

مقایسه روش های مختلف تبدیل نقشه تضعیف حاصل از تصاویر توموگرافی کامپیوتری

به انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت مورد استفاده در توموگرافی گسیل پوزیترون

مریم شیرمحمد^۱، محمدرضا آی^۲، سعید سرکار^۳، آرمان رحیم^۴

- ۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، تهران
- ۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، تهران
- ۳- دانشیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، تهران
- ۴- استادیار گروه رادیولوژی دانشکده پزشکی دانشگاه جانز هاپکینز

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۶/۲۷

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۷/۴/۲۹

چکیده

مقدمه: سیستم های ترکیبی ترکیبی نشر پوزیترون/توموگرافی کامپیوتری مزایای چندی دارند که از جمله کاهش زمان اسکن بیماران و افزایش کیفیت تصاویر حاصله می باشد. مهمترین مزیت سیستم های ترکیبی نشر پوزیترون/توموگرافی کامپیوتری، اصلاح تضعیف داده های تابشی توموگرافی گسیل پوزیترون می باشد. برای اصلاح تضعیف تصاویر توموگرافی گسیل پوزیترون از چشمه های رادیونوکلئید دوار به دور بیمار (TX) و همچنین تصویربرداری عبوری توموگرافی کامپیوتری استفاده می شود. در اصلاح تضعیف با استفاده از تصاویر توموگرافی کامپیوتری، از داده های تضعیف به دست آمده از انرژی طیف توموگرافی کامپیوتری استفاده می شود و با روش های گوناگونی (مقیاس بندی، تقسیم بندی، ترکیبی، دو تکه خطی و دو انرژی) به داده های تضعیف در انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت نگاشته می شوند و به این ترتیب نقشه تضعیف در انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت به دست می آید که در بازسازی تصاویر توموگرافی گسیل پوزیترون در مرحله اصلاح تضعیف استفاده می شوند.

مواد و روشها: این مطالعه از دو فاز مطالعه روی بیمار و روی فانتوم تشکیل شد که در هر دو مورد روش های مختلف تبدیل نقشه تضعیف روی تصاویر توموگرافی کامپیوتری آن ها پیاده شده است. برای ارزیابی مقایسه ای نیز از نقشه های تضعیف مرجع به دست آمده از روش TX و داده های به دست آمده از جداول استاندارد سطح مقطع فوتونی و مقایسه آن ها با ۵ روش تبدیل نقشه تضعیف استفاده شد.

نتایج: پس از آنالیز نقشه های تضعیف به دست آمده مشخص گردید که برای بافت های نرم کلیه روش های تبدیل نقشه تضعیف نتایجی با درصد اختلاف نسبی کم نسبت به نقشه تضعیف مرجع به دست می دهند که در مورد فانتوم درصد اختلاف نسبی ۵ روش مقیاس بندی، تقسیم بندی، ترکیبی، دو تکه خطی و دو انرژی در مقایسه با مرجع به ترتیب ۴/۹۲٪، ۳/۲۱٪، ۴/۴۳٪، ۲/۲۴٪، و ۲/۲۹٪ و در مورد بیماران نیز درصد اختلاف نسبی چهار روش مقیاس بندی، تقسیم بندی، ترکیبی و دو تکه خطی به ترتیب ۶/۹۵٪، ۴/۵۱٪، ۷٪ و ۶/۴۵٪ می باشد. در بافت های استخوانی نیز اختلاف نسبی در نقشه های تضعیف فانتوم به ترتیب ۳۰٪، ۱۸/۶۷٪، ۱۰/۹۱٪، ۱۰/۸۸٪ و ۵٪ (به ترتیب در مقیاس بندی، تقسیم بندی، ترکیبی، دو تکه خطی و دو انرژی) و در بیماران نیز به ترتیب ۲۶٪، ۲۳/۲٪، ۱۰/۷٪ و ۲۰٪ بود.

بحث و نتیجه گیری: با توجه به نتایج به دست آمده در بافت های نرم کلیه روش ها از اختلاف نسبی کمتر از ۷٪ برخوردارند و این در حالی است که در بافت های استخوانی، به جز روش مقیاس بندی و تقسیم بندی بقیه روش ها دارای اختلاف نسبی کمتر از ۲۰٪ می باشند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۵، شماره ۱، پیاپی (۱۹،۱۸)، بهار و تابستان ۸۷: ۲۴-۲۳)

واژگان کلیدی: نقشه تضعیف، تصحیح تضعیف، توموگرافی کامپیوتری، توموگرافی گسیل پوزیترون

* نویسنده مسئول: محمدرضا آی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
mohammadreza_ay@sina.tums.ac.ir

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳ (۲۱) ۹۸+ دورنگار: ۶۶۴۶۶۳۸۳ (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

هدف اصلی از توموگرافی گسیل پوزیترون^۱ به تصویر کشیدن تجمع رادیودارو در بافت ها می باشد که همواره خطاهایی در این زمینه وجود دارد. یکی از این خطاها ناشی از تضعیف پرتوهای گاما در بافت ها می باشد که می تواند حاصل از جذب فوتوالکتریک، کامپتون و یا رایلی باشد. میزان این تضعیف به انرژی پرتو بستگی دارد. هر چه انرژی پایین تر باشد، تضعیف بیشتر به خاطر فوتوالکتریک است و هرچه انرژی پرتو بیشتر شود احتمال تضعیف به سمت کامپتون افزایش می یابد. به خاطر وجود تضعیف، تصویری که از یک ماده با اکتیویته یکسان گرفته می شود، یکنواخت نیست و در نواحی با تضعیف زیاد، میزان تجمع رادیودارو کمتر از مقدار واقعی به تصویر کشیده می شود. برای آنکه بتوان میزان تجمع مواد رادیواکتیو را در تصاویر توموگرافی گسیل پوزیترون با دقت بالا به دست آورد، باید بر روی داده های تابشی به دست آمده از توموگرافی گسیل پوزیترون اصلاح تضعیف انجام شود. اعمال پروسه اصلاح تضعیف بر روی تصاویر توموگرافی گسیل پوزیترون شرط اساسی ارزیابی کمی و کیفی تصاویر حاصله می باشد [۱]. یکی از مراحل اصلی انجام اصلاح تضعیف به دست آوردن نقشه تضعیف جسم مورد تصویربرداری می باشد.

امروزه در اکثر سیستم های تجاری توموگرافی گسیل پوزیترون برای اصلاح تضعیف^۲ از تکنیک اسکن عبوری با استفاده از رادیونوکلیدها استفاده می شود. در این روش یک یا دو منبع خطی با فعالیت ۱۰ میلی کوری به دور بیمار دوران می کنند و اسکن عبوری از بیمار گرفته می شود، همچنین یک بلنک اسکن بدون حضور بیمار با استفاده از این منابع انجام می شود. از تقسیم مقادیر بلنک اسکن بر اسکن عبوری، نقشه تضعیف به دست می آیند. با

به عرصه آمدن سیستم های ترکیبی نشر پوزیترون/توموگرافی کامپیوتری^۳ از سال ۲۰۰۰ و افزایش چشمگیر کاربرد آنها در مراکز کلینیکی، تلاش محققان بر به کار گیری روشهای مناسب اصلاح تضعیف در این سیستم ها استوار بوده است. در سیستمهای ترکیبی نشر پوزیترون/توموگرافی کامپیوتری اصلاح تضعیف بر اساس استفاده از تصاویر توموگرافی کامپیوتری انجام می شود که این روش دارای مزایای زیادی می باشد که تعدادی از آن ها عبارتند از: (الف) داده های به دست آمده از توموگرافی کامپیوتری دارای نویز آماری بسیار پایینی می باشند، (ب) بیمار مدت زمان کمتری تحت اسکن عبوری قرار می گیرد، (ج) هزینه کمتری در بر دارد (چون نیازی به تعویض چشمه های رادیواکتیو فروپاشی شده نیست) و (د) تصاویر توموگرافی کامپیوتری دارای رزولوشن بسیار بالایی می باشند و می تواند در تفسیر تصاویر توموگرافی گسیل پوزیترون به پزشک کمک کند [۲].

در روش CTAC^۴ از روی تصاویر توموگرافی کامپیوتری ضرایب تضعیف بافت ها در انرژی طیف اشعه ایکس به دست می آید. ضریب تضعیف وابسته به انرژی می باشد، یعنی مقدار آن در انرژی طیف اشعه ایکس و توموگرافی گسیل پوزیترون متفاوت می باشد. مساله اصلی تبدیل این ضرایب از انرژی مربوط به طیف اشعه ایکس به انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت می باشد که در توموگرافی گسیل پوزیترون مورد استفاده قرار می گیرد که در واقع همان تبدیل نقشه تضعیف است. روشهای گوناگونی برای تبدیل نقشه تضعیف وجود دارد که در آن ها اعداد توموگرافی کامپیوتری هر پیکسل در تصویر توموگرافی کامپیوتری به ضرایب تضعیف خطی^۵ در انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت تبدیل می شود و نحوه توزیع ضرایب تضعیف بافت ها در انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت به

3- PET/CT

4- CT Based Attenuation Correction

5- Linear attenuation coefficient (LAC)

1- Positron Emission Tomography (PET)

2- TX

۱-۲- روش های تبدیل نقشه تضعیف

مقیاس بندی

در روش مقیاس بندی، تصویر توموگرافی کامپیوتری در نسبت ضریب تضعیف آب در انرژی توموگرافی گسیل پوزیترون و انرژی موثر توموگرافی کامپیوتری ضرب می شود. این روش بر این فرض استوار است که نسبت ضریب تضعیف بافت های مختلف در هر دو انرژی یکسان می باشد [۴].

تقسیم بندی

در روش تقسیم بندی، تصویر توموگرافی کامپیوتری با توجه به نوع بافتها به نواحی مختلف تقسیم بندی می شود و در هر ناحیه مقادیر ضریب تضعیف بافت مورد نظر در انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت جایگذاری می شود. در جداسازی، بافت ها به بافت نرم، استخوان و ریه تقسیم می شوند [۴].

ترکیبی مقیاس بندی - تقسیم بندی

در این روش ترکیبی از دو روش مقیاس بندی و تقسیم بندی مورد استفاده قرار می گیرد که طبق آن ابتدا یک آستانه تعیین می شود تا استخوان ها از تصویر توموگرافی کامپیوتری جدا شوند و سپس از ضرائب تبدیل متفاوتی برای هر قسمت از تصویر استفاده می شود. در این روش مبنای آن است که به جز استخوان نسبت ضریب تضعیف برای تمامی بافت ها در دو انرژی یکسان است [۴]. آستانه ای که برای جداسازی بافت های استخوانی در نظر گرفته می شود، عدد سی تی ۳۰۰ در مقیاس هانسفیلد می باشد.

دو تکه خطی

در این روش از ماده شناخته شده ای مانند محلول دی پتاسیوم هیدروژن فسفات^۶ با غلظت های مختلف تصویر توموگرافی کامپیوتری گرفته می شود و منحنی کالیبراسیونی به دست می آید که در آن ضرائب اصلاح تضعیف خطی بر حسب اعداد توموگرافی کامپیوتری به دست می آیند که این منحنی دو

دست می آید. این روش ها هر کدام دارای معایب و مزایایی می باشند که هدف این مقاله پیاده سازی این روش ها و مقایسه آنها با یکدیگر است. چه تا کنون مقالاتی در زمینه مقایسه روش های تبدیل نقشه تضعیف توسط گروه های مختلف منتشر شده است [۳-۵]. اما هیچ گاه مقاله جامعی در این زمینه به گونه ای که تمامی روش ها مورد مقایسه کمی و کیفی قرار گیرند منتشر نشده بود. مقالات منتشر شده نیز عمدتاً بر روی ۲ و یا ۳ روش انجام شده است. بنابر این در این زمینه، لزوم این مساله احساس گردید تا مطالعه و بررسی جامعی بر روی کلیه روش های موجود تبدیل نقشه تضعیف در به دست آوردن نقشه تضعیف در انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت انجام گیرد. روش های گوناگون تبدیل نقشه تضعیف به قرار زیرند:

الف) مقیاس بندی^۱ ب) تقسیم بندی^۲ ج) ترکیب مقیاس بندی - تقسیم بندی^۳ د) دو تکه خطی^۴ و ه) دو انرژی^۵ که در ادامه به توضیح آن ها می پردازیم.

۲- مواد و روشها

این مطالعه از دو فاز تشکیل شده است. برای آزمون کردن روش های گوناگون تبدیل نقشه تضعیف بر روی تصاویر توموگرافی کامپیوتری، در فاز اول فانتومی طراحی و مورد استفاده قرار گرفت که از آن تصاویر توموگرافی کامپیوتری در ولتاژهای گوناگونی تهیه گردید. درون این فانتوم موادی با دانسیته های مختلف قرار گرفت. در فاز دوم روشهای مختلف تبدیل نقشه تضعیف بر روی تصاویر توموگرافی کامپیوتری بیماران پیاده سازی شد.

- 1- Scaling
- 2- Segmentation
- 3- Hybrid
- 4- Bilinear
- 5- Dual energy

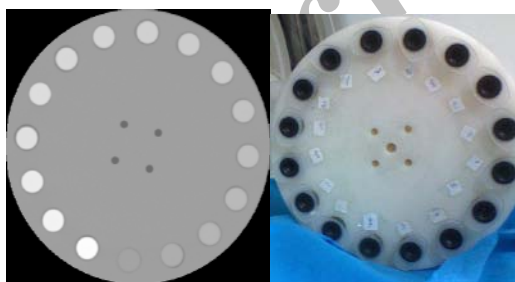
می شوند تا ضریب تضعیف کل به دست آید [۷]. ضریب تضعیف خطی کل با مراجعه به مرجع [۷] به صورت زیر به دست می آید.

$$\mu_3 = \frac{(\mu_1 E_2^{-3} - \mu_2 E_1^{-3})}{(Y_1 E_2^{-3} - Y_2 E_1^{-3})} Y_3 + \frac{(\mu_1 Y_2 - \mu_2 Y_1)}{(Y_2 E_1^{-3} - Y_1 E_2^{-3})} E_3 \quad (1)$$

که در آن μ_1 و μ_2 و μ_3 ، ضریب تضعیف خطی بافتها به ترتیب در انرژی های E_1 و E_2 و E_3 به ترتیب مربوط به انرژی موثر طیف در ولتاژ اول، انرژی موثر طیف در ولتاژ دوم و انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت می باشد. $(n=1,2,3) Y_n$ نیز تغییری است که به انرژی طیف، سرعت نور و جرم سکون الکترون بستگی دارد. لازم به ذکر است روش دو انرژی بر روی بیماران پیاده نشد، زیرا تصاویری که در اختیار بود تنها در یک ولتاژ گرفته شده بودند.

مطالعه روی فانتوم

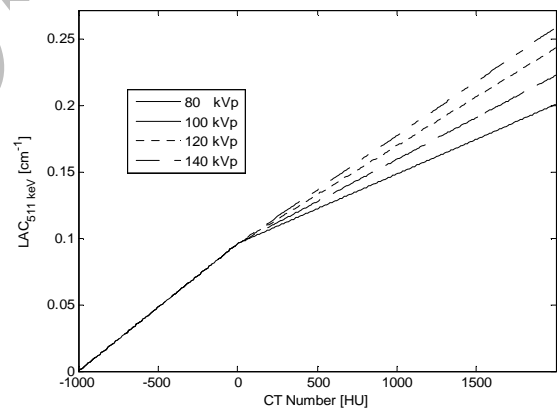
فانتوم مورد استفاده استوانه ای به قطر ۲۰ سانتیمتر و جنس آن پلی اتیلن بود که درون آن ۱۶ استوانه به قطر ۲ سانتیمتر تعبیه شده بود. همچنین در قسمت مرکزی آن چهار استوانه کوچکتر به قطر تقریبی ۱ سانتیمتر قرار داشتند که با هوا پر شدند. تصویر این فانتوم را در شکل ۲ می بینید.



شکل ۲- تصویر فانتوم، الف) تصویر از روبرو، ب) تصویر CT مقطعی از فانتوم تهیه شده در ولتاژ ۱۴۰ کیلو ولت

برای شبیه سازی بافت نرم درون یکی از استوانه های به قطر ۲ سانتی متر آب مقطر ریخته شد و برای شبیه سازی بافت

تکه خطی می باشد که در اکثر اسکنرهای تجاری ترکیبی نشر پوزیترون/توموگرافی کامپیوتری از این روش استفاده می شود [۶]. برای پیاده سازی این روش، با استفاده از ۳ نقطه هوا، آب و استخوان کورتیکال، دو خط رسم گردید که برای این ۳ نقطه اعداد توموگرافی کامپیوتری متناظر آنها از روی تصویر فانتوم بدست آمد، سپس با استفاده از داده های مرجع، مقادیر ضریب تضعیف خطی آنها در انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت تعیین شد. با داشتن مختصات این ۳ نقطه می توان معادله این دو خط را به دست آورد که به این ترتیب منحنی کالیبراسیون، برای تبدیل اعداد توموگرافی کامپیوتری به ضرایب تضعیف خطی در انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت بدست می آید. منحنی های کالیبراسیون به دست آمده در ولتاژهای مختلف را در شکل ۱ مشاهده می کنید.



شکل ۱- منحنی های کالیبراسیون به دست آمده در ولتاژهای مختلف در دستگاه سی تی اسکن Light Speed VCT

روش تصویر برداری با دو انرژی

در این روش از جسم دو تصویر توموگرافی کامپیوتری در دو انرژی مختلف گرفته می شود. ضریب تضعیف به صورت مجموع وزنی احتمال جذب فتوالکتریک و پراکندگی کامپتون می باشد. در این روش اثر جزء کامپتون و فتوالکتریک به صورت جداگانه تعیین می شوند و سپس به صورت جداگانه در هر انرژی دلخواه تبدیل می شوند و سپس با یکدیگر جمع

غلظت های مختلف فانتوم را دارا باشد. ضریب تضعیف خطی محلول های آب و دی پتاسیوم هیدروژن فسفات با غلظت های مختلف در انرژی ۵۱۱، کیلو الکترون ولت با استفاده از پایگاه داده جداول سطح مقطع XCOM [۸] بدست آمد. لازم به ذکر است که برای روش دو انرژی از تصاویر تهیه شده در ولتاژهای ۸۰ کیلو ولت و ۱۴۰ کیلو ولت استفاده شد ولی برای روش های دیگر فقط از ولتاژ ۱۴۰ کیلو ولت استفاده گردید.

مطالعه انسانی

پس از اتمام فاز اول این مطالعه، پیاده سازی این روش ها بر روی تصاویر انسان صورت گرفت. پیاده سازی روش های فوق مجموعاً بر روی ۵ مجموعه داده انسانی انجام شد. این مجموعه داده ها با اسکنر Discovery LS PET/CT ساخت کمپانی جنرال الکتریک و در دانشگاه جانز هاپکینز گرفته شده بودند. این اسکنر دارای این قابلیت می باشد که به هر دو روش TX و CTAC اصلاح تضعیف بر روی داده های تابشی توموگرافی گسیل پوزیترون را انجام می دهد. در روش TX از چشمه های رادیواکتیو ایزوتوپ های ژرمانیوم و یا گالیوم^۱ که دارای انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت می باشند استفاده می شود. رزولوشن این اسکنر هم در حالت دو بعدی و هم در حالت سه بعدی ۴/۸ میلی متر است. میدان دید تصاویر ۵۰ سانتی متر بود. همچنین تصاویر گرفته شده با این اسکنر در ولتاژ ۱۴۰ کیلو ولت بودند و جریان به کار رفته برای هر بیمار متفاوت بود. سایز ماتریس تصویر توموگرافی کامپیوتری هر کدام از این تصاویر ۵۱۲ × ۵۱۲ پیکسل بود. همانند مورد فانتوم، ابتدا سایز تصاویر توموگرافی کامپیوتری به ۱/۴ کاهش یافت و هموار کردن با فیلتری گاوسی باپهنای ارتفاع در نیم بیشینه برابر با ۴/۸ میلی متر روی آن ها انجام شد و سپس روشهای تبدیل نقشه تضعیف روی آن ها اعمال شد. در مورد

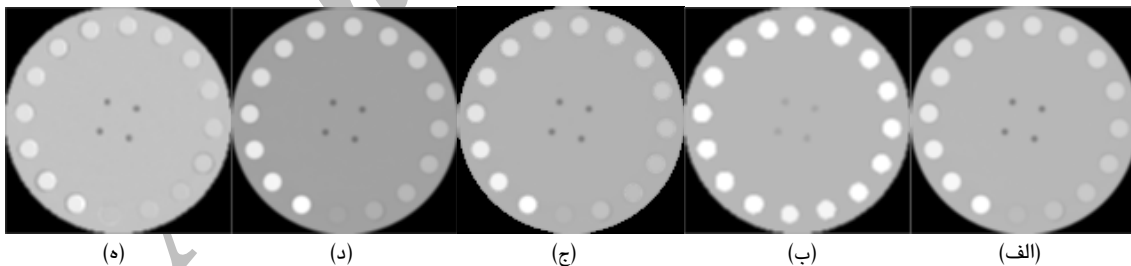
های دیگر بدن نیز از ترکیب آب و دی پتاسیوم هیدروژن فسفات با غلظت های مختلف استفاده شد و در ۱۵ استوانه باقی مانده قرار گرفتند. محلولهای دی پتاسیوم هیدروژن فسفات با غلظتهای بین ۵۰ میلی گرم بر سی سی تا ۱۸۰۰ میلی گرم بر سی سی با فواصل تقریبی ۶۰ میلی گرم بر سی سی تهیه شده و درون فانتوم مذکور قرار داده شدند. برای مشاهده غلظت های بکار رفته به جدول ۱ مراجعه کنید. سپس از این فانتوم در دستگاه سی تی اسکن ۶۴ اسلایس (ساخت کمپانی جنرال الکتریک^۱) بیمارستان امام خمینی در ولتاژهای ۸۰ کیلو ولت پیک و ۱۴۰ کیلو ولت پیک و جریان ۴۰۰ میلی آمپر تصویربرداری شد. از فانتوم مورد اشاره با این اسکنر تصاویری مقطعی با میدان دید^۲ ۲۵ سانتی متر و ضخامت اسلایس ۲/۵ میلی متر گرفته شد که سایز ماتریس آن ها ۵۱۲ × ۵۱۲ پیکسل بود. در پروسه پیاده سازی روش CTAC با توجه به این که سایز ماتریس تصاویر توموگرافی گسیل پوزیترون، ۱۲۸ × ۱۲۸ می باشد برای یکسان کردن سایز دو ماتریس، سایز ماتریس تصاویر توموگرافی کامپیوتری به ۱۲۸ × ۱۲۸ کاهش یافت^۳. این کاهش سایز ماتریس به این صورت انجام گرفت که از مقادیر هر ۴ پیکسل مجاور یکدیگر میان گیری شد و مقدار به دست آمده در ۱ پیکسل به جای آن ۴ پیکسل قرار گرفت. برای یکسان کردن رزولوشن^۴ دو تصویر نیز یک فیلتر گاوسی با نیم پهنای^۵ برابر با رزولوشن اسکنر توموگرافی گسیل پوزیترون (۴/۸ میلی متر) بر روی تصاویر توموگرافی کامپیوتری اعمال شد. در مرحله بعدی بر روی تصاویر حاصله روش های مختلف تبدیل نقشه تضعیف پیاده شدند و نقشه های تضعیف به دست آمدند. برای انجام مقایسه روش های مختلف به نقشه تضعیف مرجعی نیاز بود که مقدار ضریب تضعیف خطی

- 1- GE LightSpeed VCT Volum CT Scanner
- 2- Field of view(FOV)
- 3- Down-sampling
- 4- smoothing
- 5- Full width half maximum(FWHM)

مربوط به استاندارد طلایی مقایسه شدند. به این ترتیب در کل مجموعه تصاویر این بیماران تعداد ۸۱ ناحیه انتخاب گردید و مقادیر LAC این ROI ها با مقادیر نقشه مرجع مقایسه شدند و اختلاف LAC هر ناحیه نسبت به مرجع تعیین شد. کل ROI های انتخاب شده بر اساس محل قرارگیری به ۳ نوع تقسیم شدند، بافت نرم، استخوان و بافت ریه. معیاری که برای مقایسه میان نقشه های تضعیف به دست آمده و نقشه مرجع به کار گرفته شد، درصد اختلاف نسبی بین مقدار LAC هر ناحیه در نقشه های تضعیف و نقشه مرجع بود. به این صورت که هر چه درصد اختلاف نسبی بین یک روش و روش مرجع در یک نوع بافت (مثلاً بافت نرم) کمتر باشد به معنای آن است که آن روش برای آن بافت نتایج قابل قبول تری ایجاد می کند و هر چه درصد اختلاف نسبی بیشتر باشد به معنای اختلاف بیشتر آن روش با روش مرجع می باشد.

۳- نتایج

شکل ۳ نقشه های تضعیف به دست آمده از تصاویر توموگرافی کامپیوتری با استفاده از روش های مختلف را نمایش می دهد.



شکل ۳- نقشه های تضعیف به دست آمده از (الف) مقیاس بندی، (ب) تقسیم بندی، (ج) ترکیبی، (د) دوتکه خطی و (ه) دو انرژی

نسبت به مقادیر مرجع (XCOM) می باشد. معیار انتخاب غلظت های زیاد و کم بر اساس تطابق اعداد توموگرافی کامپیوتری آن ها با بافت های نرم و استخوانی بدن بود. در غلظت های کمتر از ۱۸۰ میلی گرم بر سی سی اعداد

بیماران برای انجام ارزیابی مقایسه ای نیز به یک نقشه مرجع نیاز بود. به دلیل متفاوت بودن بیماران و همچنین متفاوت بودن ترکیبات آن ها استفاده از پایگاه XCOM مقدور نبود و برای هر بیمار به نقشه تضعیف مرجع مخصوص به خود بیمار نیاز بود. لذا از نقشه های مرجع گرفته شده به روش اسکن عبوری با چشمه رادیونوکلئید با انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت دوار به دور بیمار استفاده شد. این نقشه های مرجع همراه با تصاویر هر بیمار وجود داشت که با اسکنر DLS تهیه شده بودند و به عنوان استاندارد طلایی برای مقایسه نتایج بیماران به کار رفتند. باید به این نکته توجه کرد که روش دو انرژی بر روی تصاویر انسان پیاده سازی نشد زیرا تصاویر فقط در یک ولتاژ گرفته شده بودند. استراتژی ارزیابی مقایسه ای روش های گوناگون تبدیل نقشه تضعیف برای مقایسه از آنالیز ROI استفاده شد. به این ترتیب که در تصویر مرجع ناحیه مورد نظر مشخص می شد و ضریب تضعیف خطی متوسط آن ناحیه تعیین می شد. سپس در ۵ تصویر دیگر نیز که با استفاده از روش های دیگر محاسبه شده بودند، دقیقاً همان موقعیت مشخص می گردید و ضریب تضعیف خطی در همان ناحیه در آن تصویرها بدست می آمد. سپس هر کدام از ۵ مقدار بدست آمده با مقدار

درصد اختلاف نسبی هر روش نسبت به مقادیر مرجع در جدول ۱ آورده شده است. از درصد اختلاف های نسبی به دست آمده برای غلظت های کم و غلظت های بالا میانگین گیری شد که شکل ۴ نشان دهنده اختلاف متوسط هر روش

تبدیل نقشه تضعیف حاصل از CT در PET

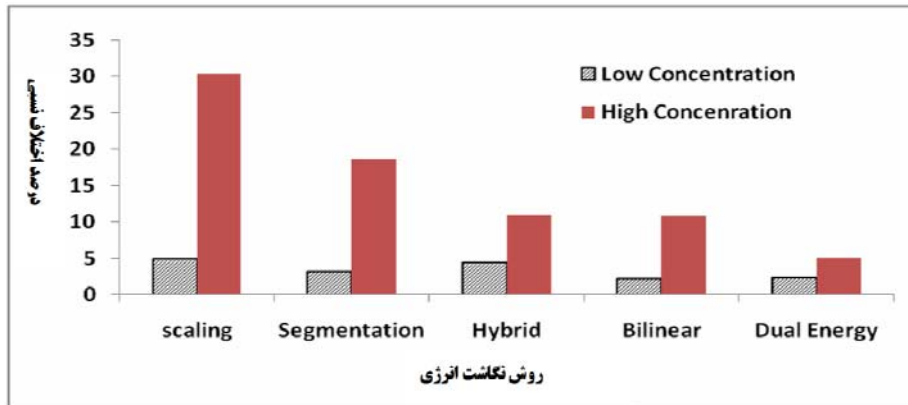
درصد اختلاف نسبی را دارند. همچنین از شکل ۴ نیز مشخص است که برای غلظت های پایین دی پتاسیوم هیدروژن فسفات، درصد اختلاف نسبی هر ۵ روش نسبت به XCOM نزدیک به هم و کمتر از ۵٪ می باشد. البته برای غلظت های بالاتر که معادل بافت استخوانی می باشند، روش مقیاس بندی و تقسیم بندی درصد اختلاف نسبی بیشتر از ۱۸٪ را دارا می باشند ولی ۳ روش دیگر دارای اختلاف نسبی کمتر از ۱۱٪ می باشند.

توموگرافی کامپیوتری مشابه بافت های نرم بدن بود که به عنوان بافت های نرم در نظر گرفته شدند. از آن جایی که اعداد توموگرافی کامپیوتری غلظت های بالاتر از ۱۸۰ میلی گرم بر سی سی مشابه بافت های استخوانی بود، لذا این غلظت ها معادل بافت های استخوانی در نظر گرفته شدند. همان گونه که جدول ۱ نشان می دهد، برای غلظت های بالای دی پتاسیوم هیدروژن فسفات، روش مقیاس بندی و تقسیم بندی بیشترین

جدول ۱- درصد اختلاف نسبی هر روش نسبت به XCOM برای تمامی غلظت های به کار رفته در فانتوم

Material	Scaling	Segmentation	Hybrid	Bilinear	Dual Energy
هوا	۰	۰	۰	۰	۰
آب	۰	۰	۰	۰	۰/۴۱
۱۲۰ [†]	۹/۴۸	۶/۳۴	۸/۸۶	۴/۴۸	۵/۵۵
۱۸۰	۱۸/۰۰	۲/۳۷	۰/۰۹	۹/۱۴	۷/۶۳
۲۴۰	۲۲/۴۶	۰/۴۵	۳/۶۵	۹/۹۵	۴/۲۹
۳۰۰	۲۴/۴۴	۳/۳۶	۶/۲۰	۱۱/۳۴	۳/۶۳
۳۶۰	۲۸/۹۵	۶/۱۱	۸/۷۸	۱۱/۷۱	۵/۳۴
۴۸۰	۳۲/۳۴	۱۱/۸۳	۱۲/۱۹	۱۳/۴۱	۴/۳۰
۵۴۰	۳۲/۹۴	۱۳/۳۸	۱۲/۴۱	۱۳/۲۸	۲/۹۲
۶۰۰	۳۴/۸۲	۱۶/۰۲	۱۴/۰۲	۱۳/۵۵	۳/۰۰
۶۶۰	۳۸/۰۸	۱۸/۱۱	۱۵/۹۷	۱۴/۵۵	۲/۶۲
۷۲۰	۳۷/۰۸	۲۰/۲۶	۱۶/۵۳	۱۴/۵۵	۲/۱۲
۸۴۰	۳۷/۸۱	۲۴/۰۹	۱۵/۵۹	۱۳/۰۲	۰/۲۰
۹۰۰	۳۶/۴۱	۲۵/۹۵	۱۶/۳۰	۱۲/۶۳	۰/۸۸
۱۲۰۰	۳۴/۰۸	۳۳/۶۵	۱۴/۸۵	۹/۰۶	۶/۵۷
۱۵۰۰	۲۸/۰۵	۴۰/۰۴	۱۰/۰۶	۳/۴۶	۱۲/۷۶
۱۸۰۰	۲۳/۳۸	۴۵/۳۰	۶/۰۷	۲/۶۵	۱۷/۲۶

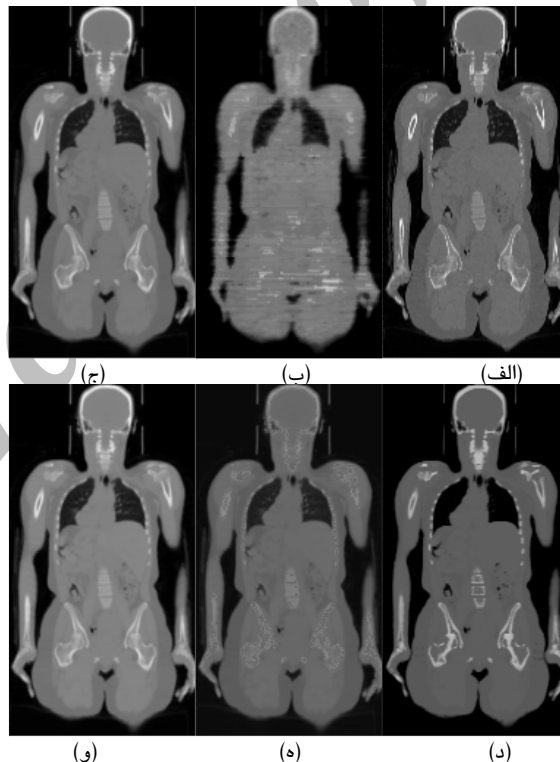
[†] mg/cc of K₂HPO₄



شکل ۴- درصد اختلاف نسبی میانگین هر روش در مقایسه با نتایج XCOM برای فانتوم

نظر گرفته شد. با بررسی کلی تمامی داده های ROI این بیماران، در مورد میانگین LAC هر کدام از روش ها برای هر کدام از بافت ها، نمودارهای زیر به دست آمد. شکل ۵ نقشه های تضعیف به دست آمده را نشان می دهد.

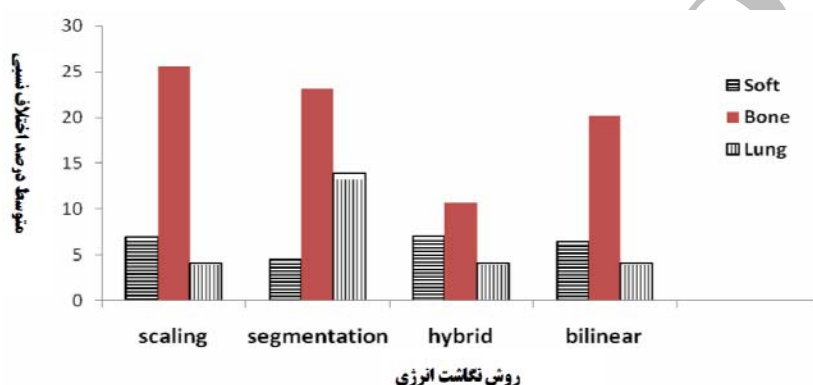
در مورد بیماران تصاویر نقشه های مرجع تنها یکی از بیماران آورده می شود (شکل ۵). با بررسی کلی تصاویر کلیه بیماران، در مجموع ۸۵ ناحیه مختلف در کل تصاویر این ۵ بیمار انتخاب شد به گونه ای که تعداد ۳۹ عدد ROI برای بافت نرم، ۳۱ عدد ROI برای بافت استخوانی و ۱۴ عدد ROI برای بافت ریه در



شکل ۵- نقشه های تضعیف یک مقطع از تصاویر بیمار الف) تصویر اولیه CT ، ب) نقشه تضعیف TX ، ج) نقشه تضعیف به دست آمده به روش مقیاس بندی، د) نقشه تضعیف به دست آمده به روش تقسیم بندی، ه) نقشه تضعیف به دست آمده به روش ترکیبی و و) نقشه تضعیف به دست آمده به روش دو تکه

تبدیل نقشه تضعیف حاصل از CT در PET

در تمامی این روش ها مقدار ضریب تضعیف خطی متوسط پیش بینی شده ، همواره بیشتر از مقداری است که TX به دست می دهد. کمتر بودن ضرایب تضعیف خطی متوسط پیش بینی شده توسط TX به خاطر ثبت فوتون های پراکنده در پروسه تصویربرداری TX و عدم اعمال اصلاح پراکندگی در این نوع تصویربرداری می باشد.



شکل ۶- درصد اختلاف نسبی میانگین هر روش در مقایسه با TX برای بافت نرم، استخوان و ریه

زیاد دانسیته این بافت است و روش های دیگر نتایج کمابیش مشابهی را به دست می دهند.

۴- بحث و نتیجه گیری

تضعیف پرتوهای X در بافت ها به دانسیته و عدد اتمی مؤثر ماده بستگی دارد. در انرژی های فوتونی بالاتر از ۱۰۰ کیلو الکترون ولت دریافت، اثر کامپتون بر فوتوالکتریک غالب می شود و تا حدودی می توان از پدیده فوتوالکتریک صرف نظر کرد. یکی از منابع خطا این است که، تصاویر توموگرافی کامپیوتری در انرژی های پایین گرفته می شوند که در این انرژی ها بر هم کنش غالب، فوتوالکتریک می باشد. از روی داده های تضعیف در این انرژی ها، داده های تضعیف در انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت بر آورد می شود در حالی که در

در شکل ۶ درصد اختلاف نسبی هر روش در مقایسه با TX برای بافت های مختلف آورده شده است. با توجه به شکل ۶ می توان نتیجه گیری کرد که هر ۴ روش بررسی شده، برای بافت نرم به طور متوسط نتایج نزدیکی با اختلاف نسبی کمتر از ۷٪ به دست می دهند. در مورد بافت های استخوانی نیز دو روش تقسیم بندی و مقیاس بندی اختلاف بیشتری را نسبت به روش های دیگر به دست می دهند. البته باید توجه داشت که

همان گونه که مشاهده می شود، در بافت نرم، روش تقسیم بندی کمترین اختلاف نسبی متوسط را به خود اختصاص داده است که علت آن، قرار دادن مقدار دقیق ضریب تضعیف خطی بافت نرم در نقشه تضعیف می باشد و بقیه روش ها نیز کمابیش نتایج مشابهی تولید می کنند. با بررسی نمودار بالا در بافت استخوانی، به دست می آید که، روش ترکیبی و دو تکه خطی کمترین میزان اختلاف نسبی متوسط را به خود اختصاص داده اند و بنابراین به نظر می رسد که بهترین ترین روش ها برای بافت های استخوانی باشند. روش های مقیاس بندی و تقسیم بندی نیز همانند آزمایشات انجام شده با فانتوم درصد اختلاف نسبی بالایی را ایجاد کرده اند. در بافت ریه روش تقسیم بندی بیشترین درصد اختلاف نسبی را به خود نسبت داده است که به خاطر تغییرات

انرژی ۵۱۱ کیلو الکترون ولت بر هم کنش غالب کامپتون می باشد که این مسأله سبب ایجاد خطا در روش CTAC می شود. در مورد مطالعات فانتوم، با بررسی جداول و نمودارها به نتایج کلی زیر می توان رسید. در غلظت های کم دی پتاسیوم هیدروژن فسفات، تمامی روش های پیاده سازی شده نتایج قابل قبولی را ارائه می دهند که هر کدام از روش های مقیاس بندی، تقسیم بندی، ترکیبی، دو تکه خطی و دو انرژی به ترتیب درصد اختلاف نسبی $0.09/0.4$ ، $0.21/0.3$ ، $0.43/0.4$ ، $0.24/0.2$ و $0.29/0.2$ را در مقایسه با XCOM داشتند. در مورد غلظت های بالای دی پتاسیوم هیدروژن فسفات نیز خطای هر روش در مقایسه با XCOM به ترتیب $0.44/0.3$ ، $0.67/0.18$ ، $0.91/0.1$ و 0.5 بود. در مورد مطالعات مربوط به بیماران نیز با بررسی جداول و نمودارهای مربوطه چند نکته حائز اهمیت می باشد. باید به این مسأله توجه کرد که تصاویر TX که در دسترس بود از کیفیت کم و نویز بالایی برخوردارند و در قسمت هایی از تصاویر، نواحی استخوانی حتی مشخص نبود که این مسأله باعث شد اختلاف نسبی قسمت های استخوانی نقشه های تضعیف بدست آمده از روش های مختلف تبدیل نقشه تضعیف انرژی، در مقایسه با TX نسبتاً بالا باشد. با بررسی جداول مربوط به قسمت بیماران به نتایج مشابه فانتوم رسیدیم. به عبارت دیگر تمامی روش های نامبرده شده در بافت های نرم نقشه های تضعیف رضایت بخشی را ایجاد کردند. در واقع در نواحی که بافت های با عدد اتمی مؤثر بالا وجود ندارد تمامی این روش ها می توانند برای اصلاح تضعیف بکار برده شوند. در بافت های نرم، درصد اختلاف نسبی روش های مقیاس بندی، تقسیم بندی، ترکیبی و دو تکه خطی در مقایسه با TX به ترتیب $0.95/0.6$ ، $0.51/0.4$ ، 0.7 و $0.65/0.6$ و در بافت های استخوانی نیز به ترتیب $0.26/0.23$ ، $0.10/0.1$ و 0.20 بود. در بافت ریه نیز این اختلاف ها به ترتیب $0.41/0.13$ ، $0.41/0.4$ و $0.41/0.4$ بود.

همانگونه که نتایج نشان می دهند، برای غلظت های پایین دی پتاسیوم هیدروژن فسفات و بافت های نرم در بیماران نتایج بدست آمده از روش های مختلف نزدیک می باشد و اختلاف نسبی چندانی میان آنها وجود ندارد ولی برای غلظت های بالای دی پتاسیوم هیدروژن فسفات و بافت های استخوانی در بیماران مقیاس بندی و تقسیم بندی اختلاف نسبی بالایی را ایجاد می کند و ضرایب تضعیفی که به غلظت ها نسبت می دهد، بیشتر از واقع برآورد می شود. منشا این اختلاف این است که در روش مقیاس بندی غلظت های بالای دی پتاسیوم هیدروژن فسفات معادل بافت های استخوانی بدن می باشد که به علت فراوانی فسفر و کلسیم، بر همکنش غالب فوتوالکتریک می باشد، در حالیکه در بافت های نرم که عدد اتمی مؤثر کمتری دارند، پدیده کامپتون غالب است. همچنین سطح مقطع کامپتون به صورت E^{-1} با انرژی کاهش می یابد ولی سطح مقطع فوتوالکتریک به صورت E^{-3} از آنجائی که در روش مقیاس بندی همه بافت ها از جمله استخوان معادل بافت نرم در نظر گرفته می شوند و در بافت نرم نیز بر هم کنش غالب کامپتون است پس، ضریب تضعیف خطی آن به صورت E^{-1} کاهش می یابد که این به معنای آن است که ضریب تضعیف خطی که به روش مقیاس بندی به آن نسبت داده می شود بیشتر از مقدار واقعی است. در روش تقسیم بندی همه انواع استخوان ها مانند یک بافت استخوانی (استخوان کورتیکال) در نظر گرفته می شود. به همین دلیل در غلظتهای متوسط دی پتاسیوم هیدروژن فسفات که هنوز به اندازه استخوان کورتیکال چگال نیست و همچنین در استخوان های با دانسیته کم، ضرایب تضعیف بالاتر از واقع نسبت داده می شود و در آن غلظت ها و بافت ها درصد اختلاف نسبی نسبتاً بالا می رود. یکی از مشکلات اساسی روش تقسیم بندی در نواحی است که تغییرات دانسیته بافت زیاد است مانند ریه که خطا نسبتاً در آن بالا است. در روش ترکیبی، نتایج برای غلظت های پایین دی پتاسیوم هیدروژن فسفات و بافت نرم همانند دیگر روشها می شود. در مورد

تبدیل نقشه تضعیف حاصل از CT در PET

۲/۲۹٪ و برای غلظت های زیاد ۵٪ بود. بطور کل در روش دو انرژی برخلاف روش مقیاس بندی و حتی دو تکه خطی که در بافت های با عدد سی تی بالا، اختلاف نسبی بیش از حدی را برای ضریب تضعیف خطی برآورد می کند (مانند استخوان های متراکم و ماده حاجب و فلزات)، به دلیل اینکه هر جز دخیل در ضریب تضعیف را به طور جداگانه مقیاس می کند، نتایج دقیق تری به دست می دهد.

با توجه به نتایج به دست آمده از مطالعه روی فانتوم و بیماران، در بافت های نرم و با دانسیته کم کلیه روش های تبدیل نقشه تضعیف نقشه های تضعیفی با اختلاف نسبی کمی با نقشه مرجع می دهند ولی در بافت های استخوانی، روش های مقیاس بندی و تقسیم بندی از اختلاف نسبی بالایی نسبت به مقادیر مرجع برخوردارند در حالیکه روش های دیگر نیز نقشه های تضعیف نسبتاً مناسبی را ایجاد کرده اند.

لازم به ذکر است که انجام یک نتیجه گیری دقیق تر مستلزم بررسی تصاویر توموگرافی گسیل پوزیترون بازسازی شده با روش های مختلف تبدیل نقشه تضعیف است زیرا با توجه به مطالعات دیگر انجام شده بر روی نقشه های تضعیف [۹]، اگرچه امکان دارد اختلاف دو نقشه تضعیف با یکدیگر زیاد باشد ولی هنگامی که تصویر توموگرافی گسیل پوزیترون با آنها بازسازی می شود اختلاف معناداری بین آنها وجود نخواهد داشت و کیفیت دو تصویر تفاوت چندانی نخواهد داشت. بنابر این دقت کیفی و کمی روش ها به طور بهتری بررسی می شوند و نتیجه دقیق تری به دست می آید.

غلظتهای بالاتر (استخوان) نتایج این روش رضایت بخش می باشد. زیرا برخلاف روش مقیاس بندی که همه بافت ها، بافت نرم در نظر گرفته می شوند. در روش ترکیبی بافت ها به دو دسته بافت نرم (غلظت کم دی پتاسیوم هیدروژن فسفات) و بافت استخوانی (غلظت بالای دی پتاسیوم هیدروژن فسفات) تقسیم می شوند و هر کدام با ضریب مقیاس بندی خود تبدیل می شوند. به طور کل نتایج این روش با نتایج XCOM و TX هماهنگی داشت. روش ترکیبی در مورد بافت های استخوانی تصاویر بیماران دارای اختلاف کمتری می باشد. به نظر می رسد که روش ترکیبی، روش مطمئنی برای اصلاح تضعیف در توموگرافی گسیل پوزیترون مخصوصاً در نواحی استخوانی باشد. در فانتوم روش دو تکه خطی نیز نتایج قابل قبولی را چه برای غلظت های کم و چه برای غلظت های بالای دی پتاسیوم هیدروژن فسفات به دست داد. اختلاف نسبی این روش برای بافت های نرم ۲/۲۴٪ و برای استخوان ها ۱۰/۸۸٪ بود که نزدیک نتایج XCOM می باشد. در مورد فانتوم بهترین نتایج مربوط به روش دو انرژی بود. در این روش چون هر دو جزء کامپتون و فوتوالکتریک به طور مجزا مقیاس بندی می شوند و سپس با یکدیگر ترکیب می شوند تا ضریب تضعیف خطی در ۵۱۱ کیلو الکترون ولت بدست آید، بنابراین جزئیات فیزیکی بافت ها در نظر گرفته می شود و نتایج قابل قبولی بدست می آید.

روش دو انرژی هم در غلظت های کم و هم در غلظت های بالا، میزان اختلاف نسبی کمی را خود به اختصاص داد که اختلاف نسبی آن نسبت به XCOM برای غلظت های کم

منابع

1. Dekemp RA, Nahmias C. Attenuation correction in PET using single photon transmission measurement. Med Phys 1994; 21(6): 771-778.
2. Burger C, Goerres G, Schoenes S. PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. Eur J Nucl Med 2002; 29(7): 922-927.

3. Kinahan PE, Alessio AM, Fessler JA. Dual energy CT attenuation correction methods for quantitative assessment of response to cancer therapy with PET/CT imaging. *Technol Cancer Res Treat* 2006; 5(4): 319-327.
4. Kinahan PE, Hasegawa BH, Beyer T. X-ray-based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners. *Semin Nucl Med* 2003; 33(3):166-179.
5. Beyer T, Kinahan PE, Townsend DW. The use of X-ray CT for attenuation correction of PET data. in *Proc. IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*. 1995. Rome, Italy.
6. Bai C, Shao L, Da Silva A. A generalized model for the conversion from CT numbers to linear attenuation coefficients. *IEEE Trans Nucl Sci* 2003; 50(5):1510-1515.
7. Guy MJ, Castellano-Smith IA, Flower MA. DETECT-dual energy transmission estimation CT-for improved attenuation correction in SPECT and PET. *IEEE Trans Nucl Sci* 1998; 5(3): 1261 -1267.
8. Berger MJ, Hubbell JH, Seltzer SM. XCOM: photon cross sections database. NBSIR 87-3597. 1998, Ionizing Radiation Division, Physics Laboratory, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD 20899 NIST, Physics Laboratory, Office of Electronic Commerce in Scientific and Engineering Data.
9. Ay MR, Zaidi H. CT-based attenuation correction in neurological PET: evaluation of the effect of x-ray tube voltage and current on quantitative analysis. *Nucl Med Commu* 2006; 27(4): 339-346.