



بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ  
الْحَمْدُ لِلَّهِ الَّذِي  
خَلَقَ السَّمَوَاتِ وَالْأَرْضَ  
وَالَّذِي يُضَوِّتُ النَّجْمَ  
وَالَّذِي يُرْسِدُ الْوَالِجَ  
فِي الْبُرُوجِ وَالَّذِي  
يُجْمَلُ فِي الْوَالِجِ  
وَالَّذِي يُرْسِدُ الْوَالِجَ  
فِي الْبُرُوجِ وَالَّذِي  
يُجْمَلُ فِي الْوَالِجِ



دانشگاه آزاد اسلامی  
واحد تهران مرکزی  
دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک

پایان نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد (M.Sc)  
گرایش: هسته‌ای

**عنوان:**

بررسی دز نسبی اندام بدن در استفاده از روش تصویربرداری با گسیل پوزیترون  
(PET)

**استاد راهنما:**

دکتر مسعود عبدالله زاده

**استاد مشاور:**

دکتر محسن شایسته

**پژوهشگر:**

عطیه مشیدی

تابستان ۱۳۹۰

تقدیم به پدر و مادر مهربانم که گرم‌ترین کانون  
مهر و محبت‌اند.

## تشکر و قدردانی

به حسب احساس تکلیف بر خود لازم می‌دانم از راهنمایی‌های استاد گرامی جناب آقای دکتر مسعود عبدالله زاده و مساعدت استاد مشاورم جناب آقای دکتر محسن شایسته نهایت تشکر و قدردانی را به جای آورم.

از راهنمایی‌های دلسوزانه و کمک‌های مشفقانه آقای دکتر حسن یوسف‌نیا که در این راه بنده را یاری فرمودند با زبان قاصر خود تشکر خالصانه دارم؛ همچنین از مساعدت و همکاری صمیمانه آقایان دکتر کاسه ساز، دکتر پرچ، دکتر مصلحی و سید حسین قاضی دزفولی کمال تشکر را دارم.

از تمامی متخصصان و کارشناسان محترم سازمان انرژی اتمی، اساتید محترم دانشگاه تربیت مدرس (دانشکده علوم پزشکی گروه فیزیک پزشکی) و متخصصین بیمارستان شریعتی به خاطر زحمات ایشان و مشاوره‌هایی که در این زمینه به حقیر ارائه فرمودند، تشکر می‌کنم.

از خداوند متعال توفیق روزافزون تمامی این عزیزان را خواستارم.

باسمه تعالی

در تاریخ:

از پایان نامه خود دفاع نموده و با

دانشجوی کارشناسی ارشد آقای / خانم

و با درجه

نمره به حروف

مورد تصویب قرار گرفت.

امضاء استاد راهنما

## فهرست مطالب

مقدمه ..... ۱

### فصل اول: مبانی فیزیک هسته‌ای

ساز و کار اندرکنش تابش با ماده ..... ۴

(۱-۱) واپاشی گاما ..... ۴

(۲-۱) برهم کنش اشعه گاما ..... ۷

(۱-۲-۱) جذب فوتوالکتریک ..... ۷

(۲-۲-۱) پراکندگی کامپتون ..... ۸

(۳-۲-۱) تولید زوج ..... ۹

(۳-۱) واپاشی آلفا ..... ۱۱

(۴-۱) واپاشی بتا ..... ۱۱

(۱-۴-۱) واپاشی  $\beta^-$  ..... ۱۲

(۲-۴-۱) واپاشی  $\beta^+$  ..... ۱۶

(۵-۱) گیر اندازی الکترون ..... ۱۸

(۶-۱) پرتوهای ایکس ..... ۱۸

(۷-۱) قانون واپاشی پرتوزا ..... ۱۹

(۸-۱) استفاده از مواد پرتوزا در پزشکی هسته‌ای ..... ۲۱

(۱-۸-۱) تشخیص بیماری با رادیونوکلئیدها ..... ۲۱

(۲-۸-۱) رادیوایزوتوپهای گامادهنده ..... ۲۲

(۳-۸-۱) رادیوایزوتوپهای پوزیتروندهنده ..... ۲۲

(۴-۸-۱) رادیوداروها ..... ۲۲

(۹-۱) دزیمتری ..... ۲۳

(۱-۹-۱) معرفی یکاهای دزیمتری ..... ۲۳

(۱۰-۱) محاسبات دز جذب شده ..... ۲۷

### فصل دوم: شبیه سازی به روش مونت کارلو و کد MCNP

مقدمه‌های بر مونت کارلو ..... ۳۲

(۱-۲) خصوصیات روش مونت کارلو ..... ۳۲

(۱-۱-۲) همانندسازی ترابرد پرتوها با روش مونت کارلو ..... ۳۴

(۲-۱-۲) مراحل مختلف در ترابرد پرتوها با روش مونت کارلو ..... ۳۴

(۲-۲) کد MCNP ..... ۳۵

(۱-۲-۲) ساختار فایل ورودی MCNP ..... ۳۶

(۲-۲-۲) سطوح ..... ۳۶

(۳-۲-۲) سلولها ..... ۳۶

۳۷	..... مواد (۴-۲-۲)
۳۷	..... تالی ها (۵-۲-۲)
۳۸	..... نوع ذرات چشمه (MODE) (۶-۲-۲)
۳۸	..... تعریف چشمه (SDEF) (۷-۲-۲)
۳۸	..... اهمیت سلول ها (IMP) (۸-۲-۲)
۳۹	..... زمان یا تعداد ذرات (CTME or NPS) (۹-۲-۲)
۳۹	..... توصیف مختصری از تالیها (۳-۲)
۳۹	..... تالی F1: جریان سطحی (۱-۳-۲)
۳۹	..... تالی F2: شار سطحی (۲-۳-۲)
۴۰	..... تالی F4: شار حجمی (۳-۳-۲)
۴۰	..... تالی F5: شار نقطه‌ای (۴-۳-۲)
۴۰	..... تالی F6: دز جذب شده (۵-۳-۲)
۴۱	..... تالی F7 (۶-۳-۲)
۴۱	..... تالی F8 (۷-۳-۲)

### فصل سوم: روش‌های تشخیصی و درمان پرتویی

۴۳	..... وسایل و تجهیزات مورد استفاده در پرتوپزشکی (۱-۳)
۴۳	..... سی تی اسکن بدن (۱-۳-۱)
۴۳	..... روش انجام فرآیند سی تی اسکن (۱-۳-۱)
۴۴	..... ام آر ای (۲-۳)
۴۴	..... چاقوی گاما (۳-۳)
۴۵	..... IMRT (۴-۳)
۴۶	..... fMRI (۵-۳)
۴۶	..... روش انجام فرآیند fMRI (۱-۵-۳)
۴۷	..... سونوگرافی از کاروتید (۶-۳)
۴۷	..... اصول اولیه PET (۷-۳)
۴۸	..... تاریخچه (۷-۳)
۴۹	..... مراحل تصویربرداری به وسیله PET (۸-۳)
۵۰	..... بلور (۹-۳)
۵۰	..... سوسوزن و سوسوزنی (۱-۹-۳)
۵۱	..... تأثیرات فوتون بر بلور (۲-۹-۳)
۵۱	..... بلور مناسب (۳-۹-۳)
۵۲	..... نور خروجی (بازده نوری) (۱۰-۳)
۵۲	..... واپاشی نور (۱۱-۳)
۵۲	..... بلورهای به کار رفته در PET (۱۲-۳)
۵۲	..... ژرمینات بسیموت (۱-۱۲-۳)

۵۳	.....	۲-۱۲-۳) اکسی ارتو سیلیکات لوتیم.
۵۳	.....	۳-۱۲-۳) یدید سدیم با ناخالصی تالیوم.
۵۴	.....	۱۳-۳) آشکارسازها.
۵۴	.....	۱-۱۳-۳) زمان مرده.
۵۴	.....	۲-۱۳-۳) انطباق آشکارسازی.
۵۴	.....	۳-۱۳-۳) اندازه آشکارساز.
۵۵	.....	۴-۱۳-۳) آشکارسازهای مقابل.
۵۵	.....	۱۴-۳) زمان پرواز در PET.
۵۵	.....	۱-۱۴-۳) اشکالات زمان پرواز.
۵۶	.....	۲-۱۴-۳) کولیماتورها.
۵۷	.....	۱۵-۳) اسکنرهای PET.
۵۷	.....	۱۶-۳) اسکنرهای PET حیوانی.
۵۸	.....	۱۷-۳) مزایای استفاده از PET.
<b>فصل چهارم: محاسبات و نتایج</b>		
۶۱	.....	نتایج شبیه‌سازی و محاسبات.
۶۱	.....	شبیه‌سازی MCNP.
۶۱	.....	۱-۴) فانتوم شبیه‌سازی شده بدن انسان.
۶۱	.....	۲-۴) جزئیات فانتوم.
۶۳	.....	۱-۲-۴) موقعیت و مکان چشمه در فانتوم.
۶۷	.....	۲-۲-۴) انرژی چشمه در فانتوم.
۶۷	.....	۳-۲-۴) نوع ذره در فانتوم.
۶۷	.....	۴-۲-۴) نوع تالی در فانتوم.
۶۷	.....	۳-۴) بررسی و نتایج محاسبه دز در رادیویزوتوپ‌های PET (بخش اول محاسبات).
۶۸	.....	۱-۳-۴) محاسبه دز گامای ساطع شده ناشی از رادیویزوتوپ $^{18}\text{F}$ .
۷۶	.....	۲-۳-۴) محاسبه دز ناشی از گامای ساطع شده از رادیویزوتوپ $^{15}\text{O}$ .
۸۲	.....	۳-۳-۴) محاسبه دز ناشی از گامای ساطع شده از رادیویزوتوپ $^{11}\text{C}$ .
۸۸	.....	۴-۳-۴) محاسبه دز ناشی از گامای ساطع شده از رادیویزوتوپ $^{13}\text{N}$ .
۹۴	.....	۵-۳-۴) تحلیل و مقایسه نتایج دز گامای رادیویزوتوپ‌های PET.
۱۰۰	.....	۴-۴) بررسی و نتایج محاسبه دز در رادیوداروی 18F-FDG (بخش دوم محاسبات).
۱۰۰	.....	۱-۴-۴) محاسبه دز ناشی از گامای ساطع شده از رادیوداروی 18F-FDG.
۱۰۵	.....	۲-۴-۴) محاسبه دز ناشی از واپاشی پوزیترون در 18F-FDG.
۱۰۸	.....	۳-۴-۴) محاسبه دز ناشی از اشعه‌های ایکس در 18F-FDG.
۱۰۸	.....	۴-۴-۴) محاسبه دز ناشی از گیراندازی الکترون در 18F-FDG.
۱۱۳	.....	۵-۴-۴) نتایج بدست آمده از محاسبات بخش دوم.
۱۱۵	.....	پیوست الف.



پیوست ب..... ۱۱۶.

## فهرست منابع

## فهرست جداول

جدول (۱-۱) انواع مختلف واپاشی.....	۴
جدول (۲-۱) رادیوایزوتوپهای گامادهنده .....	۲۲
جدول (۳-۱) رادیوایزوتوپهای پوزیتروندهنده.....	۵۹
جدول (۱-۴) عناصر تشکیل دهنده فانتوم انسانی.....	۶۲
جدول (۲-۴) اصول گسیل و تابش برای $^{18}\text{F}$ .....	۶۷
جدول (۳-۴) دز جذب شده ناشی از گاماهاى حاصله از واپاشی پوزیترون-ادامه دارد.....	۶۹
جدول (۴-۴) خطای آماری دز جذب شده ارگانها توسط کد MCNP4C - ادامه دارد.....	۷۴
ادامه‌ی جدول (۴-۴) خطای آماری دز جذب شده ارگانها توسط کد MCNP4C.....	۷۵
جدول (۵-۴) اصول گسیل و تابش برای $^{16}\text{O}$ .....	۷۶
جدول (۶-۴) دز جذب شده ناشی از گاماهاى حاصله از واپاشی پوزیترون $^{16}\text{O}$ - ادامه دارد.....	۷۷
ادامه‌ی جدول (۶-۴) - دز جذب شده ناشی از گاماهاى حاصله از واپاشی پوزیترون $^{16}\text{O}$ .....	۷۸
جدول (۷-۴) اصول گسیل و تابش برای $^{11}\text{C}$ .....	۸۲
جدول (۸-۴) دز جذب شده ناشی از گاماهاى حاصله از واپاشی پوزیترون $^{11}\text{C}$ - ادامه دارد.....	۸۳
ادامه‌ی جدول (۸-۴) دز جذب شده ناشی از گاماهاى حاصله از واپاشی پوزیترون $^{11}\text{C}$ .....	۸۴
جدول (۹-۴) اصول گسیل و تابش برای $^{13}\text{N}$ .....	۸۸
جدول (۱۰-۴) دز جذب شده ناشی از گاماهاى حاصله از الکترون گیراندازی شده $^{13}\text{N}$ - ادامه دارد.....	۸۹
ادامه‌ی جدول (۱۰-۴) دز جذب شده ناشی از گاماهاى حاصله از الکترون گیراندازی شده $^{13}\text{N}$ .....	۹۰
جدول (۱۱-۴) دز گامای کل هر ارگان برای $^{18}\text{F}$ .....	۹۴
جدول (۱۲-۴) دز گامای کل هر ارگان برای $^{16}\text{O}$ .....	۹۵
جدول (۱۳-۴) دز گامای کل هر ارگان برای $^{13}\text{N}$ .....	۹۶
جدول (۱۴-۴) دز گامای کل هر ارگان برای $^{11}\text{C}$ .....	۹۷
جدول (۱۵-۴) دز گامای محاسبه شده - ادامه دارد.....	۱۰۳
ادامه‌ی جدول (۱۵-۴) دز گامای محاسبه شده.....	۱۰۴
جدول (۱۶-۴) دز ناشی از گاما که هر ارگان جذب می‌کند.....	۱۰۵
جدول (۱۷-۴) جرم ارگانهای بدن.....	۱۰۷
جدول (۱۸-۴) دز ناشی از واپاشی پوزیترون که هر ارگان جذب می‌کند.....	۱۰۸
جدول (۱۹-۴) دز ناشی از گیراندازی الکترون که هر ارگان جذب می‌کند.....	۱۱۰
جدول (۲۰-۴) دز کلی ناشی از تزریق رادیوداروی $^{18}\text{F-FDG}$ .....	۱۱۱
جدول (۲۱-۴) مقایسه دز کلی محاسبه شده با دز آزمایشگاهی.....	۱۱۲

## فهرست اشکال

- شکل (۱-۱) فرآیند پراکندگی کامپتون..... ۸
- شکل (۲-۱) رسم قطبی عدد فوتون‌ها (فرآیند چپ گرد) پراکندگی کامپتون در یک بخش از زاویه فضایی در زاویه پراکندگی  $\theta$  این نمودار انرژی‌های اولیه را نشان می‌دهد..... ۱۰
- شکل (۳-۱) نفوذ نسبی سه نوع برهم کنش اشعه گاما. خط‌های  $Z$  و برای دو اثر مجاور که یکسان هستند نشان داده شده اس ۱۰
- شکل (۴-۱) یک طیف نوعی انرژی بتا (فقط شکل را نشان می‌دهد، به معنای این نیست که شدت  $\beta^-$  بیش از  $\beta^+$  است)..... ۱۲
- شکل (۵-۱) طرح واپاشی  $^{22}\text{Na}$ . توجه کنید که این  $Q_{EC}$  است که ذکر شده است، نه  $Q_{\beta^+}$ ..... ۱۷
- شکل (۱-۳) تصویر شماتیکی از چگونگی عملکرد PET..... ۴۹
- شکل (۱-۴) فانتوم انسانی..... ۶۳
- شکل (۲-۴) شمای اولیه فانتوم بعد از اجرای برنامه..... ۶۳
- شکل (۳-۴) هندسه فانتوم برای  $p_y = -2$  با دستور Scales 2..... ۶۴
- شکل (۴-۴) فانتوم با دستور void..... ۶۵
- شکل (۵-۴) فانتوم با  $\text{ext} = 50$ ..... ۶۵
- شکل (۶-۴) هندسه نهایی فانتوم برای چشمه کبد..... ۶۶
- شکل (۷-۴) دز دریافتی ارگان‌ها از روده کوچک..... ۷۱
- شکل (۸-۴) دز دریافتی ارگان‌ها از مغز..... ۷۱
- شکل (۹-۴) دز دریافتی ارگان‌ها از دیواره قلب..... ۷۲
- شکل (۱۰-۴) دز گاما جذب شده ناشی از رادیویوتوپ  $^{18}\text{F}$  به ازای ۱۵ ارگان چشمه..... ۷۳
- شکل (۱۱-۴) دز گامای دریافتی ارگان‌ها از مغز..... ۷۹
- شکل (۱۲-۴) دز گامای دریافتی ارگان‌ها از روده کوچک..... ۷۹
- شکل (۱۳-۴) دز گامای دریافتی ارگان‌ها از دیواره قلب..... ۸۰
- شکل (۱۴-۴) دز گاما جذب شده ناشی از رادیویوتوپ  $^{18}\text{O}$  به ازای ۱۵ ارگان چشمه..... ۸۱
- شکل (۱۵-۴) دز گامای دریافتی ارگان‌ها از مغز..... ۸۵
- شکل (۱۶-۴) دز گامای دریافتی ارگان‌ها از دیواره قلب..... ۸۵
- شکل (۱۷-۴) دز گاما جذب شده ناشی از رادیویوتوپ  $^{11}\text{C}$  به ازای ۱۵ ارگان چشمه..... ۸۷
- شکل (۱۸-۴) دز گامای دریافتی ارگان‌ها از مغز..... ۹۱
- شکل (۱۹-۴) دز گامای دریافتی ارگان‌ها از دیواره قلب..... ۹۱
- شکل (۲۰-۴) دز گامای دریافتی ارگان‌ها از بیضه‌ها..... ۹۲
- شکل (۲۱-۴) دز گاما جذب شده ناشی از رادیویوتوپ  $^{13}\text{N}$  به ازای ۱۵ ارگان چشمه..... ۹۳
- شکل (۲۲-۴) دز گامای کل هر ارگان برای  $^{18}\text{F}$ ..... ۹۴
- شکل (۲۳-۴) دز گامای کل هر ارگان برای  $^{18}\text{O}$ ..... ۹۵
- شکل (۲۴-۴) دز گامای کل هر ارگان برای  $^{13}\text{N}$ ..... ۹۶
- شکل (۲۵-۴) دز گامای کل هر ارگان برای  $^{11}\text{C}$ ..... ۹۷
- شکل (۲۶-۴) دز کلی ناشی از تزریق رادیوداروی 18F-FDG..... ۱۱۱

شکل (۴-۲۷) مقایسه دز کلی محاسبه شده با دز گزارش شده..... ۱۱۲

## مقدمه

یکی از روش‌های تشخیصی و درمانی ارزشمند در طب، پزشکی هسته‌ای می‌باشد. که تبلور آن از ابتدا تاکنون تلفیقی از کشفیات مهم تاریخی بوده است. اولین جرقه در سال ۱۸۹۵ با کشف اشعه X و در ۱۹۳۴ با کشف مواد رادیواکتیو زده شد. اولین استفاده درمانی مواد رادیواکتیو، در سال ۱۹۳۷ جهت درمان لوسمی در دانشگاه کالیفرنیا در برکلی بود. بعد از آن در ۱۹۴۶ با استفاده از این مواد توانستند در یک بیمار مبتلا به سرطان تیروئید از پیشرفت این بیماری جلوگیری کنند.

البته تا ۱۹۵۰ کاربرد کلینیکی مواد رادیواکتیو بطور شایع رواج نیافت و مسکوت ماند. طی سالهای بعد از آن متخصصین و فیزیكدانان به این واقعیت پی بردند که می‌توان از تجمع رادیوداروها در ارگان هدف تصاویری از آن تهیه نمود و یا به درمان بافت آسیب دیده کمک کرد. بطوریکه در اواسط دهه ۶۰ مطالعات بسیاری در خصوص طراحی تجهیزات لازم آغاز گشت. در دهه ۱۹۷۰ توانستند از ارگانهای دیگر بدن مانند کبد و طحال، تومورهای مغزی و مجاری گوارشی تصاویری را تهیه نمایند. و در دهه ۱۹۸۰ از رادیوداروها جهت تشخیص بیماری‌های قلبی استفاده نمودند و هم اکنون نیز با ضریب اطمینان بسیار بالایی از پزشکی هسته‌ای در درمان و تشخیص و پیگیری روند درمان بیماریها استفاده می‌گردد.

پزشکی هسته‌ای شاخه‌ای از علم پزشکی است که در آن از مواد رادیواکتیو برای تشخیص و درمان بیماری استفاده می‌شود. مواد رادیواکتیو مورد استفاده یا رادیوایزوتوپ هستند و یا داروهایی که با مواد رادیوایزوتوپ نشاندار شده‌اند. امروزه تصویربرداری به طریق هسته‌ای با تزریق و خوردن داروهای هسته‌ای انجام می‌شود که به هیچ وجه برای بدن مضر نیست. چون مواد رادیواکتیوی که در پزشکی هسته‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرند نیمه عمر خیلی کوتاهی دارند و خیلی زود از بین می‌روند. میزان پرتو تابش شده از این مواد پائین‌تر از اشعه ایکس معمول و یا اشعه سی تی اسکن است و به راحتی از طریق ادرار یا کیسه صفرا حذف و دفع می‌شود.

در روش‌های تشخیصی مواد رادیواکتیو به بیمار تزریق می‌شود و میزان اشعه تابیده شده، از بیمار اندازه‌گیری می‌شود. اکثر روش‌های تشخیصی به کمک یک دوربین اشعه گاما، توانایی تشکیل تصویر را دارند. در موارد استفاده درمانی، مواد رادیواکتیو برای درمان مورد استفاده قرار می‌گیرند.

روش‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای اکثراً ناهنجاری‌ها را در مراحل اولیه انتشار مرض و یا آغاز بیماری شناسایی می‌کند که در واقع این نوع بیماری‌ها توسط روش‌های تصویربرداری هسته‌ای زودتر از ظاهرشدن عوارض کلینیکی قابل تشخیص می‌شوند. این تشخیص زود هنگام، اجازه می‌دهد تا بیمار خیلی زود در زمانی که موفقیت درمان بیشتر است مورد معالجه قرار گیرد. در پزشکی هسته‌ای مقادیر کمی از ترکیبات نشاندار و رادیوداروها برای تشخیص یا درمان بیماری مورد استفاده قرار می‌گیرند. رادیوداروها، پرتوهای گامایی از خود ساطع می‌کنند که در خارج از بدن با انواع آشکارسازهای ویژه می‌توان آنها را تمیز داد. این آشکارسازهای متصل به PET و یا آشکارساز کامپیوتری، تصاویری را می‌دهند که می‌توانند نتایج و اطلاعاتی را درباره بخشی از بدن که تصویربرداری شده در اختیار بگذارند. مقدار پرتونگاری از کاربرد پزشکی هسته‌ای همان حدودی است که طی یک تشخیص با پرتونگاری اشعه ایکس دریافت می‌شود.

امروزه پزشکی هسته‌ای روشهایی را ارائه می‌کند که طیف تخصص‌های پزشکی، از کودکان تا بیماریهای قلبی و معالجه امراض روانی را در برمی‌گیرد. تقریباً صد نوع مختلف از روش‌های تصویربرداری در پزشکی هسته‌ای وجود دارد و هیچ عضو اصلی بدن نیست که قابلیت تصویربرداری آن از طریق پزشکی هسته‌ای میسر نباشد.

# فصل اول

## مبانی فیزیک هسته‌ای

## ساز و کار اندرکنش تابش با ماده

هسته‌های پرتوزاها به طرق مختلف و امی‌پاشند و انرژی اضافی خود را به صورت یک یا چند ذره و یا کوانتا منتشر می‌سازند. لازم به ذکر است که روند واپاشی برای هر عنصر پرتوزا مشخص و تغییرناپذیر است و از روند واپاشی یک عنصر پرتوزای دیگر کاملاً متمایز است. جدول زیر انواع مدهای واپاشی اصلی را نشان می‌دهد.

جدول (۱-۱) انواع مختلف واپاشی

نوع واپاشی	نشانه	عدد اتمی قبل از واپاشی	عدد اتمی بعد از واپاشی
تحولات ایزومری	IT	Z	Z
گسیل گاما	$\gamma$	Z	Z
تبدیل داخلی	IC	Z	Z
واپاشی بتائی منفی	$\beta^-$	Z	Z+1
واپاشی بتائی مثبت	$\beta^+$	Z	Z-1
واپاشی از طریق گیراندازی الکترون	EC	Z	Z-1
گسیل آلفا	$\alpha$	Z	Z-2
گسیل نوترون	n	Z	Z
شکافت خود به خود	SP	Z	فراآورده ناشی از شکافت

لازم به ذکر است که واپاشی هسته‌ای جدول فوق‌الذکر نماینده روش اصلی واپاشی هسته است و واپاشی کاملاً با انجام مراحل ثانوی با انتشار پرتوهای مختلف از قبیل پرتوهای ایکس اختصاصی، الکترون‌های اوژه، تابش ترمزی و تابش انهدامی همراه می‌شوند [فراشباشی مسجد، ۱۳۸۷، ۲۸۴]. سازو کار انرژی واپاشی  $\alpha, \beta, \gamma$  را مورد بحث قرار می‌دهیم.

### ۱-۱) واپاشی گاما

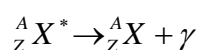
در اوایل تاریخ تحقیقات پرتوزایی گسیل تابش خنثی مشهور به تابش گاما کشف شد. پرتوهای گاما عبارتند از تابش‌های الکترومغناطیسی تک‌انرژی، انرژی این پرتوها از چند KeV تا چندین MeV



گسترده است. اغلب هنگامی که هسته مادر از خود پرتوی (مانند آلفا، بتا و...) خارج می‌کند و به هسته دختر تبدیل می‌شود، هسته دختر در حال برانگیخته بوده، بنابراین دارای مقداری انرژی برانگیختگی است. در این وضع هسته دختر با گسیل پرتو گاما انرژی اضافی خود را از دست می‌دهد و به حالت پایدار می‌رسد. گسیل تابش گاما معمولاً به دنبال نوع دیگری از فرآیند واپاشی هسته‌ای نیز رخ می‌دهد. این نوع گسیل، خود بالذاته یک فرآیند واپاشی هسته‌ای نیست، اما وقتی گذاری بین یک حالت برانگیخته از یک هسته و یک حالت انرژی هسته‌ای پایین‌تر رخ می‌دهد، پرتو گاما گسیل می‌شود. عموماً طول عمرهای حالت‌های برانگیخته فوق‌العاده کوتاه است. به طوری که گسیل پرتو گاما بلافاصله پس از فرآیندی که باعث تولید حالت‌های برانگیخته شده است، رخ می‌دهد. واضح است که خواص شیمیایی هسته دختر قبل و بعد از خروج پرتو گاما مشابه است [هنری‌سمت، جان ر، ۱۳۶۷، ۵۹].

ممکن است هسته‌های یک رادیوایزوتوپ با گسیل پرتوهای آلفا و یا پرتوهای بتا (همراه با نوترینو)، با انرژی متفاوت به هسته‌ی دختر تبدیل شود. در این صورت میزان برانگیختگی هسته‌های دختر با هم فرق خواهد داشت و هر هسته برای رسیدن به وضعیت نهایی و پایدار بایستی انرژی اضافی خود را با گسیل یک پرتوی گاما از دست بدهد، به طوری که مجموع انرژی ذره و انرژی پرتو گامای مربوط مقدار ثابت و مشخصی می‌شود [فراشباشی مسجد، ۱۳۸۷، ۳۴۰]، [محمدی، ۱۳۷۲، ۵۰].

معلوم شده است که ماهیت پرتوهای گاما همان ماهیت پرتوهای X است. طول موج پرتوهای گاما مانند پرتوهای X فوتونهایی هستند که علاوه بر خاصیت پراش موج از ویژگی‌های ذره مانند نیز برخوردارند. از آنجا که پرتوهای گاما فوتون هستند می‌توان آن‌ها را با استفاده از الکترون‌هایی که در اثر فوتوالکتریک یا اثر کامپتون آزاد می‌شوند مورد مطالعه قرار داد. در انرژی‌های بالای ۱ MeV فرآیندی دیگر اهمیت می‌یابد که همان تولید زوج الکترون-پوزیترون است [هنری‌سمت، جان ر، ۱۳۸۶، ۱۰۱]. در واپاشی گاما، یک هسته از یک حالت برانگیختگی به یک حالت با انرژی پایین‌تر می‌رود و تفاضل انرژی بین دو حالت به صورت یک فوتون آزاد می‌شود. واپاشی گاما را با



نمایش می‌دهند، که در آن  ${}^A_ZX^*$  نماینده هسته برانگیخته است.

با کار بست پایستگی انرژی و اندازه حرکت بر دو حالت، قبل و بعد از واپاشی، داریم

پایستگی انرژی:

$$M^*(A, Z) = M(A, Z) + T_M + E_\gamma \quad (1-1)$$

پایستگی اندازه حرکت:

$$0 = P_M + P_\gamma \quad (2-1)$$

به کار بردن این دو معادله و شکل غیر نسیتی انرژی جنبشی هسته،

$$T_M = \frac{1}{2} MV^2 = \frac{P_M^2}{2M} = \frac{P_\gamma^2}{2M} = \frac{E_\gamma^2}{2Mc^2} \quad (3-1)$$

در آخرین گام، از رابطه  $E_\gamma = P_\gamma c$  استفاده کرده‌ایم (جرم سکون فوتون صفر است).

معادله (3-1) انرژی جنبشی هسته را پس از گسیل یک فوتون با انرژی  $E_\gamma$  می‌دهد.

این انرژی، انرژی پس‌زنی نامیده می‌شود.

انرژی پس‌زنی کوچک است. یک فوتون نوعی با انرژی 1 MeV را که از هسته‌ای به  $A=50$  گسیل

می‌شود در نظر بگیرید. سپس از معادله (3-1) داریم

$$T_M = \frac{1^2 (MeV)^2}{2(50)(940)(MeV)} \approx 10eV$$

اکثر اوقات، از این انرژی چشم پوشی می‌شود و انرژی گاما را به صورت زیر می‌نویسند:

$$E_\gamma = M^*(A, Z) - M(A, Z)$$

با این همه، مواردی وجود دارد که انرژی پس‌زنی ممکن است اهمیت پیدا کند، مثل بررسی‌های

آسیب‌های ناشی از تابش.

گاهی اوقات انرژی برانگیزش هسته به جای رها شدن به صورت یک فوتون، به یک الکترون اتمی داده میشود. این نوع گذار هسته‌ای را تبدیل داخلی<sup>۱</sup> (IC) می‌نامند، و الکترون اتمی بیرون انداخته شده، الکترون تبدیل داخلی نامیده می‌شود [سولفانیدیس، ۱۳۷۰، ۱۴۱].

## ۱-۲) برهم کنش اشعه گاما

اگر چه یک تعداد وسیعی از مکانیسم‌های احتمالی از نظر ماهیت برای اشعه‌های گاما شناخته شده‌اند، اما تنها سه نوع اصلی نقش مهمی را در اندازه گیری‌های تشعشع بازی می‌کنند: جذب فوتوالکترون، پراکندگی کامپتون و تولید زوج. تمام این فرآیند منجر به انتقال جزئی یا کامل انرژی فوتون اشعه گاما نسبت به انرژی الکترون می‌گردد. آنها در تغییرات شدید و ناگهانی در سابقه فوتون اشعه گاما ایجاد می‌شوند. بدین ترتیب فوتون به صورت کامل ناپدید می‌گردد یا اینکه از طریق یک زاویه مهم پخش می‌شود. این عملکرد به صورت برجسته‌ای در ذرات باردار مشخص گردید که به تدریج از طریق برهم کنش‌های مداوم و همزمان و آرامی همراه با اتم‌های جذب کننده زیادی انجام می‌شود. اصول و اساس مکانیسم‌های برهم کنش اشعه گاما در اینجا معرفی می‌گردد.

### ۱-۲-۱) جذب فوتوالکتریک

در فرآیند جذب فوتوالکتریک یک فوتون دست خوش برهم کنش با یک اتم جذب کننده می‌شود طوری که فوتون به صورت کامل ناپدید می‌گردد. در جایگاه خودش، یک فوتوالکترون دارای انرژی، به وسیله اتم‌های حاصله از پوسته کناری یا محدوده آن دفع می‌شود. برهم کنش با اتم به صورت کلی انجام می‌گیرد و نمی‌تواند با الکترون‌های آزاد ایجاد گردد. برای اشعه‌های گاما با انرژی کافی محتمل‌ترین منشا، فوتوالکترون است که شدیداً با پوسته K از اتم پیوند خورده است. فوتوالکترون‌ها با یک انرژی به شکل زیر ظاهر می‌گردد.

$$E_{e^-} = h\nu - E_b \quad (۴-۱)$$

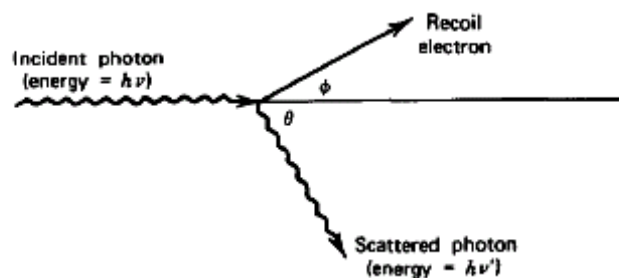
این در حالی است که  $E_b$  دلالت بر پیوند انرژی فوتوالکترون در پوسته اصلی آن دارد.

---

1- Internal-conversion.

## ۱-۲-۲) پراکندگی کامپتون

فرآیند برهم کنش پراکندگی کامپتون در بین فوتون‌های اشعه گامای تابشی و یک الکترون مواد جذبی اتفاق می‌افتد. این امر غالباً مکانیسم برهم‌کنش عمده برای انرژی‌های اشعه گامای منابع رادیوایزوتوپ است. در پراکندگی کامپتون، فوتون اشعه گامای در حال وقوع از طریق زاویه  $\theta$  با توجه به مسیر اصلی آن انحراف پیدا می‌کند. بنابراین یک بخش از انرژی فوتون، به الکترون انتقال می‌یابد. (فرض بر این است که در ابتدا در حال سکون است) که بعد به صورت الکترون برگشتی (پس زده شده) شناخته می‌شود. برای اینکه تمام زاویه‌های پراکندگی محتمل هستند و انرژی انتقال پیدا کرده به الکترون می‌تواند از صفر به یک بخش بزرگی از انرژی اشعه گاما تغییر پیدا می‌کند. عبارتی که به انتقال انرژی و زاویه پراکندگی هر برهم کنش معین ارتباط دارد می‌تواند به سادگی از طریق نوشتن معادلات همزمان برای ذخیره سازی انرژی و گشتاور به دست آید. با استفاده از علامت‌های تعریف شده از طرح زیر ما می‌توانیم نشان دهیم که



شکل (۱-۱) فرآیند پراکندگی کامپتون

ما می‌توانیم نشان دهیم که:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (۶-۱)$$

این در حالی است که  $m_0c^2$  انرژی جرم در حال سکون الکترون (0.511MeV) است. برای زاویه پراکندگی کوچک  $\theta$  انرژی خیلی کمی انتقال پیدا می‌کند. برخی از انرژی‌های اصلی همیشه به وسیله فوتون تابشی حفظ می‌شوند حتی در ماکزیمم مقدار  $\theta = \pi$ . احتمال پراکندگی کامپتون در اتم جذب