مجلة الدراسات التربوية والعلمية - كلية التربية - الجامعة العراقية
العدد السادس والعشرون - المجلد الأول - علوم الفيزياء - أيلول 2025 م
doi.org/10.52866/esj.2025.01.26.07

التحديد التجريبي لمعاملات توهين اشعة كاما لمركبات الايبوكسي - كبريت كمادة مكافئة للأنسجة

احمد خضر صالح* ، محسن حسن علي
قسم الفيزياء، كلية التربية للعلوم الصرفة، جامعة تكريت، تكريت، العراق.
*البحث مستل من رسالة ماجستير الباحث الاول
ak230056pep@st.tu.edu.iq

مستخلص:

تم إيجاد معاملات التوهين لاشعة كاما لعينات محضرة من رانتج الايبوكسي المدعم بالكبريت (S) وبدرجة حرارة الغرفة C^{o}(25)، باستخدام طريقة القالب المفتوح وهو قالب دائري الشكل نصف قطره (2.9) cm وارتفاع (0.5) cm وبحجم ثابت cm^{3}(13.2)، اذ تم دراسة تأثير إضافة الكبريت (S) بكسور وزنية مختلفة wt.٪(0،2،4،6،8،10،12،14)، على معاملات التوهين لاشعة كاما، كذلك تم استخدام منظومة كاشف ايوديد الصوديوم المطعم بالثاليوم NaI (TI) ذات بلورة ابعادها (''1.5×''1.5) لتحليل أطياف اشعة كاما المنبعثة من المصادر المشعة النقطية وهي الامريشيوم (^{241}Am) بطاقة (60) keV وبفعالية اشعاعية مقدارها (74) KBq و السيزيوم (^{137}Cs) بطاقة (662) keV وبفعالية اشعاعية مقدارها (400) KBq و الراديوم (^{226}Ra) عند الطاقات (186، 242، 295، 352، 609) keV وبفعالية اشعاعية مقدارها (74) KBq ، وان المسافة الفاصلة بين المصدر المشع والكاشف هي (15) cm، حيث تم وضع العينة المراد إيجاد معاملات التوهين بينهما، وان زمن التجميع الطيفي تم تثبيته عند (900) sec لجميع الاطياف التي تم ايجادها، حيث تم اعتماد شدة فوتونات اشعة كاما لصافي العدد للقمم الضوئية (Net Area of Photopeak) في الطيف الناتج لاشعة كاما، ومن خلالها تم تحديد معامل التوهين الخطي والكتلي ومعدل المسار الحر، وان افضل نتيجة تم الحصول عليها لتمثيل الانسجة المكافئة هي للعينة التي كانت نسبة التدعيم لها بالكبريت (S) (8)٪ ، حيث ان الاختلاف كان اقل من (5) ٪ بالمقارنة مع بيانات اللجنة الدولية للوحدات والقياسات الاشعاعية (ICRU- 44) ، وهذا يؤكد مدى إمكانية استخدام هذه المواد كأنسجة مكافئة للاستخدام في المجالات الاشعاعية والبيولوجية.

الكلمات المفتاحية: ايبوكسي، كبريت، الانسجة المكافئة، معاملات التوهين.

Experimental determination of gamma ray attenuation coefficients for epoxy-sulfur composites as tissue equivalents

Ahmed Khudhur Salih[1*] , Mohsin Hassan Ali
Department of Physics ،Collage of Education for Pure Science ،University of Tikrit ،Tikrit ،Iraq.
[1*] ak230056pep@st.tu.edu.iq

ABSTRACT:

The gamma ray attenuation coefficients were found for samples prepared from sulfur-enriched epoxy resin (S) at room temperature(25)C^{o}, using the open-mold method, which is a circular mold with a radius of (2.9) cm and a height of (0.5) cm With a constant volume of (13.2) cm^{3}. The effect of adding sulfur (S) at different weight fractions (0, 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14) wt% on the gamma ray attenuation coefficients was studied. Also, the thallium-doped sodium iodide NaI(TI) detector system with a crystal dimension of (1.5''×1.5'') was used to analyze the gamma ray spectra emitted from point radioactive sources, namely americium (^{241}Am) with an energy of (60) keV and a radiation efficacy of (74) KBq and cesium (^{137}Cs) with an energy of (662) keV and a radiation efficacy of ((400) KBq and radium (^{226}Ra) at energies (186, 242, 295, 352, 609) keV and with a radiation efficiency of (74) KBq, and the distance between the radioactive source and the detector is (15) cm, where the sample was placed between them to find the attenuation coefficients, and the spectral collection time was fixed at (900) sec for all the spectra that were found, where the intensity of gamma ray photons was adopted for the net number of light peaks (Net Area of Photopeak) in the resulting spectrum of gamma rays, and through it the linear and mass attenuation coefficient and the free path rate were determined, and the best result that was obtained to represent the equivalent tissues is for the sample whose percentage of reinforcement with sulfur (S) was (8)%, as the difference was less than (5)% compared to the data of the International Commission for Radiological Units and Measurements (ICRU-44), and this confirms the extent of the possibility of using These materials are equivalent to tissues for use in radiological and biological fields.

Key words: Epoxy, sulfur, equivalent tissue, attenuation coefficients.

1. المقدمة

تُعد الدراسات المتعلقة بالمواد المكافئة للأنسجة المستخدمة في تصنيع ألمجسمات مهمة لقياس جرعات الإشعاع ومعايرتها في التصوير الطبي[1]. تُصنع هذه المواد المكافئة للأنسجة من عدة مواد كيميائية [2]، ولها تفاعل مماثل للإشعاع المؤين مع الأنسجة البشرية. يجب أن تكون خصائص التوهين للمادة المصنعة قريبة قدر الإمكان من تلك التي تظهرها الأنسجة المُشعة في ظروف مماثلة. يُعد فهم الخصائص الفيزيائية للمواد المكافئة للأنسجة ومعايير تفاعل الإشعاع أمرًا بالغ الأهمية لإنشاء مواد مكافئة للأنسجة [3]. في الوقت الحاضر، تُستخدم أنواع مختلفة من المواد لمحاكاة الأنسجة والأعضاء البشرية لقياس جرعات الإشعاع المؤين التي يتلقاها المرضى. تُعرف هذه المواد باسم المواد المكافئة للأنسجة. تُستخدم هذه المواد على نطاق واسع في مجال الفيزياء الطبية، بما في ذلك الأشعة التشخيصية والطب النووي والأشعة العلاجية [4-6].

تم استخدام البولي إيثيلين كمادة مكافئة للأنسجة في التصوير الطبي [2،7]. ومع ذلك، فإن البولي إيثيلين باهظ الثمن، وله احتمالية عالية للتشقق الإجهادي وصعوبة الالتصاق. وقد صنع جونز وآخرون مواد مكافئة للأنسجة لمحاكاة الأنسجة الرخوة والرئة والعظام لدى حديثي الولادة والأطفال والبالغين لإجراءات فحص التصوير المقطعي المحوسب. وقد قورنت هذه المواد بالمواد المرجعية الموجودة في تقرير (ICRU-44) [4].

ان تقرير (ICRU-44) يجمع نتائج دراسات مختلفة حول خصائص تفاعل الإشعاع للمواد المكافئة للأنسجة مع الإشعاع المؤين. يعرض التقرير معاملات التوهين الكتلي، بالإضافة إلى كميات أخرى من بدائل الأنسجة في قياس جرعات الإشعاع وقياس طاقة الأشعة السينية التي تتراوح بين keV(1) و MeV(50)[8].

يُعرف معامل التوهين الكتلي بأنه مقياس لقدرة المادة على امتصاص أو تشتيت الإشعاع الكهرومغناطيسي في أي وحدة كتلة. تم حساب معامل التوهين الكتلي الكلي من خلال طاقة الفوتون والعناصر المكونة للمادة[9،10]. يصف معامل التوهين الخطي جزء حزمة الأشعة السينية أو أشعة جاما التي يتم امتصاصها أو تشتيتها لكل وحدة سمك من الممتص. ويُستخدم قانون بير-لامبرت لقياس معامل توهين أشعة جاما باستخدام طريقة النقل القياسية ذات هندسة الحزمة الضيقة[9]. في هذه الدراسة، تم تحديد معاملات التوهين الكتلي والخطي ومعدل المسار الحر للمواد المركبة من راتنج الايبوكسي والكبريت عند طاقات كاما مختلفة.

2. الجانب النظري

يمثل معامل التوهين الخطي (μ_ℓ) عدد الفوتونات المزاحة او المحجوبة من الحزمة لكل وحدة مسافة ويقاس هذا المعامل بوحدة (cm^{-1})، والذي يمكن ايجاده من خلال معادلة بير-لمبرت[11] :

$$I(x) = I_0 e^{-\mu_\ell x} \quad \ldots\ldots \quad (1)$$

حيث I هي شدة الشعاع الموهن؛ وI_0 هي شدة الشعاع الأصلية؛ و(x=0.5cm) هي سمك المادة الموهنة؛ وμ_l هي معاملات التوهين الخطي (cm-1).

ويعد من اهم المعاملات التي تبين عملية الاختراق للدروع من قبل أشعة كاما، ويعتمد على طاقة الفوتونات الساقطة وعلى العدد الذري أو العدد الذري المؤثر لمادة الهدف الساقط عليه.

كما ان معامل التوهين الكتلي (μ_m) يمثل معدل تفاعلات الفوتونات ضمن وحدة واحدة من الكتلة لكل وحدة مساحة (cm^2/g)، والذي يعطى بالمعادلة التالية[11]:

$$\mu_m = \frac{\mu_l}{\rho} = \frac{Ln\frac{I_0}{I}}{\rho x} \quad \ldots\ldots\ldots \quad (2)$$

حيث ρ هي كثافة المادة؛ I هي شدة الشعاع الموهن؛ و I_0 هي شدة الشعاع الأصلية؛ و(x=0.5cm) هي سمك المادة الموهنة.

كما أن المسافة بين تفاعلين متتاليين لحركة جسيم واحد عبر العينة المعطاة قبل التفاعل مع المادة تسمى معدل المسار الحر (m.f.p.)، ويتم ايجادها من خلال المعادلة التالية[12]:

$$\lambda(cm) = \frac{\int_0^{\infty} x.e^{\mu_l x}dx}{\int_0^{\infty} e^{\mu_l x}dx} = \frac{1}{\mu_l} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots \quad (3)$$

حيث λ هو معدل المسار الحر بوحدة (cm)؛ و(μ_ℓ) هو معامل التوهين الخطي (cm^{-1}).

كذلك تم مقارنة نتائج الدراسة الحالية مع تقرير (ICRU-44) حيث تم استخدام المعادلة التالية لايجاد نسبة الاختلاف بي نتائج الدراسة الحالية ونتائج تقرير(ICRU-44)[13]:

$$(\Delta)\% = \mu_m\ (ICRU\text{-}44) - \mu_m\ (Exp)\ x\ \mu m\ (ICRU\text{-}44)\ x100(0.0.1) \quad (4)$$

(Δ)٪ النسبة المئوية للاختلاف؛ μ_m (ICRU-44) معامل التوهين الكتلي لتقرير(ICRU-44)؛ μ_m (Exp) معامل التوهين الكتلي للدراسة الحالية.

3. طريقة العمل

3.1. تحضير العينات

ولتحضير العينات تم استخدام طريقة القالب المفتوح حيث أنها من الطرق الشائعة والسهلة والناجحة في تحضير المركبات البوليمرية، وتم استخدام قوالب بلاستيكية دائرية نصف قطرها (2.9)cm وارتفاعها (0.5)cm وبحجم ثابت (13.2) cm^3 تقريبا، والتي تم تنظيفها مسبقاً ووضع شمع البارافين فيها لتسهيل عملية فصل العينات ومنع التصاقها بالبلاستيك، ولتحضير العينة غير المدعمة وللوصول لمرحلة التجانس تم خلط راتنج الايبوكسي من نوع (sikadur-52 LP) والذي تبلغ كثافته (1.06) g/cm^3 ببطء بسرعة دوران (250) r.p.m باستخدام خلاط محمول من نوع (P.L.A.) صيني المنشأ مع المصلب بنسبة خلط (1:2) وحسب الكمية المطلوبة لمقاسات القالب، ثم تم سكبه بهدوء في القالب وتركه بدرجة حرارة الغرفة (25)C^o حتى يتصلب حيث يستغرق تصلب العينة الواحدة (24)h وبعد تصلب العينات يتم فصلها عن القالب وتصبح جاهزة. وبعد ذلك تم تحضير العينات من راتنج الايبوكسي المدعم بالكبريت (S) حيث تم اضافة الكبريت (S) عراقي المنشأ والذي تبلغ كثافته (2.06) g/cm^3 الى الايبوكسي بنسب وزنية wt.٪(0،2،4،6،8،10،12،14) حيث تم استخدام ميزان حساس بدقة (0.01)mg لوزن العينات وهو من نوع (Adapter) ياباني المنشأ لوزن المادة الاساسية وهي راتنج الايبوكسي والمادة الداعمة الكبريت (S) وتم حساب كتلة العينات باستخدام المعادلة التالية[11]:

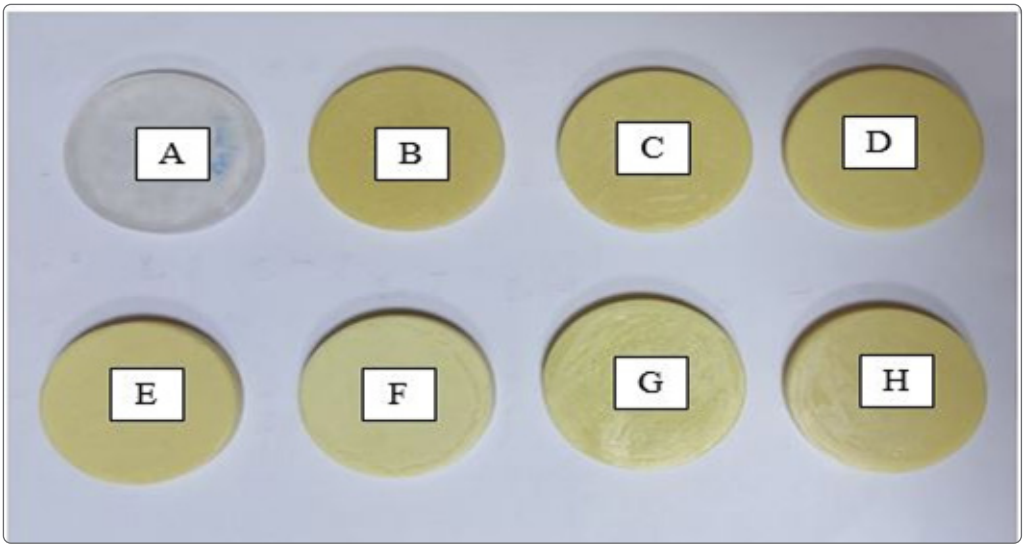
$$m_s = \rho_{sample} * V_s \quad \ldots\ldots\ldots\ldots \quad (5)$$

حيث ان ρ_{sample} كثافة العينة؛ m_s كتلة العينة؛ Vs حجم العينة.

اذ تم تحضير (8) عينات وترميزها بالعينات من (A) إلى (H)، وقد تم إعداد هذه العينات لمحاكاة أنسجة الجلد، وكل عينة تحتوي على كميات متفاوتة من الكبريت (S) وراتنج الإيبوكسي، ويوضح الجدول (1) النسبة المئوية للكبريت (S) وكذلك الكثافة في كل عينة والشكل (1) يوضح العينات المحضرة من (A-H).

الجدول (1): النسبة المئوية للكبريت (S) في كل عينة.

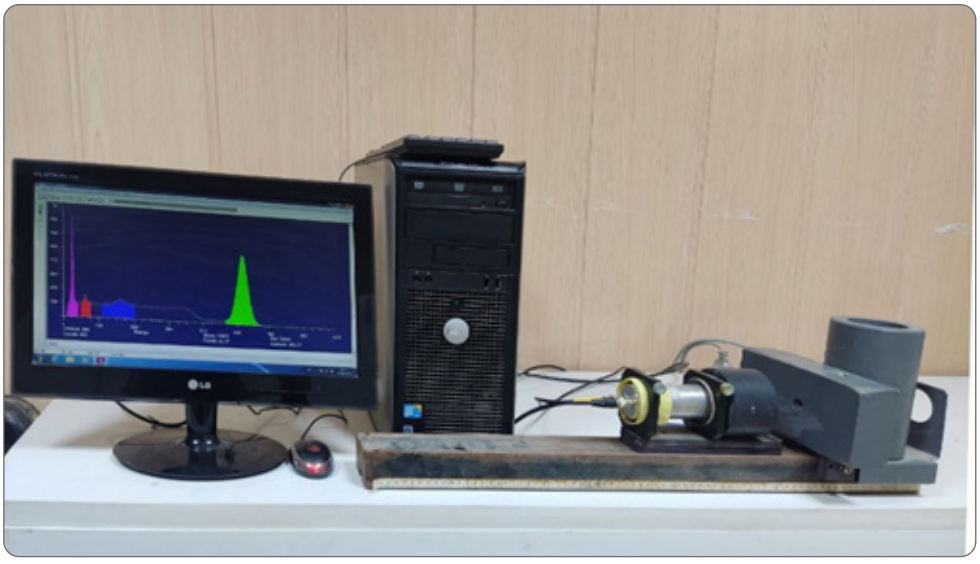
رمز العينة	المادة الاساس	النسبة المئوية للمادة الاساس (٪)	المادة الداعمة	النسبة المئوية للمادة الداعمة (٪)	كتلة الخليط (g)	كثافة الخليط (g/cm³)
A	Epoxy resin	100	S	0	14	1.06
B	Epoxy resin	98	S	2	14.2586	1.0802
C	Epoxy resin	96	S	4	14.5252	1.1004
D	Epoxy resin	94	S	6	14.7919	1.1206
E	Epoxy resin	92	S	8	15.0585	1.1408
F	Epoxy resin	90	S	10	15.3252	1.161
G	Epoxy resin	88	S	12	15.5918	1.1812
H	Epoxy resin	86	S	14	15.8584	1.2014



الشكل (1): يوضح الشكل صورة العينات المكافئة لأنسجة البشرية التي تم تحضيرها A، B، C، D، E، F، G، و. H

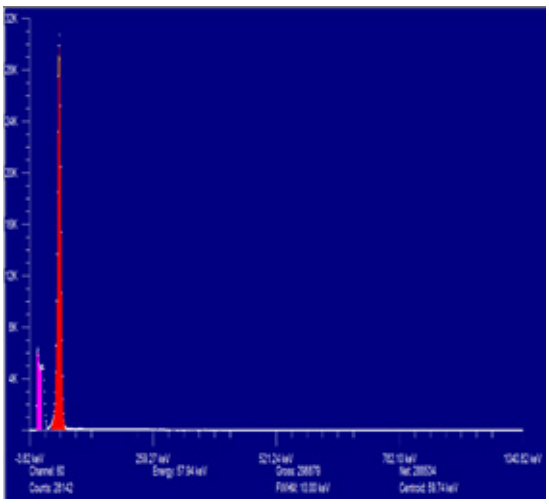
3.2. القياسات

لتحليل أطياف اشعة كاما المنبعثة من المصادر المشعة النقطية والمستخدمة في هذا البحث وهي الامريشيوم (^{241}Am) بطاقة (60) keV وبفعالية اشعاعية مقدارها (74) KBq والسيزيوم (^{137}Cs) بطاقة (662) keV وبفعالية اشعاعية مقدارها (400) KBq والراديوم (^{226}Ra) عند الطاقات (186، 242، 295، 352، 609) keV وبفعالية اشعاعية مقدارها (74) KBq، تم استخدام منظومة كاشف ايوديد الصوديوم المطعم بالثاليوم NaI (Tl)، والموضحة بالشكل (2)، ونظام قياس أشعة كاما المسمى بمطياف الحاسوب المتكامل (I.C.S.). ويتم تشغيل النظام بواسطة الحاسوب وفقًا لبرنامج معد لهذا الغرض، ويحتوي النظام على مضخم أولي ومضخم رئيسي مزود بكاشف ايوديد الصوديوم المطعم بالثاليوم NaI (Tl). ومحلل متعدد القنوات، ويرتبط هذا النظام بجهاز حاسوب لدقة تشغيله وقراءة قياساته وتحليل النتائج. وقد تم الحصول على شعاع ضيق من أشعة كاما باستخدام مسدد رصاص مستطيل الشكل cm(20×10×5)، يمر من خلاله الأشعة القادمة من المصدر المشع. يبلغ قطر الثقب mm(15). وتم تحديد معاملات التوهين للعينات المكافئة للأنسجة البشرية للطاقات keV(662 – 60) باستخدام قانون بير–لامبرت. تم اختيار الطاقات لأن نطاق هذه الطاقات يمكن تطبيقه في التصوير الطبي وقسم الطب النووي والعلاج الإشعاعي. تم إكمال قيمة التحديد باستخدام كاشف NaI (Tl) لقياس طيف أشعة جاما. تم حماية الكاشف بغطاء من الرصاص لتقليل إشعاع التشتت القادم من مصدر الإشعاع مباشرة. تم قياس التوهين باستخدام كاشف NaI (Tl). تم وضع العينات بين مصدر الإشعاع والكاشف. تم ضبط وقت التراكم على sec(900). حيث تم قياس شدة فوتونات اشعة كاما لصافي العدد للقمم الضوئية (Net Area of Photope-ak) في الطيف الناتج لاشعة كاما والعرض الكلي عند منتصف القمة (FWHM) باستخدام برنامج (U.S.X. P.C.I.).

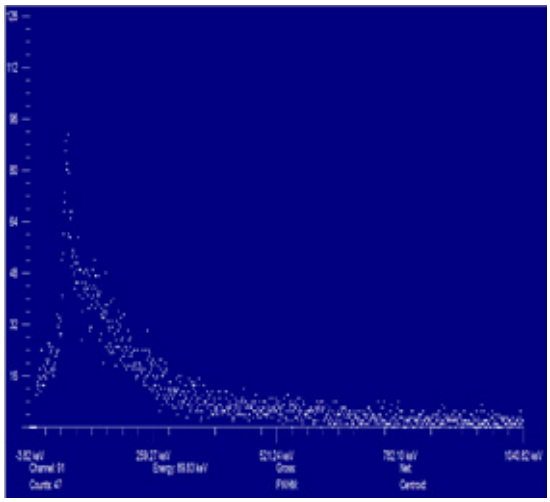


الشكل (2): يوضح الشكل صورة للمنظومة العملية المستخدمة لقياس مطيافية اشعة كاما.

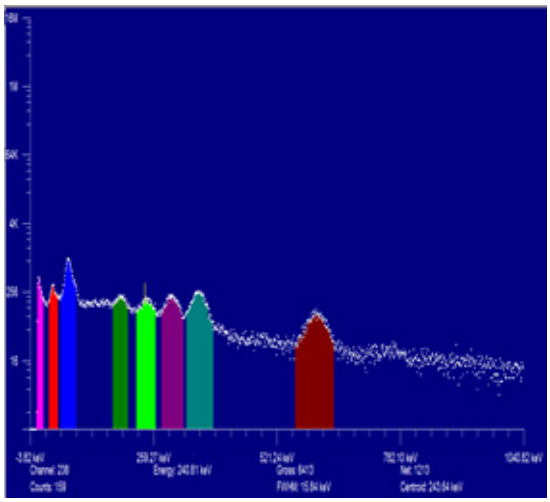
بعد اعداد المنظومة تم إيجاد طيف الخلفية الاشعاعية حيث يوضح الشكل (3) و (4) نتائج الطيف التي تم الحصول عليها من برنامج (U.S.X. P.C.I) لمصادر أشعة جاما ^{241}Am (60) keV و ^{137}Cs (662) keV و ^{226}Ra (186، 242، 295، 352، 609) keV وتم استخدام هذه المصادر لتحديد معاملات التوهين لكل عينة، والخلفية الاشعاعية بوجود وعدم وجود العينات.



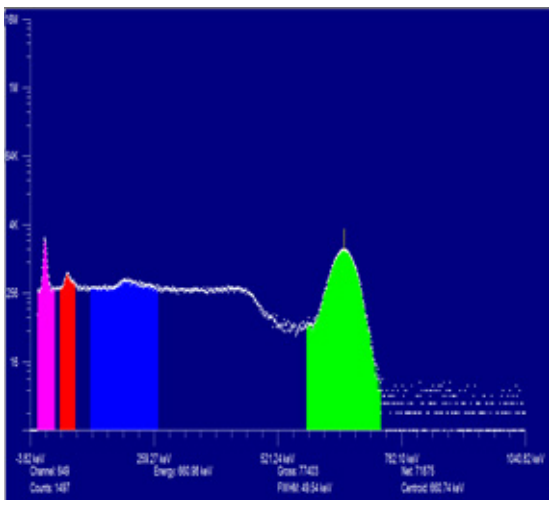
a



b

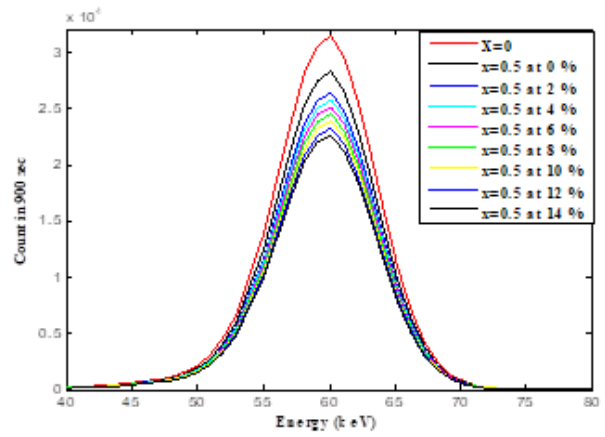


c

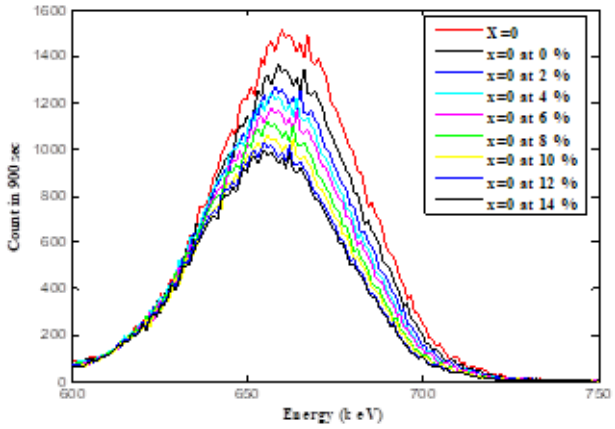


d

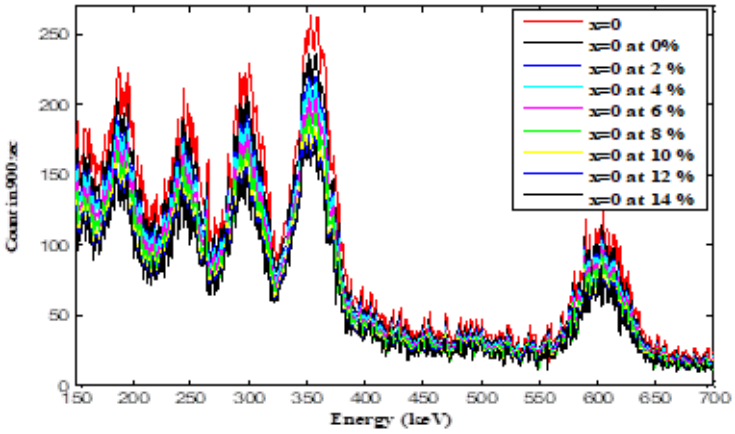
الشكل (3): الطيف الذي تم الحصول عليه من مطيافية أشعة كاما بدون وجود العينات
لـ (a)– الخلفية الاشعاعية (b)- ^{241}Am (c) ^{137}Cs-(d)- ^{226}Ra.



a



b



c

الشكل (4): الطيف الذي تم الحصول عليه من مطيافية أشعة كاما مع وجود العينات لـ
^{226}Ra .-(c)-^{137}Cs (b) ^{241}Am -(a)

4. النتائج والمناقشة

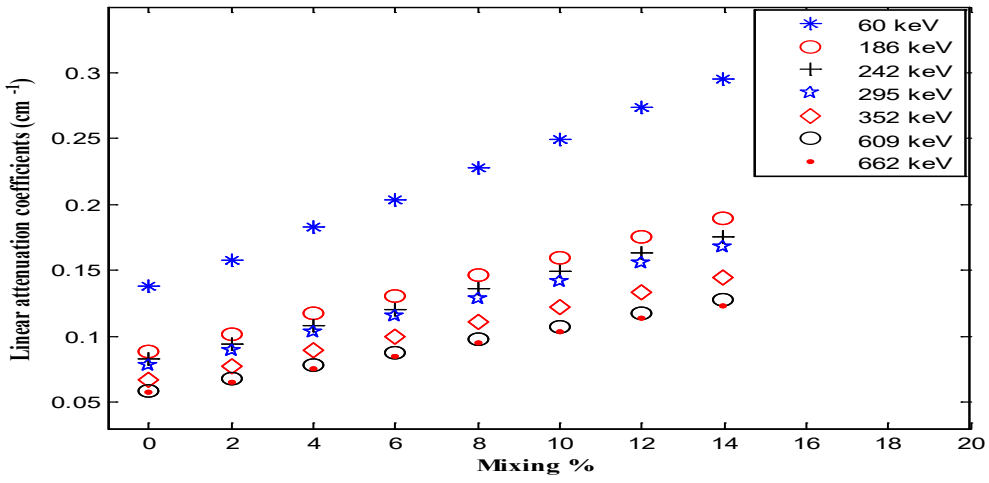
4.1. معامل التوهين الخطي

تم إيجاد معامل التوهين الخطي (μ_l) باستخدام المعادلة (1) لجميع العينات المحضرة والتي تم توضيح تفاصيلها في الجدول (1) لطاقات مختلفة ونسب وزنية مختلفة، وتم تلخيص نتائج هذه القياسات التجريبية في الجدول (2)، كما وتم رسم العلاقة بين معامل التوهين الخطي ونسبة خلط الكبريت (S) إلى مادة راتنج الإيبوكسي كما في الشكل (5). نلاحظ من هذا الشكل أن قيم معامل التوهين الخطي للعينات تتغير مع تغير التركيز لنفس السمك، حيث من الواضح أن هذه القيم تزداد مع زيادة تركيز مادة التدعيم المضافة ولجميع الطاقات، ويمكن تفسير ذلك على أنه بزيادة تركيز مادة التدعيم المضافة فإن عمليات التوهين فيها ستزداد بسبب زيادة توزيع مادة الكبريت (S) المضافة داخل مادة راتنج الإيبوكسي مما يؤدي إلى زيادة كثافة المادة المحضرة بشكل عام وبالتالي يحدث زيادة في

توهين أشعة كاما وبالتالي يزداد معامل التوهين الخطي. كما يلاحظ أن مادة راتنج الإيبوكسي وحدها لا تكفي لاستخدامها كمادة بديلة للأنسجة البشرية، ولكن عند إضافة مادة التدعيم (الكبريت (S)) إليها يصبح من الممكن استخدام مادة راتنج الإيبوكسي كمادة بديلة للأنسجة، وهذا السلوك يتوافق مع ما توصل إليه[14]. كما أظهرت النتائج أيضًا أن التوزيع المتجانس للكبريت (S) داخل مادة الإيبوكسي عزز كفاءة التوهين بشكل ملحوظ. ومع زيادة تركيز الكبريت، أصبح التوزيع أكثر تجانسًا، مما أدى إلى زيادة التفاعل الإشعاعي وارتفاع معامل التوهين الخطي.

الجدول (2): النتائج التجريبية لمعامل التوهين الخطي لراتنج الايبوكسي المدعم بالكبريت (S).

رمز العينة	E(keV)						
	60	186	242	295	352	609	662
	^{241}Am	^{246}Ra					^{137}Cs
	μ_1						
A	0.1378	0.088234	0.082469	0.078385	0.067089	0.058982	0.057185
B	0.15771	0.10148	0.094532	0.089416	0.077173	0.067647	0.065449
C	0.18267	0.11704	0.10841	0.10348	0.089077	0.078364	0.075797
D	0.20395	0.13048	0.12063	0.1154	0.099717	0.087788	0.084632
E	0.22816	0.14627	0.13646	0.12889	0.11131	0.097936	0.094672
F	0.24962	0.15991	0.14885	0.14172	0.12207	0.10745	0.10359
G	0.27404	0.17594	0.16311	0.15539	0.13379	0.1177	0.11373
H	0.29555	0.18978	0.17567	0.16762	0.14422	0.12731	0.12264



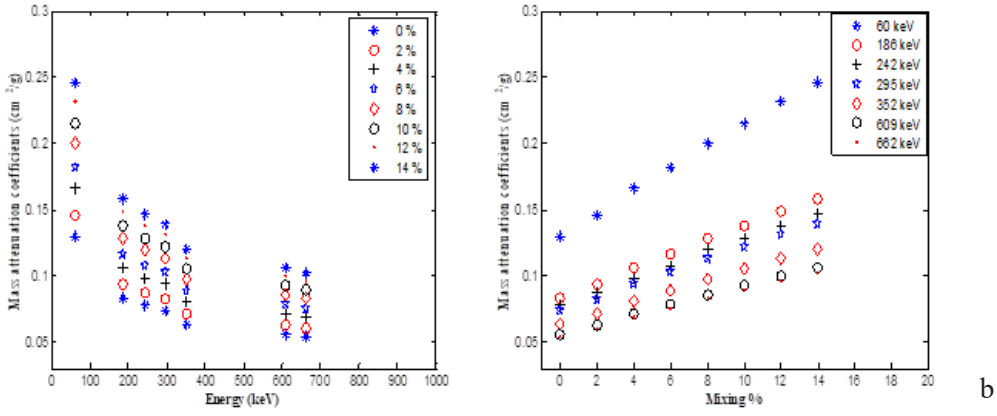
الشكل (5): اعتماد معامل التوهين الخطي على نسبة الخلط.

4.2. معامل التوهين الكتلي

تم إيجاد معامل التوهين الكتلي (μ_m) من المعادلة (2) لجميع العينات المحضرة تبعاً للكثافة الموضحة تفصيلياً في الجدول (1)، ولطاقات مختلفة وتراكيز مختلفة، وقد فصلت نتائج هذه الحسابات في الجدول (3)، كما تم رسم العلاقة بين معامل التوهين الكتلي وكلاً من نسبة الخلط وطاقة الفوتون الساقط كما هو موضح في الشكل (6). نلاحظ من هذه الأشكال أن معامل التوهين الكتلي يعتمد على كلاً من نسبة الخلط وطاقة الفوتون الساقط، حيث يزداد بزيادة نسبة الخلط ويقل بزيادة طاقة الفوتون الساقط، بالنسبة لنسبة الخلط فإن ذلك يرجع إلى زيادة كفاءة التوهين، ويرجع ذلك إلى أن المقطع العرضي لعملية تشتت كومبتون يتناسب عكسياً مع طاقة الفوتونات الساقط، لذلك نلاحظ أن معامل التوهين الكتلي يتناقص ببطء مع زيادة طاقة الفوتون الوارد. وهذا السلوك يتوافق مع ما تم التوصل إليه[15].

الجدول (3): النتائج التجريبية لمعامل التوهين الكتلي لراتنج الايبوكسي المدعم بالكبريت (□).

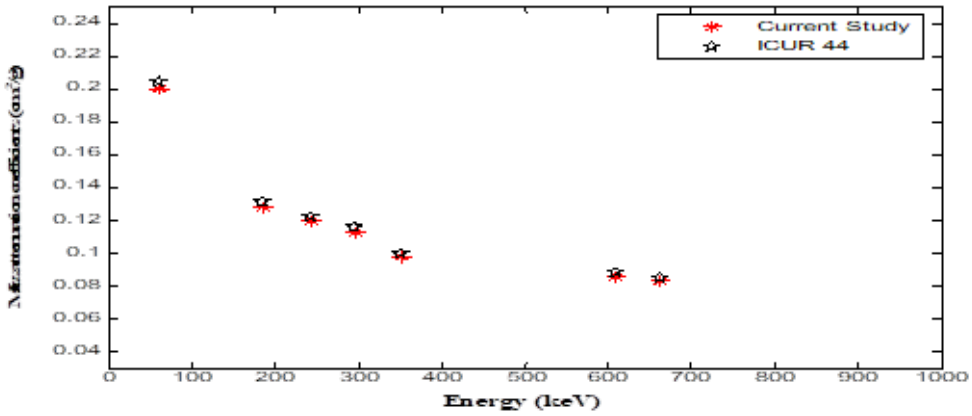
رمز العينة	E(keV)						
	60	186	242	295	352	609	662
	^{241}Am	^{246}Ra					^{137}Cs
	μ_m						
A	0.13	0.083239	0.077801	0.073948	0.063291	0.055643	0.053949
B	0.146	0.093945	0.087514	0.082778	0.071443	0.062625	0.06059
C	0.166	0.10636	0.098518	0.094036	0.080949	0.071214	0.068882
D	0.182	0.11644	0.10765	0.10298	0.088986	0.078341	0.075524
E	0.2	0.12822	0.11961	0.11298	0.097571	0.085848	0.082987
F	0.215	0.13773	0.12821	0.12206	0.10514	0.092552	0.089225
G	0.232	0.14895	0.13809	0.13155	0.11327	0.099645	0.09628
H	0.246	0.15796	0.14622	0.13952	0.12004	0.10597	0.10208



a b

الشكل (6): اعتماد معامل التوهين الخطي على (a)- نسبة الخلط و (b)- طاقة الفوتون الساقط.

تم مقارنة قيم معاملات التوهين الكتلي التي تم الحصول عليها في هذه الدراسة مع قيم معاملات التوهين الكتلي لتقرير (ICRU-44)، وتبين أن أفضل اتفاق لهذه العينات مع تقرير (ICRU-44) كان للعينة ٪(8)، حيث أن الفروق بين قيم معاملات التوهين الكتلي لهذه العينة مع تقرير (ICRU-44)أقل من ٪ (5) والذي تم حسابه باستخدام المعادلة (4) حيث ان هذا الاختلاف يعود الى نقاوة الكبريت المستخدم، ويوضح الشكل (7) المقارنة بين قيم معاملات التوهين الكتلي، ولهذا السبب فإن دراسة خصائص التوهين للمواد المكافئة للأنسجة كدالة لطاقة الفوتون ضرورية للغاية عند استخدامها للأغراض العلمية وهي المعيار الأساسي لتحديد دقة تمثيل المادة للأنسجة المدروسة، حيث يتم تطبيق هذه المواد المكافئة للأنسجة في الأشعة التشخيصية. وتؤكد هذه النتيجة إمكانية استخدام راتنج الإيبوكسي مع الكبريت (S) كمواد مكافئة للأنسجة صالحة للعلاج والاستخدام في الطب النووي. جميع العينات المختارة هي مواد مكافئة للأنسجة ويمكن استخدامها في تصنيع مواد نسيجية مشابهة لخصائص الأنسجة البشرية والتي تحاكي تفاعل الإشعاع مع جسم الإنسان في العلاج والطب النووي.



الشكل (7): تباين معاملات التوهين الكتلي للدراسة الحالية وتقرير (ICRU-44).

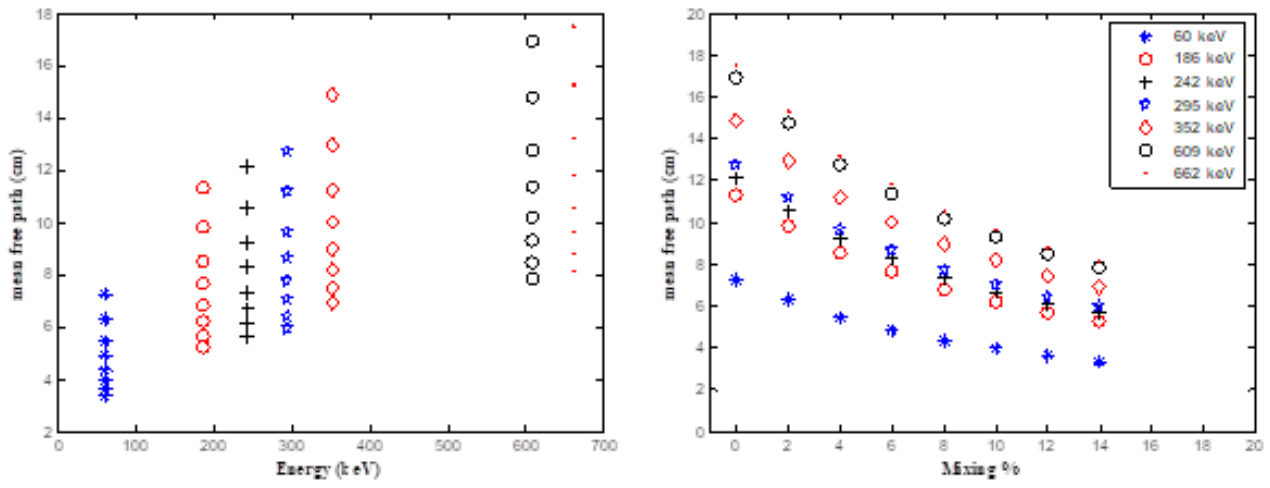
4.3. معدل المسار الحر

تم إيجاد معدل المسار الحر (λ) باستخدام المعادلة (3) لجميع العينات المحضرة والتي تم توضيح تفاصيلها في الجدول (1) ولطاقات وتراكيز وسمك ثابت، وقد تم تلخيص نتائج هذه القياسات التجريبية في الجدول (4). ونلاحظ من الجدول (4) أن قيم معدل المسار الحر للعينات تتغير مع تغير التركيز، حيث من الواضح أن هذه القيم تقل مع زيادة تركيز الكبريت (S) المضافة ولجميع الطاقات، ويمكن تفسير ذلك على أنه بزيادة تركيز مادة الكبريت (S) المضافة فإن عمليات التوهين فيها ستقل بسبب زيادة توزيع مادة التدعيم المضافة داخل المادة الأساسية مما يؤدي إلى زيادة كثافة المادة المحضرة بشكل عام وذلك لأن زيادة تركيز المادة المضافة تعمل على تحسين خصائص المادة الأساسية تجاه التوهين لأشعة كاما، كما يلاحظ من الجدول

أن معدل المسار الحر يعتمد على طاقة الفوتون الساقط. كما تم رسم العلاقة بين معدل المسار الحر وكل من نسبة الخلط وطاقة الفوتون الساقط كما هو موضح بالشكل (8) ونلاحظ من هذا الشكل أن معدل المسار الحر يعتمد على كل من نسبة الخلط وطاقة الفوتون الساقط فهو يزداد بزيادة الطاقة ويرجع السبب إلى اختلاف آلية تفاعل أشعة كاما مع المادة حسب قيم الطاقة المستخدمة بينما يقل بزيادة نسبة الخلط وهذا يرجع إلى زيادة الكثافة [15].

الجدول (4): النتائج التجريبية لمعدل المسار الحر لراتنج الايبوكسي المدعم بالكبريت (S).

رمز العينة	E(keV)						
	60	186	242	295	352	609	662
	^{241}Am	^{246}Ra					^{137}Cs
	λ						
A	7.2567	11.334	12.126	12.758	14.906	16.954	17.487
B	6.3409	9.8543	10.578	11.184	12.958	14.783	15.279
C	5.4745	8.5439	9.2243	9.6639	11.226	12.761	13.193
D	4.9031	7.6639	8.2897	8.6658	10.028	11.391	11.816
E	4.3829	6.8365	7.3284	7.7586	8.984	10.211	10.563
F	4.0061	6.2535	6.7182	7.0563	8.1921	9.3064	9.6534
G	3.6491	5.6838	6.1308	6.4354	7.4743	8.4961	8.7931
H	3.3836	5.2693	5.6924	5.9658	6.9339	7.8547	8.1539



الشكل (8): اعتماد معدل المسار الحر على
(a)- نسبة الخلط و (b)- طاقة الفوتون الساقط.

5. الاستنتاجات

وبعد اجراء البحث نستنتج ما يأتي، إن تركيبة ٪(92) من راتنج الإيبوكسي و ٪(8) من الكبريت (S) هو أفضل تركيبة لمحاكاة مادة مكافئة للأنسجة البشرية. تم تقييم جميع العينات في هذا البحث بنجاح في نطاق طاقة keV(60-662). وجد أن معاملات التوهين الكتلي التجريبية للعينات وتقرير (ICRU-44) متفقان جيدًا. يعزز هذا الاتفاق موثوقية النتائج ويؤكد الاستخدام المحتمل لهذه المواد في التطبيقات الطبية والإشعاعية. على سبيل المثال، يمكن استخدام هذه المواد في تصميم المجسمات لضمان الجودة في العلاج الإشعاعي، حيث أنها توفر محاكاة دقيقة للأنسجة البشرية. بالإضافة إلى ذلك، يدعم الاتفاق مع بيانات (ICRU-44) استخدام هذه المواد في تطبيقات قياس جرعات الإشعاع، حيث يمكنها تحسين دقة قياس الجرعة وتقليل الأخطاء في العلاج الإشعاعي. وهذا يجعلها مرشحًا قويًا للاستخدام في المجالات الطبية، مثل التصوير التشخيصي والعلاج الإشعاعي. ومن المستحسن أن يتم استخدام العينة المختارة (E) من المواد المكافئة للأنسجة لإنشاء مجسمات تحاكي كيفية تفاعل الإشعاع مع جسم الإنسان في الطب النووي والعلاجي. التفسير المحتمل لتفوق العينة (E) قد يعود الى التوازن بين الخصائص الفيزيائية والإشعاعية، قد تكون العينة (E) حققت أعلى توافق مع الخصائص الميكانيكية والكثافة المكافئة للأنسجة البشرية حسب تقرير (ICRU - 44)، بينما العينات ذات النسب الأعلى ٪(10-14) زادت من معامل التوهين على حساب خصائص أخرى مثل: المرونة، الكثافة، التجانس.

المصادر

1. S. Mehdizadeh Naderi et al., "Design and fabrication of a multipurpose thyroid phantom for medical dosimetry and calibration," Radiat. Prot. Dosimetry, vol. 168, no. 4, pp. 503–508, 2016.

2. H. Hasanzadeh and A. Abedelahi, "Introducing a simple tissue equivalent anthropomorphic phantom for radiation dosimetry in diagnostic radiology and radiotherapy," 2011.

3. C. C. Ferreira, R. E. Ximenes, C. A. B. Garcia, J. W. Vieira, and A. F. Maia, "Total mass attenuation coefficient evaluation of ten materials commonly used to simulate human tissue," in Journal of Physics: Conference Series, 2010, vol. 249, no. 1, p. 12029.

4. Jones, AK, Hintenlang, DE and Bolch, WE 2003, 'Tissue-equivalent materials for construction of pediatric radiology', Medical Physics, vol. 30, pp. 2072-2081. doi:10.1118/1.159264.

5. I. Amini, P. Akhlaghi, and P. Sarbakhsh, "Construction and verification of a physical chest phantom from suitable tissue equivalent materials for computed tomography examinations," Radiat. Phys. Chem., vol. 150, pp. 51–57, 2018.

6. G. Apaza, F. Chen, and J. Vega, "Construction and characterization of materials equivalent to the tissues and organs of the human body for radiotherapy," Radiat. Phys. Chem., vol. 159, pp. 70–75, 2019.

7. D. S. Followill, "Anthropomorphic phantoms for radiation oncology medical

physics," in The Phantoms of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development, Springer, 2013, pp. 39–51.

8. D. R. White, J. Booz, R. V Griffith, J. J. Spokas, and I. J. Wilson, "Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement," ICRU Rep., vol. 44, pp. 10–1093, 1989.

9. G. Singh, M. K. Gupta, A. S. Dhaliwal, and K. S. Kahlon, "Measurement of attenuation coefficient, effective atomic number and electron density of oxides of lanthanides by using simplified ATM-method," J. Alloys Compd., vol. 619, pp. 356–360, 2015.

10. Sidhu, BS,Dhaliwal,AS, Mann,KS and Kahlon, KS2012,'Study of mass attenuation coefficients, effective atomic numbers and electron densities for some low Z compounds of dosimetry interest at 59.54 keV incident photon energy', Annals of Nuclear Energy,vol. 42, pp. 153–157.

11. Awasarmol VV, Gaikwad DK, Raut SD, Pawar PP. Photon interaction study of organic nonlinear optical materials in the energy range 122–1330 keV. Radiat Phys Chem 2017;130:343–50.

12. Sayyed MI. Half value layer, mean free path and exposure buildup factor for tellurite glasses with different oxide compositions. Alloy Compd. 2017; 695: 3191-3197.

13. Vandana A Tupe , Pawar PP, Shengule DR, Jadhav KM (2012) Gamma Ray Photon Interaction Studies of Zn in the Energy Range 360 - 1330keV photons. J App Sci India 4: 2191-2196.

14. M. G. Hassan et al., "Development of Epoxy-Based Tissue-Equivalent Materials for Radiation Dosimetry," Medical Physics, vol. 45, no. 6, pp. 2563-2572, 2018. DOI: 10.1002/mp.12987.

15. S. Taheri et al., "Sulfur-Loaded Epoxy Resins as Tissue Substitutes for Radiotherapy Applications," Physics in Medicine & Biology, vol. 63, no. 12, pp. 125015, 2018. DOI: 10.1088/1361-6560/aac7d3.