

Measurement of Photoneutrons Trace Density Resulting from Photoneutron Contamination in Treating Two Breast Cancer using a VARIAN IX Linear Accelerator Operating at 6MV and 18 MV

Mohammed Haidar Ahmed* 

Dr. Haisam Jbeli**

Dr. Riyad Mohammed Saeed Shiwkani***

Dr. Anas Ismail****

(Received 8 / 4 / 2026. Accepted 20 / 8 / 2026)

□ ABSTRACT □

In this study, we measured the neutron dose equivalent density, D (Tr/cm²), resulting from neutron contamination caused by optical neutrons during the treatment of two breast cancer cases with high-energy photoneutrons beams. A Varian IX linear accelerator, available at the Oncology Center of the University Hospital in Latakia, was used. The response of the linear accelerator was verified, and the results showed a correlation coefficient $R^2 = 1$, indicating that the accuracy and efficiency of the linear accelerator in delivering the prescribed radiation dose to patients are optimal. The response of CR-39 detectors (SSNTDS) was verified through five measurements, with five detectors placed sequentially at the treatment point (0.0), and exposed to various doses with different irradiation times. The results demonstrated a high linear correlation $R^2 = 0.9993$, indicating that the detectors exhibit a high response proportional to the radiation dose variations. Two breast cancer cases were studied using 15 CR-39 type detectors per case, which included taking measurements of the cancer site targeted for treatment as well as other sites outside the treatment field along the upper half of the patient's body. The results, after calculating the neutron dose equivalent density, indicated the presence of neutron effects within the treatment field (the malignant tumor site), as well as outside the area, suggesting neutron contamination in the surrounding tissues and other healthy parts of the body, even if they were not targeted within the treatment field.

Keywords: CR-39 Detector, Photon-induced Neutrons, VARIAN IX Linear Accelerator, Photon Beams, Photoneutrons Contamination.

Copyright  :Latakia University Journal (formerly Tishreen) -Syria, The authors retain the copyright under a CC BY-NC-SA 04

* PhD Student, Department of Physics, Faculty of Sciences, Latakia University (formerly Tishreen), Latakia, Syria. muhammadhaydaahmad@gmail.com

** Professor, Department of Physics, Faculty of Sciences, Latakia University (formerly Tishreen), Latakia, Syria. jbelihaisam@gmail.com

*** Research Director, Syrian Atomic Energy Authority, Damascus, Syria. rshweikani@gmail.com

**** Research Director, Syrian Atomic Energy Authority, Damascus, Syria. aismail@aec.org.sy

قياس كثافة الآثار النيترونية الناتجة عن التلوث بالنيترونات الضوئية في علاج حالتين من سرطان الثدي باستخدام مسرع خطي من نوع VARIAN IX يعمل بالطاقة 18 MV و 6 MV

محمد حيدر أحمد *

د. هيثم جبيلي **

د. رياض محمد سعيد شويكاني ***

د. أنس إسماعيل ****

(تاريخ الإيداع 8 / 4 / 2026. قبل للنشر في 20 / 8 / 2026)

□ ملخص □

قمنا في هذه الدراسة بقياس كثافة الآثار $D(Tr/cm^2)$ النيترونية الناتجة عن التلوث بالنيترونات الضوئية عند العلاج لحالتين سرطانيتين بجرعة فوتونية عالية الطاقة (18MV). اعتمد المسرع الخطي من نوع Varian IX الموجود في مركز الأورام في المستشفى الجامعي باللاذقية. تم التحقق من استجابة المسرع الخطي، فبينت النتائج أن قيمة معامل الترابط الخطي $R^2=1$ ، وهو ما يدل على أن مستوى الدقة والكفاءة لأداء عمل المسرع الخطي مثالية عند إعطاء الجرعة الإشعاعية للمرضى. و تم التحقق من استجابة الكواشف (CR-39 (SSNTDS) بإجراء خمس عمليات قياس، بوضع خمسة كواشف على التوالي بمركز العلاج بالنقطة (0.0)، وتعرضها لعدة جرعات بأزمنة تشيع مختلفة. بينت النتائج أن قيمة معامل الترابط الخطي $R^2=0.9993$ ، مما يدل على أن الكواشف ذات استجابة عالية مع تغير الجرعة الإشعاعية. تمت دراسة حالتين مرضيتين لسرطان الثدي باستخدام 15 كاشف من النوع CR-39 لكل حالة مرضية، تضمنت أخذ القياسات لموضع السرطان المستهدف للعلاج بالإضافة إلى مواقع أخرى خارج حقل العلاج على طول النصف العلوي من جسم المريض. بينت النتائج، بعد حساب كثافة الآثار النيترونية، أن الآثار موجودة ضمن الحقل العلاجي (موضع الورم الخبيث)، بالإضافة إلى المواضع خارج منطقة العلاج مما يشير إلى وجود تلوث نيتروني بالمناطق المحيطة بالورم، وأجزاء الجسم السليمة الأخرى والتي لم تكن مستهدفة ضمن الحقل العلاجي. الكلمات المفتاحية: الكاشف CR-39، النيترونات الضوئية، مسرع خطي VARIAN IX، حزم فوتونية، تلوث نيتروني.



حقوق النشر : مجلة جامعة اللاذقية (تشرين سابقاً) - سوريا، يحتفظ المؤلفون بحقوق النشر

بموجب الترخيص 04 CC BY-NC-SA

* طالب دكتوراه، قسم الفيزياء، كلية العلوم، جامعة اللاذقية (تشرين سابقاً)، اللاذقية، سورية.

muhammadhaydaahmad@gmail.com

** أستاذ، قسم الفيزياء، كلية العلوم، جامعة اللاذقية (تشرين سابقاً)، اللاذقية، سورية. jbelihaisam@gmail.com

*** مدير أبحاث، هيئة الطاقة الذرية السورية، دمشق، سورية. rshweikani@gmail.com

**** مدير أبحاث، هيئة الطاقة الذرية السورية، دمشق، سورية. aismail@aec.org.sy

مقدمة:

سرطان الثدي هو أكثر الأورام الخبيثة شيوعاً والسبب الثاني للوفاة بسبب السرطان (بعد سرطان الرئة) بين النساء في الولايات المتحدة. وفقاً لإحدى الدراسات، في المتوسط، ستصاب واحدة من بين كل ثمانية نساء بهذا السرطان خلال حياتهن. يمكن علاج سرطان الثدي بطرق مختلفة تشمل الجراحة، العلاج بالإشعاع، العلاج الكيميائي والعلاج الهرموني [1]. تم استخدام مختلف التقنيات في علاج السرطان، وخاصة طرائق العلاج الإشعاعي. وقد شهدت تقنيات العلاج الإشعاعي تطوراً كبيراً في السنوات الأخيرة، مما أتاح تهيئة ظروف ملائمة لعلاج أنواع مختلفة من السرطان مع الحفاظ على الأنسجة السليمة. ومع تطور هذه التقنيات، ازدادت تغطية الورم ودقة إيصال الجرعة [2]. تستخدم مسرعات الجسيمات الخطية في العديد من التطبيقات العلاجية وخاصة في العلاج الإشعاعي. ويُستخدم المسرع الخطي للجسيمات لأغراض طبية من خلال ازدياد إمكانية تغطية الورم بإنتاج أشعة سينية (حزم فوتونية عالية الطاقة) والكترونات ذات طاقة عالية [3]. في استخدام طاقات الأشعة السينية العالية هذه، يمكن توقع توليد النيوترونات الثانوية عن طريق التفاعلات النووية الفوتونية، والتي يتم إنتاجها في المواد المختلفة التي يتكون منها رأس المسرع ومكوناته، بما في ذلك الهدف والمرشح والمجمع وفكوك المسرع، وكلها تحتوي على نظائر ثقيلة [4]. تتمتع هذه المسرعات الخطية بالقدرة على العمل بطاقات تتجاوز 10MV. تعتبر النيوترونات الضوئية أكثر خطورة من الفوتونات في التسبب بتأثيرات متأخرة ناتجة عن الإشعاع [5]، عندما تكون طاقة الفوتونات الواردة في نطاق 18-25 MV. إن المقطع العرضي للتفاعل σ هو احتمال تصادم أو حدوث تفاعل بين القذيفة والهدف أو بين الإشعاع والهدف، ويقاس بوحدة البارن b . ونظراً لأن المقطع العرضي للتفاعل (γ, n) الخاص بالمواد ذات العدد الذري العالي أعلى بحوالي 50 مرة من تلك ذات العدد الذري المنخفض، فإن رأس المسرع يوفر المساهمة الرئيسية في الجرعة الإجمالية [6]. وهكذا تتسبب تفاعلات الحزم الفوتونية عالية الطاقة مع النوى الثقيلة للمكونات في رأس المسرع الخطي بتوليد نيوترونات لا يمكن تجنبها [7]. لذا فإن المناطق التي تقع خارج مجال الحقل العلاجي تتعرض للإشعاع المتشتت من رأس المسرع [8]. كما أجريت دراسة مرجعية لمعايير مختلفة لإنتاج النيوترونات في عمليات العلاج الإشعاعية. وبناءً على النتائج التي تم الحصول عليها من دراسات مختلفة، تبين أنه يجب مراعاة التلوث بالنيوترونات الناتج عن العلاج بطاقات عالية نظراً لمساهمتها في إنتاج جرعة زائدة أثناء العلاج. وتبين أن المصدر الأكثر خطورة للنيوترونات هو المواد ذات العدد الذري المرتفع الموجودة في رأس المسرع الخطي [9]. ولأن الكاشف CR-39(SSNTDs) يُستخدم لقياس كثافة النيوترونات الناتجة عن التلوث بالنيوترونات الضوئية عند العلاج، فقد تمت معايرة الكاشف السابق في الهواء الحر باستعمال المصدر النيوتروني $^{241}\text{Am}-^9\text{Be}$ من أجل الأبعاد (1، 3، 4، 3.4 m) بين الكاشف والمصدر النيوتروني وكانت النتيجة المعتمدة لمعامل الترابط هي $R^2=0.988$ [10]. إن إنتاج النيوترونات الضوئية يتم بشكل رئيسي في رأس المسرع الخطي الطبي بتفاعلات من النوع $w^{180}(\gamma, n)w^{179}$, $w^{182}(\gamma, n)w^{181}$, $w^{184}(\gamma, n)w^{183}$, and $w^{186}(\gamma, n)w^{185}$ [11].

وُحسب طاقة ارتباط (فصل) النيوترون S_n باستخدام المعادلة [12]:

$$S_n = [M(A-1, Z) + m_n - M(A, Z)]c^2$$

وهذه المعادلة يمكن أن تُكتب كما يلي:

$$S_n = [M(A-1, Z) + m_n - M(A, Z)] 931.5 \text{ MeV/u}$$

حيث: $u = 1.66 \times 10^{-27} \text{ kg}$ وحدة الكتلة الذرية و $uc^2 = 931.5 \text{ MeV}$. وباستخدام قيم الكتلة الذرية المستخرجة من قاعدة بيانات الكتلة الذرية (AME2020) [13]، نحصل على قيم S_n لنظائر التنجستين $W^{180,182,184,186}$ والمبينة في الجدول (1).

الجدول (1): يبين قيم طاقة ارتباط (فصل) النيوترون S_n لنظائر التنجستين $W^{180,182,184,186}$.

S_n (MeV)	$M(A-1,Z)(u)$	$m_n(u)$	$M(A,Z)(u)$	النظير
8.41	178.947071	1.008665	179.946704	W^{180}
7.82	180.947930		181.948204	W^{182}
7.41	182.950223		183.950931	W^{184}
7.19	184.953419		185.954364	W^{186}

ونستنتج من الجدول (1) أن قيم طاقة ارتباط (فصل) النيوترون S_n أعلى من 6MeV، ولذلك فإن طاقة المسرع الخطي المستخدم 6MV لا ينتج عنها نيوترونات. ولهذا السبب ركزنا اهتمامنا منذ بداية هذا البحث على طاقة المسرع المستخدم 18MV.

تُعبر النيوترونات الضوئية السابقة جسم المريض حيث يتشابه التركيب الكيميائي $C_{12}H_{18}O_7$ للكاشف CR-39 مع التركيب الكيميائي للأنسجة البشرية، لذا فاستجابة هذه الأنسجة للنيوترونات تشبه استجابة الكاشف CR-39 للنيوترونات عبر تفاعلات من نوع (n,p) [10]. يمكن للنيوترون السريع n الصادر عن المسرع أن يصدم صدماً غير مرّن لنواة ذرة الهيدروجين (p) في جسم المريض يُعبر عنه باختصار $n'(p,n')$ ، وهذا ما يحدث أيضاً في الكاشف CR-39 حيث البروتون p^* المثار يحدث أثراً على الكاشف. إن النيوترون n' حراري يمكن أن يتفاعل مع نواة الأوكسجين في جسم المريض حسب التفاعل $^{16}O(n',\gamma)^{17}O$ ، أو يمكن أن يتم حسب التفاعل $^{16}O(n',p)^{16}N$ [14]، وهذا ما يمكن أن يسبب ضرراً كبيراً للمريض. كما استُخدمت كواشف الأثر النووي ذات الحالة الصلبة (CR-39 SSNTDs) لدراسة تغيرات الشدة النسبية للنيوترونات السريعة حول حزمة فوتون مسرع خطي (Varian21EX) عالي الطاقة (23MV). حُدّدت التغيرات على مستوى المريض عند مسافات (0,50,100,150,200)Cm من مركز التماثل لشعاع الفوتون، وشدة النيوترونات الضوئية وتوزيعاتها على مستوى مركز التساوي بحجم الحقل $40 \times 40 \text{ cm}^2$ و ببعد عن المصدر SSD=100cm [11]. و دراسة أخرى اهتمت بتأثير الإسفين وكتلة الحاجز على التلوث النيوتروني لمُسرع خطي من نوع سيمنز بريموس Siemens Primus بجهد 15 MV، وذلك باستخدام كود مونت كارلو MCNPX. أظهرت النتائج أن وجود إسفين يزيد من التلوث النيوتروني عند أخذ عامل الإسفين في الاعتبار، بينما إذا كان الحاجز في مركز الحقل، فإن حاجز السيروبيند يُسبب تلوثاً نيوترونياً أقل من الحقل المفتوح نظراً لامتصاص النيوترونات وتوهين الفوتونات. ننوه أن حاجز السيروبيند: عبّاره عن قطعة معدنية تستخدم في العلاج الإشعاعي للأورام لتشكيل حواجز ودروع مخصصة لحماية الأنسجة السليمة المحيطة بالورم، حيث يصمم الحاجز بشكل مخصص وفق الشكل الهندسي للورم، ويتم تثبيته على حامل مخصص له ضمن فتحة الحلقات في رأس المسرع الخطي ليقع مباشرة في مسار الأشعة فوق المريض [15]. وفي دراسة التقييم الجرعي للعلاج بالنقاط النيوترونات لسرطان الثدي، تم تقييم جرعات تدفق النيوترونات في وضع التعرض الأفقي، باستخدام نموذج محاكاة لغدة الثدي في مفاعل أبحاث جامعة كيوتو، عن طريق محاكاة BNCT لمريض بسرطان الثدي، باستخدام صور الرنين المغناطيسي في معهد أبحاث الطاقة الذرية

الياباني، فكان تدفق النيترونات الحرارية $5.16 \times 10^8 \text{ Cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ على السطح [16]. ننوه أن الجرعة في هذه الدراسة هي جرعة ممتصة : Absorbed Dose. إن الجرعة الممتصة D هي الكمية الرئيسية التي لها دور بالتأثيرات السريرية لتفاعل الإشعاع مع المادة. وفقاً لتقرير CRU (1980) تُعرّف الجرعة الممتصة D بأنها متوسط الطاقة المنقولة de بواسطة الإشعاع المؤين إلى المادة الممتصة ذات الكتلة dm : $D = de/dm$. إن وحدة الجرعة هي غراي (1 Gy = 1 J/kg)، وهي الوحدة الدولية لقياس الجرعة الإشعاعية الممتصة من الأشعة [17]. قمنا في هذا العمل بالتحقق من استجابة المسرع الخطي من نوع VARIAN IX وذلك بأخذ مجالاً محدداً للجرعة وللزمن. بينت النتائج أن قيمة معامل الترابط الخطي $R^2=1$ وهذا يُشير إلى وجود علاقة خطية إيجابية قوية بين الجرعة وزمن إعطائها. كما تم التحقق من استجابة الكواشف (CR-39 (SSNTDS) المستخدمة في هذا العمل، وذلك لنفس المجال المحدد للجرعة والزمن المستخدمين للتحقق من استجابة المسرع. وبعد تطبيق الجرعة المحددة في المجال السابق والموافقة للأزمنة المحددة، قمنا بحساب الكثافات النيترونية الناتجة عن عمليات التشيع لخمسة كواشف. بينت النتائج أن قيمة معامل الترابط الخطي $R^2=0.9993$ الذي يشير إلى وجود علاقة خطية قوية بين الكثافة النيترونية والجرعة حيث أنه يتوافق مع قيمة معامل الترابط الخطي في الدراسة [10]. وعند المعالجة كانت قيم الجرعات والزمن المستخدمان ضمن مجال المعايرة (التحقق من استجابة المسرع و الكواشف). تم قياس مقدار كثافة الآثار النيترونية الناتجة عن التلوث بالنيترونات الضوئية عند العلاج بطاقة عالية 18MV لحالتي سرطان ثدي حيث تلقت الحالة الأولى جرعة إشعاعية بمقدار 2.67Gy والحالة الثانية تلقت جرعة إشعاعية بمقدار 2.5Gy، المحددة ضمن البروتوكول العلاجي الخاص بكل حالة مرضية. دلت النتائج أن هناك آثار نيترونية بكامل مواقع الجسم التي تم أخذ القياسات لها، عند العلاج بطاقات عالية الطاقة 18MV في هذه الدراسة. كانت كثافة آثار النيترونات الناتجة عن الحالة المرضية الأولى أعلى منها عن الحالة المرضية الثانية، وذلك بسبب استخدام جرعة علاجية أكبر للحالة الأولى. ويدل وجود الآثار النيترونية في كامل أعضاء الجسم على وجود تلوث نيتروني عند عمل المسرع الخطي بطاقات تفوق 10 MV.

أهمية البحث وأهدافه:

تحديد مقدار كثافة الآثار النيترونية الناتجة عن التلوث بالنيترونات الضوئية في حالتين، من سرطان ثدي، عند العلاج بحزم فوتونية عالية الطاقة 18 MV التي تؤثر على موضع استلقاء المريض والهواء المحيط به ضمن غرفة العلاج لمسرّع خطي من نوع VARIAN IX.

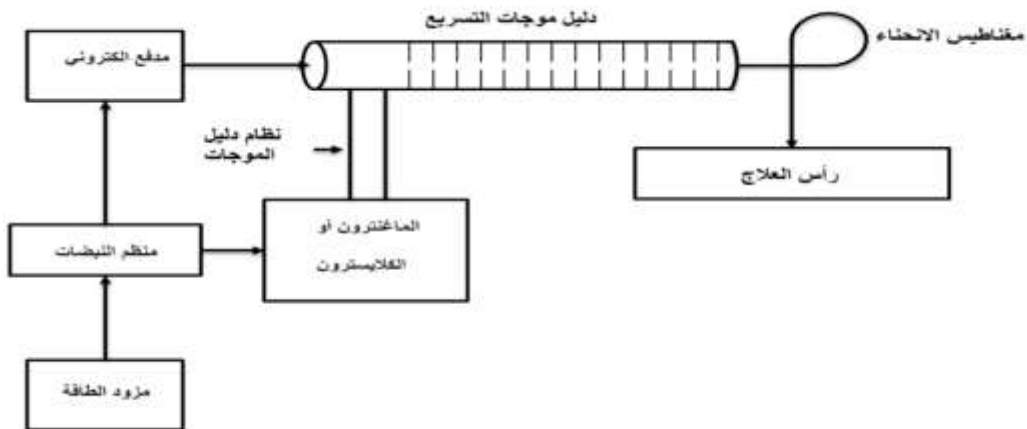
طرائق البحث ومواده:

نوضح أننا في هذا العمل قمنا كفيزيائيين في قياس وتقييم التلوث النيتروني المصاحب للعلاج الإشعاعي، وهو أمر بالغ الأهمية لتحديد المخاطر الإشعاعية الثانوية غير المحسوبة والمحيطية بالمريض. ونبين أن الطبيب المعالج لا يتدخل مطلقاً في عملية إجراء القياسات الفيزيائية أو معايرة المسرع. و دور الفيزيائي فهو إجراء القياسات الإشعاعية، وتقييم التلوث النيتروني، وله الدور الرئيسي والأساسي بتحديد البروتوكول للمرضى ويؤسس لقرار الأطباء. وكان عملنا محفوفاً بالمخاطر والملوثات الإشعاعية، تطلب منا موافقات رسمية قبل الشروع بالعمل. في

المرحلة الأولى، قبل الشروع باستخدام الكواشف CR-39 والعمل في المستشفى، تطلب منا إجراء معايره لهذه الكواشف والتحقق من مدى استجابتها للمصادر النيوترونية النشطة. تحققنا من ذلك باستخدام المصدر النيوتروني النشط الامرسيوم بيريلىوم $^{241}\text{Am}-^9\text{Be}$ في هيئة الطاقة الذرية بدمشق وهو المكان الوحيد لأجراء هكذا معايرات في البلد ولدينا مقال علمي منشور بهذا الخصوص المرجع [10]. وبعدها قمنا بالانتقال إلى مركز العلاج الإشعاعي في مستشفى جامعة اللاذقية كمرحلة ثانية من العمل، وبعد الحصول على الموافقات الرسمية أصولاً قمنا بالتحقق من الإعدادات التشغيلية للمسرّع من خلال إجراء خمس عمليات تشيع. ومن أجل التحقق من استجابة الكواشف CR-39 أجرينا أيضاً خمس عمليات تشيع، حيث كنّا ملازمين للمسرّع لفترات طويلة جداً وحتى فترات متأخرة من الليل لتواجد عدد كبير من المرضى و تطلب منا إجراء تقييم دقيق لكل حاله مرضية ومتابعتها لانتقاء حالات مناسبة لدراستنا للوصول إلى نتائج ذات قيمة علمية. وعند تحديد الحالات المرضية المناسبة أجرينا توزيع دقيق للكواشف على سطح الطاولة العلاجية وتقييم سريري دقيق لكل حاله مرضية مع الجرعة. وبعد الانتهاء من العمل في مستشفى جامعة اللاذقية، عدنا إلى هيئة الطاقة الذرية في دمشق، لإجراء عملية الحك الكيميائي للكواشف، (حيث لا نستطيع عد الآثار النيوترونية إلا بعد إجراء الحك الكيميائي لها الموضح في الفقرة 2.4.3، وننوه إلى أن هيئة الطاقة الذرية في دمشق هي المكان الوحيد في البلد الذي نستطيع فيه إجراء الحك الكيميائي).

1.3-المسرّع الخطي المعتمد في هذا العمل

اعتمد المسرّع الخطي من نوع Varian IX الموجود في مركز الأورام في المستشفى الجامعي باللاذقية. حيث يعطي هذا المسرّع نوعين من الحزم 6 MV و 18 MV وحزم إلكترونية متغيرة الطاقة: (6، 9، 12، 15، 18، 22 MeV) [17]. يبين الشكل (1) مخططاً مبسطاً لمسرّع خطي، حيث تُنتج النيوترونات الضوئية بشكل رئيسي في رأس المعالج (المسرّع الخطي) في عدة أجزاء مدمجة داخل الرأس.



الشكل (1): يبين مخططاً مبسطاً لمسرّع خطي والمكونات المدمجة داخل الرأس [17].

ولاستخدام المسرّع للمعالجة، يتم التحقق من استجابة (معايرة) المسرّع الخطي المستخدم بأخذ قيم جرعات لأزمنة تشيع موافقة، من الإعدادات التشغيلية للمسرّع الخطي. و ننوه هنا إلي أن الجرعات المستخدمة لمعالجة المرضى يجب أن تقع ضمن مجال الجرعات المستخدمة لاستجابة (لمعايرة) المسرّع الخطي.

2.3- كاشف الأثر النووي CR-39

تُستخدم كواشف CR-39 على نطاق واسع كمقاييس جرعات نيوترونية في مجالات الإشعاع المعقدة مثل مسرعات الجسيمات وبيئات الإشعاع [18]. ونشير إلى أن الكواشف التي استخدمناها، أبعادها $(1.3\text{cm} \times 1.5\text{cm})$ وسمكها 1mm.

إن الكواشف من نوع CR-39 تحمل رموزاً تمت طباعتها على كل كاشف من قبل الشركة المصنعة. قمنا بوضع رقم لكل كاشف يُقابل الرمز المطبوع عليه لسهولة الاستدلال على الكاشف. من أجل التحقق من استجابة (معايرة) الكاشف CR-39، استخدمنا خمسة كواشف ذات رموز وأرقام موافقة مبينة بالجدول (2):

الجدول (2): يبين رمز الكاشف ورقمه الموافق للكواشف المستخدمة لمعايرة الكاشف CR-39.

رمز الكاشف	Aa 054	Aa 024	Aa 027	Aa 003	Aa 140
رقم الكاشف	5	4	3	2	1

ومن أجل الحالة المرضية الأولى، استخدمنا 15 كاشفاً ذات رموز وأرقام موافقة مبينة في الجدول (3).

الجدول (3): يبين رمز الكاشف ورقمه الموافق للكواشف المستخدمة للحالة المرضية الأولى.

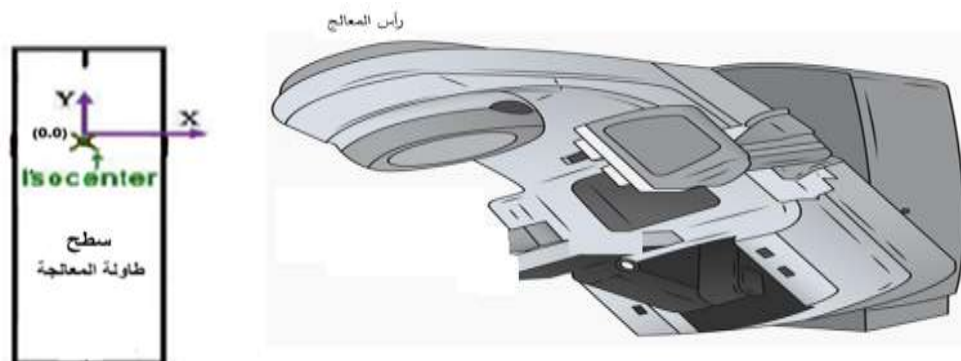
رمز الكاشف	Aa 133	Aa 251	Aa 057	Aa 188	Aa 134	Aa 169	Aa 031	Aa 265	Aa 056	Aa 257	Aa 096	Aa 132	Aa 111	Aa 034	Aa 246
رقم الكاشف	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1

و من أجل دراسة الحالة المرضية الثانية، تم استخدام 15 كاشفاً أيضاً ذات رموز وأرقام موافقة مبينة في الجدول (4).

الجدول (4): يبين رمز الكاشف ورقمه الموافق للكواشف المستخدمة للحالة المرضية الثانية.

رمز الكاشف	Aa 019	Aa 237	Aa 061	Aa 043	Aa 267	Aa 056	Aa 126	Aa 104	Aa 207	Aa 099	Aa 097	Aa 068	Aa 006	Aa 115	Aa 004
رقم الكاشف	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1

ولاستخدام الكواشف (CR-39 (SSNTDS)، يتم التحقق من استجابتها (معايرتها) بأخذ قيم جرعات لأزمنة تشعيع موافقة، من الإعدادات التشغيلية للمسرّع الخطي، و وضعها على سطح طاولة المسرع الخطي بالنقطة (0.0)، الشكل (2)، وتعرضها لجرعات التشعيع المستخدمة لمعايرة المسرع الخطي خلال الأزمنة الموافقة. وننوه إلى أن الجرعات عبارة عن حزم فوتونية عالية الطاقة، ينشأ عنها تلوث بالنيوترونات الضوئية.



الشكل (2): يمثل توضيحاً لسطح طاولة المعالجة ولرأس المعالج المتحرك.

3.3- الحالات المرضية التي تمت دراستها

قمنا بدراسة حالتين مرضيتين لسرطان الثدي بالجهة اليمنى، من أجل تقييم تأثير اختلاف الجرعة الإشعاعية بين المرضى للنوع الواحد من السرطان. ونشير هنا إلى أنه في حالة سرطان الثدي يتم العلاج باستخدام طاقات عالية (18 MV) ويتم استخدام ملحقات علاجية منها بورد الصدر وحمالة الرأس، الشكل (3)، بغرض التثبيت ودقة التوجيه عند إعطاء الجرعة للمريض. وتتميز هذه الدراسة بأخذ القياسات المباشرة بوجود المريض والتجهيزات الملحقة أثناء العلاج، على خلاف ما تمت دراسته سابقاً بأخذ القياسات بالهواء الحر بدون وجود مريض وحمالة رأس وبورد الصدر [11].



(b) بورد الصدر



(a) حمالة رأس

الشكل (3): (a) حمالة الرأس، (b) بورد الصدر.

1.3.3- الحالة المرضية الأولى بجرعة تبلغ 2.67Gy

يبين الشكل (4) طريقة توزيع الكواشف على مجسم بشري يوضح مواقع توزيع الكواشف CR-39 على طاولة العلاج الإشعاعي تحت المريض للحالة الأولى، الجدول (3). تم استخدام 15 كاشفاً للحالة المرضية الأولى، قمنا بتوزيعهم بشكل عرضي (على المحور OX)، وطولي (على المحور OY). استخدمنا 11 كاشفاً للقياسات الطولية تتوزع على الرأس، والحجرة وعلى طول النخاع الشوكي وحتى نهايته، والمبين أرقامها على الشكل (4)، للتحقق من وجود نيوترونات خارج مجال العلاج. واستخدمنا 6 كواشف للقياسات العرضية على طول منطقة الصدر، بهدف التحقق من وجود نيوترونات عند العلاج، وتأثيرها على الثديين والثديين، حيث الكاشفان (14,15) يقعان على يسار المجسم والكاشفان (12,13) يقعان على يمين المجسم والكاشفان (5,6) يقعان على كل من المحورين OX و OY. تم تسجيل كثافة الآثار النيوترونية الضوئية على طاولة المعالجة للحالة الأولى بإعدادات تشغيلية للطاقة 18 MV لموقع الورم كما يلي:

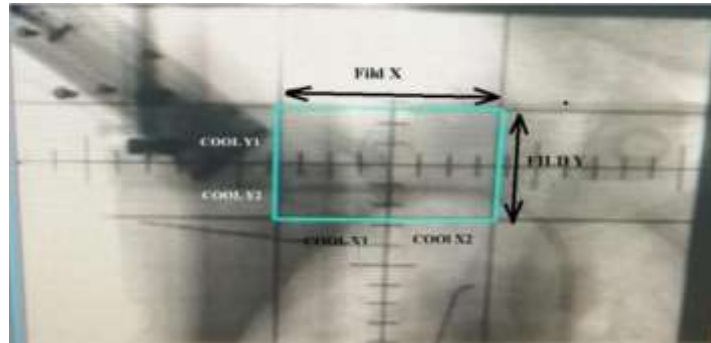


الشكل (4): مجسم بشري يوضح توزيع الكواشف CR-39 على طاولة العلاج تحت المريض للحالة الأولى.

$$FILD X = COOL X1 + COOL X2 = 4.0 \text{ Cm} + 4.0 \text{ Cm} = 8.0 \text{ Cm}$$

$$FILD Y = COOL Y1 + COOL Y2 = 2.7 \text{ Cm} + 2.7 \text{ Cm} = 5.4 \text{ Cm}$$

نوضح هنا إلى أن كل من $COOL Y1, COOL Y2, COOL X1, COOL X2$ تشير إلى الإحداثيات على المحورين X,Y على الطاولة العلاجية. كما تشير FILD X ، FILD Y إلى حجم حقل الورم على كل من المحورين X,Y. ونوضح إلى أن برمجة المسرع الخطي تتم بهذه الإعدادات للتوجيه الدقيق للحزم الفوتونية لمكان الورم الموضح في الشكل (5) الذي يبين مقطع موقع الورم المحدد بالإعدادات التشغيلية للجرعة 2.67Gy بالطاقة 18 MV للحالة الأولى.



الشكل (5):مقطع موقع الورم المحدد بالإعدادات التشغيلية للجرعة 2.67Gy بالطاقة 18MV للحالة الأولى.

2.4.3-الحالة المرضية الثانية بجرعة تبلغ 2.5Gy

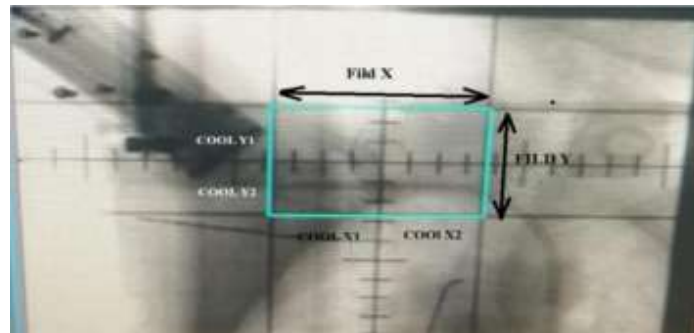
يبين الشكل(4)، أيضاً، طريقة توزيع الكواشف على مجسم بشري مواقع توزيع الكواشف CR-39 على طاولة العلاج الإشعاعي تحت المريض للحالة الثانية، الجدول(4). تم استخدام 15 كاشفاً للحالة المرضية الثانية قمنا بتوزيعهم بشكل عرضي(على المحور OX)، وطولي(على المحور OY). استخدمنا 11 كاشفاً للقياسات الطولية تنتوزع على الرأس، والحنجرة وعلى طول النخاع الشوكي وحتى نهايته، والمبين أرقامها على الشكل(4)، للتحقق من وجود

نيوترونات خارج مجال العلاج. واستخدمنا 6 كواشف للقياسات العرضية على طول منطقة الصدر، بهدف التحقق من وجود نيوترونات عند العلاج، وتأثيرها على الثديين والرئتين، حيث الكاشفان (15,14) يقعان على يسار المجسم والكاشفان (13,12) يقعان على يمين المجسم والكاشفان (6,5) يقعان على كل من المحورين OX و OY. تم تسجيل كثافة الآثار النيوترونية الضوئية على طاولة المعالجة للحالة الثانية بإعدادات تشغيلية للطاقة 18 MV لموقع الورم كما يلي:

$$FILD X = COOL X1 + COOL X2 = 2.6 \text{ Cm} + 2.6 \text{ Cm} = 5.2 \text{ Cm}$$

$$FILD Y = COOL Y1 + COOL Y2 = 9.3 \text{ Cm} + 9.4 \text{ Cm} = 18.7 \text{ Cm}$$

ونوضح هنا، أيضاً، إلى أن كل من $COOL Y1, COOL Y2, COOL X1, COOL X2$ تشير إلى الإحداثيات على المحورين X,Y على الطاولة العلاجية. كما تشير $FILD X, FILD Y$ إلى حجم حقل الورم على كل المحورين X,Y. ونوضح إلى أن برمجة محاكي المسرع الخطي تتم بهذه الإعدادات للتوجيه الدقيق للحزم الفوتونية لمكان الورم الموضح في الشكل (6) الذي يبين مقطع موقع الورم المحدد بالإعدادات التشغيلية للجرعة 2.5Gy بالطاقة 18 MV للحالة الثانية.



الشكل (6): مقطع موقع الورم المحدد بالإعدادات التشغيلية للجرعة 2.5Gy بالطاقة 18MV للحالة الثانية.

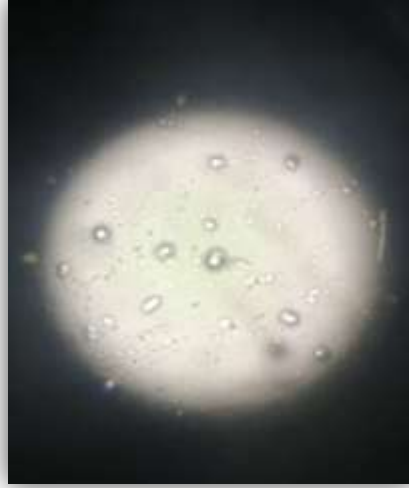
يبين الشكل (7) مشهداً للآثار الناتجة عن تشعيع كاشف CR-39، حيث تظهر الآثار على سطح الكاشف عند عملية القراءة. تمت قراءة الكواشف المشعة للحالتين الأولى والثانية باستخدام المجهر الضوئي، من النوع (PSD1-L5-MO1)، مزود بمسطرة إلكترونية، مع مراعاة الخطوات التالية:

1) بعد الانتهاء من اخذ القياسات بوجود المرضى في المستشفى قمنا بعملية الحك الكيميائي في هيئة الطاقة الذرية السورية. قمنا بعملية الحك الكيميائي بعد الانتهاء من عملية التشعيع للكواشف، وذلك بوضع الكواشف في محلول من هيدروكسيد الصوديوم تركيزه (6.25mol/l). قمنا بعدها بوضعهم في حمام مائي بدرجة حرارة تبلغ 70°C ولمدة 7 ساعات. وبعد مرور 7 ساعات في هذه الظروف من التركيز ودرجة الحرارة، تتحول تلك الآثار الدقيقة للنيوترونات الى فجوات نستطيع عدّها وحساب تركيزها وكثافتها باستخدام المجهر الضوئي، حيث تم تشغيل المجهر الضوئي واختيار عدسة مناسبة بقوة تكبير 20x. وباستخدام المسطرة المجهرية المدرجة المرفقة بالمجهر الضوئي، تم قياس قطر المشهد، حيث كانت قيمته: $2r = 0.92\text{mm}$ ، وبالتالي مساحة المشهد معطى بالعلاقة:

$$S = \pi r^2 = 0.00665 \text{ cm}^2 \quad (1)$$

- ونوضح أننا أخذنا قطر المشهد لكل عمليات القياس ($2r = 0.92\text{mm}$).
- (2) كان عدد مشاهد الرؤية للقياس بالحالتين المرضيتين الأولى والثانية $n=10$.
- (3) علماً أن N العدد الكلي للآثار الذي تمّ حسابه لعشرة مشاهد، و n عدد مشاهد الرؤية و S مساحة المشهد فإن كثافة الآثار، تعطى بالمعادلة [10]:

$$D(\text{Tr}/\text{cm}^2) = \frac{N}{S \cdot n} \quad (2)$$



الشكل (7): مشهد للآثار باستخدام المجهر الضوئي. [11]

و يُحسب الخطأ النسبي للعد N من العلاقة:

$$\frac{\Delta N}{N} = \frac{\sqrt{N}}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (3)$$

النتائج والمناقشة:

التحقق من استجابة (معايرة) المسرع الخطي المستخدم

تم أخذ قيم جرعات و أزمنة تشيع موافقة، من الإعدادات التشغيلية للمسرّع الخطي من أجل التحقق من الإعدادات التشغيلية للمسرّع الخطي عند بدء العلاج بطاقات عالية 18MV . ويبين الجدول (5) قيم الجرعة والزمن الموافق لكل جرعة للحالات الخمس المعتمدة.

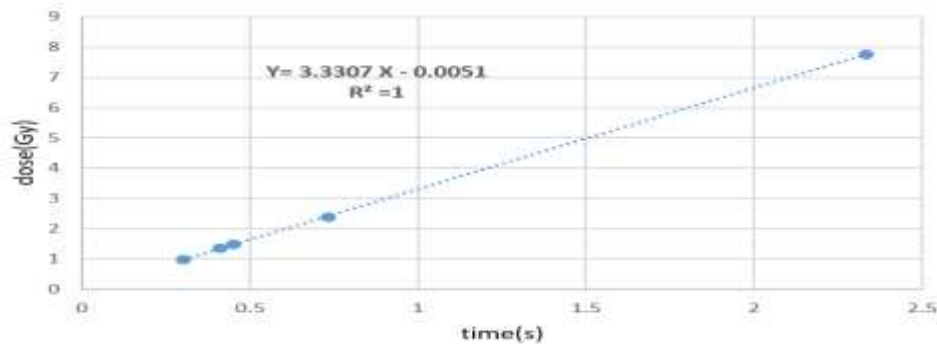
الجدول (5): يبين قيم الجرعة DOSE والزمن الموافق $t(\text{s})$ لتشغيل المسرع الخطي بطاقة تشغيلية 18MV .

$t(\text{s})$	DOSE (Gy)
0.3	1
0.41	1.37
0.45	1.5
0.73	2.4
2.33	7.76

وقمنا برسم الجرعة بتابعية الزمن، الشكل (8)، حيث تبين نتائج الشكل السابق، مستقيماً خطياً بقيمة معامل ارتباط $R^2=1$ وهو ما يدل على أن مستوى الدقة والكفاءة لأداء عمل المسرع الخطي مثالي عند إعطاء الجرعة الإشعاعية.

و ننوه إلى أنه يمكننا حساب R^2 ، اعتماداً على الجدول (5)، باستخدام العلاقة التالية [10]:

$$R^2 = \frac{(\sum xy - n\bar{x}\bar{y})^2}{(\sum x^2 - n\bar{x}^2)(\sum y^2 - n\bar{y}^2)} \quad (4)$$



الشكل (8): يمثل مستقيم التحقق من معايرة المسرع الخطي المستخدم للعلاج.

حيث: $y = DOSE$ و $x = t$

$$n = 5, \sum x = 4.2200, \sum y = 14.0300, \sum xy = 21.3695, \\ \sum x^2 = 6.4224, \sum y^2 = 71.1045, \bar{y} = 2.8060, \bar{x} = 0.8440$$

وبالحساب (باعتدال التقريب لأربع أرقام بعد الفاصلة وذلك تماشياً مع التقريب المعتمد في حساب مستقيم التحقق من معايرة المسرع الخطي) و بالتعويض في المعادلة (4)، نجد:

$$R^2 = \frac{(21.3695 - 11.8413)^2}{(6.4224 - 3.5617)(71.1045 - 39.3682)} = \frac{90.7866}{90.7880} = 0.999984579$$

و كما أشرنا، فإننا باعتماد التقريب لأربع أرقام بعد الفاصلة وذلك تماشياً مع التقريب المعتمد في حساب مستقيم التحقق من معايرة المسرع الخطي، الشكل (8)، نكتب $R^2 = 1$ وهي مطابقة للقيمة التي تم الحصول عليها برسم مستقيم المعايرة.

التحقق من استجابة (معايرة) الكاشف CR-39

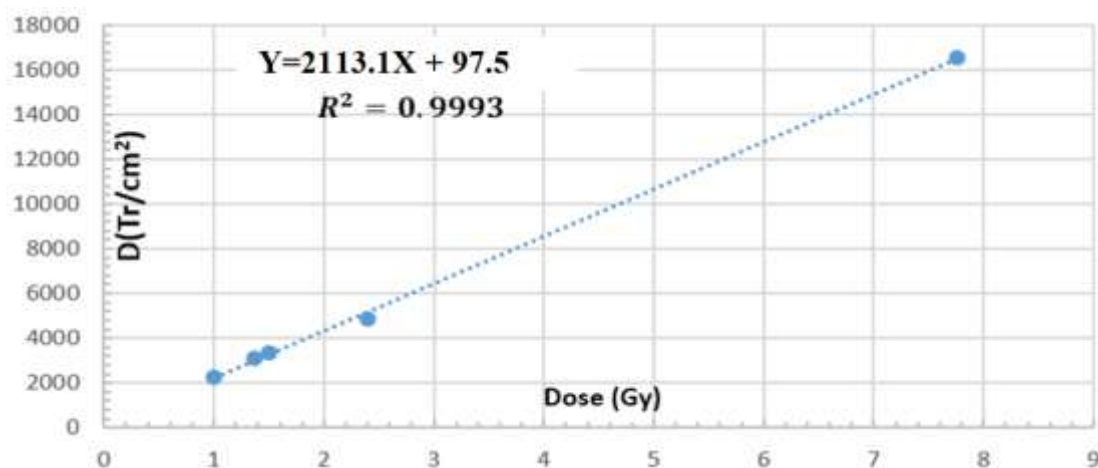
من أجل معايرة الكاشف CR-39، قمنا باستخدام 5 كواشف كما أشرنا لذلك في الجدول (2)، وذلك بوضع كل كاشف في النقطة (0,0) من طاولة المعالجة، الشكل (1). ثم تم تشيع الكواشف الخمسة باستخدام الجرع المستخدمة لمعايرة المسرع الخطي خلال الأزمنة الموافقة والمبينة في الجدول (5). وبعد الحك الكيميائي تمت قراءة الآثار النيترونية باستخدام المجهر الضوئي. وباستخدام العلاقات (1) و (2) و (3) تم حساب العدد N للآثار وكثافة الآثار $D(\text{Tr}/\text{cm}^2)$ والخطأ في حساب كثافة الآثار $\Delta D(\text{Tr}/\text{cm}^2)$ ونبين نتيجة ذلك في الجدول (6).

الجدول (6): يبين القيم المستخدمة لمعايرة الكاشف CR-39 والكثافة $D(\text{Tr}/\text{cm}^2)$ ، والخطأ $\Delta D(\text{Tr}/\text{cm}^2)$.

رقم الكاشف	Dose Gy	t(s)	S(cm ²)	n	N	D (Tr/cm ²)	ΔD (Tr/cm ²)
1	1	0.3	0.00665	10	150	2256	184
2	1.37	0.41			205	3082	215

225	3368	224			0.45	1.5	3
271	4887	325			0.73	2.4	4
499	16541	1100			2.33	7.76	5

وتم رسم كثافة الآثار $D(\text{Tr}/\text{cm}^2)$ بتابعة الجرعة DOSE، الشكل (9)، حيث تبين نتائج الشكل السابق مستقيماً خطياً بقيمة معامل ارتباط $R^2=0.9993$ ، والذي يتوافق مع معامل الارتباط الخطي في الدراسة [10].
ويدل هذا على أن الدقة والكفاءة لأداء عمل الكواشف CR-39 ممتازة عند إعطاء الجرعة الإشعاعية.



الشكل (9) يمثل مستقيم المعايرة للكاشف CR-39 الذي يربط بين كثافة الآثار و الجرعة.

وباستخدام العلاقة (4) وبإتباع نفس الخطوات التي حسبنا فيها $R^2=1$ حسبنا قيمة معامل الارتباط $R^2=0.9993$ المبينة في الشكل (9).

نتائج الحالة المرضية الأولى بجرعة تبلغ 2.67Gy

بعد الانتهاء من عملية تشيع الكواشف، المشار إليها في الجدول (3) والموضوعة تحت المريض كما بينا ذلك في الشكل (4)، للحالة المرضية الأولى باستخدام المسرع الخطي والحك الكيميائي، وعد الآثار وحساب كثافة الآثار والخطأ المرتكب في حساب كثافة الآثار، تم تنظيم النتائج وفق الجدول (7).

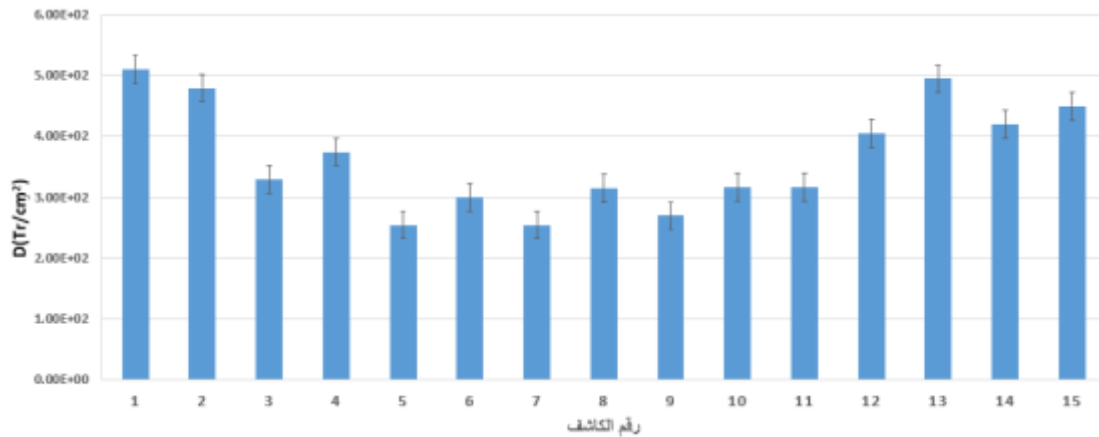
الجدول (7): يبين عدد آثار النيوترونات الكلي N والكثافة النيترونية $D(\text{Tr}/\text{cm}^2)$

و الخطأ $\Delta D(\text{Tr} / \text{cm}^2)$ للجرعة الإشعاعية 2.67 Gy.

رقم الكاشف	Dose Gy	t(s)	S(cm^2)	n	N	D (Tr/cm^2)	ΔD (Tr/cm^2)
1	2.67	0.8	0.00665	10	34	511	88
2					32	480	85
3					22	330	70
4					25	375	75
5					17	255	62
6					20	300	67
7					17	255	62
8					21	315	69
9					18	270	64
10					19	317	73
11					19	317	73
12					27	405	78

86	495	33				13
79	420	28				14
82	450	30				15

واعتماداً على الجدول (7) تم رسم تغير كثافة الآثار $D(Tr/cm^2)$ بدلالة رقم الكاشف والمبين في الشكل (10).



الشكل (10): يبين تغير الكثافة النeutرونية بدلالة رقم الكاشف للحالة المرضية الأولى بجرعة تبلغ 2.67Gy.

نلاحظ من الشكل (10) أن كثافة آثار النيوترونات الموجودة في منطقة الرأس المبينة في الشكل (4) ذات الأرقام (1,2) مرتفعة. يعود السبب إلى أن الرأس أقرب منطقة من مناطق الجسم لرأس وذراع المسرع Isocenter (0.0)، الشكل (2)، ويحدث هذا التبعثر عند المعالجة بطاقات عالية تتجاوز 8MV [9]. كما نلاحظ ارتفاعاً في قيمة الكثافة النeutرونية بالمنطقة المصابة المستهدفة (منطقة الشدي)، الشكل (4)، ذات الأرقام (13,12). بينما تنخفض قيمة الكثافة النeutرونية بباقي أعضاء الجسم كلما ابتعدنا عن المنطقة المصابة والمستهدفة بالعلاج. لكن تبقى الآثار النeutرونية موجودة مما يدل على تأثير كامل أعضاء الجسم بالنيوترونات المتشكلة حتى لو لم تكن مصابة أو مستهدفة، وهذا ما يؤكد على مدى الخطورة عند العلاج بطاقات عالية.

نتائج الحالة المرضية الثانية بجرعة تبلغ 2.5Gy

بعد الانتهاء من عملية تشيع الكواشف، المشار إليها في الجدول (4) والموضوعة تحت المريض كما بينا ذلك في الشكل (4)، للحالة المرضية الثانية، تم تنظيم النتائج وفق الجدول (8).

نلاحظ من الشكل (11) أن قيمتي كثافة آثار النيوترونات الموجودة في منطقة الرأس Isocenter (0.0) المبينة في الشكل (4) ذات الأرقام (1,2)، أقل من قيمتي آثار الحالة المرضية الأولى، وذلك بسبب اختلاف الجرعة بين الحالتين المرضيتين الأولى والثانية.

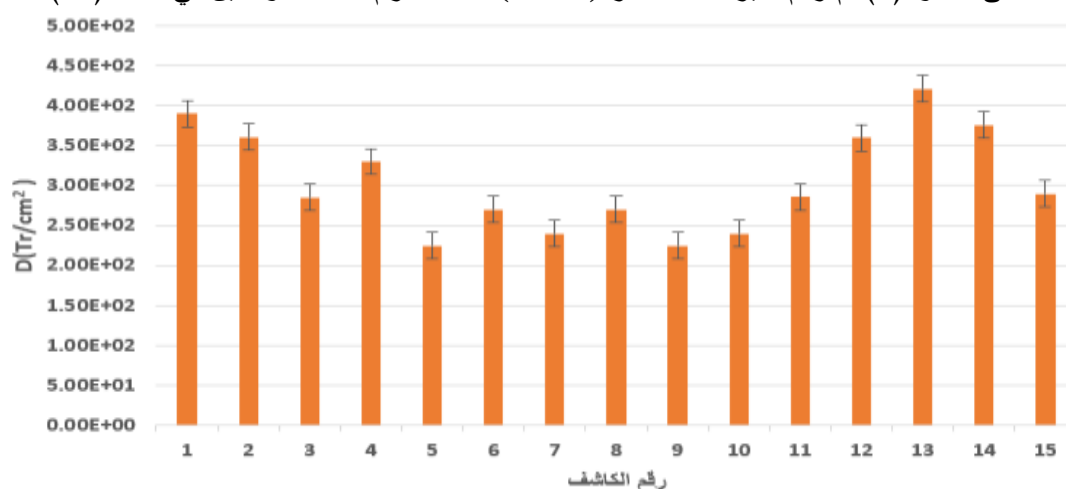
الجدول (8): يبين عدد آثار النيوترونات الكلي N والكثافة النeutرونية $D(Tr/cm^2)$

و الخطأ $\Delta D(Tr/cm^2)$ للجرعة الإشعاعية 2.5Gy

ΔD (Tr/cm²)	D (Tr/cm²)	N	n	S(cm²)	t(s)	Dose Gy	رقم الكاشف
76	390	26					1
74	361	24					2
65	285	19					3
70	330	22					4

58	225	15	10	0.00665	0.8	2.5	5
64	270	18					6
60	240	16					7
64	270	18					8
58	225	15					9
60	240	16					10
66	286	19					11
74	360	24					12
80	421	28					13
75	376	25					14
58	290	19					15

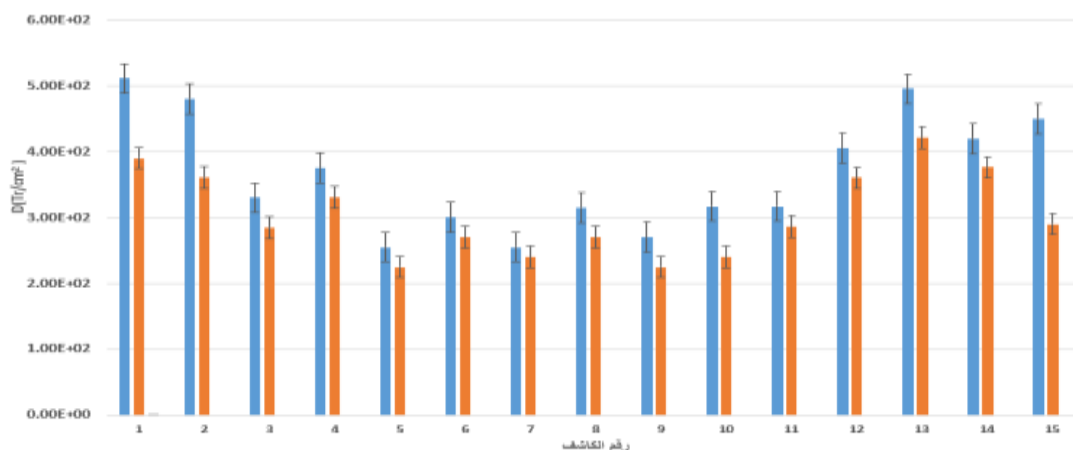
واعتماداً على الجدول (8) تم رسم تغير كثافة الآثار $D(\text{Tr}/\text{cm}^2)$ بدلالة رقم الكاشف والمبين في الشكل (11).



الشكل (11): يبين تغير الكثافة النيترونية بدلالة رقم الكاشف للحالة المرضية الثانية بجرعة تبلغ 2.5Gy.

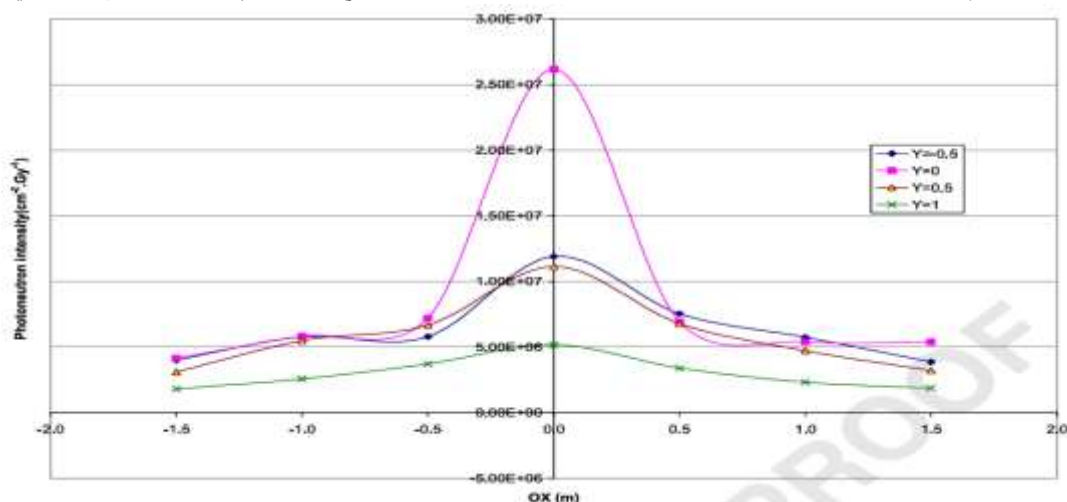
ومن أجل المقارنة بين نتائج الحالتين المرضيتين رسمنا، اعتماداً على الجدولين (7,8)، كثافة الآثار بتابعية رقم الكاشف وبيننا ذلك في الشكل (12). نستنتج من الشكل (12) أن كثافة آثار النيترونات الناتجة عن الحالة المرضية الأولى بجرعة 2.67 Gy أعلى من تلك الناتجة عن الحالة المرضية الثانية بجرعة 2.5 Gy. ويعود السبب إلى استخدام جرعة علاجية أكبر للحالة المرضية الأولى، وبالتالي زيادة في التلوث النيتروني الحاصل أثناء العلاج، مما قد يسبب زيادة المخاطر لمريض الحالة الأولى بالإصابة بسرطان ثانوي في فترة حياته القادمة.

ومن أجل المقارنة، فإننا وحسب إطلاعنا لم نجد دراسات مرجعية تُعنى بمعالجة سرطان الثدي، وإنما وكما أشرنا في المقدمة، فقد استُخدمت كواشف الأثر النووي ذات الحالة الصلبة (CR-39 (SSNTDs) لدراسة تغيرات الشدة



الشكل (12): مقارنة بين نتائج الحالة المرضية الأولى بجرعة 2.67 Gy باللون الأزرق و نتائج الحالة المرضية الثانية بجرعة 2.5 Gy، باللون البرتقالي.

النسبية للنيوترونات السريعة حول حزمة فوتونات مسرع خطي [11]. ويبين الشكل (13) شدة النيوترونات الضوئية وتوزيعاتها كتابع للمسافة الأفقية [محور OX] من مركز التكافؤ للمسرّع الخطي لمواضع مختلفة للمحور OY. القيم القصوى لشدة النيوترونات الضوئية تكون عند $X=0$ و $Y=0$ ، وهي مركز Isocenter مجال الإشعاع، وتتخفّض عندما X و Y في ازدياد، ولكنها تبقى موجودة. إن الشكل (13)، ومن أجل $X \geq 0$ ، مماثل للشكل (12)، من أجل أرقام الكواشف 1 إلى 11، إذ كلا الكثافة النيوترونية وشدة النيوترونات الضوئية يتناقصان بالابتعاد عن المركز Isocenter (0.0). ويُفسّر تزايد الكثافة النيوترونية بدءاً من الكاشف 12 بتركيز الإشعاع على الثدي لمعالجة الورم السرطاني.



الشكل (13) يوضح مناطق توزع النيوترونات الضوئية بتابعة البعد عن المركز Isocenter (0.0) [11].

ننوه هنا، ولما تم في عملنا، إلى أن العمق والحجم للورم السرطاني، و مدى تأثيره الضار على الأنسجة يلعب دوراً رئيسياً في تحديد مقدار الجرعة التي يجب أن يتلقاها المريض. لذلك يُنصح بإجراء الفحوصات الطبية الدورية اللازمة، ومراجعة المراكز الصحية في حال الشعور أو ملاحظة أي كتلة ورمية غير طبيعية في الجسم، لكي يتسنى العلاج المبكر لها وتجنب العلاجات بطاقات عالية.

الاستنتاجات والتوصيات:

نستنتج من الدراسة التي قمنا بها ما يلي:

- (1) عند التحقق من الإعدادات التشغيلية للمسرّع الخطي، قبل إجراء المعالجة للورم السرطاني، حصلنا على معامل ارتباط $R^2=1$ وهو ما يدل على أن مستوى الدقة والكفاءة لأداء عمل المسرّع الخطي مثالي عند إعطاء الجرعة الإشعاعية؛
- (2) لقد تمت أيضاً، معايرة الكواشف CR-39 قبل القياس للتلوث النيوتروني و حصلنا على معامل ارتباط $R^2=0.9993$ ، والذي يتوافق مع معامل الارتباط الخطي في الدراسة [10]؛
- (3) تتلوث بالنيوترونات أعضاء الجسم غير المستهدفة بالعلاج، ويزداد التلوث بالنيوترونات مع ازدياد الجرعة المستخدمة للعلاج، من أجل مسافة ثابتة بين رأس المسرّع وجسم المريض. وهذه نتيجة مهمة، لأن نتائج القياس أيدت ما هو متوقع: يزداد التلوث بالنيوترونات مع ازدياد الجرعة المستخدمة للعلاج من أجل مسافة ثابتة، حيث أن نتائج القياس، في دراسات أخرى، قد لا تؤيد ما هو متوقع. ولا ترقى نظرية ما إلى الوثوقية إلا عندما تؤيدها التجربة. ونوصي بتقليل الكثافة النيوترونية على الأجزاء السليمة من المريض عن طريق تصنيع فلاتر ماصة للنيوترونات تخصصية، وتصميم هذه الفلاتر عبر برامج محاكاة مثل (Monte Carlo) قبل إدخالها للبيئة السريرية للمرضى.

References:

- [1] H. Bagheri, S. R. Mahdavi, and B. Shekarchi, **Measurement Of The Contralateral Breast photon And Thermal Neutron Doses in Breast Cancer radiotherapy: A Comparison Between Physical And Dynamic Wedges**, Radiation Protection Dosimetry Vol.178 no :1,pp :73-81.2017.
- [2] E. Hosseinzadeh, N. Banaeeb ,and H. A. Nedaie, **Cancer and Treatment Modalities**, Current Cancer Therapy Reviews, Vol.13 no :1,pp. 17-27.2017.
- [3] H. M. Adil, S. F. Abbas, and S. A. kadhim, **Radiation therapy systems using linear accelerator, importance of its components and their development**, GSC Advanced Research and Reviews ,Vol: 20,no :03,pp: 022–029. 2024.
- [4] D. T. Tai , T. H. Loan, and A. Sulieman, **Measurement of Neutron Dose Equivalent within and Outside of a LINAC Treatment Vault Using a Neutron Survey Meter**, Quantum Beam Science. Vol :5,no: 4,pp 1-7.2021.
- [5] H .Dowlatabadi, A. A Mowlavi.,and M. Ghorbani. **Study of Photoneutron Production for the 18 MV Photon Beam of the Siemens Medical linac by Monte Carlo Simulation**, J. Biomed. Phys. Eng.; Vol: 10,no:6,pp:679-690, 2020.
- [6] A. Alem-Bezoubiri, F. Bezoubiri ,and. A. Badreddine, **Monte Carlo estimation of photoneutrons spectra and dose equivalent around an 18 MV medical linear accelerator**, Radiation Physics and Chemistry .Vol:97,pp:381–92.2014.
- [7] R. C. Falcao, A. Facure and A. X. Silva, **Neutron Dose Calculation At The Maze entrance Of Medical linear Accelerator Rooms**, Radiation Protection Dosimetry . Vol. 123, No. 3, pp. 283–287.2007.
- [8] Y. J. Huang, S. David .and F. Xin **Accuracy and sources of error of out-of field dose calculations by a commercial treatment planning system for intensity-modulated radiation therapy treatments**, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 14.No: 2, pp: 132-146,2013.

- [9] N. Banaee, K. Goodarzi and H.A. Nedaie, **Neutron contamination in radiotherapy processes: a review study**, Journal of Radiation Research, Vol. 62, No. 6, pp. 947–954.2021.
- [10] H. Jbeli, R.M. Shawikani, A. Ismail and M.Ahmed : " **Calibration of CR-39 Nuclear TrackDetectors Using the neutron Source $^9\text{Be} - ^{241}\text{Am}$ at Distances of 1m, 2m, 3m, and 3.4mBetween the Detector and the Neutron Source**".Tartous university journal of scientificresearch and studies, Published in the Series of Basic Sciences,in Arabic, Vol: 9, No:3,2025.
- [11] R. Shweikani, O. Anjak, **Estimation of photoneutron intensities around radiotherapy linear accelerator 23-MV photon beam**, Applied Radiation and Isotopes Vol: 99 .pp: 168–171.2015.
- [12] I.Sakho, **Nuclear Physics 1: Nuclear Deexcitations, Spontaneous Nuclear Reactions**, First published in Great Britain and the United States by ISTE Ltd and John Wiley & Sons, Vol:1,pp: 1-368.2021.
- [13] M. Wang, W.J. Huang, and F.G. Kondev, **The Ame2020 atomic mass evaluation**, Chinese PhysicsC Journal of Nuclear Medicine Technology.Vol: 45, No: 3 . 030003.2021
- [14] D.E. Raeside, **A Review of Neutron Activation Analysis in Medicine**, University of Oklahoma Health Sciences Center, Vol:2.No:2 pp:52-56.1974.
- [15] B. Toossi M. T., Khajetash. and M. Ghorbani . **Assessment of Neutron Contamination Originating from the Presence of Wedge and Block in Photon Beam Radiotherapy**, Journal of Biomedical Physics and Engineering J. Biomed. Phys. Eng. Vol:8,no: 1.pp:3-12.2018.
- [16] H. Yanag . H. Kumada and T.Sakurai, **Dosimetric evaluation of neutron capture therapy for local advanced breast cancer**,Applied Radiation and IsotopesVol:67,No: 7 ,pp: 63-66.2009.
- [17] A.Al-Mahmoud. "**Monte Carlo method for dosimetric verification in linear accelerator**."Ph.D. University of Damascus. College of Science, Department of Physics, Damascus,in Arabic,syria.2019.
- [18] G. S. Sahoo, S.p.Tripathy and S.Paul "**Neutron dose estimation via LET spectrometry using CR-39 detector for the reaction $^9\text{Be} (p, n)$** ", Journal of Medical Physics, Vol. 39, No. 4, pp: 225-30, 2014.