

ORIGINAL ARTICLE

Simulation of X-ray Attenuation and Scattering Coefficients of Normal and Cancerous Liver Tissue

Fatemeh Akbari Baseri^{1*}, Alireza Jangjoo²

1 MS.c. Student, Department of Nuclear Engineering, Shiraz University, Shiraz, Fars, Iran

2 Ph.D. Center for Advanced Diffusion-Wave and Photoacoustic Technologies, Dept. of Mechanical and Industrial Engineering, University of Toronto, Toronto, Canada.

Correspondence

Fatemeh Akbari Baseri

Email: fatiakbaari@gmail.com

ABSTRACT

In this study, the attenuation and scattering behavior of photons in healthy and cancerous liver tissues was investigated using linear attenuation coefficient (μ) diagrams, differential scattering intensity, and contributions of different physical processes. The results show that the linear attenuation coefficients for both types of liver tissue are very close, with only minor differences observed in the energy range below 50 keV. At low energies, the photoelectric effect plays a dominant role in photon attenuation; however, its contribution decreases with increasing energy, and Compton scattering becomes the predominant mechanism. The scattering curves for 20 keV photons also show good agreement with the predictions of Compton theory and the Klein–Nishina formula, such that scattering intensity decreases with increasing angle, with slight differences observed between healthy and cancerous tissues at small angles. The analysis of each physical process's contribution to attenuation indicates that above 50 keV, Compton scattering accounts for more than 90% of total attenuation. In contrast, the contributions of the photoelectric and Rayleigh effects are negligible. Additionally, the ratio of the attenuation coefficient of cancerous tissue to that of healthy tissue decreases with increasing energy, reaching approximately 1.1 at 15 keV and then decreasing to 1.03 at 50 keV. These results suggest that using lower energies (approximately 15–30 keV) can enhance image contrast in liver tumor detection. Therefore, the findings of this study can serve as a basis for optimizing medical imaging protocols for the early diagnosis of liver cancer.

KEY WORDS

X-Ray Attenuation, Liver Tissue, Numerical Simulation, Rayleigh Scattering, Compton Scattering, MATLAB.

How to cite

Akbari Baseri, F. Jangjoo, A. (2025). Simulation of X-ray Attenuation and Scattering Coefficients of Normal and Cancerous Liver Tissue, Optoelectronic, 8(1), 49-56.

فصلنامه علمی
اپتوالکترونیک

«مقاله پژوهشی»

شبیه‌سازی ضرایب تضعیف و پراکندگی پرتو ایکس بافت طبیعی و سرطانی کبد

فاطمه اکبری باصری^{۱*}، علیرضا جنگجو^۲

چکیده

در این مطالعه، رفتار تضعیف و پراکندگی فوتون‌ها در بافت کبد سالم و سرطانی با استفاده از نمودارهای ضریب تضعیف خطی (μ)، شدت پراکندگی تفاضلی و سهم فرآیندهای فیزیکی مختلف بررسی شده است. نتایج نشان می‌دهند که ضریب تضعیف خطی در دو نوع بافت کبد بسیار به هم نزدیک است و تنها در محدوده انرژی زیر ۵۰ keV تفاوت‌های جزئی مشاهده می‌شود. در انرژی‌های پایین، فرآیند فوتوالکتریک نقش اصلی را در تضعیف بازی می‌کند؛ اما با افزایش انرژی، سهم آن کاهش یافته و پراکندگی کامپتون غالب می‌شود. منحنی‌های پراکندگی فوتون ۲۰ keV نیز تطابق خوبی با پیش‌بینی‌های نظریه کامپتون و فرمول کلین-نشینا دارند؛ به‌طوری‌که شدت پراکندگی با افزایش زاویه کاهش می‌یابد و تفاوت‌های اندکی میان بافت‌های سالم و سرطانی در زوایای کوچک مشاهده می‌شود. تحلیل سهم هر فرآیند فیزیکی در تضعیف نشان می‌دهد که در انرژی‌های بالاتر از ۵۰ keV، پراکندگی کامپتون بیش از ۹۰٪ از تضعیف کلی را شامل می‌شود؛ در حالی که سهم فرآیندهای فوتوالکتریک و رایی بسیار ناچیز است. همچنین نسبت ضریب تضعیف بافت سرطانی به بافت سالم با افزایش انرژی کاهش می‌یابد؛ به طوری که در انرژی ۱۵ keV این نسبت به حدود ۱/۱ و در ۵۰ keV به ۱/۰۳ می‌رسد. این نتایج نشان می‌دهند که استفاده از انرژی‌های پایین‌تر (حدود ۳۰ keV تا ۱۵) می‌تواند به بهبود کنتراست تصویری در تشخیص تومورهای کبدی کمک کند. بنابراین یافته‌های این مطالعه می‌توانند به عنوان مبنایی برای بهینه‌سازی پروتکل‌های تصویربرداری پزشکی در تشخیص زودهنگام سرطان کبد استفاده شوند.

واژه‌های کلیدی

تضعیف پرتو ایکس، بافت کبد، شبیه‌سازی عددی، پراکندگی رایی، پراکندگی کامپتون، MATLAB.

۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، بخش مهندسی هسته‌ای، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، فارس، ایران.
۲ دکترا، مرکز تکنولوژی پیشرفته امواج فوتواکوستیک، دپارتمان مهندسی مکانیک، دانشگاه تورنتو، تورنتو، کانادا.

نویسنده مسئول:

فاطمه اکبری باصری

رایانامه: fatiakbaari@gmail.com

استناد به این مقاله:

فاطمه اکبری باصری، علیرضا جنگجو (۱۴۰۴). شبیه‌سازی ضرایب تضعیف و پراکندگی پرتو ایکس بافت طبیعی و سرطانی کبد. فصلنامه علمی اپتوالکترونیک، ۸(۱)، ۴۹-۵۶.

<https://jphys.journals.pnu.ac.ir>

مقدمه

شبیه‌سازی ضرایب تضعیف و پراکندگی پرتو ایکس بافت‌های بیولوژیکی، به‌ویژه کبد، به دلیل اهمیت آن در تصویربرداری پزشکی و پرتودرمانی از موضوعات پژوهشی مهم در سال‌های اخیر است [۱]. پرتو ایکس به دلیل توانایی نفوذ در بافت‌های نرم و تعامل با ساختارهای سلولی، به طور گسترده در تشخیص و درمان بیماری‌هایی مانند سرطان کبد استفاده می‌شود. تضعیف پرتو ایکس در بافت‌ها به عواملی نظیر جذب فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون و تولید جفت بستگی دارد که این پدیده‌ها به چگالی و ترکیب شیمیایی بافت وابسته هستند [۲].

تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که مدل‌سازی عددی این پدیده‌ها می‌تواند به بهبود دقت روش‌های تصویربرداری مانند توموگرافی کامپیوتری^۱ کمک کند [۳-۶]. همچنین می‌توان از توموگرافی پرتو ایکس با قدرت تفکیک بالا (HRXCT^۲) برای تحلیل دقیق پراکندگی ذرات در مواد معدنی استفاده کرد که نشان‌دهنده قابلیت این روش در شناسایی تفاوت‌های ساختاری در مقیاس میکروسکوپی است [۷]. این رویکرد می‌تواند به طور مشابه در تحلیل بافت‌های بیولوژیکی برای تمایز بین بافت سالم و سرطانی به کار رود [۸-۱۱].

در زمینه مدل‌سازی بافت کبد، پژوهش‌ها بر استفاده از مدل‌های ریاضی برای شبیه‌سازی انتقال حرارت و پراکندگی پرتو متمرکز بوده‌اند. پژوهشگران، مدل‌سازی انتقال حرارت در بافت سرطانی کبد با استفاده از روش‌های عددی و در نظر گرفتن اثر جریان خون و تغییرات ضرایب حرارتی را انجام دادند که نشان‌دهنده اهمیت در نظر گرفتن ویژگی‌های فیزیولوژیکی بافت در شبیه‌سازی‌ها بود. این یافته‌ها بر لزوم در نظر گرفتن تفاوت‌های فیزیکی و شیمیایی بین بافت‌های سالم و سرطانی تأکید دارند [۱۲-۱۵].

از سوی دیگر، پراکندگی کامپتون به عنوان یکی از مکانیزم‌های اصلی تعامل پرتو ایکس با بافت، در تصویربرداری پزشکی و تست‌های غیرمخرب کاربرد گسترده‌ای دارد [۱۶]. البته پراکندگی کامپتون می‌تواند اطلاعات دقیقی از ساختار داخلی مواد فراهم کند؛ به‌ویژه در مواردی که دسترسی به هر دو سمت جسم در آن ممکن نباشد. این ویژگی برای تحلیل بافت‌های پیچیده مانند کبد، که دارای ساختارهای ناهمگن است، اهمیت ویژه‌ای دارد [۱۷].

با وجود پیشرفت‌های انجام‌شده، چالش‌هایی نظیر پیچیدگی

محاسباتی مدل‌های عددی و نیاز به داده‌های تجربی دقیق برای اعتبارسنجی این مدل‌ها همچنان باقی است. همچنین تفاوت‌های بیوشیمیایی و ساختاری بین بافت سالم و سرطانی کبد؛ مانند کلانژیوکارسینوم^۳ داخل کبدی، نیازمند بررسی‌های دقیق‌تر برای بهبود الگوریتم‌های شبیه‌سازی است [۱۸-۲۲]. پژوهش حاضر با هدف پر کردن این شکاف، به شبیه‌سازی ضرایب تضعیف و پراکندگی پرتو ایکس در بافت سالم و سرطانی کبد می‌پردازد. با توجه به اینکه کبد به‌عنوان یکی از اندام‌های حیاتی، در معرض ابتلا به سرطان قرار دارد، تغییرات در ترکیب عنصری و چگالی بافت سرطانی نسبت به بافت سالم، منجر به تغییر در ضرایب تضعیف می‌شود. بنابراین در این مقاله، با استفاده از نرم‌افزار متلب، محاسبه ضرایب تضعیف انجام می‌گیرد و نتایج این تفاوت‌ها به‌صورت کمی تحلیل می‌شوند.

تئوری

در تصویربرداری پزشکی، به‌ویژه در روش‌های مبتنی بر تابش الکترومغناطیسی؛ مانند رادیوگرافی، توموگرافی کامپیوتری و تصویربرداری دوانرژی^۴ تعیین خواص تعامل فوتون با مواد مختلف (به‌ویژه بافت‌های بدن انسان) امری حیاتی است.

انواع واکنش‌های فوتون با ماده

برهم‌کنش پرتو ایکس با بافت‌های بیولوژیکی اغلب از طریق سه فرآیند فیزیکی زیر صورت می‌پذیرد:

الف) جذب فوتوالکتریک^۵: در این فرآیند، فوتون پرتو ایکس تمام انرژی خود را به یک الکترون مقید در اتم (معمولاً الکترون‌های لایه‌های داخلی) منتقل می‌کند. این الکترون (فوتوالکتریک) از اتم خارج شده و حفره‌ای در لایه الکترونی ایجاد می‌کند. برای پر کردن این حفره، الکترون‌های لایه‌های بالاتر به لایه پایین‌تر سقوط می‌کنند و پرتو ایکس مشخصه^۶ یا الکترون اژه^۷ ساطع می‌شود. این فرآیند به شدت به عدد اتمی (Z) و انرژی فوتون بستگی دارد. با افزایش Z، احتمال جذب فوتوالکتریک به شدت افزایش می‌یابد. با افزایش انرژی فوتون، احتمال جذب فوتوالکتریک به شدت کاهش می‌یابد [۲۳].

جذب فوتوالکتریک مسئول اصلی کنتراست تصویر در

3 Cholangiocarcinoma

4 (Dual-energy CT) ،

5 Photoelectric Absorption

6 Characteristic X-ray

7 Auger Electron

1 computed tomography scan

2 High Resolution Computed Tomography

نقش دارد، «ضریب تضعیف فوتون^۵» است. این ضریب نشان‌دهنده احتمال تعامل فوتون با واحد طول یا جرم از یک ماده معین است و به نوع ماده، انرژی فوتون و نوع واکنش‌های فیزیکی (مانند پراکندگی کامپتون، اثر فتوالکتریک) بستگی دارد.

در مورد بافت‌های بدن انسان، ضرایب تضعیف فوتون تحت تأثیر عناصر شیمیایی موجود در بافت، چگالی الکترونی، عدد اتمی موثر (Z_{eff}) و همچنین تغییرات پاتولوژیکی قرار دارند. بنابراین، مقایسه این ضرایب در بافت‌های سالم و سرطانی می‌تواند به بهبود دقت تشخیص تصویری کمک کند [۲۷].

تعریف ضرایب تضعیف فوتون (الف) ضریب تضعیف خطی^۶

ضریب تضعیف خطی (μ) نشان‌دهنده این است که یک فوتون در واحد طول (معمولاً cm) چقدر احتمال دارد با ماده تعامل کند. این ضریب با رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

I_0 شدت اولیه فوتون، $I(x)$ شدت فوتون پس از عبور از ضخامت x از ماده، μ ضریب تضعیف خطی (cm^{-1}) است.

ضریب تضعیف جرمی^۷ (μ/ρ) نسبت ضریب تضعیف خطی به چگالی (ρ) ماده است و مستقل از چگالی فیزیکی ماده است. همچنین عدد اتمی موثر یک ماده مرکب (مانند بافت بیولوژیک) نشان‌دهنده وزن متوسط عدد اتمی عناصر تشکیل‌دهنده آن است. این پارامتر در تعیین ضریب تضعیف فوتون بسیار مهم است؛ زیرا واکنش‌های اصلی فوتون با ماده (به‌ویژه اثر فتوالکتریک) به شدت به عدد اتمی وابسته است [۲۸].

ضرایب تضعیف شامل فرایندهای پراکندگی منسجم (رایلی)، پراکندگی نامنسجم (کامپتون) و جذب فتوالکتریک است. ضریب تضعیف خطی متناسب با سطح مقطع برهمکنش فوتون در هر مولکول است که عبارتند از [۲۹]:

$$\mu(cm^{-1}) = \sigma \left[\frac{barn}{molecula} \right] \cdot \frac{N_A \rho}{M} \cdot 10^{-24} \quad (2)$$

در اینجا، N_A ثابت آووگادرو، ρ چگالی، M وزن مولکولی و σ سطح مقطع برهمکنش فوتون است. سطح مقطع‌های پراکندگی منسجم (رایلی)، پراکندگی نامنسجم (کامپتون) و جذب فتوالکتریک در هر مولکول توسط مرجع [۳۰] محاسبه

رادیوگرافی و توموگرافی کامپیوتری است. بافت‌هایی با عدد اتمی مؤثر بالاتر (مانند استخوان که حاوی کلسیم است) فوتون‌های بیشتری را جذب می‌کنند و در تصویر سفیدتر (با جذب بیشتر) ظاهر می‌شوند؛ در حالی که بافت‌های نرم (مانند چربی یا عضله) که دارای عدد اتمی مؤثر پایین‌تر هستند، فوتون‌های کمتری را جذب کرده و تیره‌تر به نظر می‌رسند [۲۴].

ب) پراکندگی کامپتون^۱ یا پراکندگی نامنسجم^۲: در این فرآیند، فوتون پرتو ایکس با یک الکترون آزاد یا ضعیف مقید برخورد می‌کند. فوتون بخشی از انرژی خود را به الکترون منتقل کرده و با انرژی کمتر و در یک جهت جدید (با زاویه) پراکنده می‌شود. الکترون نیز به عنوان یک الکترون کامپتون از اتم خارج می‌شود. این فرآیند عمدتاً به چگالی الکترونی (تعداد الکترون در واحد حجم) بافت بستگی دارد و وابستگی کمتری به عدد اتمی دارد. با افزایش انرژی فوتون، سهم پراکندگی کامپتون نسبت به جذب فتوالکتریک افزایش می‌یابد. فوتون‌های کامپتون پراکنده شده از بافت ممکن است به آشکارساز برسند و به کیفیت تصویر آسیب برسانند. این فوتون‌ها اطلاعات مفیدی در مورد بافت را حمل نمی‌کنند و باعث کاهش کنتراست، افزایش نویز و تار شدن تصویر می‌شوند. به همین دلیل، در دستگاه‌های تصویربرداری، از گریدها برای جذب فوتون‌های کامپتون استفاده می‌شود [۲۵].

ج) پراکندگی رایلی^۳ یا پراکندگی منسجم^۴: در این فرآیند، فوتون پرتو ایکس با تمام الکترون‌های یک اتم (یا مولکول) برهمکنش می‌کند و بدون از دست دادن انرژی، در یک جهت متفاوت (معمولاً با زاویه کوچک) پراکنده می‌شود. این فرآیند بدون یونیزاسیون اتم اتفاق می‌افتد. احتمال این نوع پراکندگی با افزایش Z و کاهش انرژی فوتون افزایش می‌یابد. سهم این نوع پراکندگی در مجموع تضعیف در انرژی‌های معمول تصویربرداری پزشکی کمتر از دو فرآیند قبلی است؛ اما در انرژی‌های بسیار پایین کمتر از چند کیلوالکترون ولت و برای مطالعه ساختارهای مولکولی بافت اهمیت پیدا می‌کند. از آنجایی که فوتون‌ها انرژی خود را از دست نمی‌دهند، این پدیده در تکنیک‌های جدیدتر تصویربرداری مبتنی بر پراکندگی (مانند تصویربرداری پراش پرتو ایکس) استفاده می‌شود؛ تا اطلاعاتی در مورد ساختار ریزبافت‌ها به دست آید [۲۶].

یکی از مهم‌ترین مشخصه‌های فیزیکی که در این تعامل

5 (Photon Attenuation Coefficient)

6 (Linear Attenuation Coefficient - LAC)

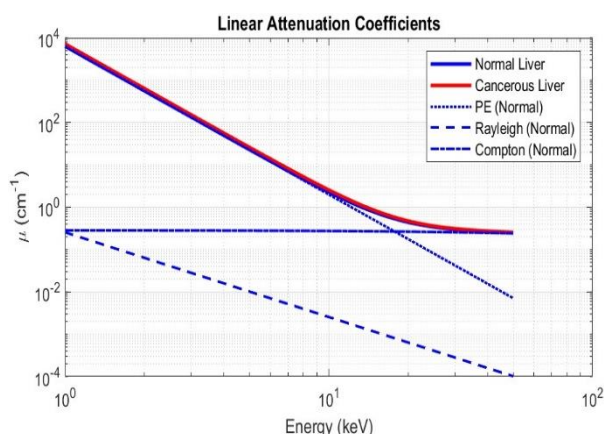
7 (Mass Attenuation Coefficient - MAC)

1 Compton Scattering

2 Incoherent Scattering

3 (Rayleigh Scattering)

4 (Coherent Scattering)



شکل ۱. ضریب تضعیف خطی (μ) را بر حسب انرژی فوتون (keV) برای دو نوع بافت کبد سالم و سرطانی

نمودار شدت پراکندگی تفاضلی فوتون‌های ۲۰ keV را برحسب زاویه پراکندگی برای بافت کبد سالم و سرطانی در شکل ۲ نشان داده شده است. در این نمودار دو منحنی بسیار به هم نزدیک هستند، در زاویه کوچک (جلو-پراکنده) کمی اختلاف دیده می‌شود که با افزایش زاویه این اختلاف کمتر می‌شود. در واقع، شدت پراکندگی برای هر دو بافت تقریباً مشابه است، با تفاوت‌های جزئی در محدوده ۰ تا ۳۰ درجه که شدت کمی بیشتر برای کبد سرطانی است. این رفتار کاملاً مطابق با پیش‌بینی نظریه کامپتون و فرمول کلین-نشینا^۱ است که بر اساس این مدل، شدت پراکندگی با زاویه کاهش یافته و در زوایای بیشتر، شدت پراکندگی کمتر خواهد بود. همچنین پراکندگی فوتون در انرژی‌های پایین - میانه نسبتاً ملایم است و منحنی پراکندگی به صورت نرم از زاویه ۰ تا ۱۸۰ درجه افت می‌کند. در انرژی ۲۰ keV، مکانیزم پراکندگی کامپتون تسلط دارد؛ شدت پراکندگی در زاویه‌های جلو (نزدیک به صفر) بیشتر و با زاویه افزایش یافته و تقریباً پیوسته تا زاویه ۱۸۰ درجه کاهش می‌یابد. تفاوت میان ضرایب تضعیف بافت کبد سالم و سرطانی بسیار اندک است و جزئیات مقایسه کمی، بافت سرطانی در زاویه روبه‌رویی (کم زاویه) اندکی شدت بیشتری دارد. همچنین تفاوت‌های جزئی میان بافت‌های سالم و سرطانی نیز در محدوده قابل انتظار قرار دارد و نشان‌دهنده صحت مفهومی مدل‌سازی برای پراکندگی فوتون ۲۰ keV در بافت کبد است.

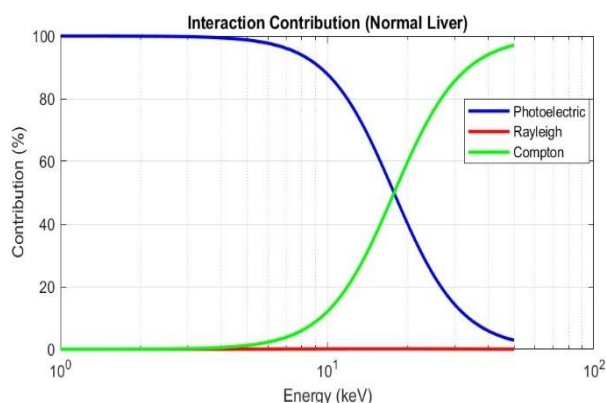
شدند. ضریب پراکندگی منسجم خطی دیفرانسیلی ($\mu_s(x)$) یک مولکول در هر واحد زاویه فضایی با معادله زیر بیان می‌شود:

$$\mu_s(x) = \frac{N_A \rho}{M} \left[\frac{d\sigma^T(\theta)}{d\Omega} F_m^2(x) \right] \quad (3)$$

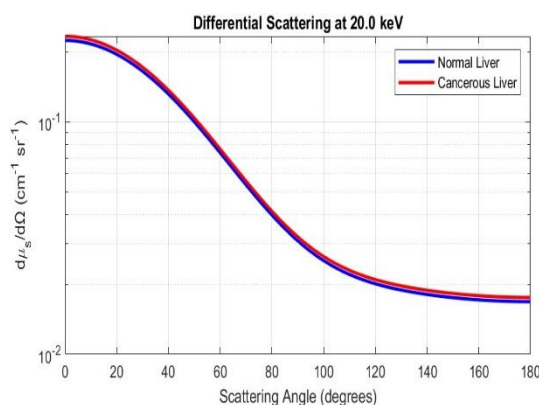
که در آن $F_m(x)$ فاکتور شکل مولکولی بیشتر مواد پیچیده است، $d\sigma_T$ سطح مقطع پراکندگی تامسون دیفرانسیلی، و $d\Omega$ زاویه فضایی دیفرانسیلی است.

نتایج

نمودار ارائه‌شده در شکل ۱ ضریب تضعیف خطی (μ) را بر حسب انرژی فوتون (keV) برای دو نوع بافت کبد، یکی سالم و دیگری سرطانی، نشان می‌دهد. منحنی‌های ضریب تضعیف خطی کبد سالم و کبد سرطانی بسیار به هم نزدیک هستند و تفاوت میان آن‌ها در بازه انرژی زیر ۵۰ keV ناچیز است. سه جزء اصلی مربوط به فرآیند تضعیف نیز برای کبد سالم به تفکیک رسم شده‌اند که شامل جذب فوتوالکتریک، پراکندگی ریلی و پراکندگی کامپتون هستند. در انرژی‌های پایین (کمتر از ۱۰ keV)، جذب فوتوالکتریک غالب است؛ اما با افزایش انرژی، نقش آن کاهش می‌یابد و پراکندگی کامپتون در محدوده ۱۰ تا ۱۰۰ keV به عامل اصلی تضعیف تبدیل می‌شود. نمودار به‌درستی نشان می‌دهد که با افزایش انرژی، مقدار ضریب تضعیف کاهش می‌یابد. مقایسه این داده‌ها با منابع معتبر، مانند پایگاه داده NIST و XCOM نشان می‌دهد که برای انرژی حدود ۵۰ keV، مقدار μ در حدود 0.5 cm^{-1} تا 0.3 cm^{-1} است که با داده‌های تجربی مواد مشابه با بافت کبد، مانند رزین اپوکسی که در ساخت فانتوم‌ها استفاده می‌شود و ضریب μ آن حدود 0.25 cm^{-1} تا 0.23 cm^{-1} گزارش شده، تطابق دارد [۳۱-۳۲]. همچنین، در انرژی‌های بالاتر (مثلاً بالای ۱۰۰ keV)، ضریب μ به کمتر از 0.1 cm^{-1} می‌رسد که با مقادیر گزارش‌شده برای بافت‌های نرم در منابع معتبر همخوانی دارد. نکته مهم این است که تفاوت میان بافت سالم و سرطانی در زمینه تضعیف فوتون‌ها بسیار ناچیز است و منحنی‌های کلی آن‌ها تقریباً هم‌پوشان هستند. این موضوع در مطالعات مختلف نیز تأیید شده است؛ از جمله در داده‌های Hubbell و Seltzer از پایگاه NIST، که ضرایب جذب و تضعیف را برای ترکیبات مختلف بافتی بررسی کرده‌اند [۳۱-۳۲]. بنابراین، ویژگی‌های فیزیکی تضعیف پرتوی در بافت کبد به‌درستی بازنمایی شده است. همچنین، تطابق بین اجزای تضعیف و انرژی فوتون‌ها نشان‌دهنده دقت مدل در تفکیک نقش فیزیکی فرآیندهای مختلف جذب و پراکندگی است.

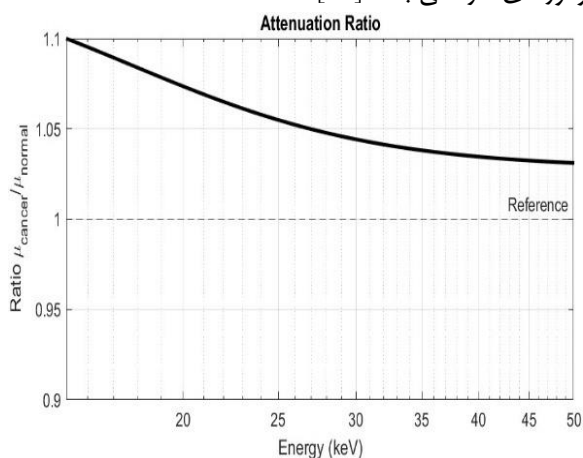


شکل ۳. نمودار درصد سهم هر مکانیسم تفاضل فوتون را در تضعیف خطی μ برای بافت کبد طبیعی



شکل ۲. نمودار شدت پراکندگی تفاضلی فوتون‌های ۲۰ keV برحسب زاویه پراکندگی برای کبد سالم و سرطانی

شکل ۴ نسبت ضریب تضعیف پرتو ایکس بافت سرطانی به بافت سالم ($\mu_{\text{cancer}}/\mu_{\text{normal}}$) را به‌عنوان تابعی از انرژی فوتون در بازه ۵۰ تا ۱۵ کیلوالکترون‌ولت نشان می‌دهد. همان‌طور که در نمودار مشخص است، با افزایش انرژی فوتون، این نسبت کاهش می‌یابد، به‌طوری که در انرژی‌های پایین (حدود ۱۵ keV) مقدار آن نزدیک به ۱/۱ بوده و با افزایش انرژی به حدود ۱/۰۳ در ۵۰ keV می‌رسد. این کاهش تدریجی نشان می‌دهد که تمایز ضریب تضعیف بین بافت سرطانی و نرمال در انرژی‌های پایین‌تر بیشتر است و با افزایش انرژی، تفاوت میان آن‌ها کمتر می‌شود. در مجموع، تحلیل نمودار حاضر نشان می‌دهد که انتخاب انرژی پایین‌تر در بازه ۱۵–۳۰ keV برای تصویربرداری، به دلیل تفاوت بیشتر در ضرایب تضعیف بافت‌ها، می‌تواند به بهبود کنتراست تصویری بین تومور و بافت سالم منجر شود. این یافته می‌تواند مبنای مناسبی برای طراحی سیستم‌های تصویربرداری با هدف تشخیص زودهنگام تومورهای سرطانی باشد [۳۴].



شکل ۴. نسبت ضریب تضعیف پرتو ایکس بافت سرطانی به بافت سالم ($\mu_{\text{cancer}}/\mu_{\text{normal}}$) به‌عنوان تابعی از انرژی فوتون در بازه ۱۵ تا ۵۰ کیلوالکترون‌ولت

این نمودار درصد سهم هر مکانیسم تفاضل فوتون^۱ را در تضعیف خطی μ برای بافت کبد طبیعی نمایش می‌دهد. در انرژی‌های بسیار پایین (حدود ۱ keV)، جذب فوتوالکتریک تقریباً ۱۰۰٪ سهم را دارد و سهم دو فرآیند دیگر تقریباً صفر است. با افزایش انرژی، سهم فوتوالکتریک به‌سرعت کاهش می‌یابد، به‌طوری که در حدود ۳۰–۵۰ keV سهم آن با کامپتون برابر می‌شود. در این محدوده، سهم کامپتون صعود کرده و فوتوالکتریک کاهش می‌یابد. نهایی‌ترین وضعیت در انرژی‌های بالا (بالای ۵۰ keV) چنین است که کامپتون تقریباً ۹۵–۹۰٪ سهم را به خود اختصاص می‌دهد در حالی که سهم فوتوالکتریک تنها چند درصد و سهم رایلی تقریباً کم (کم‌تر از ۵٪) باقی می‌ماند. این الگو دقیقاً با E^{-3} برای فوتوالکتریک و تقریباً مستقل بودن کامپتون از Z همراه با کاهش عمیق آن برای فوتوالکتریک هماهنگ است. برای مثال، مقاله‌ای که ضرایب μ را برای بافت کبد در بازه ۱۵۰ keV تا ۱ محاسبه کرده، نشان داده که سهم فوتوالکتریک در زیر ۲۰ keV غالب است؛ اما با عبور از ۵۰ keV سهم کامپتون به‌طور چشمگیر افزایش می‌یابد و تا بالاتر از ۸۰ درصد پیش می‌رود [۳۳]. همچنین در بافت‌های نرم، تداخل فوتوالکتریک تا حدود ۳۰–۵۰ keV جدی است؛ ولی پس از آن، پراکندگی کامپتون سهم بالایی دارد؛ سهم رایلی معمولاً بسیار کم و قابل چشم‌پوشی است.

۱۵) می‌تواند بهبود معناداری در تفکیک‌پذیری بافت‌ها و تشخیص آنها از یکدیگر فراهم کند. این یافته‌ها می‌توانند مبنای بهینه‌سازی انرژی تابشی در سامانه‌های تصویربرداری پرتوی با هدف تشخیص زودهنگام سرطان باشند.

بحث و نتیجه‌گیری

در مجموع، نتایج حاصل از تحلیل تضعیف و پراکندگی فوتون‌ها در بافت‌های کبدی نشان می‌دهد که اگرچه تفاوت مطلق میان بافت‌های سرطانی و سالم در بازه انرژی‌های تشخیصی اندک است؛ اما استفاده از انرژی‌های پایین‌تر (در محدوده ۳۰ keV تا

منابع

References

- [1] Singh VP, Shirmardi SP, Medhat ME, Badiger NM. Determination of mass attenuation coefficient for some polymers using Monte Carlo simulation. *Vacuum*. 2015 Sep 1;119:284-8.
- [2] Fatima Z, Ali N, Williams MA, Dhar S, Maqbool M. X-ray scattering and attenuation cross-sections and coefficients of bone, brain, lung, fat, and soft tissue for applications in dosimetry, cancer detection, and treatment. *Radiation Physics and Chemistry*. 2023 Jul 1;208:110908.
- [3] Dehghani H, Srinivasan S, Pogue BW, Gibson A. Numerical modelling and image reconstruction in diffuse optical tomography. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 2009 Aug 13;367(1900):3073-93.
- [4] Nuyts J, De Man B, Fessler JA, Zbijewski W, Beekman FJ. Modelling the physics in the iterative reconstruction for transmission computed tomography. *Physics in Medicine & Biology*. 2013 Jun 5;58(12):R63.
- [5] Duvauchelle P, Freud N, Kaftandjian V, Babot D. A computer code to simulate X-ray imaging techniques. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. 2000 Sep 1;170(1-2):245-58.
- [6] Maire E, Withers PJ. Quantitative X-ray tomography. *International materials reviews*. 2014 Jan;59(1):1-43.
- [7] Kaczmarczyk GP, Cała M. Possible Application of Computed Tomography for Numerical Simulation of the Damage Mechanism of Cementitious Materials—A Method Review. *Buildings*. 2023 Feb 22;13(3):587.
- [8] Bravin A, Keyriläinen J, Fernández M, Fiedler S, Nemoz C, Karjalainen-Lindsberg ML, Tenhunen M, Virkkunen P, Leidenius M, Von Smitten K, Sipilä P. High-resolution CT by diffraction-enhanced x-ray imaging: mapping of breast tissue samples and comparison with their histo-pathology. *Physics in Medicine & Biology*. 2007 Mar 29;52(8):2197.
- [9] Stuppy WH, Maisano JA, Colbert MW, Rudall PJ, Rowe TB. Three-dimensional analysis of plant structure using high-resolution X-ray computed tomography. *Trends in plant science*. 2003 Jan 1;8(1):2-6.
- [10] Kakinuma R, Moriyama N, Muramatsu Y, Gomi S, Suzuki M, Nagasawa H, Kusumoto M, Aso T, Muramatsu Y, Tsuchida T, Tsuta K. Ultra-high-resolution computed tomography of the lung: image quality of a prototype scanner. *PloS one*. 2015 Sep 9;10(9):e0137165.
- [11] Bal CS, Kumar A, Chandra P, Dwivedi SN, Mukhopadhyaya S. Is chest x-ray or high-resolution computed tomography scan of the chest sufficient investigation to detect pulmonary metastasis in pediatric differentiated thyroid cancer?. *Thyroid*. 2004 Mar 1;14(3):217-25.
- [12] Tanwar S, Famhawite L, Verma PR. Numerical Simulation of bio-heat transfer for cryoablation of regularly shaped tumours in liver tissue using multiprobes. *Journal of Thermal Biology*. 2023 Apr 1;113:103531.
- [13] Keangin P, Wessapan T, Rattanadecho P. Analysis of heat transfer in deformed liver cancer modeling treated using a microwave coaxial antenna. *Applied Thermal Engineering*. 2011 Nov 1;31(16):3243-54.
- [14] Biswas C, Nasrin R, Ahmad MS. Numerical analogy of bioheat transfer and microwave cancer therapy for liver tissue. *Heat Transfer*. 2022 Nov;51(7):6403-30.
- [15] Zhang J, Chauhan S. Neural network methodology for real-time modelling of bio-heat transfer during thermo-therapeutic applications. *Artificial Intelligence in Medicine*. 2019 Nov 1;101:101728.
- [16] Seibert JA, Boone JM. X-ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-ray interactions and image formation. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2005 Mar 1;33(1):3-18.
- [17] Cong W, Wang G. X-ray scattering tomography for biological applications. *Journal of X-ray Science and Technology*. 2011 May;19(2):219-27.
- [18] Maqbool M. Interaction of gamma rays and X-rays with matter. *An Introduction to Medical Physics*. 2017:43-61.
- [19] Hahn EW, Canada TR, Alfieri AA, McDonald JC. The interaction of hyperthermia with fast neutrons or X-rays on local tumor response. *Radiation Research*. 1976 Oct 1;68(1):39-56.
- [20] Poirier Y, Belley MD, Dewhirst MW, Yoshizumic TT, Down JD. Transitioning from gamma rays to X-rays for comparable biomedical research irradiations: Energy matters. *Radiation Research*. 2020 Jun 1;193(6):506-11.
- [21] Puck TT, Morkovin D, Marcus PI, Cieciura SJ. Action of X-rays on mammalian cells: II. Survival curves of cells from normal human tissues. *The Journal of Experimental Medicine*. 1957 Sep 30;106(4):485.
- [22] Howarth JL. Calculation of the absorbed dose in soft-tissue cavities in bone irradiated by X-rays. *Radiation Research*. 1965 Jan 1;24(1):158-83.
- [23] Ebel H, Svagera R, Ebel MF, Shaltout A, Hubbell

- JH. Numerical description of photoelectric absorption coefficients for fundamental parameter programs. *X-Ray Spectrometry: An International Journal*. 2003 Nov;32(6):442-51.
- [24] Lusic H, Grinstaff MW. X-ray-computed tomography contrast agents. *Chemical reviews*. 2013 Mar 13;113(3):1641-66.
- [25] Qiao CK, Wei JW, Chen L. An overview of the Compton scattering calculation. *Crystals*. 2021 May 10;11(5):525.
- [26] Grinstead JH, Barker PF. Coherent Rayleigh scattering. *Physical Review Letters*. 2000 Aug 7;85(6):1222.
- [27] Amin NA, Zukhi J, Kabir NA, Zainon R. Determination of effective atomic numbers from mass attenuation coefficients of tissue-equivalent materials in the energy range 60 keV-1.33 MeV. *In Journal of Physics: Conference Series* 2017 May 1 (Vol. 851, No. 1, p. 012018). *IOP Publishing*.
- [28] Manjunatha HC, Seenappa L, Sridhar KN, Sowmya N, Hanumantharayappa C. Photon Interaction Parameters of different tissues of Human organs. *Def. Life Sci. J*. 2017;2(3):358-62.
- [29] Böke A. Calculation of X-ray attenuation coefficients for normal and cancerous breast tissues. *Nuclear Engineering and Technology*. 2024 Jan 1;56(1):241-6.
- [30] Böke A. Linear attenuation coefficients of tissues from 1 keV to 150 keV. *Radiation Physics and Chemistry*. 2014 Sep 1;102:49-59.
- [31] Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z= 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. National Inst. of Standards and Technology-PL, Gaithersburg, MD (United States). *Ionizing Radiation Div.*; 1995 May 1.
- [32] XCOM: Photon Cross Sections Database. (2023). National Institute of Standards and Technology (NIST).
- [33] Attix FH. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. *John Wiley & Sons*; 2008 Sep 26.
- [34] Llovet X, Salvat F, Bote D, Salvat-Pujol F, Jablonski A, Powell CJ. NIST Database of Cross Sections for Inner-shell Ionization by Electron Or Positron Impact. US Department of Commerce, National Institute of Standards and Technology; 2014 Aug.