



نشریه تابش و فناوری هسته‌ای، دوره ۲، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۴

بررسی شبیه سازی تصاویر پزشکی هسته‌ای بافت ریه با استفاده از نرم افزار SIMIND به کمک فانتوم های رایانه ای

علیرضا صدر ممتاز^{۱*}، کوثر کنعانی^۲

^۱دانشیار، گروه فیزیک هسته‌ای، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

^۲دانشجوی کارشناس ارشد فیزیک هسته‌ای، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

(تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۴/۱۲/۱۰ - تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۵/۰۳/۱۵)

چکیده

روش برش نگاری رایانه‌ای گسیل تک فوتون (SPECT) یکی از ابزارهای مهم تشخیصی در پزشکی هسته‌ای است که در تصویربرداری از بافت های مختلف بدن کاربرد دارد. با توجه به اسکن تهویه‌ای- خون رسانی ریه، استفاده از سیستم تصویربرداری SPECT برای تشخیص بیماری های ریوی در حال گسترش یافتن است. ابتدا از برنامه MATLAB جهت ایجاد ضایعه ریوی در فانتوم نیم تنه ZUBAL یعنی vox-man استفاده شد. سپس فانتوم به برنامه SIMIND انتقال داده شد و ریه همراه با ضایعه مورد شبیه سازی قرار گرفت. برای بررسی توانایی سیستم تصویربرداری SPECT در مورد ضایعات کروی نیز سه کره با سایزهای متفاوت در میان بافت ریه قرار داده شد و سپس تصاویر شبیه سازی شده پلانار و SPECT مورد ارزیابی قرار گرفتند. از ارزیابی بر پایه مشاهده گر به منظور به دست آوردن نتایج شبیه سازی استفاده شد. از بین مشاهده گران دو پزشک متخصص هسته‌ای نیز در مورد شبیه سازی های به دست آمده نظر دادند. نتایج حاصل بر طبق پارامترهای ROC و پارامترهای احتمال در دو جدول آورده شد و در نهایت نمودار هردو ترسیم گردید. تصاویر پلانار برای به تصویر کشیدن بیماری آمبولی ریوی می توانند مفید واقع شوند اما برای بیماری ندول های ریوی به دلیل درگیر شدن مکان های درونی بافت و یا حتی سطحی بافت ریه مؤثر نبوده و با بازسازی تصاویر توانستیم اندازه های مختلف ضایعات کروی را به خوبی نشان دهیم.

واژگان کلیدی: شبیه سازی، بافت ریه، SIMIND، SPECT

* رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک هسته‌ای

پست الکترونیکی: sadremomtaz@yahoo.co.uk

۱. مقدمه

ریه عضوی از دستگاه تنفسی است و طول تقریبی آن ۲۵ الی ۳۰ سانتی متر است و شامل دو قسمت، ریه راست و ریه چپ است. ریه راست دارای ۳ لوب فوقانی، میانی و تحتانی و همچنین ۲ فیشر می باشد. فیشر اول، فیشر مینور^۳ (عرضی) است که لوب فوقانی و میانی را از هم جدا می کند و فیشر دوم، فیشر ماژور^۴ است که لوب تحتانی و میانی را از هم جدا می کند. و ریه چپ دارای ۲ لوب فوقانی و تحتانی و همچنین یک فیشر مایل می باشد که لوب فوقانی و تحتانی را از هم جدا می کند. ریه چپ به دلیل وجود قلب در نیمه چپ قفسه سینه کوچک تر است. ریه راست حجیم تر از ریه چپ می باشد و تقریباً ۶۲۵ گرم وزن دارد. وزن ریه چپ هم تقریباً ۵۶۵ گرم است. یکی از وظایف ریه ها این است که خون تصفیه نشده و کم اکسیژن را از بدن بگیرند و سپس خون پراکسیژن را به چرخه خون رسانی بدن برگردانند.

در پزشکی هسته ای عمدتاً دو نوع آزمایش پزشکی برای تشخیص اختلالات ریوی وجود دارد. یکی اسکن ریوی تهویه ای است و دیگری اسکن ریوی پرفیوژنی نام دارد. گاهی به این آزمایشات به طور همزمان اسکن V/P نیز اطلاق می شود [۱]. در اسکن پرفیوژنی ردیاب پرتوژی را به فرد تزریق می کنند. این مواد در سیستم گردش خون ریوی^۵ جریان پیدا می کنند. از آن جایی که خون در تومورها، بافت های ملتهب، و لخته جریان متفاوتی دارد، از روی تفاوت در شدت ردیاب های ماده پرتوزا در تصویر، مکان بافت های غیر طبیعی در ریه ها تشخیص داده می شوند. در اسکن تهویه ای، یک گاز پرتوزا توسط فرد تنفس گردیده، و پس از این که این مواد در فضای داخل ریه ها پخش می شود، تصویر ردیاب، اطلاعات خوبی راجع به فضاهای داخل ریه هایی را می دهد که با مشکلات برونشی و یا عارضه های

برش نگاری رایانه ای گسیل تک فوتون^۱ یک تکنیک تصویربرداری تشخیصی است و یکی از ابزار های مهم در تشخیص های پزشکی و پژوهشی به شمار می رود. این روش مشابه تصویربرداری CT^۲ می باشد با این تفاوت که از تابش اشعه گاما استفاده می شود و ردیاب های پرتوزای مورد استفاده از طریق تزریق یا تنفس و یا بلعیدن وارد بدن می شوند. این ماده پرتوزا در بدن متلاشی شده و منجر به تولید اشعه های گاما می شود.

SPECT ابزاری مناسب برای تصویربرداری از توزیع ردیاب های پرتوزا در بافت های مختلف بدن است. تصاویر به دست آمده توسط این روش با آشکارسازی توزیع پرتوهای گسیل شده گاما از بدن تشکیل می شوند و این کار با تبدیل اشعه گاما به پالس های الکتریکی صورت می گیرد. دوربین گاما یا دوربین انگر از نمونه دستگاه های متداولی است که از این روش جهت تصویربرداری استفاده می کند و امروزه در بیمارستان ها کاربرد وسیعی دارد. دوربین های گاما قابلیت گردش ۱۸۰ و یا ۳۶۰ درجه حول بدن بیمار را دارند تا بتوانند تصاویر مقطعی تولید کنند. تصاویر SPECT عموماً در ماتریس های ۱۲۸ × ۱۲۸ پیکسل بازسازی می شوند.

امروزه این روش تصویربرداری نقش مهمی در تشخیص بیماری ها و درمان ناهنجاری ها در بسیاری از بافت های بدن دارد. از جمله می توان به بافت ریه، کبد و طحال، مغز، قلب و استخوان اشاره کرد. در این پژوهش بافت ریه مورد بررسی قرار گرفته است. در این مقاله تصاویر پلانار و SPECT مورد مقایسه قرار گرفته اند.

^۱ Single Photon Emission Computed Tomography^۲ Computed Tomography^۳ Lesser^۴ oblique^۵ pulmonary circuit

کیسه های هوایی مواجه‌اند. از این روش معمولاً برای ارزیابی کارکرد فعالیت ریه ها قبل از عمل های جراحی استفاده می شود. اسکن پرفیوژن جهت بررسی خون رسانی بافت ریه به کار می‌رود. هر عاملی که باعث کاهش خون رسانی بافت ریه شود، به صورت نقص پرفیوژن در اسکن مشاهده خواهد شد. از شایع ترین کاربرد های آن اثبات یا رد آمبولی ریوی در بیماران می‌باشد که به دنبال اعمال جراحی، دچار علائم حاد تنفسی می‌شوند. معمولاً اسکن پرفیوژن ریه در این موارد به همراه اسکن تهویه‌ای ریه انجام می شود ولی در اغلب مراکز به دلیل موجود نبودن ردیاب های پرتوزای مناسب برای اسکن تهویه‌ای ریه، اسکن پرفیوژن به تنهایی انجام می شود. کاربرد دیگر اسکن پرفیوژنی در بررسی کمی میزان پرفیوژن هر یک از لوب ها و یا بخش های ریه می‌باشد که قبل از عمل جراحی برداشتن قسمتی از ریه، از اهمیت قابل توجهی برخوردار است.

آمبولی ریه می تواند در اثر انسداد شریان ریوی یا انشعابات آن توسط لخته خون، و یا چربی باشد. اکثر آمبولی ها از عروق وریدی عمقی پا نشأت می‌گیرند. لخته های کوچک به عروق انتهای ریه می‌روند و اکثراً درد قفسه صدی ایجاد می‌کنند. میزان مرگ و میر حاصل از آمبولی ریوی درمان نشده حدود ۳۰٪ ذکر می شود به همین دلیل تأیید تشخیص به کمک یک روش تصویربرداری غیرتهاجمی که از حساسیت بالایی برخوردار باشد اهمیت فراوانی دارد. CT آنژیوگرافی^۱ در صورت در دسترس بودن و مناسب بودن برای بیمار، آزمون تشخیصی انتخابی به شمار می‌آید. اما از CTA برای بیماران کلیوی یا دیابت شدید باید پرهیز شود چون ماده حاجب می‌تواند به عملکرد کلیه ها صدمه بیشتری بزند. از طرفی در مقایسه با سایر روش های تصویربرداری پزشکی، میزان تشعشع یونیزه در این روش بسیار بیشتر است. در موارد انتخابی، اسکن

تهویه-خون رسانی ریه می تواند یک روش جایگزین قابل قبول برای CT آنژیوگرافی محسوب می‌شود. بیماری ندول ریوی یکی دیگر از بیماری های ریه است. ندول ریه یک توده کوچک و گرد است که در ریه ها رشد می کند. ندول ها می توانند به اندازه یک نخود فرنگی کوچک باشند و یا به اندازه یک توپ گلف و حتی بزرگ تر شوند. همه ندول ها سرطانی نیستند. یک ندول می تواند خوش خیم (غیرسرطانی) و یا بد خیم (سرطانی و یا با امکان سرطانی شدن) باشد. هرچه اندازه تومور بزرگ تر باشد احتمال بدخیمی آن بیشتر است. ندول های منفرد ریوی ممکن است از طریق رادیوگرافی قفسه سینه، سی تی اسکن و برش نگاری گسیل پوزیترون-فلورودی اکسی گلوکز (FDG - PET) پیگیری شوند.

FDG - PET یک بررسی تصویربرداری غیرتهاجمی است که در سرطان شناسی برای تشخیص تومور، مرحله بندی و ارزیابی پاسخ به درمان مورد استفاده قرار می گیرد. FDG به طور انتخابی توسط سلول های تومور بدخیم برداشته می شوند و این امر باعث آشکار شدن این تومورها می گردد. از آن جایی که متاسفانه در ایران تنها دو دستگاه PET وجود دارد این نکته حائز اهمیت است که بتوان همچون سایر کشورهای دنیا در مورد استفاده از دستگاه تصویربرداری SPECT که به مراتب تعداد آن در کشور بیشتر است تحقیقات لازم انجام شود. رمز موفقیت یک روش غیرتهاجمی در دقت تشخیصی آن، قابل اعتماد بودن، مقرون به صرفه بودن و در دسترس بودن آن است که این موارد در مورد اسکن هسته‌ای ریه تا حد زیادی صادق است [۲، ۳]. در این مطالعه از شبیه سازی این سیستم تصویربرداری پزشکی هسته‌ای به منظور داشتن تصاویر بافت ریه استفاده شده است. از آن جایی که آزمایش این سیستم ها در شرایط بالینی پر هزینه است می توان به کمک شبیه سازی این سیستم‌ها به نتایج دلخواه و با

^۱CTA

توسعه یافت. کل کد، در فرتن ۹۰ نوشته شده و شامل نسخه هایی است که کاملاً در سیستم های Linux، Mac، Unix و Windows قابل اجرا است [۸]. برنامه SIMIND در واقع از دو برنامه اصلی تشکیل شده است. برنامه CHANGE که شامل تعریف تعدادی از پارامترها است و برنامه SIMIND که در واقع شبیه سازی را انجام می دهد. برنامه CHANGE داده ها را از فایل های داده‌ای خارجی ذخیره می کند و SIMIND فایل های ایجاد شده را خوانده و سپس بعد از شبیه سازی خروجی بر روی نمایشگر ظاهر می شود. برای شبیه سازی ریه از نرم افزار SIMIND نسخه ۴،۹ مختص ویندوز ۶۴ بیتی استفاده شده است. فانتوم مورد استفاده نیز فانتوم نیم تنه^۵ زوبال^۶ بوده است. فانتوم زوبال نیم تنه بدون بازو و پا و دارای ۲۴۳ لایه به ضخامت ۰/۴ سانتی متر و دارای ابعاد ۱۲۸×۱۲۸ پیکسل است این فانتوم از سر تا لگن خاصره را در بر می گیرد [۹-۱۱]. در هنگام شبیه سازی، سر فانتوم در راستای x قرار می گیرد و دوربین گاما در بالای محور z می باشد.

در ابتدا با استفاده از فانتوم Vox-man از مجموعه فانتوم های ZUBAL موجود در نرم افزار SIMIND، ریه سالم شبیه سازی شد. سپس برای انجام شبیه سازی ضایعات کروی در ریه و همین طور ایجاد ضایعه آمبولی، فانتوم Vox-man توسط دستوراتی به محیط MATLAB انتقال داده شد.



شکل ۱. قسمت ریه در فانتوم Vox-man

هزینه های بسیار کمتر دسترسی پیدا کرد. از کد مونت کارلو جهت شبیه سازی تصویربرداری استفاده می شود. شبیه سازی مونت کارلو، امروزه کاربرد وسیعی دارد و به عنوان یک ابزار ضروری در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای، هم در زمینه برش نگاری رایانه‌ای گسیل تک فوتون و هم برش نگاری گسیل پوزیترون مطرح می شود [۴، ۵]. کد های شبیه ساز مونت کارلو به دو دسته کدهای عمومی و کدهای اختصاصی مخصوص پزشکی هسته‌ای تقسیم بندی می شوند. کد های عمومی مونت کارلو شامل MCNP، GEANT4، EGS4 و کدهای اختصاصی از قبیل SIMSET و SIMIND می باشند که در این مطالعه از کد شبیه سازی SIMIND استفاده شده است [۶]. کد شبیه سازی SIMIND، یک دوربین استاندارد کلینیکی SPECT را توصیف می کند و این قابلیت را دارد تا برای هر نوع محاسبه یا اندازه گیری موجود در تصویربرداری SPECT اصلاح شود. فانتوم های مختلفی در این نرم افزار به کار گرفته شده است. در این تحقیق از فانتوم ZUBAL استفاده شده است. فانتوم ZUBAL در دسترس ترین فانتوم می باشد که توسط جورج زوبال^۱، در دانشگاه پزشکی ییل^۲ توسعه یافت. این فانتوم ابتدا برای بهینه سازی در پزشکی هسته‌ای مورد استفاده قرار گرفت و سپس به دلیل رایگان بودن استفاده از این فانتوم، به دو نسخه دیگر نیز توسعه یافت. یکی از این دو تنها شامل دست و دیگری شامل تمام بدن است [۷]. فانتوم نیم تنه ZUBAL به نام Voxel Man شناخته می شود و بدون دست و بازو است.

۲. مواد و روش ها

SIMIND توسط پروفیسور مایکل لیونگبرگ^۳، در دانشگاه لوند^۴ سوئد، دپارتمان علوم کلینیکی، گروه فیزیک تابش پزشکی

^۱George Zubal

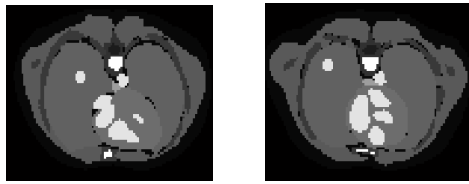
^۲Yale School of Medicine

^۳Michael Ljungberg

^۴Lund University

^۵Torso I

^۶Zubal

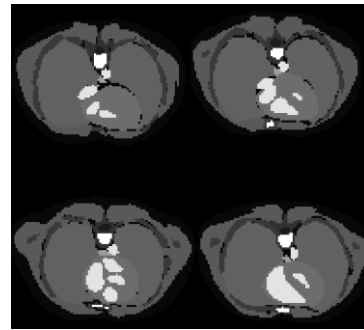


شکل ۴. فانتوم ZUBAL همراه با ضایعه در دو برش مختلف

سپس فانتوم Vox-man با تغییرات صورت گرفته به محیط SIMIND انتقال داده شد. با تغییر چند پارامتر در برنامه CHANGE از جمله شاخص نام فانتوم، خروجی این تغییرات به صورت فایل smc ساخته شدند. با تشکیل فایل smc و همین طور تشکیل فایل zub هم نام با فایل مورد نظر و دادن فعالیت لازم به بافت ریه، شبیه سازی در محیط cmd صورت گرفت. به طور کلی مقدار دز جذبی رادیونوکلئید در ۳ حالت جذب سرد، جذب گرم و جذب داغ تعریف می شود. در این مطالعه، ضایعات شبیه سازی شده به صورت نقاط سرد تعریف شده اند پارامترهای مورد استفاده در شبیه سازی آمبولی و ندول ریوی در جدول (۱) آمده است.

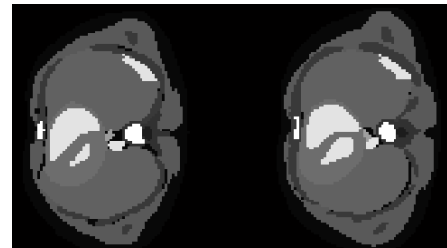
جدول ۱. مقادیر پارامترهای مورد استفاده در شبیه سازی

مقدار	پارامتر
۱۴۰	انرژی فوتون (keV)
۲۰	نیم طول بلور (cm)
۲۵	نیم پهنای بلور (cm)
۰/۹۵۳	ضخامت بلور (cm)
۲۵	ارتفاع تا سطح آشکارساز (cm)
Vox-man	نوع فانتوم
موازی	نوع باریکه ساز
شش گوش	شکل حفره
۳/۵	ضخامت باریکه ساز (cm)
۶۴	تعداد نگاره
۰/۳۱۵	اندازه پیکسل (cm)
۱۲۸×۱۲۸	اندازه ماتریس



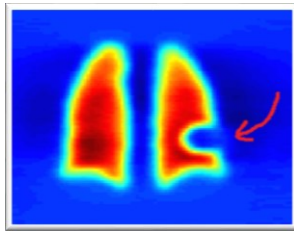
شکل ۲. برش های مختلف فانتوم بدون ضایعه

در مرحله بعد، ابتدا برای بررسی آمبولی ریوی کدهای مربوط به تغییر قسمتی از بافت ریه نوشته شد و سپس ماتریس تغییر یافته این فانتوم مجدداً به صورت فانتوم ذخیره شد و شبیه سازی برای آمبولی ریوی صورت گرفت.



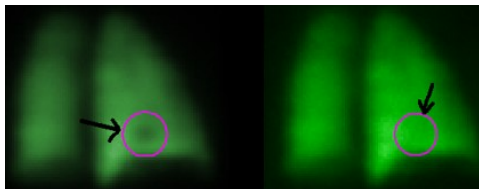
شکل ۳. فانتوم ZUBAL همراه با ضایعه

برای بررسی ندول ریوی نیز فانتوم ریه سالم را مجدداً به MATLAB انتقال داده وضایعات بسیار کوچکی به منظور بررسی مشاهده ضایعات ریوی به کمک شیوه تصویربرداری SPECT در نظر گرفتیم. هدف از شبیه سازی این ضایعات، به دست آوردن کمترین اندازه قابل مشاهده توسط برنامه SIMIND و همین طور نشان دادن توانایی سیستم تصویربرداری SPECT در بررسی بیماری های ریوی است. بعد از باز کردن ماتریس داده های این فانتوم، کدهای مربوط به تغییر قسمتی از بافت ریه نوشته شد و سه اندازه ضایعه کروی با اندازه های ۴/۰۵، ۳/۱۵ و ۲/۲۵ سانتی متری در سه شبیه سازی جداگانه درون بافت قرار گرفت و سپس ماتریس تغییر یافته این فانتوم مجدداً به صورت فانتوم ذخیره شد.



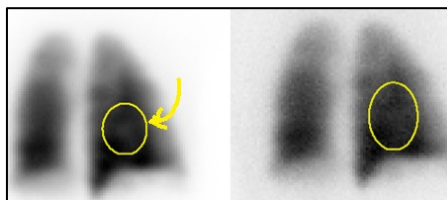
شکل ۸. تصاویر بازسازی شده بیماری آمبولی ریوی (تصویر SPECT)

مشاهده می شود بیماری آمبولی هم توسط تصویربرداری پلانار و هم تصویربرداری SPECT به خوبی نشان داده می شود. اما در بررسی ندول های ریوی در تصاویر پلانار نسبت به تصاویر SPECT چالش هایی وجود دارد.



شکل ۹. تصویر شبیه سازی شده ریه سالم سمت راست و ریه ناسالم در سمت چپ در یک نگاره (تصویر پلانار) از ۶۴ نگاره

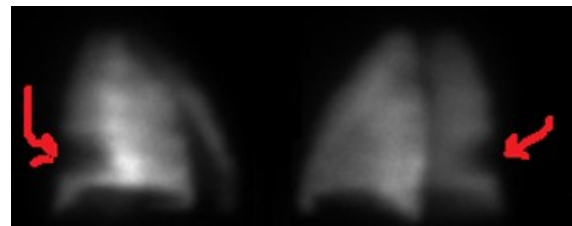
کوچک ترین اندازه ضایعه شبیه سازی شده، ۲/۲۵ سانتی متر بوده است. در تصاویر پلانار از نمای پشت ریه مشاهده این ضایعه به دلیل اندازه کوچک آن با دشواری همراه بود. به منظور بررسی تأثیر میزان فعالیت بیشتر در مشاهدات تشخیصی، این بار از فعالیت ۷۰۰ مگا بکرل معادل ۱۸/۹ میلی کوری استفاده شد.



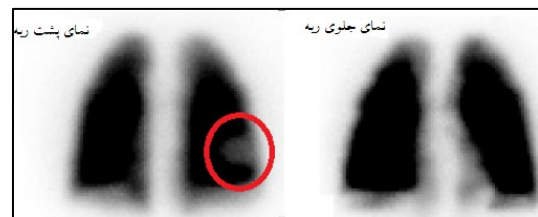
شکل ۱۰. سمت راست فعالیت ۱۸۵ مگابکرل و سمت چپ با ۷۰۰ مگابکرل

طبق دستورالعمل های اروپا مقدار ردیاب پرتوزای تزریقی ^{99m}Tc برای بیماری آمبولی ریوی، ۱۲۰ مگابکرل (۳/۲۵ میلی کوری) است.

بیماری آمبولی در ابتدا بخش های محیطی ریه را درگیر میکند به این سبب، یک ضایعه بزرگ به گونه ای که معرف بیماری آمبولی باشد در بخش های محیطی ریه قرار داده شد. سپس شبیه سازی صورت گرفت.



شکل ۵. نوک پیکان مکان آمبولی ایجاد شده را نشان می دهد



شکل ۶. نمای پلانار از آمبولی ریوی شبیه سازی شده

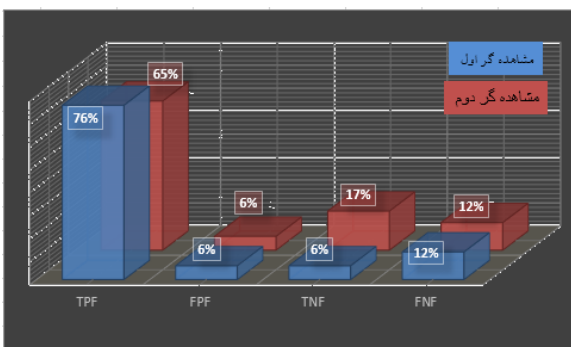
یکی دیگر از دلایلی که بیماری آمبولی را از سایر بیماری های ریوی متمایز می کند، درگیری بخش های محیطی ریه و همچن طور وجود ۲ یا چند ضایعه در هر دو طرف ریه می باشد.



شکل ۷. درگیر شدن هر دو ریه در شبیه سازی آمبولی

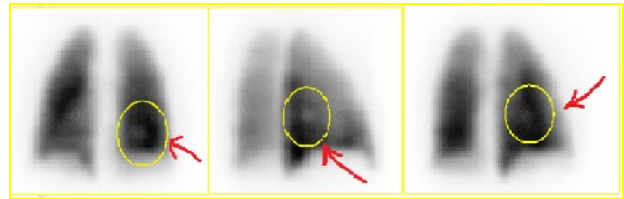
بر این باور بودند که ضایعه‌ای در تصاویر پلانار دیده نمی شود. در مورد اندازه ضایعات نیز جز در یک مورد، در سایر موارد نظر هر دو پزشک یکسان بود. البته یکی از مشاهده گران که تجربه بیشتری در مشاهده تصاویر گرفته شده از سیستم تصویربرداری SPECT دارد، به درستی ضایعه کوچک را نیز در برخی از تصاویر داده شده به پزشکان تشخیص داد. در مورد دو تصویر بدون ضایعه نیز که به منظور ارزشیابی خطا در در بین ریه های ناسالم قرار داده شده بود، هر دو مشاهده گر به خوبی عدم وجود ضایعه را تشخیص دادند.

نموداری مبنی بر اندازه گیری نتایج تنها برحسب بودن و یا نبودن ضایعه، برای دو مشاهده گر طبق چهار پارامتر رسم شده است که این پارامترها عبارتند از: سهم صحیح-مثبت (TPF) به این معنی که ضایعه‌ای در شکل وجود دارد و مشاهده گر به درستی وجود ضایعه را تشخیص می دهد، سهم غیر صحیح-مثبت (FPF) یعنی ضایعه‌ای در شکل وجود ندارد و مشاهده گر به اشتباه وجود ضایعه را تشخیص می دهد، سهم صحیح-منفی (TNF) یعنی ضایعه‌ای در شکل وجود دارد و مشاهده گر عدم وجود ضایعه را عنوان می کند، سهم غیر صحیح-منفی (FNF) یعنی ضایعه‌ای وجود ندارد و مشاهده گر به درستی نبود ضایعه را تشخیص می دهد.



شکل ۱۳. بررسی نتایج حضور یا عدم حضور ضایعه برای دو مشاهده گر

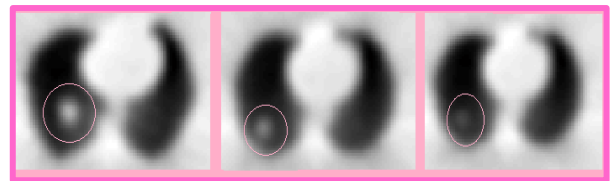
تصویر سمت چپ یک نگاره از ۶۴ نگاره ای است که در مدت ۷ ساعت شبیه سازی شده اند. این مقدار فعالیت بسیار فراتر از مقداری است که در دستورالعمل اشاره شده است. دلیل استفاده از این مقدار به دست آوردن یک تصویر بهتر جهت مشاهده ضایعه ایجاد شده در ریه بوده است.



شکل ۱۱. چپ ضایعه ۴/۰۵ سانتی متر، وسط ۳/۱۵ و سمت

راست ۲/۲۵ سانتی متری با فعالیت ۱۸۰ مگا بکرل

سپس تصاویر مجدداً به منظور بازسازی به محیط MATLAB انتقال داده شدند تا این بار ضایعات به صورت بازسازی شده مشاهده شوند. از آنجایی که تصاویر مربوط به SPECT، تصاویر بازسازی شده هستند از دستور iradon برای بازسازی تصاویر شبیه سازی شده استفاده شد. سپس به کمک دستور imlook3d این تصاویر مشاهده شدند.



شکل ۱۱. یک برش از تصاویر بازسازی شده در سه اندازه مختلف ضایعه

۳. نتایج

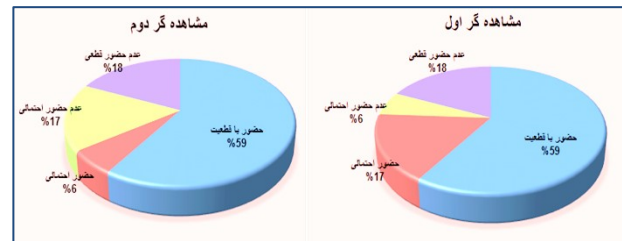
به منظور کامل کردن تحقیقات و به دست آوردن نتایج از دو مشاهده گر که از پزشکان هسته ای بودند درخواست گردید تا در مورد تصاویر و ضایعات ایجاد شده نظر دهند. پزشکان هسته-ای به خوبی ضایعات ۳/۱۵ و ۴/۰۵ را در تصاویر پلانار تشخیص دادند اما در مورد ضایعه ۲/۲۵ سانتی متری هر دو پزشک هسته‌ای

بیماری های مختلف ریوی نشان دهنده توجه دنیا به این شیوه تصویربرداری است. به طور نمونه بعد از اثبات وجود یک ندول در ریه باید مشخص شود که توده بدخیم و یا خوش خیم است زیرا نحوه پیگیری و درمان این دو توده متفاوت است. بررسی های پی در پی به کمک سیستم های تصویربرداری هسته‌ای این امکان را فراهم می کند تا بتوان کارکرد ندول ها را از طریق مقدار جذب ردیاب پرتوزا در محدوده مورد نظر مورد بررسی قرار داد در صورتی که روش های دیگر می توانند تنها اندازه و مکان توده را مشخص کنند. امروزه از روش PET اسکن به عنوان روش هسته‌ای استفاده می شود. اما از آن جایی که متاسفانه در ایران تنها دو دستگاه PET وجود دارد این نکته حائز اهمیت است که در مورد استفاده از دستگاه تصویربرداری SPECT که به مراتب تعداد آن در کشور بیشتر است تحقیقات لازم صورت گیرد. با استفاده از شبیه سازی این امکان به خوبی فراهم می شود تا تصاویر حاصل از روش تصویربرداری SPECT مورد بررسی قرار گیرند. در این مقاله سعی شد تا با شبیه سازی SPECT و بررسی اندازه های کوچک ضایعات ریوی به عنوان توده های ریوی، فواید این روش تصویربرداری برجسته تر گردد. از بررسی های فوق می توان نتیجه گیری کرد که تصاویر بازسازی شده به مراتب بهتر از تصاویر معمولی پلانار است. تصاویر پلانار می توانند ضایعات محیطی را تا حد زیادی نمایان کنند ولی برای سطوح داخلی ریه، نمای پلانار به تنهایی کافی نمی باشد. از طرفی افزایش مقدار ردیاب پرتوزا نیز تأثیر چندانی روی مشاهده ضایعات ریوی ندارد. و هم چنین دلیل استفاده محدود از این نوع شیوه تصویربرداری، عدم استقبال برخی پزشکان متخصص است.

منابع

- [1] J.I. Weitz, Pulmonary embolism, I.N. Goldman, A.I. Schafer, eds. Cecil Medicine. Philadelphia, Pa, Saunders Elsevier, 2011

نمودار دیگری نیز مبنی بر احتمال حضور و یا عدم حضور ضایعه در تصاویر ترسیم شد.



شکل ۱۴. نمودار مقایسه نتایج بر پایه احتمالات برای دو مشاهده گر

از دو نمودار فوق می توان نتیجه گرفت که نظر دو مشاهده گر بسیار به یک دیگر نزدیک بوده است. از طرفی اختلاف نظری که بین دو مشاهده گر وجود دارد نیز در مورد وجود کوچک ترین اندازه ضایعه در تصاویر انتخابی است. به طور کلی میزان تشخیص درست مشاهده گر اول در تصاویر شبیه سازی شده ۸۸٪ و در مورد مشاهده گر دوم نیز میزان تشخیص درست تصاویر ۷۶٪ محاسبه شد.

۳. نتیجه گیری

چون بیماری آمبولی بخش های محیطی را نیز درگیر می کند و معمولاً ابعاد بزرگتری از ریه را در بر می گیرد به آسانی توسط تصاویر پلانار قابل تشخیص اند. اما در مورد ندول های ریوی هرچه آن ها در بافت های عمقی تری جای بگیرند و هرچه ابعادشان کوچک تر باشد امکان تشخیص آن ها در روش پلانار سخت تر می شود. اما تصاویر SPECT به دلیل بازسازی، امکان کاوش عمق بافت و مشاهده ابعاد کوچک ضایعه را فراهم می کند. روش تصویربرداری هسته‌ای هنوز در کشور به خوبی معرفی نشده است در حالی که در بسیاری از نقاط دنیا در ارتباط با مسائل روز پزشکی از روش های هسته‌ای استفاده می شود. انجام تحقیقات بسیار در مورد استفاده از این روش برای

- [2] D. Attaran, F. Rezayitalab. Diagnosis evaluation of ^{99m}Tc -HYNIC-TATE scan in discrimination benign of malignant solitary lung Nodule, 2012
- [3] C. Paul, A.D. Ben, Aine M.K, Ruth C. Solitary Pulmonary Nodules, Meta-analytic Comparison of Cross-sectional Imaging Modalities for Diagnosis of Malignancy, 2008
- [4] J.A. Siegel. Rotating Scintillation Camera SPECT Acceptance Testing and Quality Control: Report of AAPM SPECT Task Group: American Inst. of Physics, 1987
- [5] H. Hines, R. Kayayan, J. Colsher, D. Hashimoto, R. Schubert, J. Fernando, et al. National Electrical Manufacturers Association Recommendations for Implementing SPECT Instrumentation Quality Control. *J Nucl Med*, 2000
- [6] M. Ljungberg, S.E. Strand. A Mont Carlo Program for the simulation of Scintillation camera characteristics. Compute Methods Program Biomed, 1989
- [7] T.W. Dawson, K. Caputa, and M.A. Stuchly, A Comparison of 60 Hz uniform magnetic and electric induction in the human body, *Phys Med Biol*, 1997
- [8] M. Ljungberg Simulation Techniques and Phantoms. Emission Tomography: The Fundamentals of PET and SPECT . New York, USA, Academic Press Inc., 2000
- [9] I.G. Zubal, C.R. Harrell. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *J Med Phys* 1994; 21: 299-302.
- [10] I.G. Zubal, C.R. Harrell. "Voxel Based Monte Carlo Calculations of Nuclear Medicine Images and Applied Variance Reduction Techniques". Information Processing in Medical Imaging, 12th International Conference IPMI '91 Wye, UK. 1991; 23-33.
- [11] I.G. Zubal, C.R. Harrell. Voxel Based Monte Carlo Calculations of Nuclear Medicine Images and Applied Variance Reduction Techniques. *Image and Vision Computing* 1992; 10(6): 342-348.
- [12] W.P. Segars. Development of a new dynamic NURBS-based cardiac torso (NCAT) phantom. PhD dissertation, the University of North Carolina, 2001

Study of Simulation Lung Tissue Nuclear Medicine Images Using SIMIND Software with computer Phantom

A. Sadremomtaz^{1*}, K. Kanani²

¹*Associated Professor, Department of Nuclear Physics, Guilan University, Rasht, Iran*

²*M. Sc. student, Department of Nuclear Physics, Guilan University, Rasht, Iran*

**Corresponding author's E-mail: sadremomtaz@yahoo.co.uk*

(Received: 2016/02/29- Accepted: 2016/06/04)

ABSTRACT

Single photon emission computer tomography technique (SPECT) imaging in nuclear medicine is one of the important tools that are used in the imaging of various body tissues. According ventilation-perfusion lung scanning, using SPECT imaging system for the diagnosis of lung diseases is spread. First of MATLAB program are used for lung injury in ZUBAL the man-vox phantom. Then SIMIND was taken with lung lesion was simulated. To assess the ability of SPECT imaging system on the three-sphere spherical lesions in the lung tissue was placed with different sizes. Planar and SPECT images were then simulated to evaluate. Assessment on the basis of observer in order to obtain simulation results was used. Among the observers two nuclear specialists also commented on the simulations obtained. The results according to parameters ROC and probabilistic are in the two tables brought. Planar images could be useful to portray diseases pulmonary embolism. But for lung nodules disease because of the involvement locations within the tissue or even a level not affecting the lung tissue and reconstruct images of different sizes could well show spherical lesions.point.

Keywords: *Simulation, Lung Tissue, SIMIND,SPECT*