

فهرست مطالب

چکیده فارسی

۱.....	فصل اول: مقدمه.....
۱-۱.....	۱-۱- تاریخچه.....
۲.....	۲-۱- دستگاه PET حیوانی.....
۴.....	۳-۱- کاربردها.....
۷.....	۴-۱- تابش ذره‌ای.....
۷.....	۱-۴-۱- واپاشی آلفا.....
۷.....	۲-۴-۱- واپاشی بتا.....
۸.....	۳-۴-۱- واپاشی پوزیترون.....
۱۱.....	۵-۱- برخورد فوتون با ماده.....
۱۲.....	۱-۵-۱- اثر فوتوالکتریک.....
۱۳.....	۲-۵-۱- پراکندگی کامپتون.....
۱۵.....	۳-۵-۱- تولید زوج.....
۱۷.....	فصل دوم: مبانی اساسی فیزیکی PET.....

۱۸	۱-۲- مقدمه.....
۲۱	۲-۲- انطباقات تصادفی.....
۲۲	۳-۲- انطباقات پراکنده.....
۲۳	۴-۲- تضعیف فوتون.....
۲۵	۵-۲- آشکارسازهای PET.....
۲۵	۱-۵-۲- آشکارسازهای سوسوزن جامد در PET.....
۲۹	۶-۲- لوله تقویت کننده نور.....
۳۲	۷-۲- ترتیب آشکارسازها.....
۳۵	۸-۲- اسکنرهای PET.....
۳۷	۹-۲- اکتساب داده.....
۴۱	۱۰-۲- اکتساب داده دوبعدی در مقابل سهبعدی.....
۴۴	۱۱-۲- فاکتورهای اجرایی PET.....
۴۴	۱-۱۱-۲- تفکیک مکانی ذاتی.....
۴۷	۲-۱۱-۲- تفکیک انرژی.....
۴۸	۳-۱۱-۲- حساسیت.....
۴۹	۴-۱۱-۲- درصد پراکندگی.....
۴۹	۵-۱۱-۲- زمان مرده سیستم.....

۵۱..... فصل سوم: تصحیحات در دستگاه PET

- ۵۲.....۱-۳- تصحیح انطباقات تصادفی.....۵۲
- ۵۲.....۱-۱-۳- تخمین بوسیله آهنکهای تک شمارشات.....۵۲
- ۵۳.....۲-۱-۳- تخمین بوسیله کانالهای منطبق تاخیری.....۵۳
- ۵۴.....۳-۱-۳- روش حفاظ‌گذاری.....۵۴
- ۵۴.....۱-۳-۱-۳- حفاظ دستگاه.....۵۴
- ۵۶.....۲-۳-۱-۳- حفاظ بیمار یا حیوان.....۵۶
- ۵۶.....۲-۳- تصحیح پراکندگی.....۵۶
- ۵۷.....۱-۲-۳- روش اندازه‌گیری مستقیم.....۵۷
- ۵۸.....۲-۲-۳- روش پنجره انرژی چندگانه.....۵۸
- ۵۹.....۳-۲-۳- روش پنجره انرژی دوگانه.....۵۹
- ۶۲.....۴-۲-۳- روشهای پنجره انرژی چندگانه.....۶۲
- ۶۳.....۵-۲-۳- تصحیح پراکندگی بر اساس شبیه‌سازی.....۶۳
- ۶۳.....۶-۲-۳- شبیه‌سازی مونت کارلو.....۶۳
- ۶۴.....۷-۲-۳- کاربرد شبیه‌سازی براساس تصحیح پراکندگی.....۶۴
- ۶۵.....۳-۳- تصحیح تضعیف.....۶۵
- ۶۶.....۱-۳-۳- تعریف مسئله.....۶۶
- ۶۶.....۲-۳-۳- تصحیح تضعیف اندازه‌گیری شده.....۶۶
- ۶۷.....۳-۳-۳- تصحیح تضعیف با استفاده از داده منطبق عبوری.....۶۷
- ۷۰.....۴-۳-۳- تصحیح تضعیف با استفاده از تک داد عبوری.....۷۰
- ۷۱.....۵-۳-۳- تصحیح تضعیف محاسبه شده.....۷۱

فصل چهارم: تحلیل نمودارهای شبیه‌سازی شده.....	۷۳
۱-۴- کد شبیه‌سازی MCNP	۷۴
۲-۴- شبیه‌سازی و نتایج تصحیح تصادفی.....	۷۵
۱-۲-۴- حفاظ فانتوم مغز موش صحرایی	۸۳
۱-۱-۲-۴- طراحی حفاظ.....	۸۳
۲-۱-۲-۴- ضخامت حفاظ.....	۸۴
۳-۱-۲-۴- پهنای محوری حفاظ.....	۸۴
۴-۱-۲-۴- فاصله بین اکتیویته و حفاظ.....	۸۵
۲-۲-۴- نتایج شبیه‌سازی.....	۸۵
۱-۲-۲-۴- ضخامت حفاظ.....	۸۵
۲-۲-۲-۴- پهنای محوری حفاظ.....	۸۶
۳-۲-۲-۴- فاصله بین اکتیویته و حفاظ.....	۸۷
۳-۲-۴- نتیجه‌گیری.....	۸۸
۳-۴- شبیه‌سازی و نتایج تصحیح پراکندگی.....	۸۹
۱-۳-۴- تصحیح با استفاده از روش انرژی دوگانه.....	۸۹
۴-۴- شبیه‌سازی و نتایج تصحیح تضعیف.....	۱۰۳
۱-۴-۴- اندازه‌گیری فاکتورهای تصحیح تضعیف.....	۱۰۴
۲-۴-۴- نتایج شبیه‌سازی.....	۱۰۵

فصل پنجم: نتیجه‌گیری.....۱۰۸

۱-۵- نتایج تصحیح تصادفی.....۱۰۹

۲-۵- نتایج تصحیح پراکندگی.....۱۰۹

۳-۵- نتایج تصحیح تضعیف.....۱۱۱

۴-۵- کاربردهای دستگاه PET.....۱۱۱

چکیده انگلیسی

فهرست جداول

- ۱۱ جدول ۱-۱- خواص بعضی از هسته‌های گسیلنده‌ی پوزیترون در PET
که از چشمه‌های مختلفی جمع‌آوری می‌شوند.
- ۲۷ جدول ۱-۲- مشخصات فیزیکی آشکارسازهای سوسوزن متعارف در PET

فهرست اشکال

فصل ۱

- شکل ۱-۱- تصویر شماتیک یک سیستم PET حیوانی کوچک با دو جفت آشکارساز. ۳
- شکل ۱-۲- یک سیستم میکروپت ساخت شرکت زیمنس. ۴
- شکل ۱-۳- تصویری متابولیکی از مغز توسط مقطع نگاری با نشر پوزیترون. ۵
- شکل ۱-۴- اثر فوتوالکتریک تمام انرژی فوتون را می‌گیرد و سبب یونیزاسیون اتم می‌شود ۱۲
- شکل ۱-۵- در پراکندگی کامپتون قسمتی از انرژی فرودی به الکترون اتمی منتقل می‌شود، این الکترون را الکترون پراکنده می‌نامند. فوتون در زاویه متناسب با مقدار انرژی کاهش یافته منحرف می‌شود. ۱۴
- شکل ۱-۶- فرایند تولید زوج را نشان می‌دهد. که فوتون در مجاورت هسته در یک ساختار خودبخودی الکترون و پوزیترون را تولید می‌کند. ۱۶

فصل ۲

- شکل ۲-۱- انطباقات صحیح، پراکندگی، تصادفی، چندگانه. ۲۰
- شکل ۲-۲- تصویر حاصل از PET بدون تصحیح. ۲۱
- شکل ۲-۳- تصویر حاصل از PET با اعمال تصحیح. ۲۱

- شکل ۲-۴- دو فوتون 511 keV بوسیله دو آشکارساز بعد طی ضخامت‌های متفاوت a و b در بافت آشکار میشوند. D برار است با مجموع a و b . تضعیف مستقل از مکان نابودی است، و به کل بعد جسم وابسته است.
- شکل ۲-۵- لوله فوتومولتی پلیمر را نشان می‌دهد که در یک انتها فوتوکاتود، چندین داینود در طرفین و در انتهای دیگر آنود هستند.
- شکل ۲-۶- نمونه یک PS-PMT از شرکت HAMAMATSU (R8900) و اتصال یک بلوک 8×8 از سنتیلاتورها
- شکل ۲-۷- شماتیکی از بلوک آشکارساز تقسیم شده در عناصر 8×8 ، و چهار لوله PM جفت شده با بلوک برای تشکیل پالس را نشان می‌دهد.
- شکل ۲-۸- بلوک آشکارساز نمونه (8×8) جفت شده با چهار لوله PM (تصویر پایین) و مدل بسته شده (تصویر بالا)
- شکل ۲-۹- بلوک آشکارساز با تقسیم ربعی لوله‌های PM را نشان می‌دهد. (سمت چپ) لوله‌های PM در چهار ربع جدا قرار دارند. (سمت راست) لوله PM چهار ربع از چهار بلوک آشکارساز را شامل می‌شود.
- شکل ۲-۱۰- ترکیبات مختلف از اسکرهای PET. (چپ بالا) اسکر حلقه کامل. (راست بالا) اسکر حلقه جزیی با شیفیت زاویه‌ای 15° بین دو بلوک آشکارساز. (چپ پایین) آشکارسازهای پیوسته با استفاده از صفحات منحنی NaI(Tl) . (راست پایین) آرایه هگزگونال از چهار صفحه آشکارساز تقسیم ربعی.
- شکل ۲-۱۱- شماتیک بلوک آشکارساز در عناصر 8×8 ، و چهار لوله جفت شده با بلوک برای ساختن پالس.

- شکل ۲-۱۲- شماتیک کلی الکترونیک هسته ای میکرو پت ۳۹
- شکل ۲-۱۳- اکتساب داده PET در شکل سینوگرام. ۴۰
- شکل ۲-۱۴- سینوگرام نمونه‌ای که آشکارسازها بصورت صحیح کار می‌کنند. ۴۱
- شکل ۲-۱۵- اکتساب داده در مد دو بعدی که سپتا بین حلقه‌ها قرار داده می‌شود. ۴۲
- شکل ۲-۱۶- پوزیترون‌ها مسافتی را قبل از نابودی در جاذب طی می‌کنند. که این مسافت با انرژی فوتون‌ها افزایش می‌یابد. از آنجایی که پوزیترون‌ها با انرژیهای متفاوت در جهات زیکزگی حرکت می‌کنند، برد موثر کمترین مسافت بین هسته‌ها و جهت فوتونهای 511 keV است. برد موثر تفکیک فضایی اسکنر PET را کاهش می‌یابد. ۴۶

فصل ۳

- شکل ۳-۱- حفاظ دستگاه برای انسان (بالا)، حفاظ دستگاه برای حیوان (پایین). ۵۵
- شکل ۳-۲- حفاظ بیمار. ۵۶
- شکل ۳-۳- طیف انرژی مشخص شده برای توزیع طیفی فوتونهای پراکنده شده 511 کیلو الکترون ولت مطابق با تعداد مرتبه‌های که هر فوتون پراکنده می‌شود. ۵۹
- شکل ۳-۴- طیف انرژی نشان دهنده پنجره قرار داده شده در چهار پنجره انرژی بر اساس روش: (a) روش پنجره انرژی دوگانه (DEW)، (b) تخمین از روش صحیح (ETM)، (c) پنجره انرژی سه‌گانه (TEW) و (d) روش چند طیفی. ۶۰

فصل ۴

- ۷۶ شکل ۴-۱- فانتوم موش صحرایی.
- ۷۷ شکل ۴-۲- بلوک آشکارسازی.
- ۷۷ شکل ۴-۳- ۳cm اول فانتوم داخل FOV قرار دارد.
- ۷۸ شکل ۴-۴- ۳cm دوم فانتوم داخل FOV قرار دارد.
- ۷۸ شکل ۴-۵- ۳cm سوم فانتوم داخل FOV قرار دارد.
- ۷۹ شکل ۴-۶- ۳cm چهارم فانتوم داخل FOV قرار دارد.
- ۷۹ شکل ۴-۷- ۳cm پنجم فانتوم داخل FOV قرار دارد.
- ۸۰ شکل ۴-۸- ۳cm اول فانتوم داخل FOV قرار دارد.
- ۸۱ شکل ۴-۹- ۳cm دوم فانتوم داخل FOV قرار دارد.
- ۸۱ شکل ۴-۱۰- ۳cm سوم فانتوم داخل FOV قرار دارد.
- ۸۲ شکل ۴-۱۱- ۳cm چهارم فانتوم داخل FOV قرار دارد.
- ۸۲ شکل ۴-۱۲- ۳cm پنجم فانتوم داخل FOV قرار دارد.
- ۸۵ شکل ۴-۱۳- فانتوم موش صحرایی حفظ شده.
- ۸۶ شکل ۴-۱۴- درصد کاهش شار فوتون‌ها در مقایسه با حالت بدون حفاظ
به صورت تابعی از مکان محوری چشمه برای ضخامت‌های مختلف نشان
داده شده است.
- ۸۷ شکل ۴-۱۵- کاهش شار فوتون‌ها در مقایسه با حالت بدون حفاظ به صورت
تابعی از مکان محوری چشمه برای پهناهای محوری مختلف نشان داده
شده است. نتایج بدست آمده برای دو ضخامت بیشتر نزدیکتر است.

- ۸۸ شکل ۴-۱۶- کاهش شار فوتونها در مقایسه با حالت بدون حفاظ به صورت
تابعی از مکان محوری چشمه برای پهناهای محوری مختلف نشان داده شده است.
- ۹۰ شکل ۴-۱۷- تغییرات شمارش فوتونها برحسب انرژی در چشمه خطی برای
تفکیک انرژی ۳۰٪.
- ۹۱ شکل ۴-۱۸- مقایسه تغییرات شمارش فوتونها برحسب فاصله از مرکز دستگاه
در دو روش ۱ و ۲ در چشمه خطی با تفکیک انرژی ۳۰٪.
- ۹۱ شکل ۴-۱۹- تغییرات شمارش فوتونها برحسب انرژی در چشمه خطی برای
تفکیک انرژی ۱۵٪.
- ۹۲ شکل ۴-۲۰- مقایسه تغییرات شمارش فوتونها برحسب فاصله از مرکز دستگاه
در دو روش ۱ و ۲ در چشمه خطی برای تفکیک ۱۵٪.
- ۹۲ شکل ۴-۲۱- تغییرات شمارش فوتونها برحسب انرژی در چشمه خطی برای
تفکیک انرژی ۵٪.
- ۹۳ شکل ۴-۲۲- مقایسه تغییرات شمارش فوتونها برحسب فاصله از مرکز دستگاه
در دو روش ۱ و ۲ در چشمه خطی برای تفکیک ۵٪.
- ۹۴ شکل ۴-۲۳- تغییرات شمارش فوتونها برحسب انرژی در چشمه حجمی برای
تفکیک انرژی ۳۰٪.
- ۹۵ شکل ۴-۲۴- مقایسه تغییرات شمارش فوتونها برحسب فاصله از مرکز دستگاه
در دو روش ۱ و ۲ در چشمه حجمی برای تفکیک ۳۰٪.
- ۹۵ شکل ۴-۲۵- تغییرات شمارش فوتونها برحسب انرژی در چشمه حجمی برای
تفکیک انرژی ۱۵٪.

- شکل ۴-۲۶- مقایسه تغییرات شمارش فوتونها برحسب فاصله از مرکز دستگاه
در دو روش ۱ و ۲ در چشمه حجمی برای تفکیک ۱۵٪
۹۶
- شکل ۴-۲۷- تغییرات شمارش فوتونها برحسب انرژی در چشمه حجمی برای
تفکیک انرژی ۵٪
۹۶
- شکل ۴-۲۸- مقایسه تغییرات شمارش فوتونها برحسب فاصله از مرکز دستگاه
در دو روش ۱ و ۲ در چشمه حجمی برای تفکیک ۵٪
۹۷
- شکل ۴-۲۹- نمودار شمارشات برحسب فاصله از مرکز اسکنر برای پروجکشنهای
حاصل از دو حالت پنجره انرژی کل و پنجره انرژی بالا برای حالت $r=0$
۱۰۰
- شکل ۴-۳۰- نمودار شمارشات برحسب فاصله از مرکز اسکنر برای توزیع
پراکندگی حاصل از حالت پنجره انرژی بالا برای حالت $r=0$
۱۰۰
- شکل ۴-۳۱- نمودار شمارشات برحسب فاصله از مرکز اسکنر برای تصحیح
حاصل از حالت پنجره انرژی بالا برای حالت $r=0$
۱۰۱
- شکل ۴-۳۲- نمودار شمارشات برحسب فاصله از مرکز اسکنر برای پروجکشنهای
حاصل از دو حالت پنجره انرژی کل و پنجره انرژی بالا برای حالت $r=0/81 \text{ cm}$
۱۰۲
- شکل ۴-۳۳- نمودار شمارشات برحسب فاصله از مرکز اسکنر برای پروجکشنهای
حاصل از حالت پنجره انرژی بالا برای حالت $r=0/81 \text{ cm}$
۱۰۲
- شکل ۴-۳۴- نمودار شمارشات برحسب فاصله از مرکز اسکنر برای پروجکشنهای
حاصل از حالت پنجره انرژی بالا برای حالت $r=0/81 \text{ cm}$
۱۰۳
- شکل ۴-۳۵- شمارش برحسب زاویه چرخش در اسکن خالی.
۱۰۶
- شکل ۴-۳۶- شمارش برحسب زاویه چرخش در اسکن عبوری.
۱۰۷

چکیده

روش تصویربرداری PET^۱ (تصویربرداری گسیل پوزیترون) یکی از روشهای نوین تصویربرداری به صورت مقطعی (برش نگاری) است، که امروز به صورت گسترده‌ای در سطح جهان استفاده می‌شود. مزیت این روش، تصویربرداری از عملکرد و فیزیولوژی، بافتهای بدن است. در این روش دارو با یک رادیونوکلئید تابش کننده پوزیترون نشان‌دار شده و به بدن تزریق می‌گردد. بسته به خصوصیات ویژه دارو، این ماده در بخشی از بدن بیمار مجتمع می‌گردد. در آن ناحیه ذرات پوزیترون با ترکیب با الکترونها دچار پدیده فنا^۲ می‌شوند و دو فوتون گاما با زاویه 180° درجه تابش می‌شود. بوسیله آرایه‌ای از آشکارسازها که در اطراف بیمار قرار گرفته‌اند این دو فوتون آشکارسازی شده و سپس به کمک کامپیوتر، از مجموعه این فوتونها تصویر تشکیل می‌شود.

اما این فوتونها در فاصله مکان فنا تا زمانی که به آشکارسازها می‌رسند تحت تاثیر رویدادهایی قرار می‌گیرند که باعث می‌شود تصویر نهایی بدست آمده تصویر صحیح و واضحی نباشد. به منظور بدست آوردن تصاویر صحیح و بدون نویز در این روش تصویربرداری، باید تصحیحاتی اعمال شود. در این پروژه روشهای تصحیحات تصادفی (با استفاده از روش حفاظ‌گذاری)، پراکندگی (با استفاده از روش پنجره انرژی دوگانه)، و تضعیف (با استفاده از روش اسکن عبوری^۳) بررسی شده و با استفاده از کد شبیه‌سازی MCNP شبیه‌سازی‌های دستگاه و اعمال تصحیحات انجام می‌شود.

۱- Positron Emission Tomography

۲ - Annihilation

۳ - Transmission scan

در اینجا تمام شبیه‌سازی‌ها برای دستگاه PET حیوانی کوچک انجام میشود، که از دو جفت بلوک آشکارسازی روبروی هم تشکیل شده که هر بلوک شامل ۶۴ سلول آشکارسازی در کل شامل ۲۵۶ سلول آشکارسازی است. فانتوم مورد استفاده فانتوم موش صحرایی^۴ است که بصورت یک استوانه با طول ۱۵cm و قطر ۵cm است، که همچنین در بعضی از شبیه‌سازی‌ها از فانتوم مغز موش صحرایی هم استفاده شده است.

۱- Rat

فصل ۱

مقدمه و تاریخچه

۱-۱ تاریخچه

برجستگی فناوری هسته‌ای در کاربردهای پزشکی تقریباً از لحظه کشف پرتو ایکس بوسیله رونتگن در سال ۱۸۹۵ و کشف رادیواکتیویته بوسیله بکرل در سال ۱۸۹۶ شروع گردید. اهمیت پرتوهای ایکس در تشخیص پزشکی بلافاصله آشکار شده و در مدت چند ماه پس از کشف آنها، عملکرد باکتری‌کشی پرتوهای ایکس و توانایی آنها برای نابودی تومورها آشکار گردید. بعلاوه، اثر عناصر رادیواکتیو کشف شده جدید رادیم و رادون در درمان تومورهای خاصی ابتدا کشف شده و در فعالیت های پزشکی مورد استفاده قرار گرفت. امروزه پزشکی تشخیصی و درمانی و نیز تحقیقات پزشکی به شدت به بسیاری از کاربردهای ظریف و پیچیده تابش هسته‌ای و رادیوایزوتوپها بستگی دارد. در پزشکی تشخیصی، توانایی رادیولوژیست برای تولید عکسهای اعضاء و بافتهای گوناگون بدن انسان مفید است. شروع به کاربرد پرتوهای ایکس در اوایل قرن بیستم جهت تولید سایه‌نگارهای استخوانها روی فیلم، فناوری عکسبرداری پزشکی پالایش پیوسته‌ای را بخود دیده است. استفاده بالینی از توموگرافی کامپیوتری (CT)، توموگرافی گسیل پوزیترون (PET^1)، و توموگرافی گسیل تک فوتون تنها (SPECT) در سالهای ۱۹۶۰ و ۱۹۷۰ شروع شدند.

در اوایل سالهای ۱۹۵۰ مشخص گردید که رادیونوکلئیدهای گسیل کننده پوزیترونها امکانات جامعی از عکسبرداری پزشکی را نسبت به SPECT ارائه می‌دادند. پوزیترونهای گسیل شده در فاصله حداکثر چند میلیمتر در بافت، با الکترون محیطی نابود شده و بطور همزمان دو فوتون نابودی با انرژی یکسان ($0.511 MeV$) تولید و مهم‌تر از آن در دو جهت تقریباً عکس حرکت می‌کنند. اینگونه درک شده که آشکارسازی این فوتونها با بکاربردن رفتاری که بطور همزمان در دو جهت عکس گسیل می‌شوند، توضیح سه‌بعدی از توزیع رادیونوکلئیدها در بدن را خواهد داد. طی دهها سال توسعه آن PET وسیله‌ای حیاتی

۱- Positron Emission Tomography

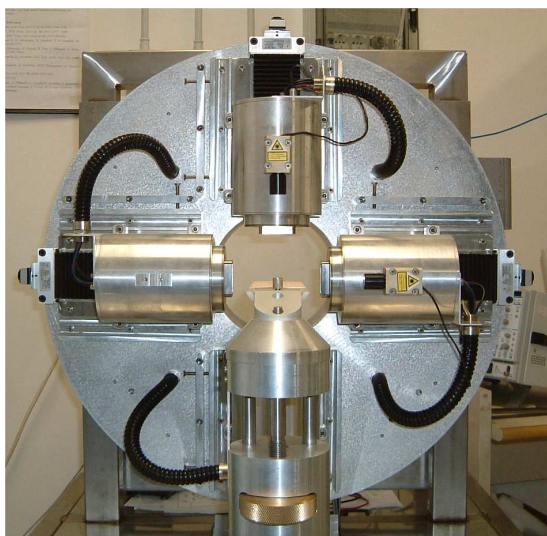
در تشخیص پزشکی و عکسبرداری شباهت بسیار زیادی به SPECT دارد با وجود این بکارگیری دو آشکارساز در دو طرف مخالف بیمار با آشکارسازی منطبق فوتون تفکیک شفافتر فضایی از محل گسیل در بیمار نسبت به SPECT داشته و لذا بازساخت بهتر توموگرافی عکس از توزیع اکتیویته در بیمار را می‌دهد.

عکسبرداری PET ابتدا در سالهای ۱۹۶۰ با عکسبرداری از یک سطح بر نتیجه و نیاز به جابجایی بیمار بین نتایج انجام پذیرفت. پت اسکن اول بار در دانشگاه واشنگتن در سنت لوییس در سال ۱۹۷۵ توسط مایکل فلپس اختراع گشت. در انتهای سالهای ۱۹۹۰، اسکنرهای PET با بیش از ۱۸۰۰۰ بلور سنتیلاسیون مستقل، قادر به عکسبرداری سه‌بعدی نواحی مصرف، ۶ اینچی محوری و ۲۳ اینچی مورب با تفکیک بهتر از ۵ میلیمتر در هر دو جهت قابل دسترسی بودند [۱۷].

۱-۲ دستگاه PET حیوانی

در حال حاضر در تحقیقات بیوشیمی جهت شبیه‌سازی مراحل بیماریها استفاده گسترده‌ای از حیوانات کوچک نظیر موش و موشهای صحرایی می‌شود. به دلیل شباهت ژنتیکی بین انسان و موشها می‌توان مطالعه مکانیسم بیماریها در انسان را توسط مطالعه بر روی موشها امکان‌پذیر نمود. در راستای این تحقیقات روشهای تشخیصی سازگار با بدن موشها نیز کمک شایانی در تحقیقات بیومولکولی و مورفولوژی دارد. یکی از دستگاههای موثر در این تحقیقات PET می‌باشد. به دلیل اینکه موش دارای ساختار بدنی بسیار کوچکی می‌باشد استفاده از دستگاههای PET انسانی نمی‌تواند تصاویر با وضوح خوبی از موشها تهیه کند به همین دلیل طراحی PET مخصوص حیوانات کوچک نظیر موشها کمک بسیار موثری در تحقیقات پزشکی می‌کند.

از PET حیوانی علاوه بر استفاده در تحقیقات پزشکی، می توان برای تشخیص سرطانهای سینه نیز استفاده نمود. همچنین طراحی و ساخت PET حیوانی می تواند قدمی موثر در طراحی و ساخت PET انسانی باشد. یک تصویر شماتیک از سیستم PET که دو جفت آشکارساز دارد در شکل های (۱) و (۲) نشان داده شده است [۱۷،۲۰].



شکل ۱-۱- تصویر شماتیک یک سیستم PET حیوانی کوچک با دو جفت آشکارساز



شکل ۱-۲- یک سیستم میکروپت ساخت شرکت زیمنس

۳-۱ کاربردها

امروزه دستگاه‌های PET در بیمارستانها در سرتاسر ایالات متحده و نیز در آشکارسازی و تحقیقات در زمینه‌هایی همچون ناراحتی‌های مغز و اعصاب مثل روان‌گسیختگی، پارکینسون، آلزایمر، و آنکولوژی کاربرد وسیع دارند (شکل ۳). PET برای تولید عکس‌هایی که فیزیولوژیکی را آشکار می‌کند، ایده‌آل است. همانگونه که ملاحظه نموده‌ایم، رادیونوکلیدهای با Z -پائین از گسیلنده‌های پوزیترون غنی هستند که به راحتی در مولکولهای همچون آب، گلوکز، آمونیاک و غیره جایگزین می‌شوند و از طریق متابولیسم گردش خون داخل بدن انسان حرکت می‌کنند. دو مسیر گسترده از کاربردها وجود دارد. در یک روش تغییرات در تحرکات مغز و فعالیت شناختنی مرتبط با بیماری آلزایمر، بیماری پارکینسون، صرع، و بیماری تصلب شریان مورد مطالعه قرار می‌گیرد. در روش دیگر شناسایی محل تومورها و متاستازهای در