

دراسة نظرية وتجريبية لتوزع الجرعة الإشعاعية لحزم الإلكترونات المستخدمة في معالجة الأورام السطحية

د. هيثم ابراهيم جبيلي*
د. بسام سليمان سعد**
د. يارا محمود محمد***
منال معين القبيلي****

(تاريخ الإيداع 14 / 10 / 2018. قُبل للنشر في 10 / 2 / 2019)

□ ملخص □

تمّ في هذا العمل استخدام حجيبة تأين مستوية، ووسط قياس متجانس (المجسم المائي) لدراسة تغيرات النسبة المئوية للجرعة بالعمق لحزم الإلكترونات الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Varian Clinic 23ix الموجود في مستشفى تشرين الجامعي في اللاذقية، ودراسة ميزات المقطع الجانبي لهذه الحزم والتي تتضمن التسطح، والتماثل، والظليل، ثم تمت مقارنة النتائج التجريبية مع القيم المرجعية المصرّح بها عالمياً. حيث تشير نتائج المقارنة إلى تطابق كبير مع تلك القيم مما يؤكد على دقة عمل المسرع المستخدم في هذا البحث.

الكلمات المفتاحية: توزع الجرعة الإشعاعية، المعالجة بالإلكترونات، النسبة المئوية للجرعة بالعمق، المسرع الخطي الطبي.

* أستاذ - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.
** أستاذ مساعد - قسم الطب النووي - كلية الطب - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.
*** مدرسة - قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الطبية - جامعة الأندلس - طرطوس - سورية.
**** طالبة دراسات عليا (ماجستير) - اختصاص فيزياء إشعاعية - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.

Manal.alkobily.90@hotmail.com

Theoretical and Experimental Study of the Distribution of Radiation Dose of Electron Beams Used in Superficial Tumours Treatment

Dr. Haisam Ibrahim Jbeli^{*}
Dr. Bassam Soleman Saad^{**}
Dr. Yara Mahmoud Mohammad^{***}
Manal Moein Alkobily^{****}

(Received 14 / 10 / 2018. Accepted 10 / 2 / 2019)

□ ABSTRACT □

In this work, a flat ionization chamber and a homogenous measurement medium were used to study the percentage changes in the depth dose of the electron beams produced by the Varian Clinic 23ix in Tishreen University Hospital in Lattakia, And study the features of the profile of these packages, which include flattening, symmetry and shadow, and then compared the experimental results with the reference values declared globally.

The accuracy of accelerator's labour used in this research is strongly confirmed since the result of the comparison refer to a perfect match with the abovementioned values.

keys Words: Distribution of radiation dose, electron radiotherapy, Percentage dose, Linear medical accelerator. depth

^{*}Professor, Physics Department, Faculty of Science, Tishreen University, Lattakia, Syria.

^{**}Assistant Professor, nuclear medicine Department, Faculty of medicine, Tishreen University, Lattakia, Syria.

^{***}lecturer, Biomedical Engineering, Faculty of Biomedical Engineering, Al Andalus, University, Tartous, Syria.

^{****}Postgraduate Student, Radiation Physics, Department of Physics, Faculty of Science, Tishreen University, Lattakia, Syria.

Manal.alkobily.90@hotmail.com

مقدمة:

اكتشفت الإشعاعات والمواد المشعة وعرف أثرها على المادة الحية منذ أكثر من قرن ، وقد دأب العلماء منذ ذلك الوقت وحتى الآن على البحث عن أفضل الطرق لاستخدامها في معالجة السرطان، وقد ساهمت التطورات التقنية في أجهزة المعالجة والفهم الأفضل لأثر الإشعاعات على المادة الحية في جعل المعالجة الشعاعية من الخيارات الأساسية في معالجة الأورام السرطانية.

يحتل السرطان المرتبة الأولى في الأمراض التي كانت ومازالت تعاني منها البشرية، حيث ظهرت بدايات العلاج بالأشعة عقب اكتشاف الأشعة السينية من قبل العالم وليم رونتجن W – Roentgen عام 1895، ثم اكتشاف ظاهرة النشاط الإشعاعي في السنة التالية على يد العالم بيكرل Becquerel، وكان لذلك الأثر الكبير في المجال الطبي.

يعتمد المبدأ الأساسي في المعالجة الشعاعية على أن الأشعة المودعة في النسيج الحي تؤدي إلى إحداث بعض التغيرات الحيوية على مستوى الجينات أو بعض المكونات الأخرى للخلية، تؤدي إلى توقف نمو الخلايا وانقسامها ، وبالتالي موت الورم وانكماشه.

يتم تقليدياً استخدام الأشعة السينية المولدة إلكترونياً كمصدر للإشعاع ، بجرعات عالية أضعاف تلك المستخدمة بأجهزة التشخيص الشعاعية، إضافة إلى استخدام مصادر أخرى، مثل أشعة غاما (الصادرة عن الكوبالت - 60 أو السيزيوم - 137) أو النيوترونات أو البروتونات، أو الإلكترونات. وقد ساهم الاستخدام الواسع لتطبيقات الإشعاع في معالجة السرطان، في ارتفاع نسب الشفاء بشكل كبير وامتداد فترات النجاة ويُعد من أهم المعالجات الفعالة للعديد من الأورام بأغلب أجزاء الجسم.

بدأ الاستخدام الفعلي للعلاج الإشعاعي في سنة 1970 عندما استخدم العالم الكندي كينغهام Kingham جهاز الكوبالت في المعالجة الإشعاعية ، وخلال العشرين سنة الأخيرة حدثت نقلة نوعية كبرى في تكنولوجيا العلاج الإشعاعي عن طريق [1]:

1- اختراع أجهزة متناهية الدقة في إعطاء جرعات العلاج.

2- استخدام طرق جديدة لإعطاء العلاج.

3- العلاج الإشعاعي الإمتثالي ثلاثي الأبعاد (3D Conformal RT) .

4- العلاج الإشعاعي متغير الشدة (Intensity Modulated RT (IMRT) .

ففي عام 2000 قام فريق من الباحثين في الولايات المتحدة الأمريكية بدراسة جدوى العلاج الشعاعي بحزم الإلكترونات عالية الطاقة (150 – 250) MeV ، حيث تبين أن ظليل (Penumbra) هذه الحزم مماثل لظليل الفوتونات على أعماق أقل من 10 cm والمجال العملي لها Practical range أكبر من 40 cm [2] .

كما قام باحثون في كندا عام 2012 بدراسة تشتت حزم الإلكترونات الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Varian بطاقات (6,9,12,16,20) MeV وبأبعاد (2 × 2) cm² لحقل المعالجة. وقد ساهم هذا البحث في ضبط جودة المسرع المستخدم وتعديل مكونات التسريع التي كانت خارج مواصفات الشركة المصنعة [3] .

وفي عام 2014 أجرى فريق من الباحثين في إيطاليا دراسة لتغيرات النسبة المئوية للجرعة بالعمق، ولخصائص الجرعة الإشعاعية لحزم الإلكترونات بطاقات (6,10,15) MeV الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Electa

حيث وجد من خلال هذا البحث أن استخدام محددات أنبوبية أثناء المعالجة بحزم الإلكترونات تؤدي إلى خفض الجرعة خارج حجم الورم [4] .

وفي عام 2014 أجري بحث في مستشفى تشرين الجامعي في اللاذقية لقياس الجرعة الإشعاعية الناتجة عن حزمة الفوتونات الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Varian Clinic 23IX ، حيث بينت النتائج وجود توافق جيد ومقبول مع القيم المسموحة للمقادير المعتبرة كالنسبة المئوية للجرعة بالعمق، قيم التناظر، التسطح، والظليل الإشعاعي لحزم الطاقة المستخدمة[5].

وفي الهند قامت مجموعة من الفيزيائيين عام 2015 بدراسة التسطح والتماثل لحزم الإلكترونات الصادرة عن المسرع الخطي Electa من أجل أبعاد حقل المعالجة

(20×20) cm^2 , (14×14) cm^2 , (10×10) cm^2 , (6×6) cm^2) ، ومن أجل الطاقات (4, 6, 8, 10

MeV (12, 15, 18) ، وبدقة قياس تصل إلى 3% ، ومن أجل $SSD = 100$ cm (Source)

Surface – Distance – ، وباستخدام كاشف PTW 729 2D ، حيث قاموا بتحليل الاختلافات في التسطح والتماثل بواسطة هذا الكاشف مع القيم القياسية العالمية، حيث تبين إمكانية استخدام هذا الكاشف لإجراء القياس الروتيني لحزم الإلكترونات [6].

إنّ قياس جرعة المرضى يعد مطلب أساسي ومهم لتنفيذ مخطط المعالجة بشكل سليم، ومع تطور تقنيات تقديم الجرعة الإشعاعية أصبحت الحاجة ماسة لإعادة دراسة وتقييم كفاءة تقنيات العلاج المستخدمة حيث يكون مرضى الأورام وبالأخص مرضى الأورام السطحية هم المستفيدون النهائيون من هذا البحث الذين سيحصلون على كفاءة أفضل في المعالجة . لذا سنقوم في هذا البحث بدراسة نظرية وتجريبية لتوزيع الجرعة الإشعاعية لحزم الإلكترونات الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Varian Clinic 23ix، وهذا المسرع موجود في قسم المعالجة الشعاعية في مستشفى تشرين الجامعي في اللاذقية، وسنقوم بدراسة خصائص الحزمة الإشعاعية التي تشمل التسطح والتماثل والظليل ، والإسهام من خلال هذه الدراسة في تقليل المضاعفات المرافقة للعلاج إلى الحد الأدنى، وسنقارن نتائجنا التجريبية مع القيم المرجعية المصرح عنها عالمياً من قبل الشركة المصنعة للمسرّع المستخدم في هذا البحث، بالاعتماد على خوارزمية حسابية معقدة تدعى (Pencil Beam Convolution) PBC، والتي سوف نعتبرها قيم نظرية.

أهمية البحث وأهدافه:

تأتي أهمية هذه الدراسة في تقليل المضاعفات المرافقة للعلاج الشعاعي للأورام السطحية إلى الحد الأدنى، وبالتالي تعرّض أقل للنسج السليمة المحيطة بالورم، كي لا يصبح الضرر على حساب الفائدة. يهدف هذا البحث إلى :

- دراسة تغيرات النسبة المئوية للجرعة بالعمق (Percentage Depth Dose) PDD.
- دراسة ميزات الجرعة السطحية Dose Profile لحزم الإلكترونات، والتأكد من التماثل أو التناظر (Symmetry)، ودراسة الظليل (Penumbra) لحزم الإلكترونات.

طرائق البحث ومواده:

إن الأجهزة والأدوات المستخدمة في هذا البحث هي:

- المسرع الخطي الطبي من نوع Varian Clinic 23ix .
 - حجيرة تأين مستوية نوع Markus Chamber Type 34045.
 - المجسم المائي (Water Phantom) ذو الأبعاد $(60 \times 60 \times 60) \text{cm}^3$.
 - أجهزة القياس والتي تشمل: مقياس ضغط جوي، ومقياس درجة الحرارة، ومقياس الرطوبة، بالإضافة لمقياس الإستواء الزئبقي، ومقياس مسافة.
 - جهاز حاسوب مزود ببرنامج (Mephysto mc^2) لجمع البيانات.
 - مقياس الجرعة وهو من النوع PTW.
- يتم تحضير الفانتوم المائي من خلال ملئه بالماء المقطر، ووضع حجيرة التأين المستوية ضمنه ووصله مع مقياس الجرعة وجهاز الحاسوب، ومن ثم وضعه تحت رأس المسرع الخطي الطبي مباشرة، بغية دراسة كل من البارامترات التالية:

1- النسبة المئوية للجرعة بالعمق (PDD) Percentage Depth Dose [7,8]

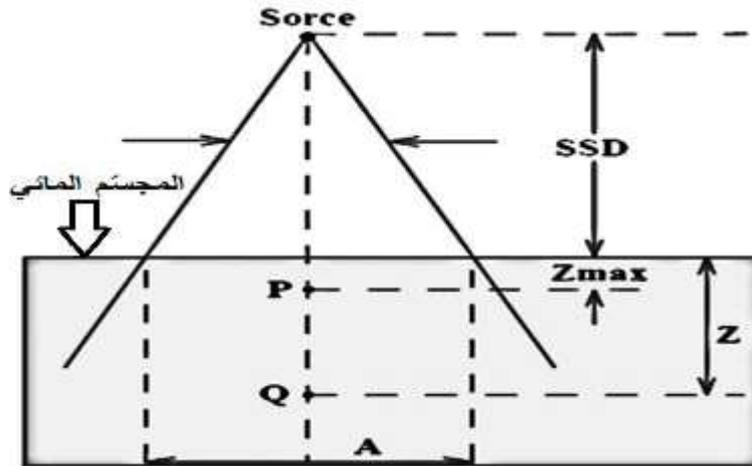
تعتبر هذه النسبة من أهم العوامل المستعملة في تحديد الجرعة الممتصة للمريض. يُدرس توزيع الجرعة بالعمق على طول المحور المركزي للحزمة الإشعاعية داخل المريض أو المجسم المائي من أجل جرعة عظمى D_{max} تقابل عمق أعظمي Z_{max} . وتُعرف النسبة المئوية للجرعة بالعمق $\text{PDD}\%$ عند أي نقطة من المحور المركزي للحزمة داخل المجسم بالعلاقة :

$$\text{PDD}\% = 100 \times \frac{D_Q}{D_P} \quad (1)$$

Q: نقطة اعتباطية (أي نقطة) من العمق Z على طول المحور المركزي للحزمة ضمن المجسم.

P: نقطة على عمق Z_{max} من المحور المركزي للحزمة ضمن المجسم.

يوضح الشكل (1) الترتيبات الهندسية لإيجاد النسبة المئوية للجرعة بالعمق $\text{PDD}\%$.



الشكل (1) : الترتيبات الهندسية لإيجاد النسبة المئوية للجرعة مع العمق $\text{PDD}\%$.

تعتمد PDD على أربع بارامترات : العمق Z ، قياس الحقل (الساحة الإشعاعية) A ، وطاقة حزمة الفوتونات، المسافة بين المنبع و سطح الجسم SSD.

حيث $SSD : Source-Surface-Distance$ المسافة بين منبع الحزمة الإشعاعية والسطح (جسم المريض). قيم PDD تكون ضمن المجال:

$$(0 \text{ at } Z \rightarrow \infty \text{ to } 100 \text{ at } Z = Z_{\max})$$

2- دراسة ميزات الجرعة السطحية (الجانبية) Dose Profile لحزمة الإلكترونات:

تشمل ميزات الجرعة السطحية التسطح والتماثل والظليل للحزم الإشعاعية.

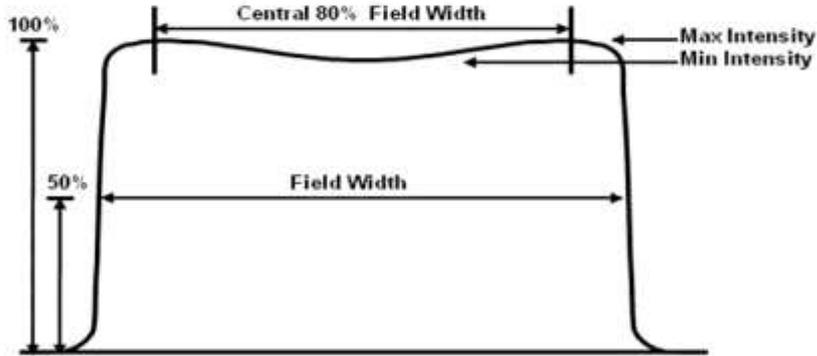
(a) التماثل أو التناظر Symmetry [6]:

يعني التماثل أن كل نقطتين متناظرتين بالنسبة لمحور الحزم الإشعاعية تأخذان نفس الجرعة الإشعاعية، ويعطى بالعلاقة التالية:

$$\text{Symmetry (\%)} = \frac{D(x, y)}{D(-x, -y)} \% \quad (2)$$

حيث :

$D(x, y)$ ، $D(-x, -y)$ الجرعات القصوى عند نقطتين متماثلتين (متناظرتين) بالنسبة للمحور المركزي للحقل، وهي موضحة في الشكل (2) التالي:



الشكل(2): يبين كيفية حساب التماثل حيث يمثل المحور الأفقي عمق الحزمة الإشعاعية بـ mm.

(b) التسطح Flatness [6] :

إن تسطح الحزم الإشعاعية يعني أن جميع النقاط الواقعة على مستوي واحد تتلقى نفس الجرعة الإشعاعية، ويعطى بالعلاقة التالية:

$$\text{flatness(\%)} = \frac{D_{\max}}{D_{\min}} \% \quad (3)$$

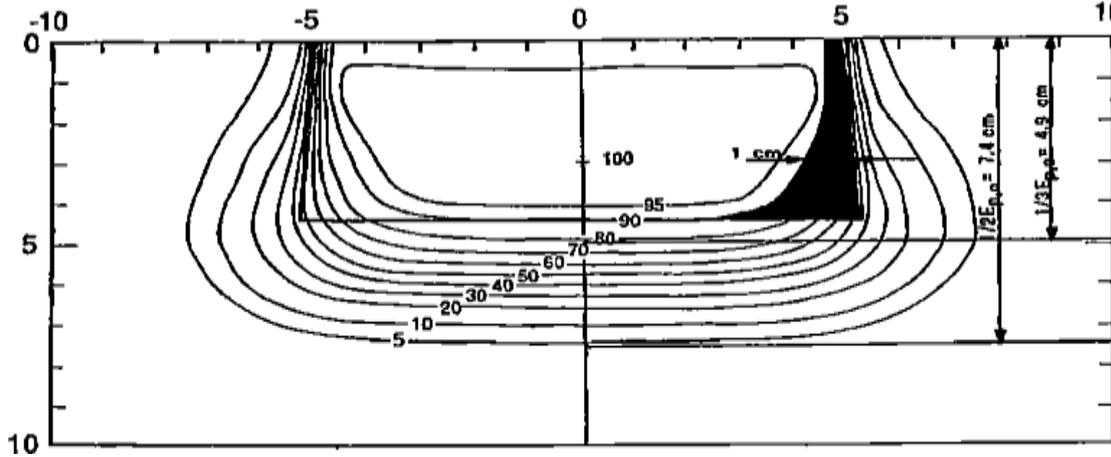
حيث:

D_{\min} ، D_{\max} : الجرعة العظمى والدنيا على التوالي.

(c) الظليل (شبه الظل أو الغيش) Penumbra [9,10]:

الظليل هو تلك المنطقة التي تقع على حافة الساحة الإشعاعية، وتنشأ عادة بسبب حجم المنبع المشع. وعرض منطقة الظليل يمثل المسافة التي تتغير فيها الجرعة الإشعاعية من 80% إلى 20% ، وكلما كانت هذه المنطقة أضيق كلما

كانت الحزمة الإشعاعية أجود والمعالجة الشعاعية أفضل وأدق، وكلما زاد العرض كانت المعالجة الشعاعية غير دقيقة بسبب التشعيع غير المبرر للأعضاء السليمة المجاورة للورم. يظهر الشكل (3) ازدياد الظليل مع العمق .



الشكل (3): ازدياد ظليل حزمة الإلكترون مع زيادة العمق.

يمكن تصنيف الظليل إلى:

1- الظليل الهندسي Geometric Penumbra الذي يعتمد على:

1- قياس (أبعاد) المنبع Source Size .

2- المسافة بين المنبع والمحدد SDD Source to Diaphragm distance .

3- المسافة بين المنبع والجلد SSD Source to skin distance .

2- الظليل الإشعاعي Radiological Penumbra والذي يعرف بـ :

الظليل الهندسي + الأشعة المبعثرة.

الظليل الهندسي The Geometric Penumbra :

يحسب الظليل الهندسي بالعلاقة (4) التالية:

$$GP = \frac{S \times (f - f_d)}{f_d} \quad (4)$$

حيث GP: الظليل الهندسي.

S : قياس (أبعاد) المنبع.

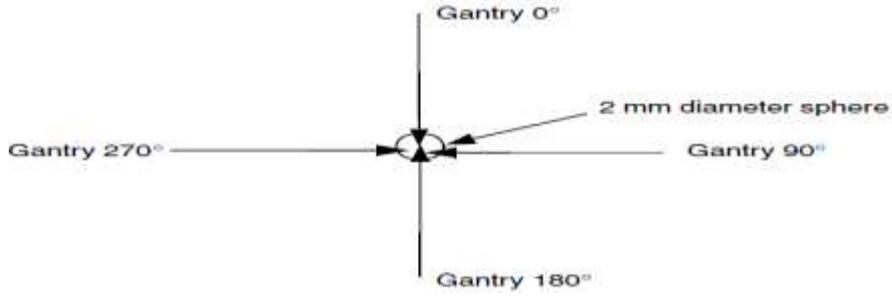
f: SSD

تمثل ال SSD المسافة بين المنبع و سطح الجلد Source to skin distance .

SDD : f_d : المسافة بين المنبع والمحدد.

النتائج والمناقشة:

تمّ التحقق من المركز المشترك الذي يمثل نقطة تقاطع المحاور الثلاثة لرأس المعالجة وسرير المريض والذراع حيث تبين أنّ هذه المحاور تتقاطع في كرة نصف قطرها أقل من (2mm) وذلك يتوافق مع التوصيات العالمية لأجهزة المعالجة الإشعاعية، كما هو مبين في الشكل (4) التالي:



الشكل (4): التحقق من المركز المشترك.

حيث 0^0 Gantry : ذراع المسرع عند الزاوية 0^0

وباعتبار أنّ الأشعة المؤينة لا يمكن رؤيتها بالعين المجردة فكان لابد من وجود منبع ضوئي تطبيقي على جسم المريض، فتم التحقق من تطابق أبعاد الساحة الضوئية المطبقة على المسرع الخطي F وأبعاد الساحة الضوئية المقاسة F' كما في الجدول (1) التالي:

الجدول (1) : التحقق من أبعاد الساحة الضوئية.

القيمة المقاسة F'		القيمة المطبقة F	
Y (mm)	X (mm)	Y (mm)	X (mm)
51	51	50	50
101	99	100	100
151	149	150	150
199	199.5	200	200
249.5	249	250	250
299	301	300	300

حيث X و Y أبعاد الساحة الضوئية المربعة.

نلاحظ من الجدول السابق أنّ الفرق بين الأبعاد المطبقة والأبعاد المقاسة لا يتجاوز (2mm) وهي الشروط المرجعية في جميع الساحات. وكما تم التحقق من تطابق الساحة الضوئية مع الساحة الإشعاعية بأخذ فيلم لعدة ساحات كما هو مبين في الشكل (5) ، فكانت الإزاحة بين مركزي الحزمتين أقل من (1mm) ضمن الشروط المرجعية $\pm 1\text{mm}$ [11]. حيث أنّ حدوث خطأ في المركز المشترك أو أبعاد الساحة الإشعاعية المطبقة أو التطابق بين الساحتين الضوئية والإشعاعية يمكن أن يؤدي إلى تواجد جزء من الورم خارج مجال الأشعة، أو تعرّض النسيج السليمة للأشعة.



الشكل (5) : اختبار تطابق الساحتين الصوتية والإشعاعية.

ثم تمت دراسة تغيرات النسبة المئوية للجرعة بالعمق من أجل الساحة الإشعاعية 10×10 cm² و SSD = 100 cm و $\mu = 100$ (عدد وحدات المراقبة) وباستخدام حجرتي التأين (RK 8304 , RK8305) ، حيث وضعت الحجيرة الأولى في فانطوم مائي ثلاثي الأبعاد من نوع PTW موصولة بجهاز حاسوبي يحتوي على برنامج (Mephysto mc² لجمع البيانات ويمكن تغيير عمقها آلياً، ووضعت الحجيرة الثانية في الهواء حيث تسمى هذه الحجيرة بالحجيرة المرجعية ، وفرق الكمون المطبق عليها $\pm 200V$ ، سجلت قيم PDD للطاقات (6,9,12,15,18,22)MeV عند أعماق مختلفة في الفانطوم المائي فتم الحصول على الجدول (2) التالي:

الجدول (2) : قيم PDD التجريبية عند أعماق مختلفة في الفانطوم المائي.

Depth in Water (mm)	PDD%					
	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV	22 MeV
0	78.1	82.8	87.6	92	94.1	94.4
1	79.2	83.4	88.3	92.5	94.6	94.6
2	81.3	84	89	93	95.3	95.1
3	83.7	85	89.9	93.7	95.8	95.5
4	85.5	86	90.4	94.1	96.5	96.7
5	87.8	87	91.1	94.8	96.9	96.9
6	90.4	88.1	91.8	95.5	97.4	97.9
7	92.5	89	92	96.5	97.9	97.9
8	94.6	90.1	93	96.5	98.1	98.6
9	96.7	91	93.4	96.9	98.3	98.8
10	98.3	92	93.7	96.9	98.8	98.8

11	99.5	93.1	94.1	97.4	99	99
12	100	94.1	94.6	97.6	99	99.5
13	99.3	95.1	95.1	97.9	99.3	99.5
14	97.4	96.2	95.8	98.1	99.5	99.5
15	94.6	97.1	96.5	98.2	99.5	99.7
16	90.2	98.1	96.7	98.2	99.5	99.5
17	85.7	98.8	97.2	98.3	99.5	99.5
18	79.9	99.5	97.4	98.3	99.5	100
19	74.8	99.7	97.9	98.6	99.5	100
20	64.8	100	98.3	98.6	99.5	100
21	56.2	99.6	98.6	98.8	99.7	100
22	47.1	99.2	99	98.8	99.7	100
23	38.7	97.9	99.3	99.5	99.7	100
24	30.5	96.6	100	99.5	99.7	100
25	22.6	94.3	100	99.5	99.7	99.5
26	15.8	92	100.2	99.5	99.7	99.5
27	10.5	88.7	100	99.5	99.7	99.5
28	6.5	85.3	99.7	99.5	99.7	99.3
29	3.5	80.9	99.7	99.7	100	99.3
30	1.9	76.5	99	99.7	100	99.3
31	1.4	71.2	98.3	100	99.7	99
32	0.9	65.8	97.9	100	99.7	99
33	0.7	59.9	96.7	99.7	99.5	99
34	0.5	53.9	95.3	99.7	99.4	99
35	0.5	47.7	94.1	99.5	99.3	99
36	0.5	41.4	91.8	99.3	99.3	98.8
37	0.5	35.4	89.8	99.3	99	98.8
38	0.5	29.4	87.4	98.8	98.8	98.1
39	0.5	24.1	84.6	98.3	98.6	97.9
40	0.5	18.9	81.8	98.1	99.5	97.6
41	0.5	14.9	81.6	97.4	98.1	97.2
42	0.5	10.9	81.4	96.5	97.6	97.2
43	0.5	8.3	78.8	94.6	97.6	96.7
44	0.5	5.7	74.8	93.2	97.2	96.2
45	0.5	4.3	71.1	92.3	96.7	96
46	0.5	2.9	66.9	90.6	96.5	95.8
47	0.5	2.3	62.7	89.2	96.2	95.3
48	0.5	1.7	58.5	87.4	95.3	95.1
49	0.5	1.5	53.8	86.2	94.8	95.1
50	0.5	1.3	48.9	85.5	94.6	92
55	0.5	1.1	25.9	72.9	89.9	88.8
60	0.5	1.1	5.8	56.6	83.4	84.6
65	0.5	1.1	2.3	38	74.3	79
70	0.5	1.1	1.9	21	62.4	71.5
75	0.5	1.1	1.9	9.6	48.2	62.9
80	0.5	1.1	1.9	4.4	33.6	52.7

85	0.5	1.1	1.9	3.3	20.5	41.2
90	0.5	1.1	1.9	3.3	11	20.5
95	0.5	1.1	1.9	3.3	6.1	19.1
100	0.5	1.1	1.9	3.3	4.9	17.2
101	0.7	1.1	1.9	3.3	4.2	15.8
102	0.7	1.1	1.9	3.3	4.2	14.4
103	0.7	1.1	1.9	3.3	4.2	13.5
104	0.7	1.1	1.9	3.3	4.2	12.3
105	0.7	1.1	1.9	3.3	4.2	11.4
106	0.7	1.1	1.9	3.3	4.2	10.5
107	0.7	1.1	1.9	3.3	4.2	10
108	0.7	1.1	1.9	3.3	4.2	9.1
109	0.7	1.1	1.9	3.3	4.2	9.1
110	0.7	1.1	1.9	3.3	4.2	9.1

من الجدول (2) نجد قيم العمق الأعظمي الموافق للجرعة العظمى المبينة في الجدول (3):

الجدول (3): قيم Z_{max} .

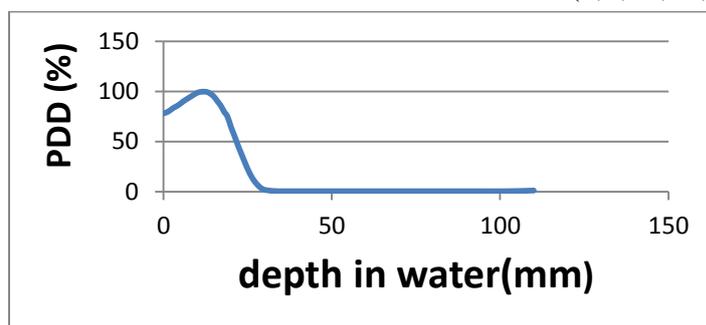
طاقة الحزمة (MeV)	6	9	12	15	18	22
Z_{max} (mm) (قياساتنا)	12.0	20.0	26.0	32.0	30.0	24.0
(Varian) Z_{max} (mm)	12.3	21.1	26.5	31.5	33.2	25.5

حيث Z_{max} (mm) (Varian): العمق الأعظمي الموافق للجرعة العظمى المعطى من قبل الشركة المصنعة للجهاز المستخدم في هذا البحث والتي نعتبرها قيم نظرية.

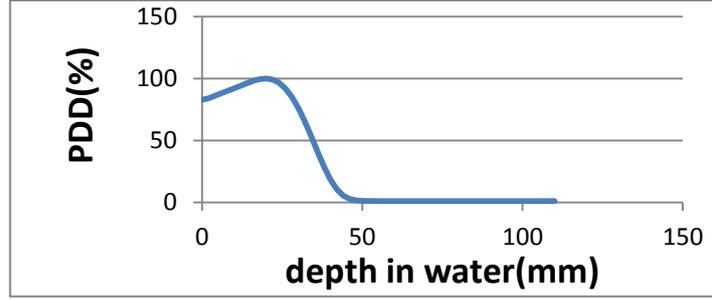
يظهر الجدول (3) وجود توافق كبير بين القيم التجريبية والقيم النظرية، وأن العمق الأعظمي يزداد بإزدياد الطاقة في

البداية ثم يتناقص، وبالتالي لا يمكن معرفة طاقة حزم الإلكترونات من خلال معرفة Z_{max} .

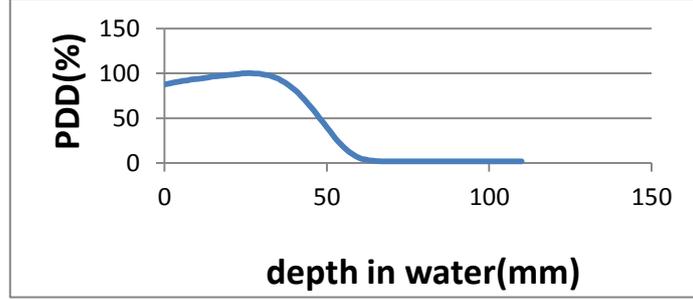
تبين الأشكال (6) و (7) و (8) و (9) و (10) و (11) و (12) تغيرات النسبة المئوية للجرعة بالعمق (PDD) للطاقات (6,9,12,15,18,22) MeV.



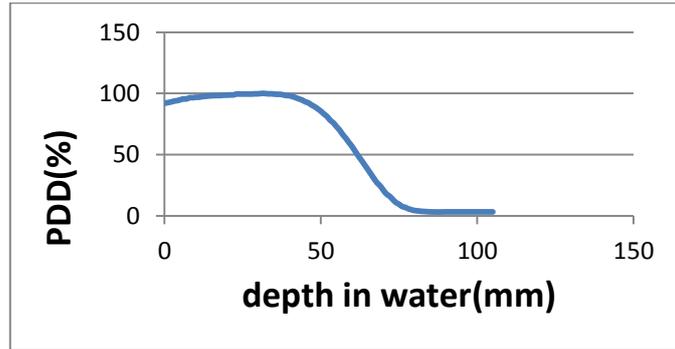
الشكل (6): النسبة المئوية للجرعة بالعمق للطاقة 6 MeV.



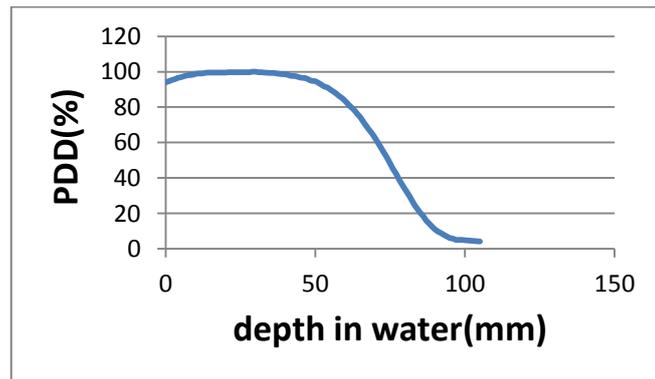
الشكل (7): النسبة المئوية للجرعة بالعمق للطاقة 9 MeV.



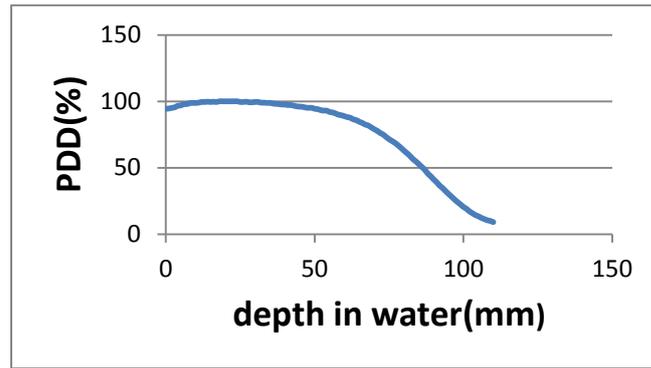
الشكل (8): النسبة المئوية للجرعة بالعمق للطاقة 12 MeV.



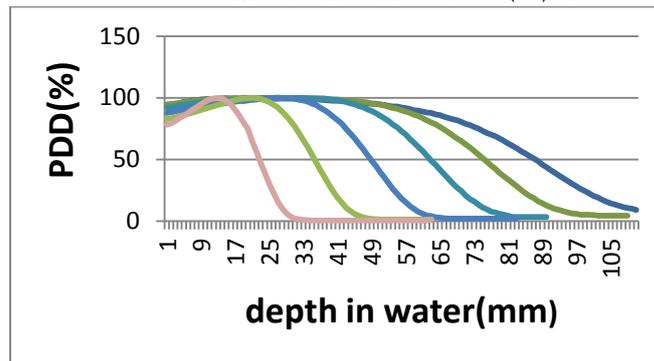
الشكل (9): النسبة المئوية للجرعة بالعمق للطاقة 15 MeV.



الشكل (10): النسبة المئوية للجرعة بالعمق للطاقة 18 MeV.



الشكل (11): النسبة المئوية للجرعة بالعمق للطاقة 22 MeV.



الشكل (12): PDD النسبة المئوية للجرعة بالعمق للطاقات (6, 9, 12, 15, 18, 22) MeV.

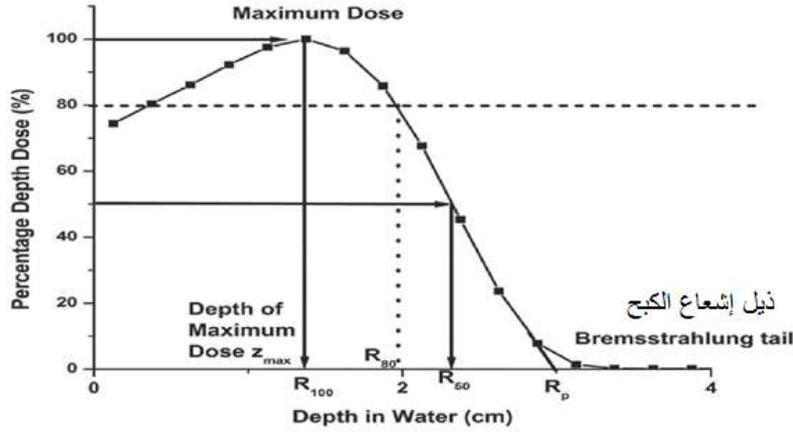
نلاحظ من الأشكال (6) و (7) و (8) و (9) و (10) و (11) و (12) أنّ تغير الجرعة مع العمق يزداد أولاً مع العمق إلى أن يصل لقيمة عظمى ثم تتناقص بشكل سريع، وإنّ الجرعة السطحية للطاقة 15 MeV أكبر من الجرعة السطحية للطاقة 6 MeV ، ومنه فالجرعة السطحية لحزم الإلكترونات تزداد مع ازدياد الطاقة.

بعد رسم منحنيات النسبة المئوية للجرعة بالعمق تم حساب كل من R_{50} و R_{100} و R_p المبينة في الجدول (4)، والشكل (13) يبين كيفية إيجادها ،حيث [12] :

R_{50} تمثل عمق الماء الذي تكون عنده قيمة الجرعة الإشعاعية الممتصة 50% من القيمة الأعظمية للجرعة الإشعاعية الممتصة.

R_{100} عمق الماء الذي تكون عنده قيمة الجرعة الإشعاعية الممتصة 100% من القيمة الأعظمية للجرعة الإشعاعية الممتصة.

R_p المجال العملي لعمق الإلكترونات.



الشكل (13): يبين تغيرات PDD مع العمق في الماء، موضعاً كيفية حساب كل من R_p و R_{100} و R_{50} لحزم الإلكترونات .

حيث Bremsstrahlung tail: ذيل إشعاع الكبح، فطبقاً لقوانين النظرية الكلاسيكية إذا حصل تسارع أو تباطؤ لشحنة كهربائية متحركة في حقل النواة أو في حقل الإلكترونات الذرية فإنه يحدث إشعاع طاقة على شكل فوتونات تدعى أشعة الكبح Bremsstrahlung . وتتناسب شدتها مع مربع هذا التسارع أو التباطؤ ويسمى فقدان الطاقة بهذه الطريقة بإشعاع الكبح. حيث يكون فقدان الطاقة بإشعاع الكبح مسيطراً عند الطاقات الأكبر من 1MeV .

الجدول(4): قيم كل من R_p و R_{100} و R_{50} التجريبية لحزم الإلكترونات ذات الطاقات (6,9,12,15,18,22) MeV .

22	18	15	12	9	6	طاقة الحزمة Energy Beam (MeV)
100	100	100	100	100	100	SSD (cm)
10×10	10×10	10×10	10×10	10×10	10×10	أبعاد المساحة الإشعاعية Field size (cm×cm)
31	30	32	27	20	12	R_{100} (mm)
86	74	62	48	33	21	R_{50} (mm)
110	90	75	51	43	24	R_p (mm)

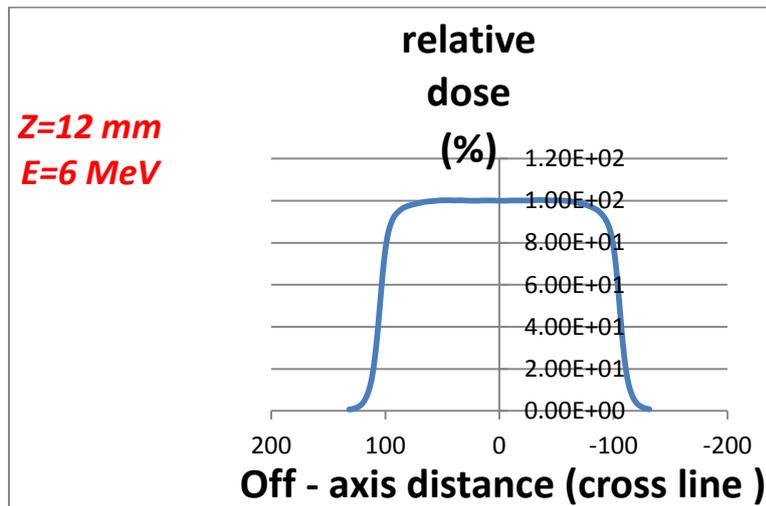
ولدراسة ميزات المقطع الجانبي Profile لحزمة الإلكترونات ذات الطاقات (6, 9, 18, 22) MeV الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Varian Clinic 23 ix والتي تتضمن التسطح Flatness، والتماثل Symmetry، والظليل Penumbra تمت دراسة تغير الجرعة النسبية مع البعد عن محور حزم الإلكترونات

للطاقات (6, 9, 18, 22) MeV من أجل الساحة الإشعاعية 20×20 cm² وعدة أعماق فتم الحصول على نسب التسطح والتماثل وكذلك الظليل لحزم الإلكترونات ذات الطاقات السابقة كما في الجدول (5).

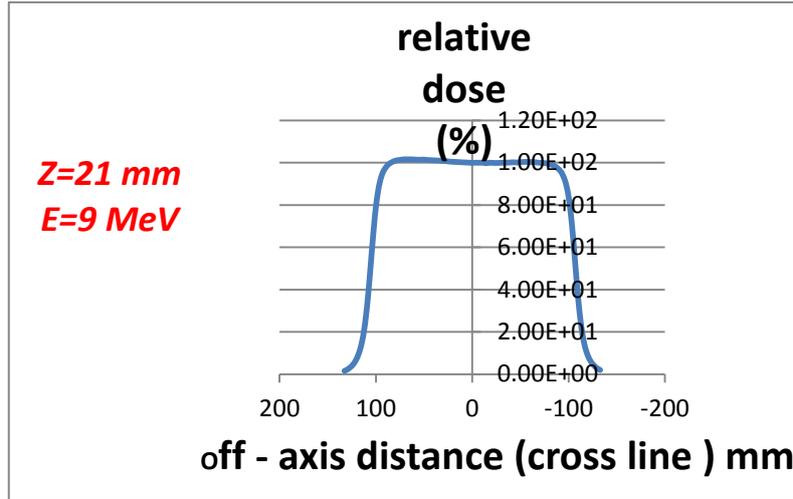
الجدول (5) : القيم التجريبية لنسب التسطح والتماثل والظليل لحزم الإلكترونات الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Varian ix.

22	18	9	6	طاقة الحزمة Energy Beam (MeV)
20×20	20×20	20×20	20×20	أبعاد الساحة الإشعاعية Field size (cm×cm)
23	29	21	12	العمق في الماء Depth (mm)
100	100	100	100	SSD (cm)
2.05	1.06	2.11	1.72	التسطح Flatness (%)
0.18	0.53	1.02	0.15	التماثل Symmetry (%)
1.07	0.91	0.87	0.85	الظليل Penumbra(%)

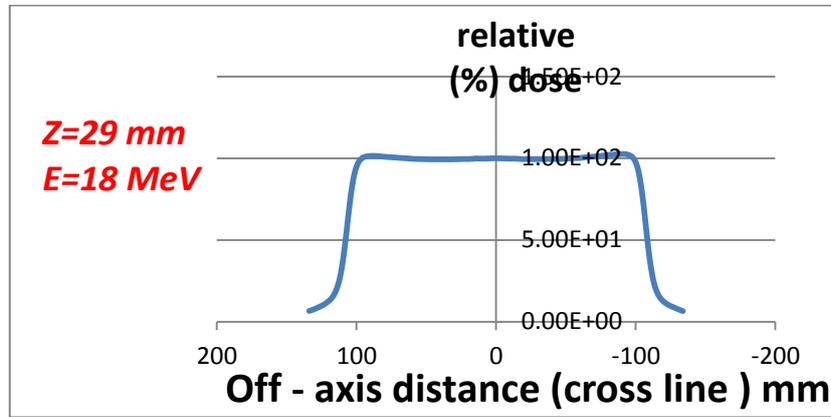
تبين الأشكال (14)، (15)، (16)، (17) تغيرات الجرعة النسبية لحزم الإلكترونات ذات الطاقات (6, 9, 18, 22) MeV وعند الساحة الإشعاعية 20×20 cm² وعدة أعماق:



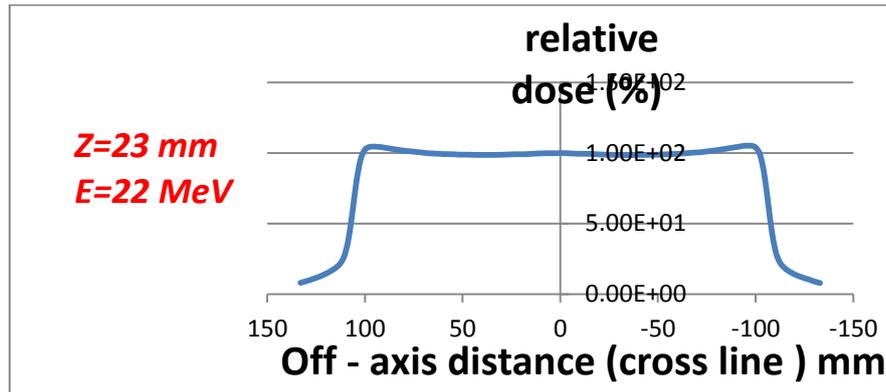
الشكل (14): تغير الجرعة النسبية للطاقة 6MeV وعند العمق 12mm ضمن الفانتوم المائي.



الشكل (15): تغير الجرعة النسبية للطاقة 9MeV وعند العمق 21mm ضمن الفانتوم المائي.



الشكل (16): تغير الجرعة النسبية للطاقة 18MeV وعند العمق 29mm ضمن الفانتوم المائي.



الشكل (17): تغير الجرعة النسبية للطاقة 22MeV وعند العمق 23mm ضمن الفانتوم المائي.

باستخدام العلاقتين (2) و (3) والأشكال (14)، (15)، (16)، (17) تم الحصول على الجدول (6) التالي:

الجدول (6) : قيم نسب التسطح والتماثل المحسوبة نظرياً لحزم الإلكترونات الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Varian ix .

22	18	9	6	طاقة الحزمة Energy Beam (MeV)
100	100	100	100	SSD (cm)
104.88	102.64	101.64	100.30	D_{max} (%)
98.56	99.41	95.51	93.10	D_{min} (%)
102.93	102.34	105.61	102.50	$D(x,y)$ (%)
96.48	95.62	98.52	96.47	$D(-x,-y)$ (%)
1.064	1.032	1.064	1.077	التسطح Flatness (%)
1.067	1.070	1.072	1.063	التماثل Symmetry (%)

بمقارنة قيم التسطح والتماثل المبينة في الجدولين (5) و (6) وجدنا أنها متقاربة أي أنّ الحزم الإشعاعية متجانسة وجميع النقاط التي لها نفس البعد عن المحور الرئيسي للحزمة تكون متماثلة الجرعة وأنّ منطقة الظليل صغيرة بالتالي يوجد تشعيع ضعيف خارج الساحة الإشعاعية المحددة ولكنه ضمن القيم المقبولة والمسموحة للأعضاء السليمة المحاطة بالورم.

الاستنتاجات والتوصيات:

الاستنتاجات:

من خلال دراسة تغيرات النسبة المئوية للجرعة بالعمق PDD لحزم الإلكترونات الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Varian Clinic 23 ix ذات الطاقات MeV (6,9,12,15,18,22)، وجدنا أنّ العمق الأعظمي يزداد بإزدياد الطاقة في البداية ثم يتناقص، وبالتالي لا يمكن معرفة طاقة حزم الإلكترونات من خلال معرفة Z_{max} ، وأنّ الإلكترونات لا تخترق إلى أعماق بعيدة ضمن النسيج الحي، ولكن تحرر الجرعة ضمن مجال محدد في نسيج من الجلد إلى عمق معين وبعدها تقف بسرعه. فتعطينا هذه الحزم توزع جرعة مثالي في حال كان الورم متوضع قرب الجلد والأعضاء التي تليه في تحسها للإشعاع. و بمقارنة قيم R_{100} و R_{50} التي حصلنا عليها في هذه الدراسة مع النتائج الصادرة عن الشركة المصنعة للجهاز ، وجدنا أنها متقاربة مع القيم المصرح بها عالمياً مما يؤكد دقة عمل المسرع المستخدم . كما وجدنا أنّ قيم R_{50} تزداد مع ازدياد طاقة الإلكترونات وقريبة من القيم المصرح بها عالمياً ، وبالتالي فإنّ حزم الإلكترونات التي يعطيها المسرع المستخدم في هذا البحث هي فعلاً ذات الطاقات MeV (6,9,12,15,18,22) أي أننا قمنا بمعايرة حزم الإلكترونات الصادرة عن المسرع المستخدم في هذا البحث والتحقق من جودة العلاج فيه. وبإيجاد نسب التسطح والتماثل لحزم الإلكترونات الصادرة عن المسرع المستخدم وجدنا أنّ قيمها لا تتجاوز $\pm 3\%$ (الشروط المرجعية لنسب التسطح والتماثل) [5]، والظليل لا يتجاوز 1cm (الشروط المرجعية لقيم الظليل)، مما يؤكد دقة المعالجة وتعرض أقل للنسج السليمة المحيطة بالورم.

التوصيات:

عند إجراء مثل هذه الدراسة يجب التأكد من الاستخدام الصحيح لجهة حجرة التأين المستوية بإتجاه الحزمة الإشعاعية، ومن التطبيق الأمثل للبروتوكول المتبع في المعايرة في المخابر العيارية الثانوية (هيئة الطاقة الذرية السورية)، والتي تتم معايرة مقاييسها المستخدمة لهذا الغرض في المخابر العيارية الأولية لوكالة الطاقة الذرية الدولية في النمسا في فيينا. كما ويجب إجراء معايرة دورية للمسرعات الطبية بغية التحقق من جودة عملها . وفي النهاية لايجوز إجراء تعرض إشعاعي طبي لأي شخص سواء بغرض التشخيص أو العلاج الشعاعي إلا بناءً على طلب من الطبيب المختص.

المراجع:

[1]- أيهم المحمود، حساب الجرعة في المعالجة الإشعاعية عن قرب لسرطان الرحم باستعمال الكود *MCNP*، درجة ماجستير، جامعة دمشق، 2012 .

[2]- C.DESROSIERS, V.MOSKVIN, A.F.BIELAJEW, L.PAPIEZ, *150-250 MeV electron beams in radiation therapy*, UK, Phys. Med. Biol. **45** (2000) 1781–1805.

[3]- T.CONNELL, A.ALEXANDER, M.EYVANS, J.SEUNTJENS, *An experimental feasibility study on the use of scattering foil free beams for modulated electron radiotherapy*, Canada, Phys. Med. Biol. **57** (2012) 3259–3272.

[4]- C.D.VENAZIO, M.MARINELLI, A. TONNETTI, G.V.RINATI, P.BAGALA, M.D.FALCO, A.S.GUERRA, M.PIMPINELLA, *Comparison between small radiation therapy electron beams collimated by cerrobend and tubular applicators*, Italy, JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, VOLUME 16, NUMBER 1(2015) 329-335.

[5]- جبيلي، سعد، علي حسن، قياس توزيع الجرعة الإشعاعية تجريبياً ومقارنتها مع حسابات نظام تخطيط الجرعة *TPS*، اللاذقية، مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية، العدد 2 (2015) 17.

[6]- P.PATHAK, P.K.MISHRA, M.SINGH, P.K.MISHRA. *Analytical Study of flatness and Symmetry of electron beam with 2D Array Detectors*. India, October (2015) 294-301.

[7]- محمد حمودي، قياس توزيع الجرعة الإشعاعية في التطبيقات المختلفة للمعالجة بالإشعاع، درجة ماجستير، جامعة دمشق، 2012.

[8]- E.B. PODGORSK. *Radiation Oncology Physics : A Hand book for teacher and student*. Vienna, 2005.

[9]- SHIQIN SU, K.MORAN, J.L.ROBAR, *Design and Production of 3D printed Bolus for electron Radiation therapy*. Dalhousie University, JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, VOLUME 15, NUMBER 4(2014) 194-211.

[10]- SHIQIN SU, *Design and Production of 3D printed Bolus for electron Radiation therapy*, master degree, Dalhousie University, August 2014.

[11]-*International Atomic Energy Agency (IAEA), TRS, ABSORBED DOSE DETERMINATION IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY*, Vienna, 2000.

[12]- K.R.HOGSTROM, P.ALOMOND, *Review of electron beam therapy physics*, USA, Phys. Med. Biol. **51** (2006) R455–R489.