

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ  
الْحَمْدُ لِلَّهِ الَّذِي  
خَلَقَ السَّمَوَاتِ وَالْأَرْضَ  
وَالَّذِي جَعَلَ مِنَ  
النَّارِ سَمُوكًا  
وَالَّذِي جَعَلَ  
لِلنَّجْمِ أَكْثَادًا  
إِنَّا نَعْبُدُكَ  
وَنَسْتَعِينُكَ  
وَإِلَيْكَ نَرْجِعُ  
وَأَنْتَ أَعْلَمُ  
بِغَيْبِنَا  
وَأَنْتَ أَعْلَمُ  
بِقَلْبِنَا  
وَإِنَّا نَعْبُدُكَ  
وَنَسْتَعِينُكَ  
وَإِلَيْكَ نَرْجِعُ  
وَأَنْتَ أَعْلَمُ  
بِغَيْبِنَا  
وَأَنْتَ أَعْلَمُ  
بِقَلْبِنَا

دانشکده علوم پایه

گروه فیزیک

(گرایش هسته‌ای)

بررسی عملکرد روش‌های اصلاح پراکندگی در بهبود کیفیت

تصاویر به دست آمده از SPECT

از:

مهسا نوری اصل

استاد راهنما:

دکتر علیرضا صدر ممتاز

مرداد ۱۳۹۳

پاسکزاری:

پاس بی کران پروردگار یکتا را که بزرگترین امید و یاورم در محطه بخت زندگی است.

از استاد اهنمای گرامی ام، جناب آقای دکتر صدر ممتاز، که با حمایت های همیشگی خویش مراد پیشبرد این پایان نامه یاری رسانند، کمال تشکر و قدردانی را دارم.

از استاد بزرگوارم، جناب آقای دکتر سیرفان رجبی، که از راهنمایی های ارزشمند ایشان در مرکز آموزشی تحقیقاتی قلب و عروق شهید رجایی تهران بهره مند شدم و افتخار بزرگ دانشجویی ایشان را دارم از صمیم قلب پاسکزارم.

تقدیم ہے:

پدر و مادر بزرگوار و دلسوزم کہ ہرچہ دارم در سایہ لطف و عنایت الہی از مہربانی پامان ایشان دارم.

تقدیم ہے:

تمام کسانی کہ با قلبی پاک و عزمی راستین قدم در راہ بی پامان علم و دانش می گذارند.

## بررسی عملکرد روش‌های اصلاح پراکندگی در بهبود کیفیت تصاویر به دست آمده از SPECT

مهسا نوری اصل

آشکارسازی فوتون‌های پراکنده شده کامپتونی در بازه فوتوپیک یکی از منابع اصلی خطا در تصویربرداری SPECT می‌باشد، که منجر به کاهش کنتراست، و در نتیجه کاهش دقت کمی و کیفی تصاویر به دست آمده می‌شود. در این مطالعه، هفت روش مختلف برای اصلاح پراکندگی تصاویر SPECT بر پایه قرار دادن بازه‌های انرژی در طیف  $^{99m}\text{Tc}$  مورد ارزیابی قرار می‌گیرند. از میان این روش‌ها، شش روش که عبارتند از روش دو بازه انرژی (DEW)، روش تحلیل توزیع انرژی فوتوپیک (PEDA)، روش دو بازه فوتوپیک (DPW)، روش نسبت کانالی (CRM)، روش سه بازه انرژی با تقریب دوزنقه‌ای (TEW1) و روش سه بازه انرژی با تقریب مثلثی (TEW2)، بیشتر توسط محققان پیشنهاد شده‌اند، و هفتمین روش، روش پیشنهادی (PM)، تقریب جدیدی است که برای اولین بار در این تحقیق توصیف خواهد شد.

**روش‌ها:** ابتدا با استفاده از برنامه شبیه‌سازی مونت کارلو SIMIND یک فانتوم استوانه‌ای شامل شش کره سرد (بدون اکتیویته) در زمینه گرم (با اکتیویته یکنواخت  $^{99m}\text{Tc}$ ) شبیه‌سازی می‌شود، و عملکرد هفت روش اصلاحی با استفاده از چهار معیار ریاضی، کنتراست تصویری (C)، نسبت سیگنال-به-نویز (SNR)، نویز نسبی (RN) و پارامتر جفت‌سازی R-square مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. در مرحله بعد، روش‌های مشخص شده با بهترین عملکرد در فانتوم کره‌های سرد در زمینه گرم، جهت بررسی وضعیت‌های واقعی‌تر (بالینی) با استفاده از فانتوم 3D NCAT ارزیابی می‌شوند، و تغییر ایجاد شده در کنتراست تصویری بر اساس منحنی خطی به دست آمده از یک نگاره و یک برش از تصویر بازسازی شده این فانتوم مورد بررسی قرار می‌گیرد.

**نتایج:** با توجه به نتایج به دست آمده از این مطالعه، تمام روش‌های اصلاح پراکندگی بررسی شده منجر به یک میانگین افزایش کنتراست تصویری، در محدوده  $0.20-0.25$ ، برای پنج کره سرد می‌شوند، که حد پایین و بالای این محدوده به ترتیب مربوط به روش دو بازه فوتوپیک (DPW) و روش پیشنهادی (PM) می‌باشد. همچنین، نویز نسبی در روش DPW کمترین مقدار (0.3) و در روش سه بازه انرژی با تقریب دوزنقه‌ای (TEW1) بیشترین مقدار (0.7/27) را نشان می‌دهد.

**نتیجه‌گیری:** با توجه به مقادیر به دست آمده برای معیارهای ارزیابی، از میان شش روش اول، روش سه بازه انرژی با تقریب مثلثی (TEW2) به علت عدم نیاز به عامل واسطه در مرتبه اول و روش دو بازه انرژی (DEW) در مرتبه دوم به عنوان روش‌ها با بهترین عملکرد پیشنهاد می‌شوند. از سوی دیگر، روش پیشنهادی (PM) در مقایسه با شش روش بررسی شده، افزایش قابل توجه کنتراست تصویری را به همراه سطح قابل قبولی از نویز نسبی نتیجه می‌دهد.

**کلید واژه‌ها:** SPECT، اصلاح پراکندگی، تکنسیوم-99m، بازه‌های انرژی، شبیه‌سازی مونت کارلو.

## فهرست مطالب

صفحه

عنوان

چکیده فارسی.....س  
چکیده انگلیسی.....ش

### فصل اول: مقدمه

۲	۱-۱- مقدمه.....
۲	۲-۱- برهم‌کنش تابش با ماده.....
۲	۱-۲-۱- جذب فوتوالکتریک.....
۴	۲-۲-۱- پراکندگی کامپتون.....
۶	۳-۲-۱- پراکندگی رایلی.....
۷	۴-۲-۱- تولید زوج.....
۷	۳-۱- مقطع‌نگاری رایانه‌ای تک فوتونی (SPECT).....
۹	۴-۱- عوامل تخریب‌کننده تصویر.....
۱۱	۱-۴-۱- تضعیف.....
۱۳	۲-۴-۱- پراکندگی.....
۱۴	۳-۴-۱- تیرگی ناشی از موازی‌ساز.....
۱۶	۴-۴-۱- نویز آماری.....
۱۷	۵-۴-۱- حرکت بیمار.....
۱۸	۶-۴-۱- سایر عوامل تخریب‌کننده تصویر.....
۱۸	۵-۱- بازسازی تصویری.....
۱۸	۱-۵-۱- الگوریتم‌های بازسازی تحلیلی.....
۱۸	۱-۱-۵-۱- تئوری رادون.....
۱۹	۲-۱-۵-۱- تئوری برش فوریه (تئوری نگاره مرکزی).....
۲۱	۳-۱-۵-۱- روش‌های بازسازی.....
۲۶	۲-۵-۱- الگوریتم‌های بازسازی تکرار.....

### فصل دوم: شبیه‌سازی

۲۹	۱-۲- مقدمه.....
۳۰	۲-۲- کد شبیه‌سازی مونت کارلو SIMIND.....
۳۱	۱-۲-۲- برنامه CHANGE.....
۳۲	۱-۱-۲-۲- فهرست اصلی.....
۳۳	۲-۱-۲-۲- فهرست ۱.....
۳۵	۳-۱-۲-۲- فهرست ۲.....

۳۶.....	۲-۲-۱-۴- فهرست ۳.....
۳۸.....	۲-۲-۱-۵- فهرست ۴.....
۳۹.....	۲-۲-۱-۶- فهرست ۵.....
۴۰.....	۲-۲-۱-۷- فهرست ۶.....
۴۱.....	۲-۲-۱-۸- فهرست ۷.....
۴۳.....	۲-۲-۲- اجرای برنامه <sup>۱</sup> SIMIND.....
۴۴.....	۲-۳-۲- برخی کاربردهای برنامه <sup>۱</sup> SIMIND.....
۴۴.....	۲-۳-۱- امکان تولید تصاویر جداگانه برای فوتون‌های پراکنده شده و پراکنده نشده.....
۴۵.....	۲-۳-۲- امکان مطالعه <sup>۱</sup> طیف پراکندگی و طیف کلی ایزوتوپ‌های مختلف.....
۴۶.....	۲-۳-۳- شامل شدن برهم‌کنش‌های پوشش محافظ.....
۴۷.....	۲-۳-۴- شامل شدن برهم‌کنش‌های داخل نوربرها و لامپ‌های PM.....
۴۷.....	۲-۳-۵- شامل شدن پرتوهای X- مشخصه.....
۴۸.....	۲-۳-۶- تأثیر موازی‌سازی.....
۴۸.....	۲-۳-۷- تأثیر استفاده از موازی‌سازهای مختلف.....

### فصل سوم: فانتوم‌ها و معیارها

۵۲.....	۳-۱- مقدمه.....
۵۲.....	۳-۲- فانتوم‌های مورد استفاده.....
۵۲.....	۳-۲-۱- فانتوم شبیه‌سازی شده <sup>۱</sup> کره‌های-سرد در زمینه-گرم.....
۵۲.....	۳-۲-۲- فانتوم‌های کامپیوتری.....
۵۴.....	۳-۲-۱-۲- فانتوم‌های MCAT.....
۵۵.....	۳-۲-۲-۲- فانتوم‌های NCAT.....
۵۹.....	۳-۳- معیارهای ارزیابی ریاضی.....

### فصل چهارم: مروری بر مقالات

۶۲.....	۴-۱- مقدمه.....
۶۲.....	۴-۲- روش‌های بازه <sup>۱</sup> انرژی.....
۶۲.....	۴-۲-۱- مطالعه <sup>۱</sup> جیزک و همکارانش.....
۶۳.....	۴-۲-۲- مطالعه <sup>۱</sup> لوگان و همکارانش.....
۶۳.....	۴-۲-۳- مطالعه <sup>۱</sup> کینگ و همکارانش.....
۶۴.....	۴-۲-۴- مطالعه <sup>۱</sup> پرتوریوس و همکارانش.....
۶۴.....	۴-۲-۵- مطالعه <sup>۱</sup> اوگاوا و همکارانش.....
۶۵.....	۴-۳- روش‌های تحلیل فضایی.....
۶۵.....	۴-۳-۱- مطالعه <sup>۱</sup> اکسلسون و همکارانش.....
۶۵.....	۴-۳-۲- مطالعه <sup>۱</sup> فلوید و همکارانش.....
۶۵.....	۴-۴- سایر روش‌های اصلاح پراکندگی.....
۶۵.....	۴-۴-۱- مطالعه <sup>۱</sup> لارسون و همکارانش.....
۶۶.....	۴-۴-۲- مطالعه <sup>۱</sup> روزنتال و همکارانش.....

## فصل پنجم: نتایج شبیه‌سازی

۶۹	۱-۵- مقدمه
۶۹	۲-۵- روش‌های اصلاح پراکندگی و بررسی نتایج
۶۹	۱-۲-۵- روش دو بازه انرژی
۷۰	۱-۱-۲-۵- بررسی نتایج روش DEW
۷۴	۲-۱-۲-۵- بررسی فرضیات روش DEW
۷۵	۲-۲-۵- روش تحلیل توزیع انرژی فوتوپیک (PEDA)
۷۷	۱-۲-۲-۵- بررسی نتایج روش PEDA
۸۰	۳-۲-۵- روش دو بازه فوتوپیک (DPW)
۸۱	۱-۳-۲-۵- بررسی نتایج روش DPW
۸۴	۲-۳-۲-۵- بررسی فرضیات روش DPW
۸۵	۴-۲-۵- روش نسبت کانالی (CRM)
۸۶	۱-۴-۲-۵- بررسی نتایج در روش CRM
۸۹	۵-۲-۵- روش سه بازه انرژی با تقریب دوزنقه‌ای (TEW1)
۸۹	۱-۵-۲-۵- بررسی نتایج در روش TEW1
۹۲	۶-۲-۵- روش سه بازه انرژی با تقریب مثلثی (TEW2)
۹۳	۱-۶-۲-۵- بررسی نتایج در روش TEW2
۹۵	۳-۵- بررسی نتایج به دست آمده از هفت روش اصلاح پراکندگی
۹۷	۴-۵- روش پیشنهادی (PM)
۹۸	۱-۴-۵- بررسی نتایج در روش پیشنهادی (PM)
۱۰۱	۵-۵- بررسی عملکرد روش‌های بهینه در شرایط واقعی

## فصل ششم: نتایج بالینی

۱۰۸	۱-۶- مقدمه
۱۰۹	۲-۶- بیماری‌های سرخرگ‌های کرونری قلب (CAD)
۱۱۰	۳-۶- مراحل مختلف اسکن قلبی
۱۱۱	۴-۶- داروی رادیواکتیو مورد استفاده
۱۱۱	۵-۶- نتایج مطالعه بالینی

## فصل هفتم: بحث و نتیجه‌گیری

۱۱۶	۱-۷- نتیجه‌گیری
۱۱۷	۲-۷- پیشنهادات ادامه کار
۱۱۸	مراجع

## فهرست جدول‌ها

- جدول ۱-۲ : مقادیر پارامترهای مربوط به ۱۸ موازی‌سازهای LEHR مختلف..... ۴۹
- جدول ۱-۵ : مقادیر ثابت‌های  $a$  و  $b$  به دست آمده برای معادله (۳-۵) برای تعدادی از نگاره‌های دلخواه..... ۷۱
- جدول ۲-۵ : کنتراست‌های تصویری محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش DEW به همراه درصد اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۷۳
- جدول ۳-۵ : نسبت‌های سیگنال-به-نویز محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش DEW به همراه اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۷۳
- جدول ۴-۵ : مقدار میانگین، انحراف استاندارد و مقادیر کمینه و بیشینه<sup>۲</sup> نسبت  $S_{IW}/S_{IIW}$  برای هفت نگاره<sup>۲</sup> دلخواه..... ۷۷
- جدول ۵-۵ : کنتراست‌های تصویری محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش PEDا به همراه درصد اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۷۸
- جدول ۶-۵ : نسبت‌های سیگنال-به-نویز محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش PEDا به همراه اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۷۸
- جدول ۷-۵ : کنتراست‌های تصویری محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش DPW به همراه درصد اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۸۲
- جدول ۸-۵ : نسبت‌های سیگنال-به-نویز محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش DPW به همراه اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۸۲
- جدول ۹-۵ : مقدار میانگین، انحراف استاندارد و مقادیر کمینه و بیشینه به دست آمده برای دو پارامتر  $G$  و  $H$  در سه ROI مختلف..... ۸۶
- جدول ۱۰-۵ : کنتراست‌های تصویری محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش CRM به همراه درصد اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۸۷
- جدول ۱۱-۵ : نسبت‌های سیگنال-به-نویز محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش CRM به همراه اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۸۷
- جدول ۱۲-۵ : کنتراست‌های تصویری محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش TEW1 به همراه درصد اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۹۰
- جدول ۱۳-۵ : نسبت‌های سیگنال-به-نویز محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش TEW1 به همراه اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۹۰
- جدول ۱۴-۵ : کنتراست‌های تصویری محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش TEW2 به همراه درصد اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۹۴
- جدول ۱۵-۵ : نسبت‌های سیگنال-به-نویز محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش TEW2 به همراه اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۹۴
- جدول ۱۶-۵ : خلاصه<sup>۲</sup> نتایج به دست آمده از شش روش اصلاح پراکندگی ارزیابی شده در این تحقیق..... ۹۶
- جدول ۱۷-۵ : کنتراست‌های تصویری محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش پیشنهادی به همراه درصد اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۹۹
- جدول ۱۸-۵ : نسبت‌های سیگنال-به-نویز محاسبه شده برای کره‌های سرد در وضعیت‌های بدون اصلاح و اصلاح شده با روش پیشنهادی به همراه اختلاف بین دو وضعیت قبل و بعد از اصلاح..... ۹۹

جدول ۵-۱۹: کنتراست‌های تصویری برای یک نگاره (شکل(۵-۳۶)) و یک برش دلخواه (شکل(۵-۳۷)) از تصویر بازسازی شده فانتوم 3D NCAT برای وضعیت‌های اصلاح شده با روش‌های DEW، TEW2 و PM و بدون اصلاح (NC). مقادیر داخل پرانتز، درصد افزایش نسبی کنتراست هر روش اصلاحی را نسبت به وضعیت اصلاح نشده نشان می‌دهند.....۱۰۴

جدول ۵-۲۰: مقادیر ثابت‌های  $a$  و  $b$  به دست آمده برای تعدادی از نگاره‌های دلخواه فانتوم 3D NCAT.....۱۰۵

جدول ۶-۱: نتایج به دست آمده از مطالعه برگه شرح حال ۴۵ بیمار.....۱۱۲

جدول ۶-۲: کنتراست‌های تصویری محاسبه شده برای تصاویر اصلاح نشده و اصلاح شده با روش DEW در دو مرحله استرس و استراحت به همراه افزایش نسبی کنتراست برای ۲۷ بیمار زن تحت مطالعه.....۱۱۳

جدول ۶-۳: کنتراست‌های تصویری محاسبه شده برای تصاویر اصلاح نشده و اصلاح شده با روش DEW در دو مرحله استرس و استراحت به همراه افزایش نسبی کنتراست برای ۱۸ بیمار مرد تحت مطالعه.....۱۱۳

## فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱: جذب فوتوالکتریک. سمت چپ، یک فوتون فرودی با یک الکترون لایه-K از اتم ید برهم‌کنش فوتوالکتریک انجام می‌دهد و الکترون از این لایه به بیرون پرتاب می‌شود. سمت راست، گسیل پرتوهای X- مشخصه پی در پی در نتیجه پرتاب شدن حفره‌های ایجاد شده در لایه‌های الکترونی مختلف. اگرچه در شکل نشان داده نشده، اما الکترون‌های اوژه می‌توانند به جای پرتوهای X- مشخصه گسیل شوند..... ۳
- شکل ۱-۲: پراکندگی کامپتون. فوتون فرودی با یک الکترون لایه ظرفیت برهم‌کنش می‌کند. این برهم‌کنش منجر به خروج الکترون و گسیل همزمان یک فوتون پراکنده شده کامپتونی در زاویه  $\theta$  نسبت به راستای فوتون فرودی می‌شود..... ۴
- شکل ۱-۳: نمودارهای احتمال نسبی پراکندگی کامپتون به صورت تابعی از زاویه پراکندگی برای فوتون‌های ۲۰، ۸۰ و ۱۴۰ keV در بافت نشان می‌دهند..... ۶
- شکل ۱-۴: پراکندگی رایلی. فوتون فرودی با کل اتم برهم‌کنش می‌کند و فوتون پراکنده شده با طول موج و انرژی تقریباً برابر با فوتون فرودی گسیل می‌شود. فوتون‌های پراکنده شده رایلی در راستای نزدیک به مسیر حرکت فوتون فرودی گسیل می‌شوند..... ۶
- شکل ۱-۵: تولید زوج. (A) فرایند تولید زوج که در آن یک فوتون فرودی با انرژی بالا، تحت تأثیر هسته اتمی به جفت الکترون-پوزیترون تبدیل می‌شود. هر دو ذره انرژی خود را از طریق برانگیزش و یونش به هنگام عبور از ماده از دست می‌دهند. (B) هنگامی که پوزیترون به حالت سکون نزدیک می‌شود، با یک الکترون ترکیب شده و دو فوتون تابش نابودی ۵۱۱ keV تولید می‌شوند..... ۸
- شکل ۱-۶: مؤلفه‌های پایه‌ای سیستم تصویربرداری SPECT. تصویر حاصل از بازسازی نگاره‌ها، نشان‌دهنده یک برش از توزیع رادیودارو در داخل بدن بیمار است. در این مثال، یک اسکن قلب، که نشان‌دهنده تمرکز رادیودارو در عضله قلبی است، نشان داده شده است. نواحی روشن‌تر در تصویر بازسازی شده، غلظت بالای رادیودارو را در آن ناحیه نشان می‌دهد..... ۱۰
- شکل ۱-۷: برهم‌کنش‌های فیزیکی در SPECT. (a) فوتون‌هایی که بدون برهم‌کنش از بدن بیمار عبور می‌کنند. (b) برهم‌کنش ایجاد شده توسط پاسخ موازی-ساز-آشکارساز. (c)، (d)، (e) و (h) فوتون‌هایی که در اثر برهم‌کنش جذب فوتوالکتریک، جذب به دنبال پراکندگی یا جذب توسط دیواره‌های موازی-ساز آشکارسازی نمی‌شوند. (f)، (g) و (i) فوتون‌های پراکنده شده در موازی‌ساز، در بدن بیمار یا در هر دو که آشکارسازی می‌شوند..... ۱۱
- شکل ۱-۸: سطح-مقطع‌های دیفرانسیلی برای اثر فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون، پراکندگی همدوس و تولید زوج به همراه سطح-مقطع کلی برای بافت نرم به صورت تابعی از انرژی فوتون..... ۱۲
- شکل ۱-۹: سمت چپ، تابع پخش نقطه‌ای (PSF) برای یک موازی‌ساز با سوراخ‌های موازی، سمت راست، حساسیت یکسان و تفکیک متفاوت در فواصل متفاوت از سطح موازی‌ساز را نشان می‌دهد..... ۱۵
- شکل ۱-۱۰: انواع ساختارهای موازی‌سازهای مورد استفاده در تصویربرداری SPECT. در بالای تصویر، موازی‌ساز با سوراخ‌های موازی و در پایین دو نوع موازی‌ساز همگرا، موازی‌ساز نوع پنکه‌ای و موازی‌ساز تک سوراخ، نشان داده شده‌اند..... ۱۶
- شکل ۱-۱۱: نمایش طرح‌وار تئوری تبدیل رادون..... ۱۹
- شکل ۱-۱۲: نمایش طرح‌وار تئوری برش فوریه (تئوری نگاره مرکزی)..... ۲۰
- شکل ۱-۱۳: نمودار طرح‌وار روش بازسازی تبدیل فوریه (FT)..... ۲۱
- شکل ۱-۱۴: نمودار سطحی تصویر به دست آمده از روش بازگشت نگاره‌ها برای یک منبع نقطه‌ای..... ۲۳
- شکل ۱-۱۵: نمایش مراحل روش بازسازی فیلتر کردن نگاره‌های بازگشته (BPF)..... ۲۴
- شکل ۱-۱۶: مراحل روش بازسازی روش بازگشت نگاره‌های فیلتر شده (FBP)..... ۲۶

- شکل ۱-۲: فلوجارت توصیف ساختار فایل‌ها برای برنامه‌های SIMIND و CHANGE..... ۳۱
- شکل ۲-۲: سیستم مختصات مورد استفاده در شبیه‌سازی SIMIND..... ۳۲
- شکل ۳-۲: فهرست اصلی در برنامه CHANGE. این فهرست برای تعریف فایل‌های مورد نیاز استفاده می‌شود..... ۳۲
- شکل ۴-۲: اولین فهرست در برنامه CHANGE. این فهرست شامل اولین مجموعه از پارامترهای دوربین سوسوزن می‌باشد..... ۳۴
- شکل ۵-۲: دومین فهرست در برنامه CHANGE. این فهرست شامل دومین مجموعه از پارامترهای دوربین سوسوزن می‌باشد..... ۳۵
- شکل ۶-۲: سومین فهرست در برنامه CHANGE. این فهرست شامل پارامترهای شبیه‌سازی فانتوم غیرهمگن و SPECT می‌باشد..... ۳۷
- شکل ۷-۲: چهارمین فهرست در برنامه CHANGE. این فهرست شامل پارامترهای شبیه‌سازی موازی‌ساز می‌باشد..... ۳۸
- شکل ۸-۲: پنجمین فهرست در برنامه CHANGE. این فهرست شامل پارامترهای شبیه‌سازی عبوری است..... ۴۰
- شکل ۹-۲: ششمین فهرست در برنامه CHANGE. این فهرست شامل پارامترهای تصویری و تنظیمات دیگر است..... ۴۱
- شکل ۱۰-۲: هفتمین فهرست در برنامه CHANGE. این فهرست شامل برچسب‌های شبیه‌سازی است..... ۴۲
- شکل ۱۱-۲: نمایشی از نحوه اجرای دستور در برنامه SIMIND..... ۴۳
- شکل ۱۲-۲: سمت چپ، نمایش ساختار منبع خطی شبیه‌سازی شده، سمت راست ردیف بالا، یک نگاره دلخواه از منبع خطی برای سه وضعیت به دست آمده از شمارش‌های کلی، پراکنده شده و اولیه، و ردیف پایین، تصاویر بازسازی شده از این سه وضعیت را نشان می‌دهد..... ۴۴
- شکل ۱۳-۲: طیف‌های مراتب اول، دوم و سوم پراکندگی به همراه طیف پراکندگی کل و طیف فوتون‌های اولیه برای ایزوتوپ  $^{99m}\text{Tc}$ ..... ۴۵
- شکل ۱۴-۲: طیف‌های مراتب اول، دوم و سوم پراکندگی به همراه طیف پراکندگی کل و طیف فوتون‌های اولیه برای ایزوتوپ  $^{201}\text{Tl}$ ..... ۴۵
- شکل ۱۵-۲: طیف‌های مراتب اول، دوم و سوم پراکندگی به همراه طیف پراکندگی کل و طیف فوتون‌های اولیه برای ایزوتوپ  $^{111}\text{In}$ ..... ۴۶
- شکل ۱۶-۲: مقایسه طیف‌های انرژی بدون شبیه‌سازی پوشش محافظ و با شبیه‌سازی پوشش محافظ..... ۴۶
- شکل ۱۷-۲: مقایسه طیف‌های انرژی بدون و با شبیه‌سازی برهم‌کنش‌ها در نوربرها و لامپ‌های PM..... ۴۷
- شکل ۱۸-۲: مقایسه طیف‌های انرژی بدون و با شبیه‌سازی پرتوهای X- مشخصه..... ۴۷
- شکل ۱۹-۲: طیف انرژی به دست آمده بدون شبیه‌سازی موازی‌ساز..... ۴۸
- شکل ۲۰-۲: یک نگاره دلخواه از منبع نقطه‌ای، سمت راست با شبیه‌سازی موازی‌ساز، سمت چپ بدون شبیه‌سازی موازی‌ساز..... ۴۸
- شکل ۲۱-۲: تأثیر استفاده از موازی‌سازهای LEHR مختلف بر طیف انرژی  $^{99m}\text{Tc}$  با مقادیر پارامتری تعریف شده در برنامه CHANGE در تصویربرداری SPECT..... ۴۹
- شکل ۲۲-۲: تأثیر استفاده از موازی‌سازهای LEHR مختلف بر روی FWHM و نسبت سطح فوتوپیک به سطح کامپتونی طیف انرژی  $^{99m}\text{Tc}$ ..... ۵۰
- شکل ۱-۳: (A) تصویر سطح مقطع کره‌های سرد قرار گرفته در صفحه گذرنده از نیم ارتفاع استوانه حاوی توزیع یکنواخت  $^{99m}\text{Tc}$ ، (B) یک نگاره دلخواه از فانتوم و (C) یک برش از تصویر بازسازی شده فانتوم..... ۵۳
- شکل ۲-۳: مقایسه انواع فانتوم‌های رایج. ردیف بالا، توزیع اکتیویته، و ردیف پایین، توزیع تضعیف را در فانتوم نشان می‌دهد. فانتوم‌های هندسی ساده، انعطاف‌پذیری بالایی دارند، اما خیلی واقعی نیستند. در سمت مقابل طیف، فانتوم‌های پیکسل‌بندی شده مبتنی بر اسکن‌های بیمار، بسیار واقعی و هم‌چنین بسیار انعطاف‌پذیر هستند. فانتوم 4D MCAT تقریباً در میانه طیف قرار دارد..... ۵۴

شکل ۳-۳: سمت چپ، نمای جلویی فانتوم MCAT، و سمت راست، نگاره به دست آمده در نمای یکسان را نشان می‌دهد. ۵۵

شکل ۳-۴: ردیف بالا، نمای پهلویی (چپ) و جلویی (راست) فانتوم NCAT و ردیف پایین، نگاره‌های به دست آمده در نماهای یکسان را نشان می‌دهد. ۵۵

شکل ۳-۵: نمایش یک سطح 3D NURBS. ۵۶

شکل ۳-۶: نمایش نقاط تقاطع یک سطح NURBS که به وسیله بردارهای گره تعیین می‌شود. سطح تکه‌ای چند جمله‌ای درجه ۳ ( $p=3$  و  $q=3$ ) از نه قسمت تشکیل می‌شود که به وسیله چهار گره در راستای  $u$  ( $u_0$  تا  $u_3$ ) و چهار گره در راستای  $v$  ( $v_0$  تا  $v_3$ ) تعریف شده است. بردار گره  $U$  به صورت  $U=(0,0,0,0,u_1,u_2,1,1,1,1)$  و بردار گره  $V$  به صورت  $V=(0,0,0,0,v_1,v_2,1,1,1,1)$  تعریف می‌شود. ۵۷

شکل ۳-۷: توابع پایه‌ای درجه ۳ غیرصفر برای بردار گره  $U=\{0,0,0,0,0.25,0.5,0.75,1,1,1\}$ . هر قسمت تعریف شده به وسیله بردار گره، مجموعه توابع پایه‌ای مجزای مخصوص به خود را دارد. توابع پایه‌ای، توابع چند جمله‌ای هستند که مبنای را برای تمام توابع چند جمله‌ای تکه‌ای، تعریف کننده یک منحنی یا سطح، تشکیل می‌دهند. ۵۸

شکل ۳-۸: تغییر شکل یک سطح NURBS از طریق نقاط کنترلی آن. سمت چپ، نمای 3D تعریف یک سطح NURBS برای یک سطح مستطیلی هموار. سمت راست، نمای 3D همان سطح با شکل تغییر یافته. تغییر شکل به شکل کروی با دستکاری نقاط کنترلی انجام می‌شود. نقاط کنترلی سایه‌دار با تغییر شکل سطح، به سمت بالا منتقل می‌شوند. ۵۹

شکل ۵-۱: نمایش نحوه قرار گرفتن بازه‌های انرژی مورد استفاده در روش اصلاح پراکندگی دو بازه انرژی DEW. ۷۰

شکل ۵-۲: یک نمونه از منحنی خطی جفت شده با مقادیر پیکسلی یک نگاره از شمارش‌های آشکارسازی شده در بازه کامپتونی (محور طولی) و مقادیر پیکسلی یک نگاره از شمارش‌های پراکنده آشکارسازی شده در بازه فوتوپیک (محور عرضی). ۷۱

شکل ۵-۳: تصاویر بازسازی شده از فانتوم کره‌های - سرد در زمینه گرم به دست آمده از (A) شمارش‌های اصلاح نشده، (B) شمارش‌های اصلاح شده با  $k=0.4254$  و (C) شمارش‌های اولیه (پراکنده نشده). ۷۲

شکل ۵-۴: جفت‌سازی خطی مقادیر پیکسلی اصلاح شده با روش DEW،  $SC(i,j)$ ، بر حسب مقادیر پیکسلی اولیه بازه فوتوپیک،  $P(i,j)$ ، برای یک نگاره دلخواه. ۷۳

شکل ۵-۵: منحنی‌های شمارش به دست آمده از تصاویر نشان داده شده در شکل (۵-۳) که برای یک ردیف پیکسلی گذرنده از مرکز (A) کره ۱، (B) کره‌های ۲ و ۶، (C) کره‌های ۳ و ۵، و (D) کره ۴ رسم شده‌اند. منحنی‌های به دست آمده از تصویر اصلاح شده توافق خوبی را با منحنی‌های به دست آمده از تصویر ایده‌آل نشان می‌دهند. ۷۴

شکل ۵-۶: تصویر بازسازی شده از مؤلفه پراکندگی درست (سمت چپ) و مؤلفه پراکندگی برآوردی بازه فوتوپیک (سمت راست). با توجه به اختلافات ساختاری دو تصویر، توزیع فضایی فوتون‌های پراکنده آشکارسازی شده در بازه فوتوپیک نمی‌تواند به طور مطلوب با توزیع فضایی فوتون‌های بازه کامپتونی تقریب زده شود. ۷۵

شکل ۵-۷: رابطه هندسی بین موقعیت منبع پراکندگی و بازه‌های انرژی. ۷۵

شکل ۵-۸: تعریف نحوه قرار گرفتن بازه‌های انرژی در روش تحلیل توزیع انرژی فوتوپیک (PEDA). دو زیربازه  $w_{uw}$  و  $w_{lw}$  بازه فوتوپیک را به دو ناحیه با تعداد فوتون‌های پراکنده شده تقریباً برابر تقسیم می‌کنند. ۷۶

شکل ۵-۹: تصاویر بازسازی شده از فانتوم کره‌های - سرد در زمینه گرم در وضعیت‌های (A) بدون اصلاح پراکندگی، (B) اصلاح شده با روش PEDA و (C) ایده‌آل. ۷۸

شکل ۵-۱۰: جفت‌سازی خطی مقادیر پیکسلی اصلاح شده با روش PEDA،  $SC(i,j)$ ، بر حسب مقادیر پیکسلی اولیه بازه فوتوپیک،  $P(i,j)$ ، برای یک نگاره دلخواه. ۷۹

شکل ۵-۱۱: منحنی‌های شمارش به دست آمده از تصاویر نشان داده شده در شکل (۵-۹) که برای یک ردیف پیکسلی گذرنده از مرکز (A) کره ۱، (B) کره‌های ۲ و ۶، (C) کره‌های ۳ و ۵، و (D) کره ۴ رسم شده‌اند. سطح منحنی‌های به دست آمده از تصویر اصلاح شده، به جز در محدوده کره‌های ۱، ۲ و تا اندازه‌ای کره ۳، نسبت به منحنی‌های به دست آمده از تصویر ایده‌آل کاهش قابل توجهی را نشان می‌دهند. ۷۹

شکل ۵-۱۲: نمایش نحوه قرار گرفتن بازه‌های انرژی مورد استفاده در روش اصلاح پراکندگی دو بازه فوتوپیک DPW..... ۸۰

شکل ۵-۱۳: نمودار نسبت شمارش‌های پراکنده شده به شمارش‌های پراکنده نشده بازه فوتوپیک،  $SUR(i,j)$ ، بر حسب نسبت شمارش‌های زیربازه پایین‌تر به شمارش‌های زیربازه بالاتر فوتوپیک،  $R(i,j)$ ، برای یک نگاره دلخواه. منحنی حاصل از جفت‌سازی غیرخطی دو مجموعه، با معادله  $SUR(i,j) = A[R(i,j)]^B + C$ ، در شکل مشخص شده است..... ۸۱

شکل ۵-۱۴: تصاویر بازسازی شده از فانتوم کره‌های سرد در زمینه گرم در وضعیت‌های (A) بدون اصلاح پراکندگی، (B) اصلاح شده با روش DPW و (C) ایده‌آل..... ۸۲

شکل ۵-۱۵: جفت‌سازی خطی مقادیر پیکسلی اصلاح شده با روش DPW،  $SC(i,j)$ ، بر حسب مقادیر پیکسلی اولیه بازه فوتوپیک،  $P(i,j)$ ، برای یک نگاره دلخواه..... ۸۳

شکل ۵-۱۶: منحنی‌های شمارش به دست آمده از تصاویر نشان داده شده در شکل (۵-۱۴) که برای یک ردیف پیکسلی گذرنده از مرکز (A) کره ۱، (B) کره‌های ۲ و ۶، (C) کره‌های ۳ و ۵، و (D) کره ۴ رسم شده‌اند. سطح منحنی‌های به دست آمده از تصویر اصلاح شده با روش DPW نسبت به منحنی‌های به دست آمده از تصویر ایده‌آل بالاتر می‌باشد، که نشان‌دهنده برآورد کم تعداد فوتون‌های پراکنده شده بازه فوتوپیک در روش اصلاحی DPW است..... ۸۳

شکل ۵-۱۷: نمایش مقادیر پیکسلی  $SUR$  محاسبه شده (\*) و  $SUR$  درست (°) برای (A) یک ROI در نزدیکی لبه فانتوم و (B) یک ROI در نزدیکی مرکز فانتوم، در یک نگاره دلخواه..... ۸۴

شکل ۵-۱۸: تصویر بازسازی شده از مؤلفه پراکندگی برآورد شده از روش DPW که به خوبی اطلاعات ساختاری فانتوم کره‌های سرد در زمینه گرم را نشان می‌دهد..... ۸۵

شکل ۵-۱۹: نمایش نحوه قرار گرفتن بازه‌های انرژی مورد استفاده در روش اصلاح پراکندگی CRM..... ۸۶

شکل ۵-۲۰: تصاویر بازسازی شده از فانتوم کره‌های سرد در زمینه گرم در وضعیت‌های (A) بدون اصلاح پراکندگی، (B) اصلاح شده با روش CRM و (C) ایده‌آل..... ۸۷

شکل ۵-۲۱: جفت‌سازی خطی مقادیر پیکسلی اصلاح شده با روش CRM،  $SC(i,j)$ ، بر حسب مقادیر پیکسلی اولیه بازه فوتوپیک،  $P(i,j)$ ، برای یک نگاره دلخواه..... ۸۸

شکل ۵-۲۲: منحنی‌های شمارش به دست آمده از تصاویر نشان داده شده در شکل (۵-۲۰) که برای ردیف پیکسلی گذرنده از مرکز (A) کره ۱، (B) کره‌های ۲ و ۶، (C) کره‌های ۳ و ۵، و (D) کره ۴ رسم شده‌اند. ناهمواری‌های منحنی اصلاح شده ناشی از اصلاح نایک‌نواخت روش CRM است..... ۸۸

شکل ۵-۲۳: نمایش نحوه قرار گرفتن بازه‌های انرژی مورد استفاده در روش سه بازه انرژی با تقریب دوزنقه‌ای (TEW1) به همراه سطح پراکندگی تعریف شده به وسیله این روش..... ۸۹

شکل ۵-۲۴: تصاویر بازسازی شده از فانتوم کره‌های سرد در زمینه گرم در وضعیت‌های (A) بدون اصلاح پراکندگی، (B) اصلاح شده با روش TEW1 و (C) ایده‌آل..... ۹۰

شکل ۵-۲۵: جفت‌سازی خطی مقادیر پیکسلی اصلاح شده با روش TEW1،  $SC(i,j)$ ، بر حسب مقادیر پیکسلی اولیه بازه فوتوپیک،  $P(i,j)$ ، برای یک نگاره دلخواه..... ۹۱

شکل ۵-۲۶: منحنی‌های شمارش به دست آمده از تصاویر نشان داده شده در شکل (۵-۲۴) که برای ردیف پیکسلی گذرنده از مرکز (A) کره ۱، (B) کره‌های ۲ و ۶، (C) کره‌های ۳ و ۵، و (D) کره ۴ رسم شده‌اند. منحنی‌های اصلاح شده به علت بیش‌برآورد پراکندگی در روش TEW1 در مقایسه با منحنی‌های وضعیت ایده‌آل در سطح پایین‌تری قرار دارند..... ۹۱

شکل ۵-۲۷: نمایش نحوه قرار گرفتن بازه‌های انرژی مورد استفاده در روش سه بازه انرژی با تقریب مثلثی (TEW2) به همراه سطح پراکندگی تعریف شده به وسیله این روش..... ۹۲

شکل ۵-۲۸: تصاویر بازسازی شده از فانتوم کره‌های سرد در زمینه گرم در وضعیت‌های (A) بدون اصلاح پراکندگی، (B) اصلاح شده با روش TEW2 و (C) ایده‌آل..... ۹۳

شکل ۵-۲۹: جفت‌سازی خطی مقادیر پیکسلی اصلاح شده با روش TEW2،  $SC(i,j)$ ، بر حسب مقادیر پیکسلی اولیه بازه فوتوپیک،  $P(i,j)$ ، برای یک نگاره دلخواه..... ۹۴

شکل ۵-۳۰: منحنی‌های شمارش به دست آمده از تصاویر نشان داده شده در شکل (۵-۲۸) که برای ردیف پیکسلی گذرنده از مرکز (A) کره ۱، (B) کره‌های ۲ و ۶، (C) کره‌های ۳ و ۵، و (D) کره ۴ رسم شده‌اند. منحنی‌های اصلاح شده به علت برآورد کم پراکندگی در روش TEW2 تا اندازه‌ای بالاتر از منحنی‌های وضعیت ایده‌آل قرار می‌گیرند.....۹۵

شکل ۵-۳۱: نمایش بازه‌های انرژی مورد استفاده در روش پیشنهادی به همراه سطح پراکندگی تعریف شده به وسیله این روش.....۹۸

شکل ۵-۳۲: تصاویر بازسازی شده از فانتوم کره‌های-سرد در زمینه-گرم در وضعیت‌های (A) بدون اصلاح پراکندگی، (B) اصلاح شده با روش پیشنهادی و (C) ایده‌آل.....۹۹

شکل ۵-۳۳: جفت‌سازی خطی مقادیر پیکسلی اصلاح شده با روش پیشنهادی،  $SC(i,j)$  بر حسب مقادیر پیکسلی اولیه بازه فوتوپیک،  $P(i,j)$ ، برای یک نگاره دلخواه.....۱۰۰

شکل ۵-۳۴: منحنی‌های منحنی‌های شمارش به دست آمده از تصاویر نشان داده شده در شکل (۵-۳۲) که برای ردیف پیکسلی گذرنده از مرکز (A) کره ۱، (B) کره‌های ۲ و ۶، (C) کره‌های ۳ و ۵، و (D) کره ۴ رسم شده‌اند. شکل منحنی‌های اصلاح شده با روش پیشنهادی شبیه به منحنی‌های اصلاح شده با روش TEW2 است اما سطح منحنی‌ها اندکی کاهش یافته است.....۱۰۰

شکل ۵-۳۵: نمایش طیف پراکندگی درست بازه فوتوپیک ( $S_{true}$ ) به همراه سطح پراکندگی تعریف شده توسط روش پیشنهادی ( $S_{PM}$ )، تقریب دوزنقه‌ای ( $S_{TEW1}$ ) و تقریب مثلی ( $S_{TEW2}$ ). سطح پراکندگی تعریف شده توسط روش پیشنهادی حد میانه دو روش دیگر است.....۱۰۱

شکل ۵-۳۶: یک نگاره دلخواه از فانتوم 3D NCAT که در پنج وضعیت اصلاح نشده، ایده‌آل، اصلاح شده با استفاده از روش‌های DEW، TEW2 و PM نشان داده شده است. برای مقایسه، در سمت راست هر نگاره اصلاح شده، منحنی حاصل از یک ردیف پیکسلی خاص (مشخص شده در نگاره اصلاحی) به همراه منحنی‌های به دست آمده از نگاره‌های اصلاح نشده و ایده‌آل از ردیف پیکسلی مشابه رسم شده است.....۱۰۲

شکل ۵-۳۷: یک برش دلخواه از تصویر بازسازی شده فانتوم 3D NCAT که در پنج وضعیت اصلاح نشده، ایده‌آل، اصلاح شده با استفاده از روش‌های DEW، TEW2 و PM نشان داده شده است. برای مقایسه، در سمت راست هر برش اصلاح شده، منحنی حاصل از یک ردیف پیکسلی خاص (مشخص شده در برش اصلاحی) به همراه منحنی‌های به دست آمده از برش‌های اصلاح نشده و ایده‌آل از ردیف پیکسلی مشابه رسم شده است.....۱۰۳

شکل ۵-۳۸: یک نمونه از جفت‌سازی خطی مقادیر پیکسلی یک نگاره از بازه کامپتونی (محور طولی) و مقادیر پیکسلی یک نگاره پراکندگی بازه فوتوپیک (محور عرضی) برای فانتوم 3D NCAT.....۱۰۴

شکل ۵-۳۹: تصویر یک نگاره (در بالا) و یک برش از تصویر بازسازی شده (در پایین) فانتوم 3D NCAT که با استفاده از روش DEW و با معادله جفت‌سازی خطی اصلاح شده‌اند. برای مقایسه، منحنی حاصل از یک ردیف پیکسلی خاص (مشخص شده در هر تصویر) به همراه منحنی‌های به دست آمده از تصاویر اصلاح نشده و ایده‌آل از ردیف پیکسلی مشابه نیز رسم شده است.....۱۰۵

شکل ۶-۱: سیستم SIEMENS SPECT/CT که برای تصویربرداری بیماران در مرکز آموزشی، تحقیقاتی و درمانی قلب و عروق شهید رجایی مورد استفاده قرار می‌گیرد.....۱۰۸

شکل ۶-۲: (A) نمایش موقعیت سرخرگ‌های کرونری در قلب، به همراه نمایش وضعیت (B) سرخرگ سالم، (C) سرخرگ تنگ شده با پلاک‌ها و (D) ایجاد لخته خون در سرخرگ تنگ شده.....۱۰۹

شکل ۶-۳: نمونه‌ای از تصاویر بالینی اصلاح شده با روش DEW. ردیف اول یک نگاره و ردیف دوم و سوم یک برش بازسازی شده دلخواه را در دو وضعیت بدون اصلاح (سمت چپ) و بعد از اصلاح (سمت راست) نشان می‌دهند.....۱۱۴

# فصل اول مقدمه

آشنایی با سیستم مقطع نخاری رایانه‌ای تک فوتونی (SPECT)

و عوامل تخریب کننده تصویر

## 1-1- مقدمه

در این فصل اصول پایه‌ای مقطع‌نگاری رایانه‌ای تک فوتونی<sup>1</sup> (SPECT) به طور خلاصه در چهار بخش اصلی توضیح داده خواهد شد. از آنجا که آشنایی با برهم‌کنش‌های تابشی برای درک فرایند تصویربرداری پزشکی اساسی است، این فصل، با مروری مختصر بر اصول فیزیکی برهم‌کنش‌های تابش با ماده در بخش اول آغاز می‌شود. در بخش دوم، چگونگی انجام فرایند تصویربرداری و جمع‌آوری داده‌ها در تصویربرداری SPECT توضیح داده خواهد شد. در بخش سوم و چهارم به ترتیب عوامل آسیب رساننده به تصویر و روش‌های بازسازی تصویری به طور خلاصه مرور می‌شوند.

## 1-2- برهم‌کنش تابش با ماده

توانایی رؤیت ساختارهای آناتومی خاص یا کارکردهای فیزیولوژیکی در تصویربرداری پزشکی به اصول فیزیکی فرایند تشکیل تصویر بستگی دارد. برای تولید تصاویر آناتومی یا فیزیولوژی داخل بدن یک بیمار از منابع تابشی استفاده می‌شود. این منابع تابشی با گسیل فوتون‌هایی که از بدن بیمار عبور کرده و با آشکارسازهای تابشی برهم‌کنش می‌کنند، اطلاعات لازم برای تشکیل تصویر ناحیه مورد نظر از بدن بیمار را فراهم می‌سازند. هنگام حرکت یک فوتون از منبع تابشی تا آشکارساز، این فوتون می‌تواند در داخل بدن بیمار از طریق چهار نوع اصلی برهم‌کنش فوتون‌ها با ماده برهم‌کنش کند: جذب فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون، پراکندگی رایلی یا همدوس و تولید زوج. این فرایندهای فیزیکی می‌توانند باعث آسیب رساندن به تصاویر SPECT شوند (بخش 1-3). برهم‌کنش‌های فیزیکی غالب در محدوده انرژی‌های مورد استفاده در تصویربرداری SPECT عبارتند از جذب فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون. برهم‌کنش‌ها از طریق پراکندگی رایلی نیز حضور دارند، اما احتمال وقوع آن‌ها بسیار کم است. هر یک از این برهم‌کنش‌ها به طور خلاصه در این بخش توضیح داده می‌شوند. بحث‌های مفصل‌تر در رابطه با این موضوع را می‌توان در کتاب‌های مرتبط با آشکارسازهای تابشی [1 و 2] و فیزیک تصویربرداری پزشکی [3-6] یافت.

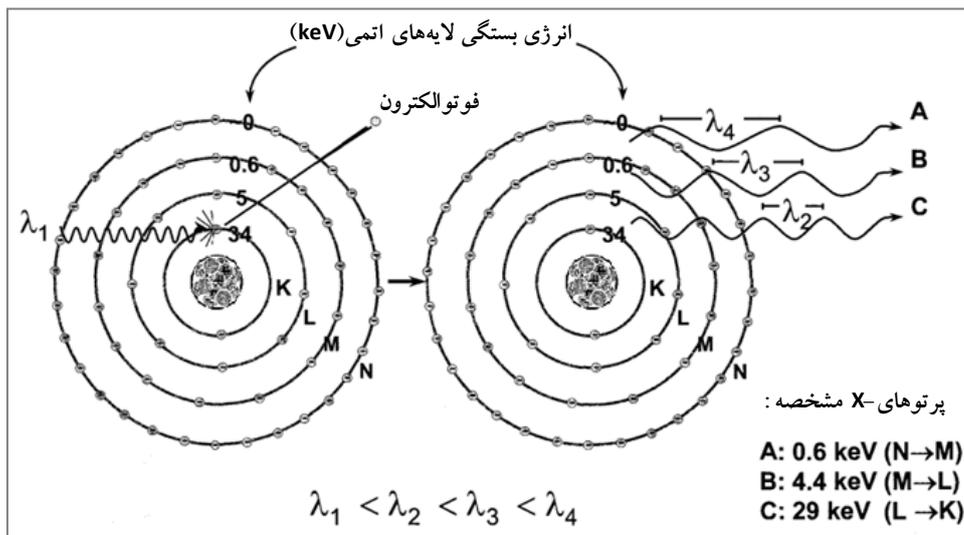
## 1-2-1- جذب فوتوالکتریک<sup>۲</sup>

در فرایند جذب فوتوالکتریک، تمام انرژی فوتون فرودی به یک الکترون مقید از لایه‌های داخلی اتم منتقل شده و منجر به خروج این الکترون از اتم می‌شود (شکل 1-1). انرژی جنبشی فوتوالکترون پس‌زده ( $E_e$ ) برابر خواهد بود با:

1. Single photon emission computed tomography  
2. Photoelectric absorption

$$E_e = E_0 - E_b \quad (1-1)$$

که در آن  $E_0$  و  $E_b$  به ترتیب انرژی فوتون فرودی و انرژی بستگی الکترون مداری است. برای وقوع این فرایند، انرژی فوتون فرودی باید بزرگتر از یا برابر با انرژی بستگی الکترون پس زده باشد. الکترون های پس زده ای که انرژی بستگی آن ها به انرژی فوتون فرودی نزدیکتر، اما کمتر از آن باشد، بیشترین احتمال را برای انجام این برهم کنش دارند. به عنوان مثال، برای فوتون هایی با انرژی های بیش از انرژی بستگی لایه K، برهم کنش های فوتوالکتریک با الکترون های لایه K- بیشترین احتمال را دارند. به دنبال یک برهم کنش فوتوالکتریک، اتم با یک حفره الکترونی در لایه داخلی یونیزه می شود. این حفره توسط یک الکترون از یک لایه با انرژی بستگی پایین تر پر می شود. در این صورت حفره دیگری ایجاد خواهد شد که بار دیگر توسط یک الکترون از یک لایه با انرژی بستگی پایین تر پر می شود. بنابراین، یک آبشار الکترونی از لایه های بیرونی به لایه های داخلی ایجاد خواهد شد. اختلاف انرژی بستگی میان دو لایه به صورت پرتوهای X- مشخصه یا الکترون های اوزه آزاد می شود. احتمال گسیل پرتو X- مشخصه با کاهش عدد اتمی ماده جذب کاهش می یابد، و بنابراین، به طور مکرر برای برهم کنش ها در محدوده انرژی تشخیصی در بافت نرم رخ نمی دهد. احتمال جذب فوتوالکتریک در هر واحد جرمی تقریباً متناسب است با  $Z^3/E^3$  که در آن  $Z$  عدد اتمی و  $E$  انرژی فوتون فرودی است. به عنوان مثال، برای یک فوتون با انرژی مشخص، احتمال وقوع این برهم کنش در ید ( $Z=53$ )،  $18/6$  برابر احتمال آن در کلسیم ( $Z=20$ ) است [6].



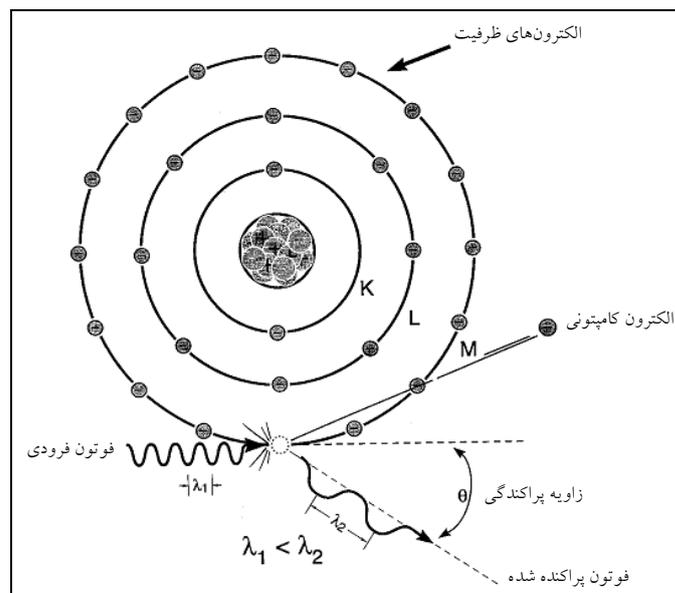
**شکل 1-1:** جذب فوتوالکتریک. سمت چپ، یک فوتون فرودی با یک الکترون لایه K- از اتم ید برهم کنش فوتوالکتریک انجام می دهد و الکترون از این لایه به بیرون پرتاب می شود. سمت راست، گسیل پرتوهای X- مشخصه پی در پی در نتیجه پر شدن حفره های ایجاد شده در لایه های الکترونی مختلف. اگرچه در شکل نشان داده نشده، اما الکترون های اوزه می توانند به جای پرتوهای X- مشخصه گسیل شوند [6].

## 1-2-2- پراکندگی کامپتون<sup>1</sup>

پراکندگی کامپتون، که پراکندگی "غیرکشسان" یا "غیرکلاسیک" نیز نامیده می‌شود، برهم‌کنش غالب فوتون‌ها با بافت نرم در محدوده انرژی تشخیصی است. پراکندگی کامپتون برهم‌کنشی است بین یک فوتون و یک الکترون از لایه ظرفیت اتم (شکل 1-2). چون انرژی فوتون فرودی در مقایسه با انرژی بستگی الکترون بسیار بالا است، این برهم‌کنش می‌تواند به عنوان برخورد بین یک فوتون و یک الکترون آزاد تفسیر شود. در نتیجه این برهم‌کنش، الکترون از اتم خارج شده، و فوتون با مقداری کاهش در انرژی با زاویه  $\theta$  نسبت به راستای فرودیش پراکنده می‌شود. این مقدار انرژی کاهش یافته به صورت انرژی جنبشی به الکترون منتقل می‌شود. با استفاده از اصل پایستگی انرژی و اندازه حرکت، انرژی فوتون پراکنده شده  $E'_\gamma$  با فرمول زیر تعیین می‌شود [2و1]:

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E_\gamma}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (2-1)$$

که در آن  $E_\gamma$  انرژی فوتون فرودی و  $m_e c^2$  انرژی جرم سکون الکترون است. با توجه به این معادله، واضح است که بیشینه مقدار انرژی منتقل شده به الکترون زمانی است که فوتون پس پراکنده می‌شود ( $\theta = \pi$ )، و هم‌چنین، کمترین میزان انتقال انرژی به الکترون زمانی است که  $\theta \sim 0$ . یک توصیف جامع از پراکندگی کامپتون در مرجع 7 ارائه شده است.



شکل 1-2: پراکندگی کامپتون. فوتون فرودی با یک الکترون لایه ظرفیت برهم‌کنش می‌کند. این برهم‌کنش منجر به خروج الکترون و گسیل هم‌زمان یک فوتون پراکنده شده کامپتونی در زاویه  $\theta$  نسبت به راستای فوتون فرودی می‌شود [6].

برای کاربردهای پزشکی هسته‌ای، توزیع فضایی فوتون‌های پراکنده شده می‌تواند با تقریب کلین-نشینا<sup>1</sup> توصیف شود،

که سطح مقطع دیفرانسیلی ( $d\sigma/d\Omega$ ) یا احتمال پراکندگی را به زاویه<sup>۲</sup> پراکندگی  $\theta$  مرتبط می‌کند:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) \left[ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right]^2 \left[ 1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos \theta)^2}{[1 + \alpha(1 - \cos \theta)](1 + \cos^2 \theta)} \right] \quad (3-1)$$

که در آن  $\alpha = E/m_e c^2$  و  $r_e$  شعاع کلاسیک الکترون است. این معادله به طور گسترده برای ساخت مدل‌های پراکندگی مناسب جهت اصلاح این اثر در پزشکی هسته‌ای استفاده می‌شود [8].

پراکندگی کامپتون منجر به یونش اتم و تقسیم انرژی فوتون فرودی بین فوتون پراکنده شده و الکترون خروجی می‌شود. الکترون پس‌زده، انرژی جنبشی خود را از طریق برانگیزش و یونش اتم‌های ماده<sup>۳</sup> محیط از دست می‌دهد. فوتون پراکنده شده<sup>۴</sup> کامپتونی ممکن است بدون انجام برهم‌کنش از ماده عبور کند یا ممکن است برهم‌کنش‌های دیگری مانند پراکندگی کامپتون، جذب فوتوالکتریک یا پراکندگی رایلی را تحمل کند.

با افزایش انرژی فوتون فرودی، فوتون‌ها و الکترون‌های پراکنده شده، بیشتر به سمت راستای رو به جلو پراکنده می‌شوند (شکل 1-3). برای یک زاویه<sup>۵</sup> پراکندگی معین، میزان انرژی انتقال یافته به فوتون پراکنده شده با افزایش انرژی فوتون فرودی کاهش می‌یابد. بنابراین، برای فوتون‌های فرودی با انرژی بالاتر، بیشتر انرژی به الکترون پراکنده شده منتقل می‌شود. به عنوان مثال، برای یک زاویه<sup>۶</sup> پراکندگی  $60^\circ$ ، انرژی فوتون پراکنده شده 90٪ انرژی فوتون فرودی در keV 100 و تنها 17٪ در 5 MeV است. هنگامی که پراکندگی کامپتون در انرژی‌های پایین‌تر اتفاق می‌افتد، بیشتر انرژی فوتون فرودی به فوتون پراکنده شده منتقل می‌شود، که در صورت آشکارسازی منجر به تخریب تصویر خواهد شد. برای مثال، به دنبال برهم‌کنش کامپتونی یک فوتون 80 keV، کمینه انرژی فوتون پراکنده شده 61 keV است. بنابراین، حتی با بیشینه اتلاف انرژی، فوتون‌های پراکنده شده، انرژی‌ها و نفوذپذیری بافتی نسبتاً بالایی خواهند داشت [6].

برای وقوع پراکندگی کامپتون، انرژی فوتون فرودی اساساً باید بیش از انرژی بستگی الکترون باشد. بنابراین، در مقایسه با جذب فوتوالکتریک، احتمال یک برهم‌کنش کامپتون، با افزایش انرژی فوتون فرودی افزایش می‌یابد. احتمال برهم‌کنش کامپتون هم‌چنین به چگالی الکترونی (تعداد الکترون‌ها/گرم × چگالی) بستگی دارد. به جز مورد هیدروژن، تعداد کل الکترون‌ها/گرم در بافت ثابت است. بنابراین، احتمال پراکندگی کامپتون در واحد جرم تقریباً مستقل از عدد اتمی و احتمال پراکندگی کامپتون در واحد حجم تقریباً متناسب با چگالی ماده است. در مقایسه با سایر عناصر، عدم حضور نوترون‌ها در اتم هیدروژن منجر به دو برابر شدن تقریبی چگالی الکترونی می‌شود. بنابراین، مواد هیدروژنی دارای احتمال پراکندگی کامپتونی بالاتری نسبت به مواد غیرهیدروژنی با جرم برابر هستند [6].