8
1.8.3 Gama radyasyonu (γ)	9
1.9 Tesir Kesti.....	10
2. PROTONLARLA OLUŞTURULAN REAKSİYONLARA AİT ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR.....	12
3. RADYOİZOTOP ÜRETİMİ	15
3.1 Radyoizotoplar ve Nükleer Tıpta Görüntüleme	16
3.2 TAEK-PHT’de Üretilecek Radyofarmasotikler.....	19
3.3 TAEK-PHT Radyofarmasotik Üretim Programı.....	22
4. RADYASYONUN TIPTA KULLANIMI	24

4.1 Tanısal Radyoloji	24
4.2 Nükleer Tıp	26
4.3 Radyoterapi	30
5. RADYOTERAPİ TEKNİKLERİ	31
6. NÜKLEER MODELLER (SIVI DAMLA MODELİ).....	33
7. HARTREE-FOCK YAKLAŞIMI.....	34
8. Skyrme Etkileşmesi.....	36
9. ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I , ^{201}Tl için YÜK, KÜTLE, PROTON ve NÖTRON YOĞUNLUK ÇİZELGE ve GRAFİKLERİ	39
9.1 ^{18}F GRAFİK	41
9.2 ^{67}Ga GRAFİK.....	42
9.3 ^{111}In GRAFİK.....	43
9.4 ^{123}I GRAFİK.....	44
9.5 ^{201}Tl GRAFİK.....	45
10. Sonuçlar ve Tartışma.....	46
11. SONUÇ	48
KAYNAKLAR.....	49
ÖZGEÇMİŞ.....	52

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. PHT’de radyoizotop üretimi ile ilgili veriler	16
Çizelge 3.2. PHT’de üretilecek radyoizotopların kullanım alanları	17
Çizelge 3.3. PHT’de gelecekte üretilebilecek radyoizotoplarının kullanım alanları	18
Çizelge 3.4. Flor-18’in özellikleri	19
Çizelge 3.5. İyot-123’ün özellikleri.....	20
Çizelge 3.6. Galyum-67’in özellikleri	21
Çizelge 3.7. İndonyum-111’in özellikleri	21
Çizelge 3.8. Talyum-201’in özellikleri.....	22
Çizelge 4.1. Her bir tetkikte kullanılan etkin doz miktarları.....	26
Çizelge 4.2. Tanısal amaçlı nükleer tıp uygulamalarında, ülke seviyelerine ve yapılan işlemlere göre, hastaların maruz kaldığı etkin dozlar	30
Çizelge 8.1 Skyrme kuvvet parametreleri.....	38
Çizelge 9.1. Hesaplanan rms* yük yoğunluğu yarıçapı (fm , $r_0=1.25$, fm)	39
Çizelge 9.2. Hesaplanan rms* kütle yoğunluğu yarıçapı (fm , $r_0=1.25$, fm).....	39
Çizelge 9.3. Hesaplanan rms* proton yoğunluğu yarıçapı (fm , $r_0=1.25$, fm)	40
Çizelge 9.4. Hesaplanan rms* nötron yoğunluğu yarıçapı (fm , $r_0=1.25$, fm)	40

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1 PET kamera görüntüsü	16
Şekil 3.2. TAEK-PHT radyofarmasotik üretim programı.....	23
Şekil 4.1. Genel radyografi kullanılan hareketli bir sistem.....	24
Şekil 4.2. Bilgisayarlı tomografi uygulaması.....	24
Şekil 4.3. Floroskopi.....	25
Şekil 4.4. Panoromik diş röntgen uygulaması.....	25
Şekil 4.5. Pediatrik uygulama.....	25
Şekil 4.6. Girişimsel radyoloji.....	25
Şekil 4.7. Radyoaktif maddenin enjektöre çekimi(a) hastaya verilşi (b), (c).....	27
Şekil 4.8. SPECT	28
Şekil 4.9. PET.....	28
Şekil 4.10. Gama kamera	28
Şekil 4.11. PET/CT görüntüleri.....	29
Şekil 4.12. Kemik tarama görüntüleri.....	29
Şekil 4.13. Kanserli dokuya maksimum dozun verilebilmesi için tümör birkaç yönden ışınlanır	31
Şekil 9.1. ¹⁸ F için yük, proton, nötron, kütle ve yoğunluk dağılımları.....	41
Şekil 9.2. ⁶⁷ Ga için yük, proton, nötron, kütle ve yoğunluk dağılımları.....	42
Şekil 9.3 ¹¹¹ In için yük, proton, nötron, kütle ve yoğunluk dağılımları.....	43
Şekil 9.4. ¹²³ Iy için yük, proton, nötron, kütle ve yoğunluk dağılımları.....	44
Şekil 9.5. 201-Tl için yük, proton, nötron, kütle ve yoğunluk dağılımları	45

SİMGELER VE KISALTMALAR

A	Çekirdeğin Kütle Numarası
Z	Çekirdeğin Proton Sayısı
P	Parçacık Sayısı
p	Proton
$t_{1/2}$	Yarı ömür
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
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
SANAEM	Sarayköy Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi

1. GİRİŞ

Radyasyon hayatın bir gerçeğidir. Radyasyonun doğal olarak her yerde bulunduğu bir dünyada yaşıyoruz. Güneşteki nükleer reaksiyonlarından kaynaklanan ışık ve ısı varlığımız için gereklidir. Radyoaktif maddeler çevrede doğal olarak bulunur ve vücudumuz karbon-14, potasyum-40 ve polonyum-210 gibi doğal olan radyoaktif maddeleri içerir. Yeryüzündeki tüm yaşam, radyasyonun varlığında gelişmiştir [1].

Yüzyıldan daha fazla bir süre önce X-ışınları ve radyoaktivitenin keşfedilmesinden bu yana radyasyon ve radyoaktif maddelerin yapay olarak elde edilmesinin yolları bulunmuştur. X-ışınları; 1895 yılında keşfedilmesinden sonraki 6 ay içerisinde, ilk kez tıpta teşhis amacıyla kullanılmıştır. Radyasyon kullanımının yararları çok erken tespit edilmiş olmasına rağmen, 1900'lü yılların başlarında doktor ve cerrahların farkına olmadan yüksek dozda X-ışınlarına maruz kalmalarından dolayı, radyasyonun radyoaktif maddelerinin çok farklı uygulama alanları geliştirilmiştir [2].

Radyasyon, madde üzerinde oluşturduğu etkilere göre iyonlaştırıcı olan iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olmak üzere sınıflandırılabilir. İyonlaştırıcı radyasyon kozmik ışınlar, X-ışınları ve radyoaktif maddelerden yayınlanan radyasyonu içerir. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon kızılötesi ışık, radyant ısı, morötesi ışık, radyo dalgaları ve mikro dalgaları içerir [3].

İyonlaştırıcı radyasyonla ilgili bilgileri içeren bu tezde, iyonlaştırıcı radyasyon terimi kısaltılarak radyasyon olarak kullanılmıştır. Bu tez radyasyon, radyasyonun etkileri ve radyasyonun kullanım alanlarının yanı sıra güvenli kullanımına ilişkin önlemlerin kapsamlı bir şekilde tanıtılması amacıyla Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) tarafından Ulusal Radyasyondan Korunma Kurulu (İngiltere) işbirliği ile hazırlanmıştır.

Nükleer bilimler ve bunların barışçıl amaçlı kullanılmasında Birleşmiş Milletlerin bir kuruluşu olan IAEA radyasyonun güvenli kullanımını teşvik eden uluslararası düzeyde programlar ve geniş kapsamlı uzmanlık hizmeti sunmaktadır. IAEA, radyasyonun kullanıldığı geniş kapsamlı uygulamaların yönetiminde kullanılabilen

güvenlik standartlarının geliştirilmesinde yasal sorumluluğa sahiptir. Eğitim kursları ve danışmanlık hizmetleri gibi teknik işbirliği projeleri vasıtasıyla, güvenlik standartlarının uygulanmasında üye ülkelere yardım sağlamaktadır. Ayrıca, konferanslar düzenler ve kitaplar yayımlayarak bilgi paylaşımını kolaylaştırmaktadır.

1.1 Fayda ve Riskler

Radyasyon içeren herhangi bir uygulamanın fayda ve riskleri konusunda radyasyonun kullanımıyla ilgili bilgilendirmeye dayanan karar alınması ve risklerin en aza indirilmesi gerekir. İyonlaştırıcı radyasyonun ve radyoaktif maddelerin keşfi, tıpta tanı ve tedavide çarpıcı ilerlemelere önderlik etmiş ve endüstri, tarım ve araştırma alanlarında yaygın biçimde kullanımını sağlamıştır. Buna karşılık, iyonlaştırıcı radyasyon insana zarar vereceği için, kişiler gereksiz ya da gereğinden fazla radyasyon ışınlanmasından korunmalıdır. Böylece kontrol edilebilir durumlarda kişilerin radyasyon ile ışınlanmalarında göz önüne alınan fayda ve risk arasındaki dengenin dikkatli bir şekilde oluşturulması gerekir [4].

1.2 Kamuoyu Kaygısı

İyonlaştırıcı radyasyon hakkında en büyük endişe, ışınlanan kişilerde, kötü huylu hastalıklara neden olma ışınların kişilerin gelecek nesillerinde kalıtsal kusurlar ortaya çıkma olasılığıdır. Bu etkilerin ortaya çıkma olasılığı, ışınlanan kişilerin doğal ya da yapay radyasyon kaynaklarından aldığı radyasyon miktarına bağlıdır. Son yıllarda, iyonlaştırıcı radyasyonun etkileri çok daha iyi anlaşıldığından radyasyonla ışınlanan kişileri korumak için radyasyondan korunma sistemi geliştirilmiştir. Ancak kamuoyu kaygısı hâlâ devam etmektedir.

Radyasyon, kanser hastalığının sebeplerinden sadece biridir. Radyasyonun duyu organlarımızla algılanmaması, bu görünmez riski çok daha riskli hale getirmektedir. Müşterek kaygılarımız hafızalarımızda yer etmekte ve nükleer güç santralleri ile diğer tesislerdeki kazalar, nükleer silahları da içeren “nükleer” içerikli her şey radyasyon ile ilişkilendirilmektedir [5].

Radyasyonla ilgili korkunun yaygın biçimde artmasında katkıda bulunan diğer faktör de, güvencenebilir ve ulaşılabilir bilgi eksikliğinin yanı sıra ortaya çıkan yanlış anlaşılmalardır. Bu tezin amacı, konunun uzmanı olmayan kişileri bilgilendirmektir. Takip eden bölümlerde tüm iyonlaştırıcı radyasyon tiplerinin kaynakları ve etkileri ile radyasyondan korunma ilkeleri ve uygulamaları açıklanmıştır.

1.3 Atom ve Radyasyon

Kainattaki her şey atomlardan oluşmaktadır. Bunlar; hidrojen, karbon, oksijen, demir ve kurşun gibi elementlerin temel yapı taşlarıdır. Her bir atom, merkezinde pozitif yüklü küçük bir çekirdek ve bu çekirdeğinin etrafında belli sayıda elektron bulundurur. Elektronlar, negatif elektrik yüküdür ve çekirdek etrafında zayıf bağı sınırlarda bir bulut (kabuk olarak da adlandırılan) içerisinde hareket eder. Çekirdek çapı atomdan 10.000 kez daha küçüktür.

Atom çekirdeğindeki elektronların negatif yüküne eşit pozitif yüklü protonlar ve yüksüz nötronlardan oluşur [6]. Bu tezde, proton ve nötronların temel yapısının daha fazla incelenmesi veya çekirdeğe nasıl bağlandıklarının ayrıntısının verilmesi gerekli değildir. Her bir atom eşit sayıda proton ve elektron bulundurduğundan elektriksel olarak yüksüzdür. Aynı veya farklı elementlerin atomları, daha büyük yüksüz oluşumlar için bir araya gelebilir; buna molekül adı verilir. Örneğın iki oksijen atomu birleşerek bir oksijen molekülünü ve iki hidrojen atomu da bir oksijen atomu ile birleşerek bir su molekülünü oluşturur.

Çekirdekdeki atom sayısı atom numarası olarak adlandırılır ve bir elementin kendine özgü karakteristiğini ifade eder. Örneğın karbonun atom numarası 6, kurşununki ise 82'dir. Protonlar ve nötronlar yaklaşık olarak eşit kütleyle sahip elektronlardan çok daha ağır olmaları nedeniyle, atomun kütesinin büyük çoğunluğu çekirdekte yoğunlaşır ve proton ve nötronların toplam sayısı kütle numarası olarak adlandırılır.

Proton sayısı elektron sayısına eşit olan elektriksel olarak yüksüz bir atom, içerdiği proton ve nötron sayıları kullanarak tanımlanabilir. Bundan başka, her elementin proton sayısı kendine özgü olduğundan, her atomun çeşidini veya nüklidi tanımlamak için kütle numarası ile birlikte elementin adı basit şekilde kullanılabilir.

Bu nedenle karbon-12, 6 proton ve 6 nötronlu bir nüklittir. Kurşun-208, ise 82 proton ve 126 nötronlu bir nüklittir.

Proton sayıları aynı nötron sayıları farklı olan bir elementin nükleidleri, o elementin izotopları olarak adlandırılır. Örneğin, hidrojenin üç izotopu vardır. Bunlar; hidrojen-1 (çekirdeğinde 1 proton olan, yaygın olarak bilinen hidrojen), döteryum olarak adlandırılan hidrojen-2 (bir proton ve iki nötronu vardır). Ve trityum olarak adlandırılan hidrojen-3'tür (bir proton ve iki nötronu vardır). Demir 52'den demir 61'e kadar on farklı izotopu bulunan demir, elementi karakterize eden 26 protona karşılık, sayıları 26 ile 35 arasında değişen nötrona sahiptir [7].

1.4 Radyoaktivite ve Radyasyon

Birçok nüklit kararlı olmasına rağmen, çoğunluğu kararsızdır. Kararlılık esasen bir nüklidin bulundurduğu nötron ve proton sayıları arasındaki denge ile belirlenir. Daha küçük kararlı nüklitler eşit sayıda proton ve nötrona sahipken, daha büyük kararlı nüklitler ise protonlardan biraz daha fazla nötrona sahiptir. Çok fazla nötronu bulunan nüklitler bir nötronu bir protona dönüştürerek, kendilerini çok daha kararlı bir yapıya kavuşturma eğilimindedir ve beta bozumu olarak bilinen bu süreç, beta parçacığı olarak adlandırılmış negatif yüklü bir elektronun yayınlanması ile neticelenir. Çok sayıda protonu olan nüklitler ise beta bozumundan farklı olarak, fazla protonları nötronlara dönüştürerek, pozitif yüklü elektron olan pozitron yayınlanması ile pozitif yükünü kaybeder.

Bu dönüştürme çok kez atom çekirdeği, gama ışınları olarak adlandırılan yüksüz ve kütesiz yüksek enerjili fotonlar yayarak fazla enerjisini kaybeder. Atom çekirdeğinin kendiliğinden dönüşümüne radyoaktivite denir ve yayınlanmış fazla enerji de (iyonlaştırıcı) radyasyon biçimindedir. Bu dönüşüm eylemine bozumun, değişen ve radyasyon yayan atom çekirdeğine ise radyonüklit denir.

Bazı ağır çekirdekler; iki proton ve iki nötrondan oluşan alfa parçacığı yayınlanarak bozunur. Helyum çekirdeği ile özdeş olan alfa parçacıkları beta parçacıklarından çok daha ağırdır ve iki değerlikli pozitif yük taşır [8].

1.5 Doğal Radyonüklitler

Çoğu radyonüklitler doğada bulunur. Örneğin karbon, genellikle altı protonlu ve altı nötronlu karbon-12 halinde, tamamen kararlı bir durumdadır. Atmosferdeki kozmik ışınlarla etkileşme sonucunda, altı proton ve sekiz nötron içeren bir radyonüklit olan karbon-14 oluşabilir. Fazla nötronları bulunan karbon-14'ün bir nötronu protona dönüşür ve bu nüklit beta parçacığı yayınlanarak bozunur. Bu şekilde nüklit yedi proton ve yedi nötrondan oluşan kararlı azot-14'e dönüşür. Karbon içerikli malzemelerdeki bu bozulmaların ölçülmesi, karbonla tarihleme tekniğinin esasını teşkil eder.

Doğal olarak bulunan diğer radyonüklitler de, uranyum ve toryum elementlerinden kaynaklanan bozunum serileri ya da zincirleri ile oluşur. Bu serilerin her biri kararlı nüklit olan kurşun ile son bulmasına rağmen, diğer benzer elementlerin radyonüklitleri de, bu seri içerisinde ayrıca bulunur. Bu bozunum uranyum-238'den başlayan ve kararlı bir nüklit olan kurşun-206 ile son bulan bozunum serisini oluşturmaktadır. Bu seri radyasyondan korunmada özel bir önemi bulunan radon-222 radyonüklidini de içermektedir [9].

1.6 Radyasyon Enerjisi

Alfa, beta parçacıkları ve gama ışınları gibi radyasyonun çeşitli tiplerinin enerjileri, genellikle elektron volt birimi ve eV sembolü ile ifade edilir. Bu birimin katları da sıklıkla kullanılır, örneğin milyonda ya da 10 üzeri 6 elektron volt ve MeV sembolü ile gösterilir. Örneğin, polonyum-214 tarafından yayınlanan alfa parçacığının enerjisi yaklaşık 7,7 MeV'dir. Aynı zamanda uranyum-238 bozunum serisinde oluşan kurşun 214'ten yayınlanan beta parçacıklarının maksimum enerjisi 1,0 MeV'dir. Bu radyonüklitten, enerjisi 0,35 MeV'e kadar olan gama ışınları yayınlanır.

Son 50 yılda, doğal elementlerin yüzlerce radyoaktif izotopu (radyoizotop) yapay olarak üretilmiştir (örneğin stronsiyum-90, sezyum-137 ve iyot-131). Plütonyum vb. pek çok yeni radyoaktif element üretilebilmektedir. Bununla birlikte plütonyum, uranyum cevherinde doğal olarak eser miktarda bulunur.

Belirli bir miktar radyoaktif maddede kendiliğinden gerçekleşen dönüşümlerin hızı aktivite olarak bilinir. Aktivite becquerel birimi ile ifade edilir. Sembolü Bq'dir ve bir Bq saniyede bir dönüşüme eşittir. Becquerel Fransız fizikçisi Henri Berquerel'e atfen isimlendirilmiştir. Birimin çok küçük olması nedeni ile çoğunlukla bir milyon becquerel, megabecquerelMBq gibi katları kullanılır. Örneğin 1 gram radyum-226'nın aktivitesi yaklaşık olarak 37.000 MBq'dir. Radyum-226 her saniyede yaklaşık olarak 37 milyar alfa parçacığı yayınlar (aktivite eski birimi curie, 1 gram radyum-226'nın aktivitesi olup, Polonya doğumlu Fransız bilim insanı Marie Curie'ye atfen adlandırılmıştır).

1.7 Yarılanma Süresi

Bir radyonüklidin aktivitesinin, başlangıçtaki değerinin yarsısına düşmesi için geçen süre yarılanma süresi olarak ifade edilir. Ve $t_{1/2}$ sembolü ile gösterilir. Diğer bir şekilde, göz önüne alınan atom çekirdeğinin yarısının bozunumu için geçen zaman olarak da ifade edilir. Her radyonüklit; saniyenin birkaç karesinden birkaç milyar yıl aralığında değişen kendine özgü bir yarılanma süresine sahiptir. Yaklaşık olarak, iyot-131 için 8 gün sezyum-130 için 30 yıl, karbon-14 için 5730 yıl, plütonyum-239 için 24.000 yıl olan yarılanma süresi uranyum-238 için 4,47 milyar yıldır. Birbirini takip eden yarılanma sürelerinde, bir radyonüklidin aktivitesi, ilk değerinden $\frac{1}{2}$, $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{8}$, vb. oranlarda bozunuma uğrayarak azalır. Bunun anlamı gelecekte herhangi bir zaman için, geriye kalan aktivitenin tahmin edilebileceğidir. Radyonüklidin miktarı azaldıkça, yayılan radyasyon miktarı da orantılı olarak azalır.

1.8 Radyasyon Tipleri

Radyasyonun bilinen tiplerinden pek çoğu radyoaktif maddelerden yayınlanır, ancak radyasyonun bazı tipleri farklı şekilde üretilir. En önemli örnek ise, metal bir hedefin (genellikle tungsten) bir elektron demeti ile ışınlanmasıyla üretilen X-ışınlarıdır. Metaldeki elektronlar, elektron demetindeki enerjiyi soğurur (bilimsel ifade ile metal atomları “uyarılmış” hale gelir) ve daha sonra enerji X-ışını şeklinde açığa çıkar. Dolayısıyla, radyasyon metal atomlarından ortaya çıkar ancak radyoaktiviteden farklı olarak çekirdekten kaynaklanmaz. Üretim şekli nedeni ile X-ışınları için herhangi bir yarılanma süresi yoktur. Cihaz kapatıldığında X-ışınları üretilmez.

1.8.1 Alfa radyasyonu (α)

Daha büyük bir kararsız atom çekirdeği tarafından yayınlanan, pozitif yüklü helyum çekirdeğidir. Nispeten daha ağır bir parçacıktır, ancak havada kısa menzile (sadece 1-2 cm) sahiptir; ince kağıt veya cilt tarafından tamamen soğurulabilir. Bununla beraber alfa radyasyonu solunum ya da sindirim yoluyla vücuda alındığında, yakınındaki akciğer veya mide dokularının yüksek radyasyona maruz kalmasına neden olabilir.

Atom numarası 83'ten büyük olan bütün izotopların radyoaktif olduğu bilinmektedir. Böyle izotoplar kararlılık kuşağına yaklaşmak için, atom ve kütle numaralarını azaltmak ister. Bu durum, çekirdeğin küçük parçalara bölünmesi veya alfa ışınları yayılması ile olur. Alfa parçacıkları +2 yüklü He iyonlarıdır ve ${}^4_2\text{He}$ şeklinde gösterilir. Alfa parçacıkları yayılmasını, radyoaktif çekirdekten iki proton ve iki nötron atılmasıyla, daha kararlı bir çekirdek oluşması olarak düşünebiliriz. Alfa tanecikleri pozitif yük(+) taşıdıklarından elektrik ve magnetik alanlarda sapmaya uğrarlar. Çekirdek tepkimelerini yazarken aşağıdaki kurallara dikkat edilir. Tepkimenin her iki yanındaki kütle numaraları toplamı birbirine eşit olmalıdır. Tepkimenin her iki yanındaki atom numaraları toplamı birbirine eşit olmalıdır. Alfa ışınmasında; Atom numarası 2, kütle numarası 4 azalır.

Örnek: ${}_{90}^{238}\text{U} \rightarrow {}_{88}^{234}\text{Th} + {}_2^4\text{He}$ [10]

1.8.2 Beta radyasyonu (β)

Kararsız bir atom çekirdeğinden yayınlanan elektrondur. Beta parçacıkları alfa parçacıklarından çok küçük olduğundan, doku veya malzemeler içine daha fazla nüfuz eder. Beta radyasyonu plastik, cam veya metal tabakalar tarafından tamamen soğurulabilir. Normal olarak cildin üst tabaksından öteye geçemezler. Ancak yüksek enerjili beta yayınlayıcılar ile aşırı derecede ışınlama cilt yanıklarına neden olabilir. Bu tip beta yayıncılar, solunum ya da sindirim yoluyla vücuda alındığı takdirde de tehlike yaratabilir.

Beta ışınması kararsız çekirdekten elektron fırlatılması olayıdır. Atom çekirdeğinde elektron olmadığı için, bu olay bize garip gelebilir. Beta bozunması sırasında kararsız çekirdekteki nötronlardan biri, proton ve elektrona parçalanır.

$${}_0^1n \rightarrow {}_1^1p + {}_{-1}^0e \quad [10]$$

Yukarıdaki denklemde ${}_{-1}^0e$ işareti kütle numarası 0 ve yükü -1 olan elektronu göstermektedir. Görüldüğü gibi beta bozunmasında proton çekirdekte kalır. Elektron dışarı atılır. Beta bozunmasında; Atom numarası bir artarken, kütle numarası değişmez. Beta ışınları elektrondan meydana gelir. Bu nedenle beta ışınları negatif yüklü tanecikler olduğundan, elektrik ve magnetik alanda saparlar.

Örnek: ${}_{90}^{234}\text{Th} \rightarrow {}_{91}^{234}\text{Pa} + {}_{-1}^0e$ [10]

Pozitron Bozunması(+0): Pozitronun kütlesi elektronun kütlesine eşit, yükü +1'dir. ${}_{+1}^0e$ şeklinde gösterilir. Pozitron bozunması n/p oranı kararlılık kuşağından küçük olan kararsız izotoplarda görülen bozunmadır. n/p oranının büyümesi için

proton sayısı azalmalı, nötron sayısı artmalıdır. B+ parçacıkları ışınım şeklinde çekirdekten dışarı yayılır ki bu ışımaya pozitron bozunması denir. Atom numarası

20'den küçük elementlerin yapay radyoaktif çekirdeklerinde pozitron yayınlanmasına sıkça rastlanır.



Tepkimelerde görüldüğü gibi, pozitron bozunmasında; Atom numarası bir azalırken, kütle numarası değişmez.

Elektron Yakalaması : Pozitron, yayılmasıyla aynı sonuca ulaşan diğer bir durum da elektron yakalamasıdır. Çekirdeğe en yakın orbitaldeki elektron, çekirdek tarafından yakalanarak bir proton ile birleşir ve bir nötrona dönüşür. Bu olaya elektron yakalaması denir.



Tepkimede görüldüğü gibi elektron yakalamasında; Atom numarası bir azalırken, kütle numarası değişmez.

1.8.3 Gama radyasyonu (γ)

Sıklıkla aynı anda beta parçacığı yayınlanan kararsız atom çekirdeğinden çıkan çok yüksek enerjili fotondur (ışık gibi elektromanyetik radyasyon formudur). Gama radyasyonu madde içinden geçerken, öncelikle elektronlarla etkileşimler nedeniyle, atomlarda iyonlaşmaya neden olur. Çok girici olan bu radyasyona karşı, sadece kurşun ya da çelik gibi, yoğunluğu oldukça yüksek ve kalın malzemeler iyi bir zırhlanma sağlayabilir. Bu nedenle, gama radyasyonu sindirim veya solunum yoluyla alınmadan, iç organlara da ciddi radyasyon dozu verebilir.

X-Işınları: Bir elektron demetinin çok hızlı yavaşlatılması ile üretilen ve gama radyasyonuna benzer yüksek enerjili fotonlardır. X-ışınları da aynı şekilde girici olduğundan, yoğunluğu yüksek olan malzemelerle zırhlanmanın olmadığı durumlarda iç organlara ciddi radyasyon dozu verilebilir.

Nötron Radyasyonu (n): Özellikle nükleer füzyon sırasında, kararsız atom çekirdeğinden yayılan nötrondur. Nötronlar kozmik ışınların bir bileşeni olmasının yanı sıra genellikle yapay olarak üretilir. Nötronlar elektriksel olarak yüksüz parçacıklar olmaları nedeniyle çok girici olabilirler ve madde veya doku ile etkileştiklerinde beta veya gama radyasyonlarının yayınlanmasına neden olurlar. Bu nedenle nötron radyasyonundan kaynaklanan ışınlanmaların azaltılması zırhlama gerektirir.

Kozmik Radyasyon: Uzayın derinliklerinden gelir. Protonlar, alfa parçacıkları, elektronlar ve diğer yüksek enerjili parçacıklar dâhil olmak üzere, pek çok farklı radyasyon tiplerinin karışımıdır. Tüm bu enerjik parçacıklar atmosfer ile yoğun olarak etkileşir; sonuçta kozmik radyasyon yeryüzünde öncelikle müonlar, nötronlar, elektronlar, pozitronlar ve fotonlara dönüşür. Yeryüzündeki dozun büyük kısmı müonlar ve elektronlardan kaynaklanır [10].

1.9 Tesir Kesti

Yapay radyoizotop üretim reaksiyonlarında gelen hızındaki parçacıkların hedefte soğurulması, saçılması ve hızındaki azalmayı ifade etmek için tesir kesitinden yararlanır. Bir nükleer reaksiyonun meydana gelme ihtimalini belirleyen ölçülebilir 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 bağlı 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 bağlı oluşma olasılığını verir. Bu durumda nükleer reaksiyon tesir kesiti,

$$\sigma = \frac{R_b}{I_a N} \quad \text{şeklinde yazılır [11].}$$

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

$$1 \text{ b} = 10^{-28} \text{ m}^2 \quad 1 \text{ mb} = 10^{-31} \text{ m}^2$$

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 [12,13].

2. PROTONLARLA OLUŞTURULAN REAKSİYONLARA AİT 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 [14].

$^{61}\text{Ni}(p,n)^{61}\text{Cu}$, $^{62}\text{Ni}(p,n)^{62}\text{Cu}$, $^{64}\text{Ni}(p,n)^{64}\text{Cu}$, $^{63}\text{Cu}(p,2n)^{62}\text{Zn}$, $^{63}\text{Cu}(p,n)^{63}\text{Zn}$, $^{65}\text{Cu}(p,n)^{65}\text{Zn}$, $^{66}\text{Zn}(p,n)^{66}\text{Ga}$, $^{67}\text{Zn}(p,2n)^{66}\text{Ga}$, $^{67}\text{Zn}(p,n)^{67}\text{Ga}$ ve $^{68}\text{Zn}(p,n)^{68}\text{Ga}$ reaksiyonlarının uyarılma fonksiyonlarında yeni hesaplamalar 5-30 MeV proton enerji aralığında yapılmış. Hesaplamalar; Çarpışma Nükleer Reaksiyon Modeli ve Saçılma Modellerinde yapılmış ve literatürden alınan deneysel verilerle karşılaştırılmıştır [15].

Siklatron tipi bir hızlandırıcının tıpta ve teknolojide 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 [16].

^{121}I , ^{123}I ve ^{124}I radyoizotoplarının oluşumunda 21 MeV enerjili α -parçacığı ve 28 MeV enerjili ^3He parçacığı 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 [17].

Radyoloji ve Tıp Bilimi Kore Enstitüsünün MC-50 siklatronunda doğal zirkonyum üzerinde protona bağlı reaksiyonlar için geleneksel olarak kullanılan katmanlı-ince folyo tekniği kullanılarak 1-40 MeV enerji aralığında ^{89}Zr ve $^{90, 92}\text{mNb}$ radyoizotoplarının oluşumu için tesir kesitlerini ölçmüştür. Bilgisayar programlarında TALYS ve ALICE-IPPE model kodlarıyla teorik hesaplamalar ve mevcut literatür verilerinden elde edilen sonuçlar karşılaştırmışlar. Tıbben önemli ^{89}Zr ve ^{86}Y radyoizotoplarının uygun üretim enerjileri tartışılmıştır [18].

^{43}K , ^{43}Sc , ^{44}gSc 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 incelenmiştir. Ti izleme folyoları ve ışınlanmış Sc_2O_3 topraklarının aktivitesini belirlemek amacıyla bir HPG dedektörde yüksek çözünürlüklü gama spektrometre ölçümleri uygulanmıştır. Reaksiyon tesir kesitleri $E_p = 36,4$ MeV enerjisine kadar kendi eşik değerlerinde ölçülmüş ve literatürde bildirilen önceki çalışmalarla karşılaştırılmış [19].

Görüntüleme ve tedavi amaçlı kullanılan radyoizotopların üretim tesir kesitleri denge ve denge öncesi modellerde hesaplamalar yapılmıştır. Hesaplamalarda EMPIRE, ALICE, ve GNASH program kodları kullanılmıştır. Çıkan teorik değerler literatürdeki verilerle karşılaştırılmıştır [20].

Tıpta teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan bazı radyoizotopların (p,xn) yoluyla üretim tesir kesitleri ve bu reaksiyonların sonucunda elde edilen nötronların yayınlanma spektrumları incelenmiştir. 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 [21].

Siklatron da tedavi edici ^{131}Cs radyoizotopunun $^{133}\text{Cs} (p,3n)^{131}\text{Ba} \rightarrow ^{131}\text{Cs}$ reaksiyonu yardımıyla üretimi için tesir kesiti incelenmiş. $^{133}\text{Cs} (p,x)$ 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 saptanmıştır. ^{131}Cs radyoizotopunun yüklü parçacıkla üretim yolları tartışılmış [22].

Tıpta kullanılan Tm radyoizotopunun safsızlıklarına yol açan reaksiyonlar ve $^{167}\text{Er} (d,2n) ^{167}\text{Tm}$ üretim reaksiyonlarının uyarılma fonksiyonları, (d,2n) ve (p,n) reaksiyonlarının karşılaştırmaları 20 MeV enerjisine kadar incelenmiş. natEr 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 [23].

3. RADYOİZOTOP ÜRETİMİ

Günümüzde nükleer reaktörlerin yanında hızlandırıcılar tıbbi amaçlı radyoizotopların üretiminde önemli bir rol üstlenmektedir. SPECT ve PET radyoizotoplarına olan talebin artması dünyada hızlandırıcılara olan yönelişi de arttırmıştır. Günümüzde nükleer reaktörlerinde üretilen ve kalp, kemik, akciğer ve tiroit görüntülemeye çok yaygın bir kullanıma sahip Tc-99m radyoizotopunun dahi proton hızlandırıcılarında üretilmesi gündemdedir. Zira nükleer reaktörlerin yaşlanması ve işletim sorunları daha güvenilir olan proton hızlandırıcılara yönelme eğilimini ortaya çıkarmaktadır.

Hızlandırıcıdan elde edilen yüklü parçacık demetleri, özel tasarımı demet iletim hatları vasıtasıyla kararlı izotoptan oluşan hedef malzeme üzerine yönlendirmektedir. Hedef malzemedeki kararlı izotoplar ile tepkimeye giren yüklü parçacıklar enerjilerini artırarak kararlı izotopun radyoizotopa dönüşmesini sağlamaktadır.

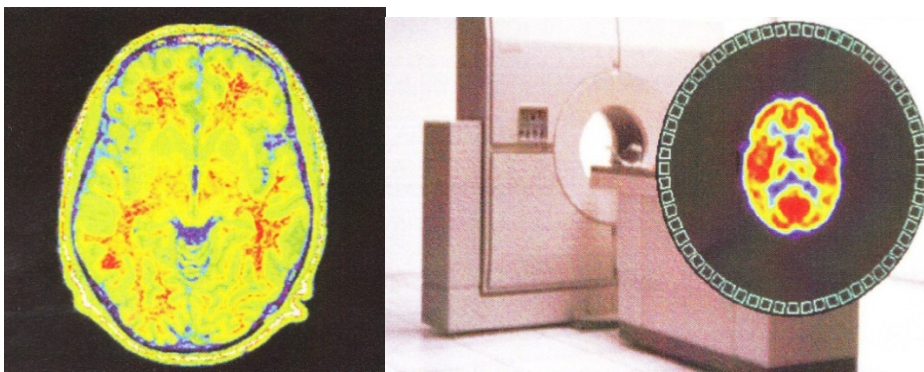
Protonla ışınlanma işleminden sonra hedef malzeme içerisinde aktif halde bulunan radyoizotoplar işlenmek üzere sıcak hücrelere taşınarak, farklı kimyasal ve fiziksel yöntemler sayesinde hedef malzeme bütününden ayrılmaktadır. Bu işlem sırasında maliyetli hedef malzemenin yüksek verimlilikle geri kazanımı mümkündür. Böylelikle hedef malzeme girdi maliyetleri azaltılabilmektedir. PHT'de üretilen radyoizotopların üretimi ile ilgili veriler aşağıdaki çizelge 3-1'de verilmektedir.

Çizelge 3.1. PHT’de radyoizotop üretimi ile ilgili veriler [24].

Radyoizotop (yarı ömür)	Tepkime	Proton demeti enerjisi (MeV)	Proton demeti akımı (μ A)	Işınlama süresi (saat)	Kimyasal işleme süresi (saat)	Dağıtım öncesi aktivite (Ci)
$^{18}\text{F}/\text{FDG}$ (110 dakika)	$^{18}\text{O}(p,n)^{18}\text{F}$	18	40	2	0,5	3
^{123}I (13 saat)	$^{124}\text{Xe}(p,2n)^{123}\text{Cs}$ $^{123}\text{Cs} \rightarrow ^{123}\text{Xe} \rightarrow ^{123}\text{I}$	29	70	10	1,5	4
^{67}Ga (78 saat)	$^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}$	29	200	9,5	1,5	7
^{111}In (67 saat)	$^{112}\text{Cd}(p,2n)^{111}\text{In}$	29	200	9,5	1,5	7
^{201}Tl (73 saat)	$^{203}\text{Tl}(p,3n)^{201}\text{Pb}$ $^{201}\text{Pb} \rightarrow ^{201}\text{Tl}$	29	200	9,5	3,0	3

3.1 Radyoizotoplar ve Nükleer Tıpta Görüntüleme

Tıpta bazı hastalıkların tanısı için kullanılan görüntüleme teknikleri, radyoizotoplardan sentezlenen radyofarmasotiklerin hastaya verilerek ilgili organın radyo aktif kaynak haline getirilmesi ve sonra organdan salınan ışınların etkin bir deteksiyon sistemi tarafından algılanması (Şekil 3- 1) prensibine dayanmaktadır.



Şekil 3.1 PET kamera görüntüsü

Bu amaçla kullanılan en aygın deteksiyon sistemleri; pozitron emisyon tomografisi (PET), gama kameralar ve bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi (SPECT) sistemleridir. TAEK Proton Hızlandırıcısı Tesisi’nde üretilecek radyoizotopların

kullanım alanları Çizelge 3.2.'de, gelecekte üretilmesi mümkün olan bazı radyoizotopların kullanım alanları ise Çizelge 3.3.'te verilmektedir.

Çizelge 3.2. PHT'de üretilecek radyoizotopların kullanım alanları [24].

Kullanım alanları	Radyoizotop (yarı ömür)	Açıklama
PET Görüntüleme	¹⁸ F (110 dakika)	Beyin fizyolojisi ve patolojisinde, koroner arter ve özellikle kanser hastalıklarında tanı amacıyla kullanılmaktadır.
SPECT ve GAMA Görüntüleme	¹²³ I (13 saat)	Beyin, tiroit, böbrek ve miyokardial görüntüleme, beyindeki kan akışının görüntülenmesi ve nörolojik hastalıkların tanısında (Alzheimer gibi) kullanılmaktadır.
	⁶⁷ Ga (78 saat)	Abdominal enfeksiyonların tespiti, Hodgkin ve Hodgkin olmayan lenf kanserinin (lenfoma) tespiti, ¹¹¹ In ile birlikte kullanıldığında yumuşak doku enfeksiyonunun tespiti, akciğerlerdeki partikül etkili hastalıkların tespitinde kullanılmaktadır.
	¹¹¹ In (67 saat)	Organ nakillerinde organın vücut tarafından kabul edilip edilmediğinin anlaşılması, abdominal enfeksiyonların tespiti, antikor etiketleme ile vücudun bağışıklık sisteminin faaliyetlerinin izlenmesi, ⁶⁷ Ga ile birlikte kullanıldığında yumuşak doku enfeksiyonlarının tespiti, kemik iliği iltihaplarının tespiti, karaciğerde, böbreklerdeki organ konsantrasyonlarının takibi, beyaz kan hücrelerinin izlenmesi, hücre dozimetrisi, miyokardial taramalar, lösemi tehdidinin tespiti, tümörlerin görüntülenmesi amacıyla kullanılmaktadır.
	²⁰¹ Tl (73 saat)	Klinik kardiyoloji, kalp görüntüleme, miyokardial perfüzyon ve hücrel dozimetri amacıyla kullanılmaktadır.

Çizelge 3.3.'te görüleceği gibi gelecekte üretilmesi mümkün olan PET radyoizotoplardan C-11, N-13 ve O-15 çok kısa yarı ömürlüdür ve bu radyoizotopların kullanılacağı teşhis merkezinin üretim tesisinin yanında olması zorunludur.

Çizelge 3.3. PHT’de gelecekte üretilebilecek radyoizotoplarının kullanım alanları

[24]

Kullanım alanları	Radyoizotop (yarı ömür)	Açıklama
PET Görüntüleme	¹²⁴ I (100 saat)	Nispeten uzun yarı ömre sahip olduğu için değişik araştırma ve uygulama çalışmalarında tercih edilmektedir. Yavaş fizyolojik proseslerde yararlıdır. Son dönemlerde beyin tümörlerinde, gen terapisi ile kemoterapinin etkinliğinin artırılmasında kullanılmaktadır.
	⁶⁸ Ga (68 dakika)	Damar içi kan pıhtısı ve damar sretliği tetkileri ile kanser teşhisinde kullanılmaktadır. Kemik enfeksiyonları teşhisinde de etkindir.
	¹¹ C (20 dakika)	Beyin fizyolojisi ve patolojisinde (Alzheimer, epilepsi, demans gibi), koroner arter ve kanser hastalıklarında tanı amacıyla kullanılmaktadır.
	¹³ N (10 dakika)	
	¹⁵ O (2 dakika)	
Diğer	¹⁰³ Pd (17 gün)	Prostat kanseri tedavisinde (brakiterapi yöntemi ile) kullanılmaktadır.
	⁵⁷ Co (272 gün)	Doz kalibratörlerinde, gama kamera ve ölçüm sistemlerinde kaynak olarak kullanılmakta ve endüstride makina parçalarının aşınma ve korozyon analizlerinde yararlanılmaktadır. Ayrıca bir organın büyüklüğü ile yerinin tespitinde faydalanılmaktadır.

Çizelge 3.3.’te verilen gelecekte talebe göre üretilmesi mümkün olan radyoizotopların yanında halen dünyada nükleer reaktörlerden üretilen Mo-99 radyoizotopundan sağılarak elde edilen Tc-99m radyoizotopunun tesisimizde proton tepkimesi ile üretilmesine yönelik Ar-Ge çalışmasına yönelmesinin önemli olduğu değerlendirilmektedir.

3.2 TAEK-PHT’de Üretilecek Radyofarmasotikler

TAEK Proton Hızlandırıcısı Tesisi’nde üretilecek radyo izotopların ve radyofarmasotiklerin özellikleri Çizelge 3.4, Çizelge 3.5, Çizelge 3.6, Çizelge 3.7, Çizelge 3.8’de verilmektedir. Bu çizelgelerde radyoizotoplarla ilgili bilgiler, radyasyon salım enerjisi, radyoizotopun bozunum şekli, elde edildiği nükleer tepkime, tepkimeye giren protonların özellikleri (enerji ve akım), ışınlama süresi hedef sistem ile ilgili bilgiler, radyofarmasotik üretim işlemi ve dağıtım aktivitesi ürünün kimyasal formu hakkında bilgiler sunulmaktadır [24].

Çizelge 3.4. ^{18}F (Flor-18)’in özellikleri [24].

Yarılanma Ömrü	110 dakika
Gama enerjisi	511 keV
Bozunum Şekli	β^+ , elektron yakalama
Nükleer Tepkime	$^{18}\text{O} (p,n) ^{18}\text{F}$
Proton Demeti Enerjisi	18 MeV
Proton Demeti Akımı	40 μA
İşinlama Süresi	12 saat
Hedef Sistemi	Sıvı hedef sistemi
Hedef Malzemesi	H_2^{18}O (% 95’den daha fazla zenginleştirilmiş)
İşinlanmış Hedef Taşıyıcısı	Pünomatik
Ayırma	Kimyasal
Üretim Prosesi	K^{18}F ile şeker molekülü arasındaki nükleofilik florinasyon reaksiyonunun sonucunda elde edilen ürün NaOH ile hidrolizin ardından saflaştırma ve sterilizasyon için bir seri reçine ve kolondan geçirilir.
Dağıtım Aktivitesi	3 Ci
Radyofarmasötik Türü	Florodeoksiglikoz (FDG)

Çizelge 3.5. ^{123}I (İyot-123)'ün özellikleri [24].

Yarılanma Ömrü	13,3 saat
Gama enerjisi	159 keV
Bozunum Şekli	Elektron yakalama (100)
Nükleer Tepkime	$^{124}\text{Xe} (p,2n) ^{123}\text{Cs}$ $^{123}\text{Cs}(5.9 \text{ dk}) \rightarrow ^{123}\text{Xe} (2.1 \text{ sa}) \rightarrow ^{123}\text{I} (13.3 \text{ sa})$
Proton Demeti Enerjisi	30 MeV
Proton Demeti Akımı	70 μA
Işınlama Süresi	10 saat
Hedef Sistemi	Gaz sızdırmaz hedef sistemi
Hedef Malzemesi	^{124}Xe gazı (% 99,8'den daha fazla zenginleştirilmiş)
Işınlanmış Hedef Taşıyıcısı	Gaz yükleme ve boşaltma sistemi
Ayırma	Fiziksel
Üretim Prosesi	^{124}Xe izotopunun basınç altında gaz hedef sisteminde protonlar ile ışınlanmasıyla ^{123}Cs elde edilir. ^{123}Cs 'in tamamıyla ^{123}Xe 'e (5,9 dk) bozunması için beklenir. ^{123}Xe 2,1 saat sonunda ^{123}I 'e dönüşür. Gaz karışımı daha sonra ışınlama odasından basınç farkı tekniği ile alınır ve bir anyonik iyon değiştiriciden geçirilerek iyot izotopları alınır. Daha sonra sıvı nitrojen tuzak ile ortamda kalan ^{123}Xe tekrar kullanılmak üzere geri kazanılır.
Dağıtım Aktivitesi	4 Ci
Radyofarmasötik Türü	Sodyum İyodür (NaI)

Çizelge 3.6. ^{67}Ga (Galyum-67)'in özellikleri [24].

Yarılanma Ömrü	78,3 saat
Gama Enerjisi	93 ve 184 ve 393 keV
Bozunum Şekli	Elektron yakalama (100)
Nükleer Tepkime	$^{68}\text{Zn} (p,2n) ^{67}\text{Ga}$
Proton Demeti Enerjisi	29 MeV
Proton Demeti Akımı	250 μA
Işınlama Süresi	9,5 saat
Hedef Sistemi	Hedef taşıyıcı (düzlemsel elektrot plaka) üzerine elektrokimyasal yöntem ile ^{68}Zn kaplanmış katı hedef
Hedef Malzemesi	^{68}Zn (%98'den daha fazla zenginleştirilmiş)
Işınlanmış Hedef Taşıyıcısı	Tavşan sistemi
Ayırma	Kimyasal [^{67}Ga 'den, ^{68}Zn]
Üretim Prosesi	Işınlama işleminin tamamlanmasının ardından zenginleştirilmiş ^{68}Zn hedef, mineral asit (HCl) içerisinde çözülür. Çözelti bir iyon değiştirici kolon üzerinden geçirilir. ^{68}Zn reçine üzerinde tutulurken ^{67}Ga doğrudan geçer.
Dağıtım Aktivitesi	7 Ci
Radyofarmasötik Türü	Galyum klorür (GaCl_3)

Çizelge 3.7. ^{111}In (İndonyum-111)'in özellikleri [24].

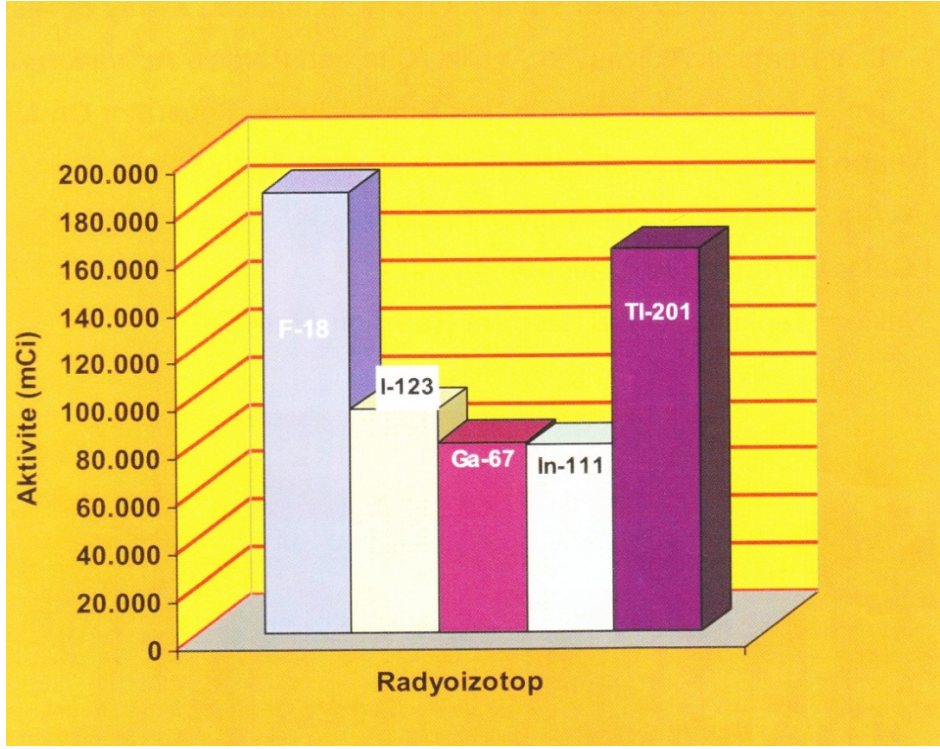
Yarılanma Ömrü	67,2 saat
Gama enerjisi	171 ve 245 keV
Bozunum Şekli	Elektron yakalama (100)
Nükleer Tepkime	$^{112}\text{Cd} (p,2n) ^{111}\text{In}$
Proton Demeti Enerjisi	29 MeV
Proton Demeti Akımı	250 μA
Işınlama Süresi	9,5 saat
Hedef Sistemi	Hedef taşıyıcı plaka (düzlemsel elektrot plaka) üzerine elektrokimyasal kaplama ile ^{112}Cd kaplanmış katı hedef
Hedef Malzemesi	^{112}Cd (%90'dan daha fazla zenginleştirilmiş)
Işınlanmış Hedef Taşıyıcısı	Tavşan sistemi
Ayırma	Kimyasal [^{111}In den ^{112}Cd (çok zehirli)]
Üretim Prosesi	Işınlama işleminin tamamlanmasından sonra zenginleştirilmiş ^{112}Cd hedef, mineral asit (HBr) içerisinde çözülür. Elde edilen çözelti anyonik değiştirici reçine içinden geçirilir, İndiyum klorür (InCl_3) olarak alınır. Bu sırada kolon üzerinde ^{111}In , HCl ile yıkanarak (elüe edilerek) ^{112}Cd hedeften ayrılır. Kolon içinde kalan ^{112}Cd hedef malzeme ise tekrar kullanılmak üzere geri kazanılır.
Dağıtım Aktivitesi	7 Ci
Radyofarmasötik Türü	İndiyum klorür (InCl_3)

Çizelge 3.8. ^{201}Tl (talyum-201)'in özellikleri [24].

Yarılanma Ömrü	74 saat
Gama enerjisi	167 keV
Bozunum Şekli	Elektron yakalama (100)
Nükleer Tepkime	$^{203}\text{Tl} (p,3n) ^{201}\text{Pb}$ $^{201}\text{Pb}(30 \text{ Saat}) \rightarrow ^{201}\text{Tl}$
Proton Demeti Enerjisi	29 MeV
Proton Demeti Akımı	250 μA
Işınlama Süresi	9,5 saat
Hedef Sistemi	Hedef taşıyıcı (düzlemsel elektrot plaka) üzerine elektrokimyasal yöntem ile ^{203}Tl kaplanmış katı hedef
Hedef Malzemesi	^{203}Tl (%90'dan daha fazla zenginleştirilmiş)
Işınlanmış Hedef Taşıyıcısı	Tavşan sistemi
Ayırma	Kimyasal [^{203}Tl 'den ^{201}Pb , ^{201}Pb 'den ^{201}Tl]
Üretim Prosesi	Işınlama işleminden hemen sonra, zenginleştirilmiş ^{203}Tl , seyreltik asit içinde çözülür. Çözelti içerisinde oluşan ^{201}Pb (PbSO_4) iyon değiştirici reçineler ile ayrılır. ^{203}Tl hedef malzemenin geri kazanım işlemi için kolon üzerinde toplanır. Bundan sonra ^{201}Pb başka bir iyon değiştirici kolon üzerinde tutularak, ^{201}Pb in ^{201}Tl 'e (32 saat) bozunmasına izin edilir.
Dağıtım Aktivitesi	3 Ci
Radyofarmasötik Türü	Talyum klorür (TlCl)

3.3 TAEK-PHT Radyofarmasötik Üretim Programı

TAEK Proton Hızlandırıcısı Tesisi'nin radyofarmasötik üretim programı ülkemizdeki talebe göre belirlenecektir. Örnek radyofarmasötik üretim programı Şekil 3-2'de gösterilmektedir. Bu üretim programında aylık üretim sayıları F-18, I-123, Ga-67, In-111 ve Tl-201 için sırasıyla 5, 2, 1, 1 ve 5 olarak kabul edilmiştir. Tesisin üretim kapasitesi burada gösterilen kapasitenin çok üstündedir ve gelecekte ülkemizdeki talebi karşılayacak durumdadır. Şekil 3.2.'de TAEK-PHT radyofarmasötik üretim programı grafiği gösterilmiştir [24].



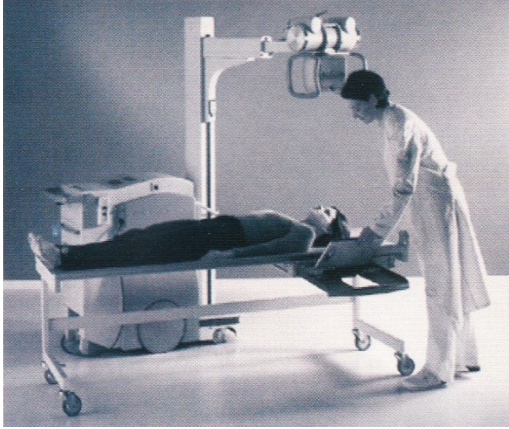
Şekil 3.2. TAEK-PHT radyofarmasotik üretim programı

4. RADYASYONUN TIPTA KULLANIMI

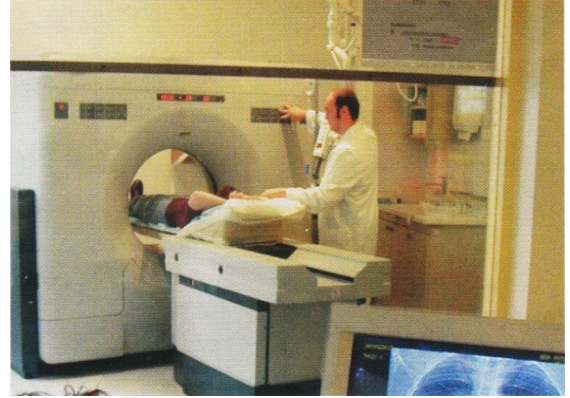
Tıbbi alandaki radyasyon uygulamaları, radyasyonla görüntü elde edebilme ve radyasyonun hücre veya tümörleri yok edebilme yeteneğine sahip olması temeline dayanır. Bu iki özelliğinden dolayı radyasyon hastalıklarının teşhis ve tedavisinde önemli rol oynar.

4.1 Tamsal Radyoloji

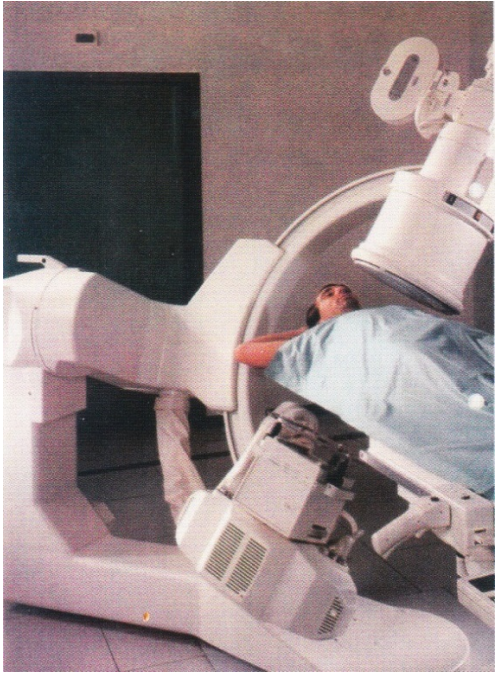
X ışınları radyasyonun tıp alanında halen en yaygın olarak kullanılmakta olan ve her geçen gün geliştirilen en eski çeşididir. Genellikle hastalıkların teşhisi amacıyla kullanılan X ışınları hastadan geçirilerek, incelenen bölgenin görüntüsü röntgen filmi olarak da adlandırılan radyografi filmi (Şekil4-1) üzerinde ya da sayısal yöntemlerle elektronik olarak elde edilir. Tıpta radyoloji olarak adlandırılan bu yöntem hastalıkların teşhisinde yaygın bir şekilde kullanılmakta ve her yıl X ışınlarıyla milyonlarca kişinin tetkiki Şekil 4-2, Şekil 4-3, Şekil 4-4, Şekil 4-5, Şekil 4-6'da görüldüğü gibi yapılmaktadır. Çizelge 4.1'de Her bir tetkikte kullanılan etkin doz miktarları verilmiştir. [24]



Şekil 4.1. Genel radyografi kullanılan hareketli bir sistem



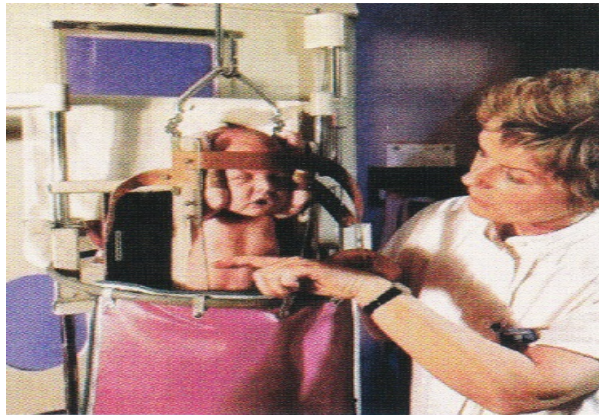
Şekil 4.2. Bilgisayarlı tomografi uygulaması



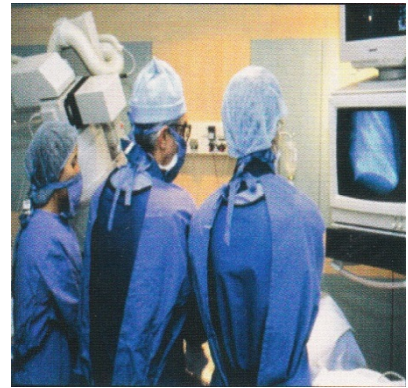
Şekil 4.3. Floroskopi



Şekil 4.4. Panoromik diş röntgen uygulaması



Şekil 4.5. Pediatrik uygulama



Şekil 4.6. Girişimsel radyoloji

Çizelge 4.1. Her bir tetkikte kullanılan etkin doz miktarları [24].

TETKİKLER	HER BİR TETKİKTE MARUZ KALINAN ETKİN DOZ (mSv)			
	Seviye 1*	Seviye 2**	Seviye 3 - 4***	Dünya
Göğüs Radyografisi	0,14	0,14	0,20	0,14
Göğüs Fotofloroskopisi	0,65	0,65	0,65	0,65
Göğüs Floroskopisi	1,1	1,1	1,1	1,1
Kol, bacak ve eklemler	0,06	0,06	0,1	0,06
Omurga	Bel	1,8	2	1,8
	Göğüs	1,4	1,5	1,4
	Boyun	0,27	0,3	0,27
Kalça ve Kalça eklemi	0,83	0,83	1	0,83
Kafa	0,1	0,1	0,15	0,1
Karın	0,5	0,6	1	0,55
Üst sindirim sistemi	3,6	4	4	3,7
Alt sindirim sistemi	6,4	6,4	6,4	6,4
Safra kesesi grafisi	2	2	2	2
Üriner sistem grafisi	3,7	3,9	4	3,7
Mamografi	0,5	0,5	0,5	0,5
Bilgisayarlı Tomografi	8,8	5	5	8,6
Anjiyografi	12	12	12	12
Cerrahi işlemler	20	20	20	20
Diş	0,02	0,1	0,1	0,03

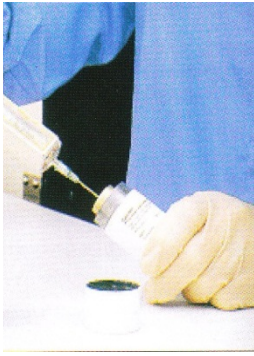
* Seviye 1: Doktor başına 1000'den az hasta düşen ülkeler

** Seviye 2: Doktor başına 1000-3000 arası hasta düşen ülkeler (Ülkemiz bu gruptadır.)

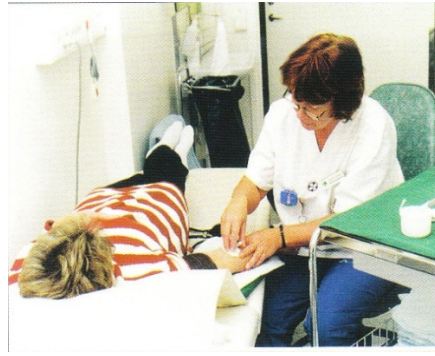
*** Seviye 3: Doktor başına 3000-10.000 arası hasta düşen ülkeler

4.2 Nükleer Tıp

Nükleer Tıp, radyofarmasötik kullanılarak in-vivo ve in-vitro yöntemlerle hastalıkların tanı ve tedavisinin yapıldığı bir yöntemdir. Bu yöntemde amaç doku ve organların anatomisi ve fizyolojisi hakkında bilgi elde etmektir. Bu maksatla vücuda doku ve organ özelliklerine uygun radyofarmasötik verilir. (Şekil 4-7,a,b,c)



(a)



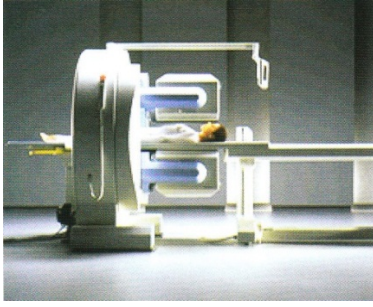
(b)



(c)

Şekil 4.7. Radyoaktif maddenin enjektöre çekilerek (a) hastaya verilışı (b) ve (c) [24].

Nükleer Tıp Görüntülenme sistemleri Planar Tek Foton Görüntüleme (gama kamera, anger kamera) Tomografik Tek Foton Görüntüleme (SPECT=SinglePhotonEmissionComputedTomography) ve Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) olarak ayrılır. SPECT (Tomografik tek foton görüntüleme) ve PET ile üç boyutlu görüntü elde edilmektedir. Bunlar organ kanlanmasının incelenmesinde, primer tümörlerin teşhisinde, hastalıkların takibinde, nöroloji ile kardiyoloji alanında ve onkoloji alanındaki araştırmalarda kullanılmaktadır. Gama kamera cihazı ile SPECT cihazı aynı özellikleri taşımakla birlikte, gama kamera cihazının tomografik özelliği olmayıp, iki boyutlu görüntü eldesini sağlamaktadır. Aşağıdaki Şekil 4-8, Şekil 4-9 ve Şekil 4-10'da görüldüğü gibi [24].



Şekil 4.8. SPECT



Şekil 4.9. PET

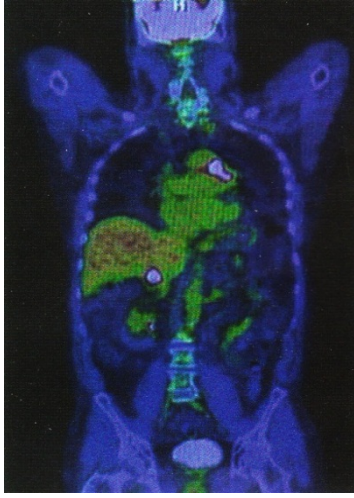


Şekil4.10.Gama kamera

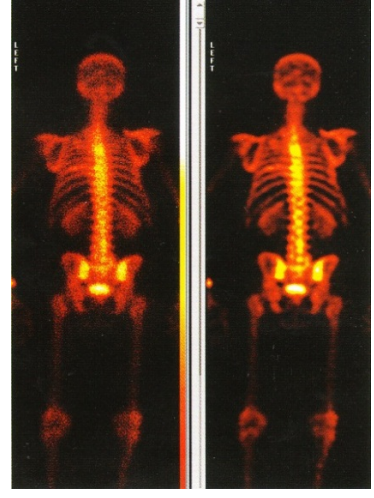
Görüntüleme sistemi tetkik edilecek organa göre seçilen radyofarmasötiğin radyoaktif bir izotop ile kimyasal olarak bağlanarak hastaya verilmesi ve kaynak hale gelen organdan çıkan ışınların algılanması prensibine göre çalışır. Radyofarmasötiğin normal yapıdaki bir organ tarafından nasıl tutulacağı belli olduğundan sonuçta elde edilen görüntüden organın şekli, büyüklüğü ve fonksiyonları ile ilgili önemli bilgiler elde edilir.

Örneğin, sülfür kolloid maddesi teknesyum-99m ile bağlanarak hasaya enjekte edilirse büyük bir kısmı karaciğer ve dalakta tutulur. Karaciğer içerisindeki normal olmayan bir oluşum, çevresindeki normal karaciğer dokusundaki izotop tutulumuna göre farklılık göstereceğinden görüntüde kolaylıkla ayrıt edilecektir. Bu tip çalışmalarda Tc-99m, I-131, I-125, Tl-201, Ga-67, In-111 vb. çeşitli açık radyoaktif kaynaklar kullanılmaktadır.

Hastaya verilen radyofarmasötik, ilgili organı kaynak haline getirdiği gibi görüntüsü istenmeyen diğer bazı doku ve organlara da yerleşebilir. Görüntüleme amaç, hastaya asgari miktarda verilen radyoaktif maddenin etkin bir şekilde algılanması ve organdaki ayrıntıların görüntülenebilmesidir. Aşağıdaki Şekil 4-11 ve Şekil 4-12'de uygulama görüntüleri verilmiştir.



Şekil 4.11. PET/CT görüntüleri



Şekil 4.12. Kemik tarama görüntüleri

Nükleer tıpta teşhis çalışmaları “in vitro” ve “in vivo” yöntemler kullanılarak yapılır. “In vitro” uygulamalar, canlıdan alınan kan, idrar gibi biyolojik örneklerin radyoaktif maddelerle işaretlenerek incelenmesini, “in vivo” uygulamaları ise radyoaktif kaynakların ağız, solunum veya damar yoluyla hastaya verilmesini takiben çeşitli görüntülenme yöntemleri kullanarak incelenmesini ifade eder.

“In vitro” uygulamalar hastaya az miktarda radyoaktif kaynak verilmesini takiben alınan örneklerin incelenmesini veya vücuttan alınan biyolojik örneklere radyoaktif kaynak eklenerek örneğin incelenmesi yöntemiyle yapılır.

“In vivo” yöntemlerinde, radyoaktif maddenin vücut içinde dağılımı, radyoaktif bozunma sırasında yayılan fotonların belirlenmesiyle vücudun dışından ölçülür. Bunun için vücutta tutulan radyonükoldin yaydığı gama ışınının vücudun dışından algılanmasında uygun cihazların kullanılması gerekir.

Nükleer tıpta kullanılan radyoaktif maddeler genellikle sıvı halde, ağızdan veya enjeksiyon yoluyla hastaya verilmektedir. Teşhiste kullanılan radyofarmasötikler, hastaya mümkün olan minimum dozda Çizelge 4.2’deki gibi verilmelidir.

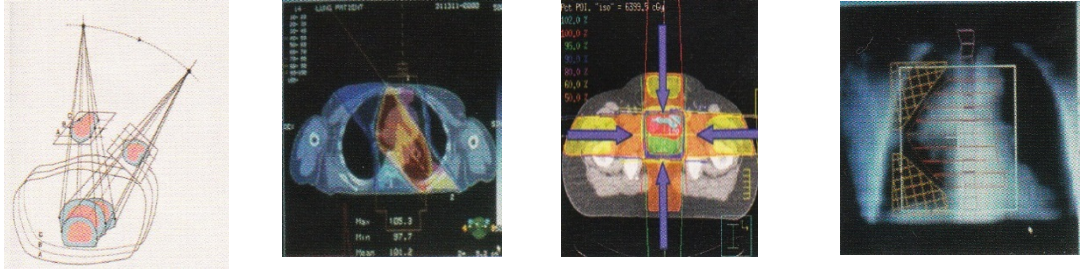
Çizelge 4.2. Tanısal amaçlı nükleer tıp uygulamalarında, ülke seviyelerine ve yapılan işlemlere göre, hastaların maruz kaldığı etkin dozlar [25]

İŞLEMLER	KULLANILAN RADYOİZOTOPLAR	HER BİR İŞLEMDE MARUZ KALINAN ETKİN DOZ (mSv)					
		Seviye 1	Seviye 2	Seviye 3	Seviye 4	Dünya	
Kemik	Tc^{99m}	4.5	4.5	4	4	4.5	
Kalp-Damar	Tc^{99m}, Tl^{201}	8	8	12	12	8	
Akciğer perfüzyonu	Tc^{99m}	1.5	2	2	2	1.5	
Akciğer ventilasyonu	$Tc^{99m}, Kr^{81m}, Xe^{133}$	1	1	1	1	1	
Troid	scan	$Tc^{99m}, I^{131}, I^{125}$	2	10	30	30	3.4
	uptake	$I^{131}, I^{123}, I^{125}$	15	20	30	30	15
Böbrek	$Tc^{99m}, I^{131}, I^{123}$	1.5	3	3	3	1.9	
Karaciğer/Dalak	Tc^{99m}	1.7	2	2	2	1.7	
Beyin	Tc^{99m}	6	6	6	6	6	
Her bir işlemde hastanın maruz kaldığı ortalama etkin doz		4.3	6.7	20	20	4.6	

Tedavi amaçlı olarak hastaya radyoaktif madde verilmesi durumunda hastaların, toplum üyesi kişilerin yıllık dozlarına getirecekleri ilave dozların en düşük düzeyde tutulabilmesi için hastaların vücutlarında kalan aktivitenin izin verilen sınırın altında indirilebilmesi amacıyla belirli süre için hastanede tutulması gerekir.

4.3 Radyoterapi

Radyasyonun tıptaki diğer kullanım alanı ise kanserli hücrelerin tedavi edilmesi çalışmalarıdır. Tıpta bu uygulamalar radyoterapi olarak adlandırılır. Radyoterapide yaygın olarak yüksek enerji X ışını ve elektron yayan lineer hızlandırıcılar veya gama ışını yayan radyoaktif maddeler kullanılır. Radyoterapide, radyolojide alınan radyasyon dozunun binlerce katı radyasyon dozuna (kanserin türüne göre 60.000 Msv'e kadar çıkabilir) ihtiyaç duyulur. Radyoterapi; tümörlerin tedavisi amacıyla iyonlaştırıcı radyasyonun kullanılmasıdır. Tüm kanserli hastaların %50-60'ı hastalık tanısı konulduktan sonra geçen sürede en az bir kez radyoterapi görmektedirler. Radyoterapinin tedavi etme (küratif), diğer tedavilerin etkinliğini güçlendirme (adjuvan), hastalığa bağlı ağrı, kanama gibi sıkıntıların giderilmesi amaçlı (palyatif) ve koruyucu (profilaktik) amaçlı uygulamaları vardır. İlgili resimler Şekil 4-13'te görülmektedir [24].



Şekil 4.13. Kanserli dokuya maksimum dozun verilebilmesi için tümör birkaç yönden ışınlanır

Radyoterapi, kanserli hastaların hastalıklarının herhangi bir döneminde tedavilerinin bir parçası olarak bazen ilk tedavi olarak (primer tedavi) önerilir. Kemoterapi ve cerrahiyle beraber kullanıldığında, tedavi programından önce veya sonra veya kemoterapi ile eş zamanlı olarak da verilebilir.

5. RADYOTERAPİ TEKNİKLERİ

Radyasyon Onkolojisi iyonlaştırıcı radyasyonun tek başına veya diğer tedavi modaliteleri (cerrahi, kemoterapi) ile birlikte kanserli hastaların (diğer bazı kanser dışı habis olmayan hastalıklar da dahil) tedavisinde uygulandığı ve terapötik radyasyonun biyolojik ve fiziksel temelinin araştırıldığı bir disiplindir. Radyoterapi; Radyasyon Onkolojisinin kullandığı tedavi modalitesidir. Radyoterapi iyonlaştırıcı radyasyonların malignneoplazisi olan (bazen benign durumlar) hastalarda kullanılan bir tedavidir.

Radyoterapinin amacı; tanımlanmış tümör hacmine, tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar verecek şekilde, yüksek doğrulukla ölçülmüş radyasyon dozunu vermek bu sayede tümör içindeki hastalıklı hücrelerin ileri hücre bölünmelerini veya çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak, tümörün yok olmasını sağlamak, hayat kalitesini artırmak ve kanserli hasta sağ kalımını uzatmaktır.

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre iki gruba ayrılır;

Elektromanyetik radyasyonlar (X-Işınları , γ - Işınları)

Parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar,protonlar ve nötronlar)

Radyoterapi uygulama şekline göre 3 guruba ayrılır;

Eksternal tedavi (uzak mesafeden yapılan tedavi) Kaynak ile hasta cildi arasındaki uzaklık 5-350 cm'dir.X-Işınları Co-60 γ ışınları ve parçacık şeklindeki (genellikle elektronlar) radyasyonlar kullanılır.

Brakiterapi (Yakın mesafeden yapılan tedavi) Radyoaktif kaynakların cilt üzerine, doku arasına ve vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle yapılır. γ ışınları veren kapalı kaynaklar ve β parçacıkları kullanılır.

İnternal tedavi (sıvı ve koloidal radyoizotoplar vücuda uygulanır). β parçacıkları ve γ ışınları veren açık kaynaklar kullanılır.

Yakın mesafeden yapılan (brakiterapi) tedavide kullanılan kapalı radyoaktif kaynaklar:

Doku arası tedavide (endoterapi,interstisyel tedavi) İğne, tel, firkete ve tanecik şeklindeki radyoaktif izotoplar doku içine implante edilir. Kısa yarı ömürlü olanlar doku içinde bırakılır. Uzun yarı ömürlü olanlar belli bir doz verildikten sonra çıkarılır. Bu uygulamada ^{226}Ra , ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{125}I , ^{182}Ta , ^{198}Au , ^{252}Cf , ^{103}Pd , ^{145}Sm radyoizotopları kullanılır.

Kaynakların vücut boşluklarına konulmasıyla yapılan tedavide (Plesioterapi, İntrakaviter tedavi) genellikle uzun yarı ömürlü radyoizotoplar tercih edilir. Kaynaklar belli bir doz verilinceye kadar hastada bırakıldıktan sonra çıkarılır.Bu uygulamada sonradan yüklemeli (Afterloading) uzaktan kumandalı ^{60}Co , ^{137}Cs ve ^{192}I kaynaklarıyla çalışan yüksek doz hızlı (HDR), orta doz hızlı (MDR) ve düşük doz hızlı (LDR) cihazları kullanılmaktadır. Son yıllarda koroner anjioplasti sonrasında stenoz gelişen hastalarda ikinci stenozu engellemek için endovasküler brakiterapi uygulanması yurdumuzda da kullanılan bir yöntemdir.

Yüzeysel tedavide (Süperfizyel tedavi) plak şeklinde aplikatörler ve mould şeklindeki aplikatörler cilt kanserlerinin tedavisinde kullanılır. Aplikatörler ^{226}Ra , ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{32}P ve ^{90}Sr radyoizotoplarından yapılmıştır.

İnternal tedavide sıvı haldeki radyoizotoplar oral veya intravenöz yolla bütün vücuda veya lokal olarak kanserli organa uygulanır. Bu amaçla ^{131}I , ^{24}Na , ^{198}Au , ^{32}P , Y-90, radyoizotopları kullanılır.

6. NÜKLEER MODELLER (SIVI DAMLA MODELİ)

Çekirdeği anlamak için temel tanımlamamız şu şekilde özet yapılabilir : çekirdeğin içerisinde nükleonların nasıl hareket ettikleri ve nükleer kuvvetlerin nasıl davrandıklarıdır. Protonlar, nötronlar, elektronlar ve atomların elektrodinamik ve kuantum mekanik kanunlarına nasıl uyduklarını bilmekteyiz.

Burada problem çekirdeği bir arada tutan kuvvetlerdir. Atomda etkileşim kuvvetleri Coulomb kuvvetidir ve özellikleri çok iyi bilinmektedir. Coulomb kuvveti elektron ve çekirdek arasındaki Coulomb etkileşimi hareketi hakkında önemli rol oynar böylece problem rahatlıkla çözülebilir. Fakat çekirdekte en etkin etkileşim kuvveti çekirdek kuvvetidir. Bu kuvvet hakkında birçok şey bilmekteyiz fakat Coulomb kuvveti gibi kapalı bir form yazamamaktayız. Çekirdek kuvvetlerini tamamen anlamış olsak bile hala başka problemlerle karşılaşabiliriz. Atomda elektronların etkileşimleri küçük pertürbasyonlar şeklindedir. Bununla birlikte çekirdek içerisinde bir çok nükleonun karşılıklı etkileşimleri çekirdeği bir arada tutar dolayısıyla iki cisim Coulomb problemi gibi (elektron ve atom çekirdeği arasında)bir çözüme ulaşmak mümkün olamamaktadır. Bir düşünce istatistiksel yaklaşımla bunun yapılabileceğidir fakat istatistiksel metotları kullanabilmek için de yeterince nükleon sayısının olmaması gibi bir problemle karşı karşıya gelinir [25].

İşte bu problemler çekirdeği çok ilginç ve araştırmaya değer sebepler şeklinde adlandırılabilir. Çekirdek çok cisim kuantum sistemidir ve birçok parçacık birbirinden bağımsız etkileşim içinde olup bir kaç parçacık istatistiksel metotlara

uyar. Bu zorlukların sonucunda farklı çekirdek modelleri çekirdek içindeki nükleonların hareketlerini tasvir eder ve çekirdek yapıları hakkında bilgi verir. Bazen özel bir model sadece bir tek özelliğini açıklayabilir. Bununla birlikte teorik çalışmaların gelişmesi ve büyük kapasiteye sahip bilgisayar teknolojileri kullanmakla mikroskobik çekirdek model hesaplamaları çekirdek hakkında geliştirilmektedir. Nükleon-nükleon etkileşimlerinden çekirdek özellikleri gözlemlenebilmektedir. Dikkat edilecek olursa iki nükleon arasındaki kuvvete ilave olarak üç cisim etkileşimleri de hesaba alınmalıdır.

Mikroskobik ve makroskobik çekirdek modelleri ve yeni deneysel sonuçların arasındaki ilişki bugünkü nükleer fizik çalışmalarında en güncel olan durumlardır. 1932 yılından beri birçok çekirdek modeli ortaya konmuştur. Bu modellerden biriside sıvı damla modelidir. Bu modele göre nükleonlar çekirdek içerisinde kolektif olarak hareket ederler bu yüzden kolektif model olarak ta adlandırılır. Ayrıca çok parçacık sisteminde nötronlar ve protonlar arasında güçlü etkileşimi ele alan ve nükleer maddenin sürekliliğinden başlayan bir modeldir. Deneyde bulunan yakın aralıklı pek çok düzeyin varlığına işaret eder. Bu modelle Bohr'un birleşik çekirdek teorisi tabii açıklamasını bulur. Bu model aynı zamanda nükleer bağlanma enerjilerini ve yarı amprik nükleer bağlanma formülü için temel teşkil eder. Büyük çekirdekler için geçerlidir.

7. HARTREE-FOCK YAKLAŞIMI

1926 yılında Schödinger denkleminin yazılmasından itibaren bu denklem yardımıyla tüm kuantum mekaniksel uygulamalar yapılmaya çalışılmıştır. Ancak Schrödinger denklemini birden fazla parçacık içeren atom, molekül, vb. yapılar için çözülememekteydi. Atom ve molekül yapılarının incelenmesi için 1928 yılında D. Hartree tarafından Hartree denklemlerinin yazılmasıyla birlikte Schrödinger denklemini birden fazla parçacık içeren sistemlere uygulanmaya başlanmıştır [26]. Ancak bu yöntem elektronların birer fermiyon olarak antisimetrik kuantum durumları (dalga fonksiyonları) ile temsil edilmesi gerektiğini hesaba katmamaktaydı.

- Bu potansiyel enerji kullanılarak Schrödinger denklemi çözüldüğünde, yeni $\Psi^{(1)}$ dalga fonksiyonu elde edilir. Bu yeni dalga fonksiyonu ile yeniden $U^{(1)}(\rho)$ potansiyel enerjisi oluşturulur,vs.

Bu iterasyon dalga fonksiyonu değişmeyene kadar devam eder. Yakınsama sağlanınca çekirdeğin taban durum özellikleri hesaplanır. Hartree-Fock yaklaşımında bir etkin etkileşme seçilerek çekirdeğin taban durum özellikleri hesaplanmaktadır. Bu hesaplamalar için bu tez çalışmasında Skyrme tipi etkin etkileşmeleri kullanılmaktadır.

8. SKYRME ETKİLEŞMESİ

Nükleer fizikte problemlere uygulanan farklı fenomenolojik etkileşimlerin sayısı oldukça fazladır. Bu kuvvetlerin çoğu sadece özel bir amaç için kullanılır. Çekirdeğin taban durum özelliklerini açıklamak için en uygun fenomenolojik kuvvet ise Skyrme kuvvetidir. 1956'da Skyrme iki cisim etkileşmesiyle birlikte üç cisim etkileşmesini de içeren bir etkin etkileşme tanımlamıştır. Bu etkin etkileşme formülü

$$\check{V}_{\text{Skyrme}}^{\rho} = \sum_{i<j} \check{V}^{\rho}(i, j) + \sum_{i<j<k} \check{V}^{\rho}(i, j, k) \quad [28].$$

şeklindedir. Burada ilk terim iki cisim etkileşmesini, ikinci terim ise üç cisim etkileşmesini temsil etmektedir.

İki cisim kısa menzilli etkileşmesi aşağıdaki formdadır,

$$\begin{aligned} \check{V}^{\rho}(i, j) = & t_0(1 + x_0 P_x) \delta(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j) + \frac{1}{2} t_1(1 + x_1 P_x) \{ \mathbf{p}_{12}^{\rho} \delta(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j) + \delta(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j) \mathbf{p}_{12}^{\rho} \} \\ & + t_2(1 + x_2 P_x) \mathbf{p}_{12}^{\rho} \delta(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j) \mathbf{p}_{12}^{\rho} + it_4 \mathbf{p}_{12}^{\rho} \cdot \delta(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j) (\mathbf{e}_i + \mathbf{e}_j) \times \mathbf{p}_{12}^{\rho} \end{aligned}$$

[28].

burada δ , delta fonksiyonudur, $\hat{p}_{12} = \frac{1}{2}i(\hat{V}_1 - \hat{V}_2)$, sağa doğru hareket eden dalga fonksiyonlarına etki eden görelî momentum operatörü, $\hat{p}'_{12} = -\frac{1}{2}i(\hat{V}_1 - \hat{V}_2)$, sola doğru hareket eden dalga fonksiyonlarına etki eden görelî momentum operatörüdür. P_x , spin değiş tokuş operatörü ve σ , Pauli spin matrisleridir. İki cisim etkileşmesi yedi parametreye bağlıdır ($t_0, t_1, t_2, x_0, x_1, x_2$ ve t_4). Bu parametrelerden t_2 görelî tek durumlardaki etkileşmeleri (p durumları) temsil ederken, t_0 ve t_1 parametreleri görelî çift durumlara (aslında sadece s ve d durumlarına) karşılık gelen etkileşimleri temsil eder. x_0, x_1 ve x_2 parametrelerinin değerinin değişmesi nötron proton asimetrik özelliklerine etki etmenin pratik bir yoludur. Bununla birlikte, $x_0 P_x \delta$, $x_1 P_x \delta$ ve $x_2 P_x \delta$ operatörleri asimetrik durumlara etki ettiğinde isospin değiş tokuş operatörüne eşdeğerdir. t_4 parametresi bir cisim spin yörünge kuvvetini belirler.

Üç cisim etkileşme kısmı ise

$$\hat{V}(i, j, k) = \frac{1}{6} t_3 (1 + x_3 P_x) \rho \left(\frac{r_i + r_j}{2} \right) \delta(r_i - r_j) \quad [28].$$

formundadır. Burada ρ , toplam bir cisim yoğunluk operatörünün koordinat uzayında ki diagonal kısmıdır ve t_3 , etkileşmenin yoğunluk bağımlılığını karakterize eden bir parametredir [28]. Skyrme kuvvet parametreleri Çizelge 8.1'de bütünüyle verilmiştir.

Çizelge 8.1 Skyrme kuvvet parametreleri [28]

	$t_0(\text{MeV. fm}^3)$	$t_1(\text{MeV. fm}^3)$	$t_2(\text{MeV. fm}^3)$	$t_3(\text{MeV. fm}^{3\alpha})$	$t_4(\text{MeV. fm}^3)$	x_0	x_1	x_2	x_3	α
SI	-1057.3	235.9	-100.0	14463.5	120	0.56	0	0	1	1
SII	-1169.9	585.6	-27.1	9331.1	105	0.34	0	0	0	1
SIII	-1128.75	395.0	-95.0	14000	120	0.45	0	0	1	1
SKa	-1602.78	570.88	-67.70	8000	125	-0.02	0	0	-0.286	1/3
SKb	-1602.78	570.88	-67.70	8000	125	-0.165	0	0	-0.286	1/3
GS1	-1268	887	-77.3	14485	105	0.15	0	0	1	1
GS2	-1177	670	-49.7	11054	105	0.124	0	0	1	1
GS3	-1037	336	-76.3	5774	105	0.074	0	0	1	1
GS4	-1242	760	-146.2	19362	105	0.026	0	0	1	1
GS5	-1152	543	-118.6	15989	105	0.182	0	0	1	1
GS6	-1012	209	-76.3	10619	105	0.139	0	0	1	1
SKM	-2645	385	-120.0	15595.0	130	0.09	0	0	0	1/6
SKM*	-2645	410	-135.0	15595.0	130	0.09	0	0	0	1/6
SGI	-1603	515.9	-84.5	8000	115	-0.02	-0.5	-1.731	0.1381	1/3
SGII	-2645	340	-41.9	15595	105	0.09	-0.0588	1.423	0.06044	1/6
SLy4	-2488.91	486.82	-546.39	13777	123	0.834	-0.344	-1	1.354	1/6
SLy5	-2484.88	483.13	--549.40	13763	126	0.778	-0.328	-1	1.267	1/6
SLy6	-2479.50	462.18	-448.61	13673	122	0.825	-0.465	-1	1.355	1/6
SLy7	2482.41	457.97	-419.85	13677	126	0.846	-0.511	-1	1.391	1/6

9. ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I , ^{201}Tl için YÜK, KÜTLE, PROTON ve NÖTRON YOĞUNLUK ÇİZELGE ve GRAFİKLERİ

Çizelge 9.1. Hesaplanan rms*yük yoğunluğu yarıçapı değerleri (fm , $r_0=1.25$, fm)

	SI	SIII	SVI	T3	SKM	SKM*	$r_0A^{1/3}$	Deney	$\Delta_{\text{tot}}rR(\text{fm})$
^{18}F	2.766	2.864	2.855	2.892	2.898	2.925	3.275	2,71*[29] 2,9* [29]	-
^{67}Ga	3.890	4.009	4.010	4.556	4.565	4.583	5.076	-	-
^{111}In	4.503	4.635	4.642	4.556	4.565	4.583	6.007	4.5859	0.0043[30]
^{123}I	4.641	4.776	4.784	4.699	4.714	4.732	6.216	-	-
^{201}Tl	5.391	5.534	5.549	5.445	5.458	5.474	7.322	5.4564	0.0034[30]

(rms*: Yük yoğunluk yarıçapının kare ortalamasının kare kök değeri.)

Çizelge 9.2. Hesaplanan rms*kütle yoğunluğu yarıçapı değerleri (fm , $r_0=1.25$ fm)

	SI	SIII	SVI	T3	SKM	SKM*	$r_0A^{1/3}$
^{18}F	2.635	2.726	2.720	2.754	2.759	2.787	3.275
^{67}Ga	3.817	3.934	3.933	4.531	4.538	4.555	5.076
^{111}In	4.450	4.591	4.591	4.531	4.538	4.555	6.007
^{123}I	4.601	4.747	4.747	4.690	4.699	4.716	6.216
^{201}Tl	5.400	5.544	5.549	5.487	5.492	5.505	7.322

(rms*:Yoğunlukyarıçapının kare ortalamasının kare kök değeri.)

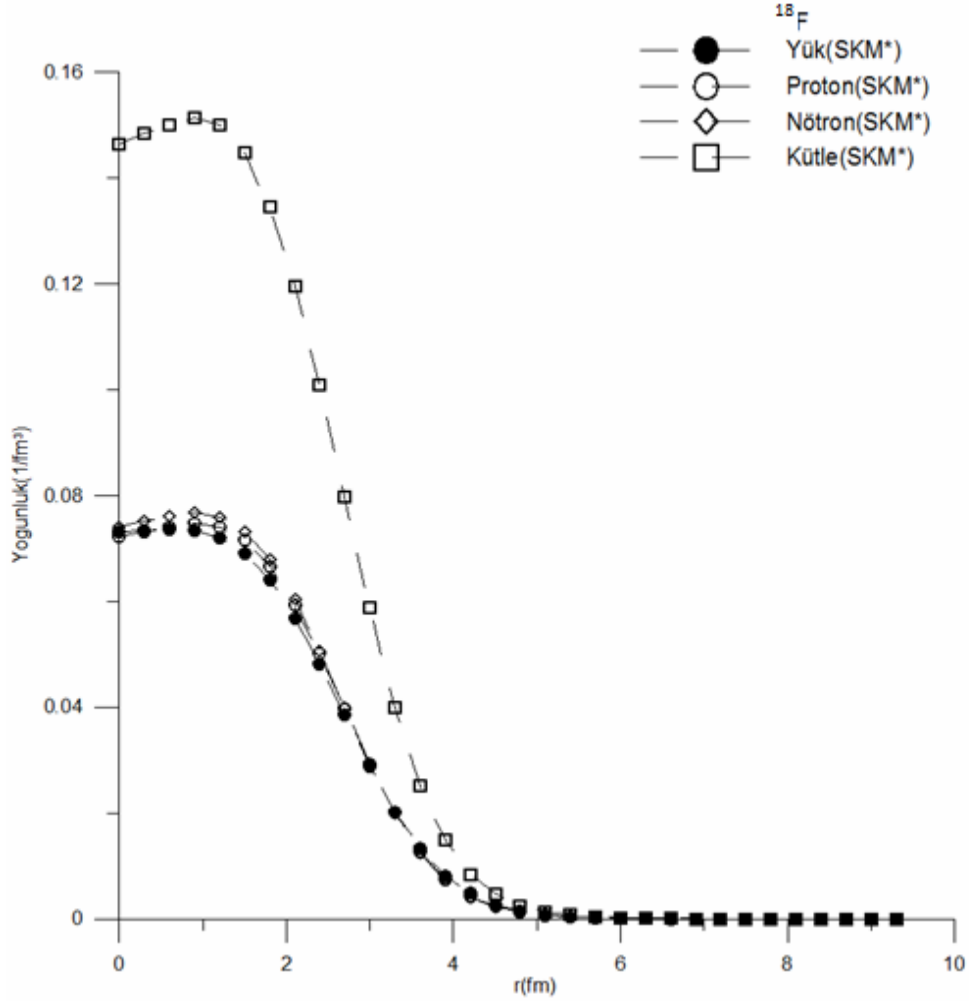
Çizelge 9.3. Hesaplanan rms*proton yoğunluğu yarıçap değerleri (fm , $r_0=1.25$ fm)

	SI	SIII	SVI	T3	SKM	SKM*	$r_0A^{1/3}$
^{18}F	2.649	2.742	2.735	2.770	2.776	2.804	3.275
^{67}Ga	3.805	3.921	3.923	4.480	4.491	4.509	5.076
^{111}In	4.421	4.559	4.565	4.480	4.491	4.509	6.007
^{123}I	4.564	4.707	4.714	4.626	4.642	4.661	6.216
^{201}Tl	5.345	5.481	5.499	5.391	5.403	5.419	7.322

Çizelge 9.4. Hesaplanan rms*nötron yoğunluğu yarıçap değerleri (fm , $r_0=1.25$ fm)

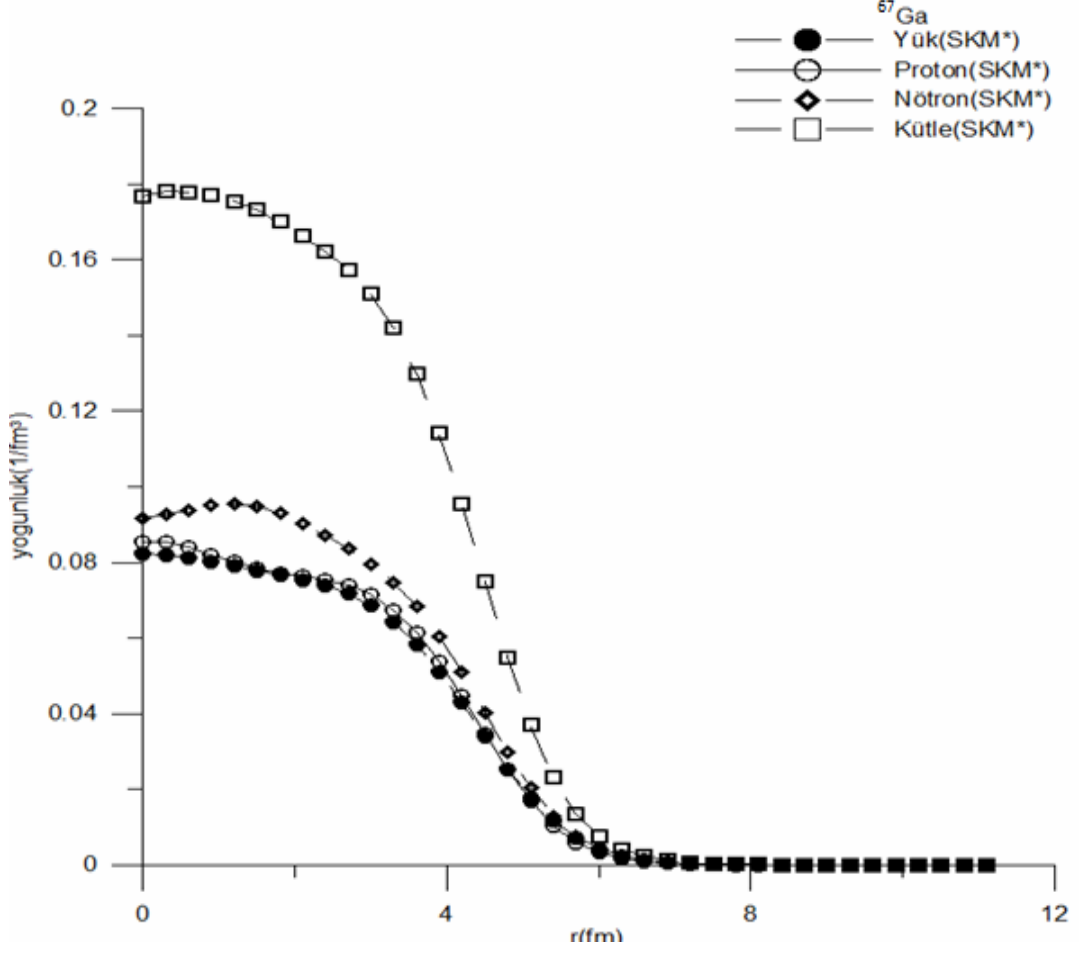
	SI	SIII	SVI	T3	SKM	SKM*	$r_0A^{1/3}$
^{18}F	2.620	2.710	2.704	2.739	2.742	2.804	3.275
^{67}Ga	3.828	3.944	3.941	4.572	4.575	4.591	5.076
^{111}In	4.473	4.615	4.611	4.572	4.575	4.591	6.007
^{123}I	4.629	4.776	4.771	4.737	4.742	4.758	6.216
^{201}Tl	5.437	5.587	5.582	5.550	5.550	5.563	7.322

9.1 ^{18}F GRAFİK



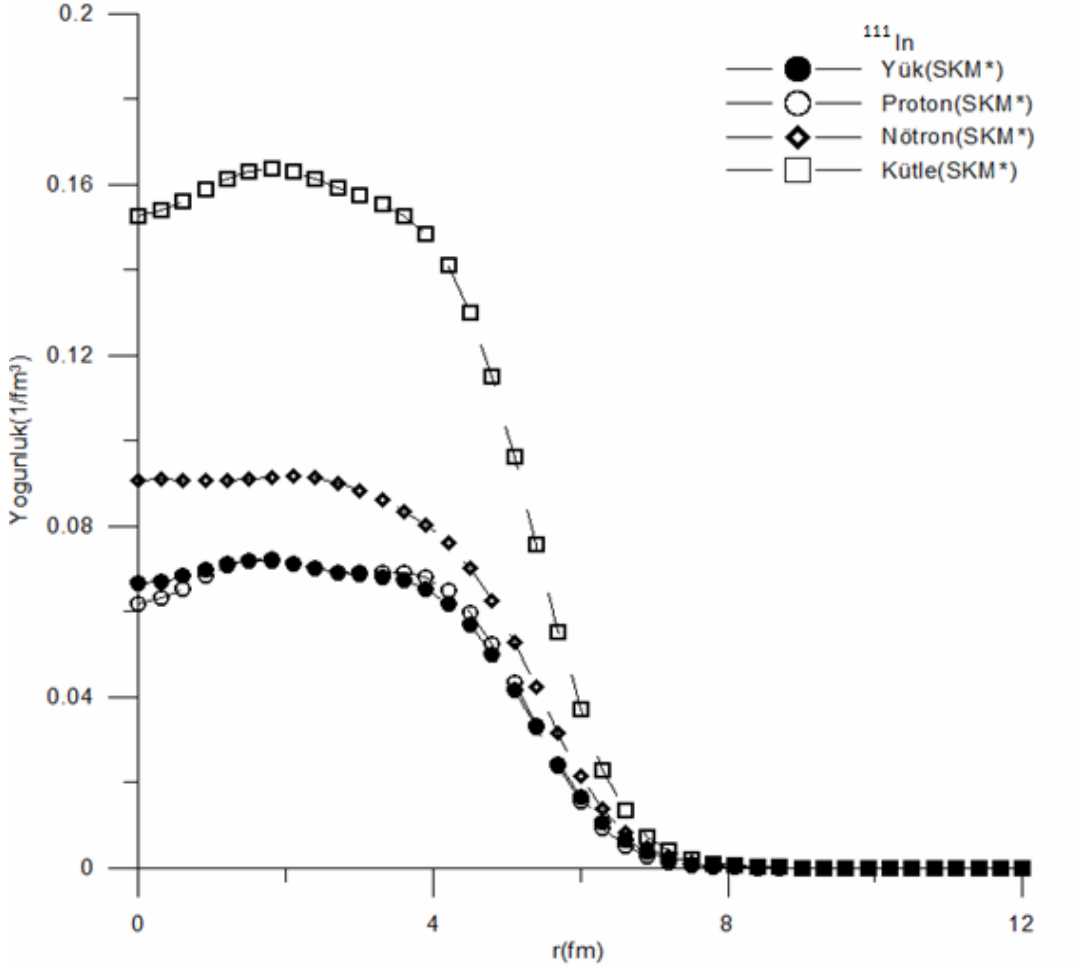
Şekil 9.1 ^{18}F için yük, proton, nötron, kütle ve yoğunluk dağılımları

9.2 ^{67}Ga GRAFİK



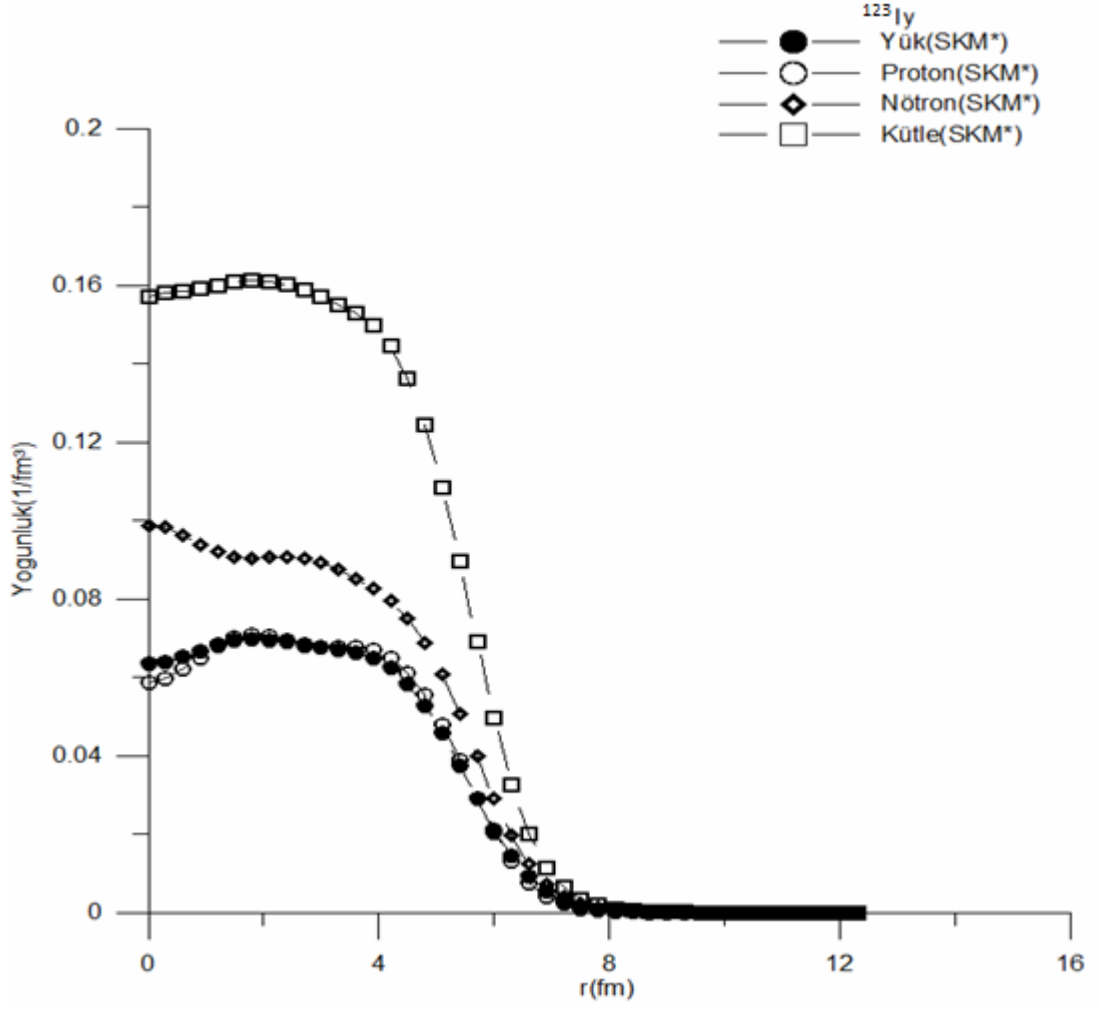
Şekil 9.2 ^{67}Ga için yük, proton, nötron, kütle ve yoğunluk dağılımları

9.3 ^{111}In GRAFİK



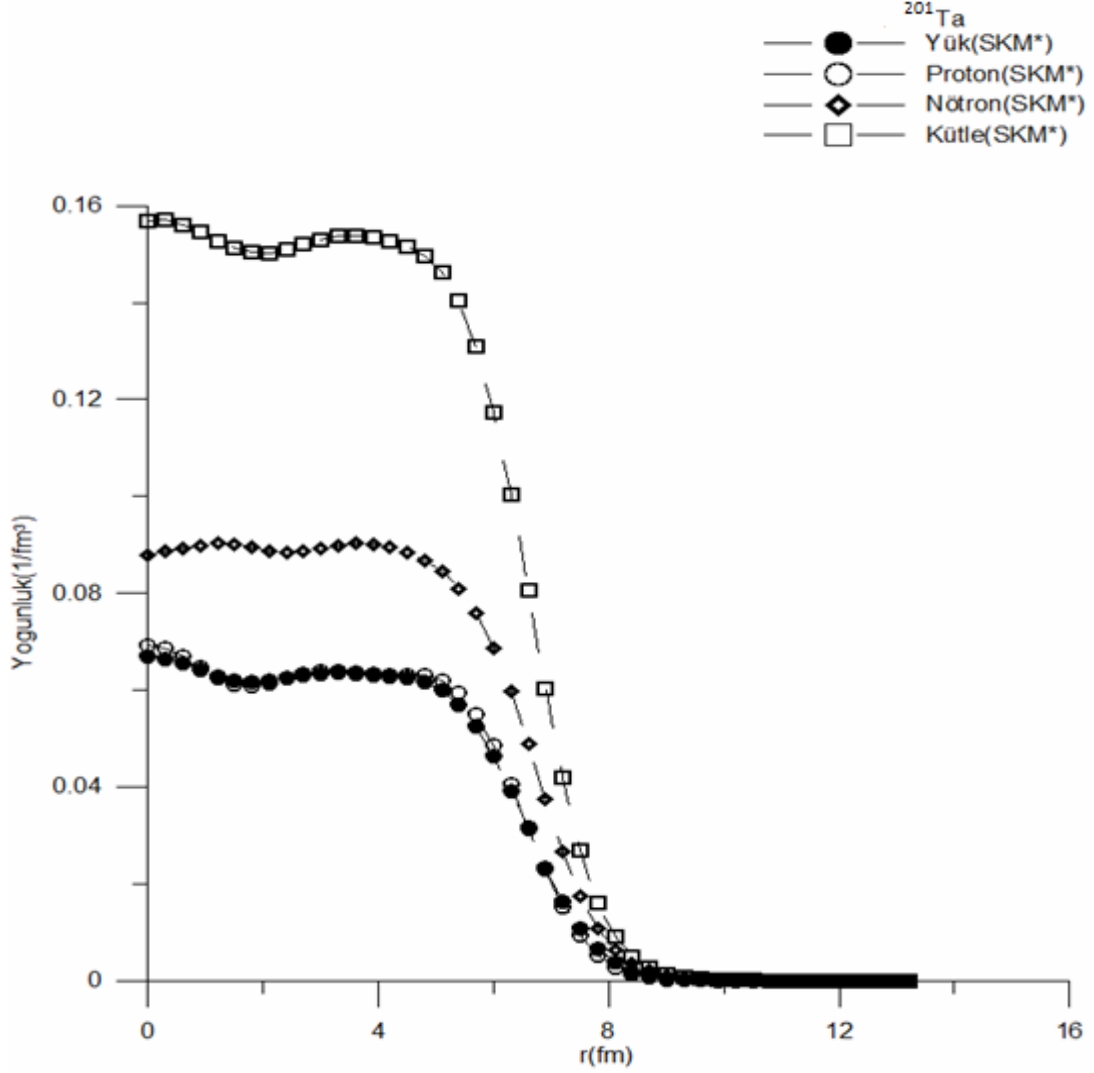
Şekil 9.3 ^{111}In için yük, proton, nötron, kütle ve yoğunluk dağılımları

9.4 ^{123}I GRAFİK



Şekil 9.4 ^{123}I için yük, proton, nötron, kütle ve yoğunluk dağılımları

9.5 ^{201}Tl GRAFİK



Şekil 9.5 ^{201}Tl için yük, proton, nötron, kütle ve yoğunluk dağılımları

10. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada SI, SII, SIV, T3, SKM, SKM* etkin Skryme etkileşimli Hartree – Fock metodu kullanılarak, yük, kütle, nötron, proton yoğunlukları ve yük, kütle, nötron, proton, yoğunluk yarıçaplarının kare ortalamalarının kare kökleri (rms değeri) ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I , ^{201}Tl için teorik olarak hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar çizelge 9.1. de verilen dğersel deneylerle kıyaslanmıştır. Deneysel değersel atomik veri ve nükleer veri tablolarından alınmıştır.

Çizelge 9.1. de görüldüğü gibi, deneysel olarak ölçülen yük yoğunluk yarı çapının kare ortalamasının kare kökü (rms) değeri yaklaşık olarak, ^{18}F için ; 2.898, ^{67}Ga için ; 4.565, ^{111}In için ; 4.565, ^{123}I için ; 4.714 ve ^{201}Tl için de ; 5.458 değersel teorik olarak hesaplanırken, sayısal değersel kütlesinin artmasıyla doğru orantılı arttığı görülmektedir.

Teorik olarak hesaplanan yük ‘rms’ değersel, skryme kuvvet parametrelili teorik hesaplarla uyum içindedir. Ayrıca teorik olarak hesaplanan yük ‘rms’ değersel, deneysel verilerle de oldukça uyumludur.

Özellikle SKM* olarak kullanılan Skryme parametre kuvveti ile yapılan teorik hesaplamalar, deneysel değersel daha yakındır. Bunlara ek olarak, Çizelge 9.1’de Skryme kuvvetleri ile hesaplanan nükleer yük rms değersel (birim hacimdeki nükleon sayısının yaklaşık sabit olduğu) sıvı damla modelindeki $r_0 A^{1/3}$ yarıçap değersel ile de kıyaslanmıştır.

Burada r_0 değeri 1.25 fm olarak elektron saçılma deneylerinden alınmıştır. Skryme Hartree – Fock hesaplarına benzer olarak damla modelindeki yarıçap değersel, A kütle numarasına bağlı olarak ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl için sırasıyla ; 3.275, 5.076, 6.007, 6.216 ve 7.322 olacak şekilde değerselde çok az bir artış gözlenmiştir. Bununla birlikte Sıvı Damla Modeli kullanılarak yapılan teorik hesaplamalar deneysel değerselden yüksektir. ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl çekirdekleri için Skryme parametrelili Hartree – Fock metodu kullanılarak kütle rms

değerleri hesaplanmış ve sonuçlar Çizelge 9.2'de (^{18}F :2.759, ^{67}Ga :4.538, ^{111}In :4.538, ^{123}I :4.699 ve ^{201}Tl :5.492 şeklinde) özetlenmiştir. Teorik olarak hesaplanan kütle rms değerleri diğer hesaplama değerleri ile oldukça uyumludur.

Hesaplanan nötron ve protom rms değerleri, aynı parametreler ve metodlar kullanılarak ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl çekirdekleri için sırasıyla Çizelge 9.3 (^{18}F :2.776, ^{67}Ga :4.509, ^{111}In :4.509, ^{123}I :4.661 ve ^{201}Tl :5.419) ve Çizelge 9.4'te (^{18}F :2.742, ^{67}Ga :4.575, ^{111}In :4.575, ^{123}I :4.742 ve ^{201}Tl :5.550) sonuçları verilmiştir.

Sadece SKM* parametresi kullanılarak ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl çekirdekleri için yük, proton, nötron ve kütle yoğunluk hesaplamalarının kıyaslanması şekil 1 den şekil 5 e kadar (grafiklerde) verilmiştir.

Grafiklerin ($r = 0$) merkezinde, skm* parametrelili 'yük' yoğunluğunun ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl için elde edilen değerleri yaklaşık olarak sırasıyla ; 0.0731, 0.0823, 0.0666, 0.0635 ve 0.0668'dir.

Grafiklerin ($r = 0$) merkezinde, skm* parametrelili 'proton' yoğunluğunun ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl için elde edilen değerleri yaklaşık olarak sırasıyla ; 0.0722, 0.0852, 0.0618, 0.0585 ve 0.0691'dir.

Grafiklerin ($r = 0$) merkezinde, skm* parametrelili 'nötron' yoğunluğunun ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl için elde edilen değerleri yaklaşık olarak sırasıyla ; 0.0741, 0.0916, 0.0906, 0.0985 ve 0.0878'dir.

Grafiklerin ($r = 0$) merkezinde, skm* parametrelili 'kütle' yoğunluğunun ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl için elde edilen değerleri yaklaşık olarak sırasıyla ; 0.146, 0.176, 0.152, 0.157 ve 0.156'dir.

Şekil 9.1 incelendiğinde ^{18}F çekirdeği için hesaplanan tüm yoğunluklar yaklaşık 1 fm (fermi) yarıçapında maksimum değer alırken, 1 fm'den sonra belirgin bir şekilde azalarak 5 fm değerinden itibaren sifira yaklaşmaktadır.

Aynı durum Şekil 9.2’de ^{67}Ga çekirdeği için 2 fm’de bütün hesaplanan yoğunluklar maksimum değerde iken yaklaşık 5.5 fm’den sonra sıfıra yaklaşmaktadır.

Şekil 9.3 ve 9.4’te ^{111}In ve ^{123}I çekirdekleri için yaklaşık 2 fm’de bütün hesaplanan yoğunluklar maksimum değerde iken yaklaşık 7 fm’den sonra sıfıra yaklaşmaktadır.

Şekil 9.5’te ise ^{201}Tl çekirdeği için çekirdeği için hesaplanan tüm yoğunluklar yaklaşık 4 fm yarıçapında maksimum değer alırken, 6 fm’den sonra belirgin bir şekilde azalarak 8 fm değerinden itibaren sıfıra yaklaşmaktadır.

11. SONUÇ

Bu çalışmada ^{18}F , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl için yük ,proton,nötron , kütle yoğunlukları ve yük,proton,nötron,kütle yarıçaplarını kare ortalamalarının karekökü (rms) değeri , SI, SIII, SVI, T3, SKM ve SKM* etkin Skyrme kuvveti Hartree-Fock metodu kullanılarak hesaplanmış ve deneysel verilerle kıyaslanmıştır.

Çizelge 9.1’de skyrme kuvvet parametreleri kullanılarak teorik olarak hesaplanan yük rms değerleri, deneysel değerlerle uyum içindedir. Ayrıca SKM* parametrelili hesaplamalar, deneysel değerlere en yakın değerler olduğundan, yarıçapa karşılık yoğunluk grafikleri bu parametreler için çizilmiştir. Bunlara ek olarak, sıvı damla modelindeki yarıçap değerleri, kütle numarasına bağlı olarak çok küçük bir artış göstermektedir.

Elde edilen bu sonuçlar, yapısal tıbbi radyoizotopların taban durum özelliklerini anlamaya önemli katkı sağlamaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] Yazar H.R., “İleri Nükleer Fizik Ders Notları”, Nevşehir Üniversitesi, 2012
- [2] Baiser P., “Çağdaş Fiziğin Kavramları”, Üni. Kitabevi, 1989
- [3] Cottingham W. N., Greenwood D. A., Açıkgöz İ., YILDIRIM S., “Çekirdek Fiziğine Giriş”, 2001
- [4] Şarer B., “05/2007-14 kodlu” Gazi Üniversitesi Araştırma Projesi
- [5] Gudima K.K., Mashnik S.G., Toneev V.D., “Nuclear Physics”, UCID-19614, 1982
- [6] Adamson R. D., “Novel Methods for Large Molecules in Quantum Chemistry. Ph.D. Thesis”, University of Cambridge, Cambridgeshire, England, 1998
- [7] Chabanat E, Bonche P, Haensel P, Meyer J and Schaeffer R, “A Skyrme parametrization from subnuclear to neutron star densities.” Nucl. Phys., 1997
- [8] Egelhof P, “Nuclear Structure Studies by Direct Reactions with Radioactive Beams.” Acta Phys. Pol. , 1999.
- [9] Egelhof P, “Skyrme force and the mass formula” Nucl. Phys., 1976.
- [10] TAEK, “Energy World”, 2009
- [11] ŞENER, Ş., “Radyoizotop Üretiminde Kullanılan Bazı Nükleer Reaksiyon Tesir Kesitlerinin Hesaplanması”, Yüksek Lisans Tezi, 2006
- [12] YILDIZ, D., “Tıbbi İndiyum Radyoizotopunun Üretiminde Kullanılan Bazı Reaksiyonların Tesir Kesiti Değerlerinin Hesaplanması”, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2010.
- [13] SAVAŞ, F., “Medikal Fizikte Kullanılan Bazı Radyonüklidlerin Reaksiyon Tesir Kesitlerinin İncelenmesi”, Yüksek Lisans Tezi, Adana, 2013.
- [14] TAKACS, S., TARKANYI, F., HERMANNE, A., PAVIOTTI DE CORCUERA, R., “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, 2003.

- [15] Tel, E., Aydın, A., Tanır G., "Investigation of the pairing effect using newly evaluated empirical studies for 14-15 MeV neutron reaction cross sections", Phys. Rev., 2007
- [16] YALÇINER, E.G., "Proton Hızlandırıcılarının Nükleer Uygulama Alanları İle Protonlarla Oluşturulan Nükleer Reaksiyon Tesir Kesitlerinin İncelenmesi", Doktora Tezi, Ankara, 2008
- [17] 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., "Excitation Functions 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, 2009
- [18] KHANDAKER M.U., KIM, K., LEE, M.W., KIM, K.S., KIM, G.N., CHO, Y.S., and LEE, Y.O., "Experimental Determination Of Proton-Induced CrossSections On Natural Zirconium", Applied Radiation and Isotopes, 2009
- [19] DARABAN L., ABBAS K., SIMONELLI F., ADAM-REBELES R., and GIBSON N., "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, 2008
- [20] DARABAN L., "Production And Characterization Of New Radionuclides Used For Medical Applications", Doktora Tezi, Roma, 2010
- [21] YAŞAR G., "Tıbbi Uygulamalarda Kullanılan Bazı Radyoizotopların Reaksiyon Tesir Kesitlerinin ve Nötron Yayınlanma Spektrumlarının İncelenmesi", Yüksek Lisans Tezi, Isparta, 2010
- [22] TARKANYI F., HERMANNE A., TAKACS S., DITROI F., KIRALY B., YAMAZAKİ H., BABA M., MOHAMMADI A., and IGNATYUK A.V., "New Measurements and Evaluation Of Excitation Functions For (p,2pxn) Reactions On ^{133}Cs Up To 70 MeV Proton Energy", Applied Radiation and Isotopes, 2010
- [23] SAVAŞ F., "Medikal Fizikte Kullanılan Bazı Radyonüklidlerin Reaksiyon Kesitlerinin İncelenmesi", Yüksek Lisans Tezi, Adana, 2013
- [24] TAEK – PTH, "Radyoformasotik Üretim Prog.", SANEM, 2012
- [25] United Nations Scientific Committee on The Affects of Atomic Radiations, "Report of UNSCEAR to the 69th General Assembly", Newyork, 2014

- [26] Bogoliubov N.N., "On a New Method in the Theory of Superconductivity", Journal of Experimental and Theoretical Physics, 1958
- [27] Myers W.D., Swiatecki W.J., Moller P., Nix J.R., "Nucl.Phys.", 1992
- [28] Skyrme T.H.R., "Nucl.Phys.", 1959
- [29] Atomic Data and Nuclear Data Tables, 1974-2004
- [30] Engfer R., Schneuwly H., Zenhder A., Walter H.K., "Nuclear Physics", Cern, Geneva, , Switzerland, 1974

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı	:	Murat ELALDILAR
Doğum Tarihi-Yeri	:	24/01/1973 - ADANA
E-Posta Adresi	:	muratelaldilar01@hotmail.com
İrt. Tel.	:	0 505 642 36 60

Öğrenim Bilgileri

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Bitirme Yılı
Lise	Matematik	Adana / Baraj Lisesi	1990
Lisans	Fizik	Elazığ/Fırat Ü.	1998
Yüksek Lisans	Fizik	Osmaniye/Korkutata Ü.	2015