

## قياس توزع الجرعة الإشعاعية تجريبياً، ومقارنتها مع حسابات نظام تخطيط الجرعة (TPS)

الدكتور هيثم ابراهيم جبيلي\*

الدكتور بسام سليمان سعد\*\*

علي مرجم حسن\*\*\*

(تاريخ الإيداع 7 / 1 / 2015. قُبل للنشر في 12 / 3 / 2015)

### □ ملخص □

تمّ في هذا العمل استخدام حجيرة تأين و وسط قياس متجانس، ( المجسم المائي ) لقياس الجرعة الإشعاعية الناتجة عن حزمة الفوتونات الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Varian Clinic 23ix، ثم تمّت مقارنة تلك القياسات التجريبية مع حسابات نظرية (Pencil Beam Convolution) PBC المستخدمة في نظام تخطيط المعالجة TPS. تُشير نتائج المقارنة إلى توافق جيّد ومقبول بالمقارنة مع القيم المسموحة للمقادير المعتمدة كالنسبة المئوية للجرعة بالعمق، والجرعة السطحية، ( جرعة الدخول )، قيم التناظر، التسطح والظليل الإشعاعي لحزم الطاقة المستخدمة .

الكلمات المفتاحية: توزع الجرعة، الجرعة الممتصة، المعالجة الإشعاعية الخارجية، الفيزياء الإشعاعية .

\* أستاذ - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.

\*\* أستاذ - قسم الطب النووي - كلية الطب - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.

\*\*\* طالب دراسات عليا (ماجستير) - اختصاص فيزياء إشعاعية - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.

## Experimental measurement of the radiant dose distribution and comparing with Treatment Planning System (TPS) calculation

Dr. Haisam Ibrahim Jbeli\*  
Dr. Bassam Soleman Saad\*\*  
Ali Morhem Hasan\*\*\*

(Received 7 / 1 / 2015. Accepted 12 / 3 / 2015)

### □ ABSTRACT □

In this work, we have used an ionization chamber and a homogeneous medium (water phantom) for measuring the radiant dose of the photons beam that produced by the medical linear accelerator Varian Clinic 23ix, then we have compared the experimental measurement with PBC(Pencil Beam Convolution)theoretical calculations that used in treatment planning system (TPS) .

The comparison results refers to good and acceptable agreement by compare with the allowable values of the considered quantities such as percent depth dose, surface dose (entrance dose) and values of the symmetry, flatness and penumbra for the used energy beams .

**Keywords:** Dose distribution, Absorbed dose, External beam radiotherapy, Radiation Physics .

---

\*Professor, Physics Department, Faculty of Science, Tishreen University, Lattakia, Syria.

\*\*Professor, nuclear medicine Department, Faculty of medicine, Tishreen University, Lattakia, Syria.

\*\*\*Postgraduate Student, Radiation Physics, Department of Physics, Faculty of Science, Tishreen University, Lattakia, Syria

**مقدمة:**

تعرف الجرعة الإشعاعية الممتصة - وفق توصيات الهيئة الدولية لوحدات القياس ICRU(International Commission on Radiation Units and Measurements) - بأنها متوسط الطاقة المتحررة dE بواسطة الإشعاع أيًا كان نوع الإشعاع في مادة كتلتها dm نتيجة تعرضها للإشعاع المؤين [1].

يعتمد توزع الجرعة الإشعاعية المودعة في الوسط بواسطة حزم الفوتونات ذات الطاقة العالية على عدة مقادير، هي طاقة الحزمة الإشعاعية، مساحة حقل المعالجة، وعلى طبيعة الوسط المعرض للإشعاع.

تحدد الجرعة الإشعاعية بواسطة عدة مقادير أهمها [2]:

النسبة المئوية للجرعة بالعمق (PDD (Percent Depth Dose)، المقاطع الجانبية للجرعة (Dose Profiles)، النسبة نسيج- مجسم (TPR (Tissue Phantom Ratio) ومقادير أخرى كثيرة.

تتم أهمية دراسة توزع الجرعة الإشعاعية في تحديد كمية الطاقة المودعة في الوسط المحدد من خلال التأين المباشر وغير المباشر، حيث يقع الضرر الإشعاعي أساساً في الأنسجة بسبب تأيين الأشعة للجزيئات، أو إثارة ذراتها [3].

إنّ الهدف الرئيس من المعالجة الإشعاعية هو تقديم جرعة إشعاعية محددة الى حجم محدد من الورم بما لا يزيد عن 105%، ولا يقل عن 95% من مقدار الجرعة الموصوفة، مع المحافظة قدر الإمكان على أقل ضرر ممكن للنسج السليمة المعرضة للإشعاع.

تتناول الكثير من الدراسات موضوع الدقة في حساب الجرعة المودعة في الورم، حيث إنّ القيم القياسية يجب أن تكون بدقة 3.5%، ومع الأخذ بالاعتبار عدم الدقة الناتجة عن نظريات حساب الجرعة المستخدمة في نظام تخطيط الجرعة (TPS (Treatment Planning System، تصبح لدينا الدقة المطلوبة حوالي 5[4]±%.

أجريت دراسة تحليلية لخصائص الجرعة بالعمق باستخدام المجسم المائي، وتمت مقارنة منحنيات توزع الجرعة، وعمق الجرعة الأعظمية، وعمق جرعة الـ 50% من أجل عدة طاقات للحزمة الإشعاعية. كما تم حساب الفرق بالعمق لكل طاقة من الطاقات حيث إنّ العمق يزداد مع زيادة الطاقة [5].

أجريت معايرة حجيرات التأين المستخدمة في القياسات، وحساب معاملات التصحيح اللازمة للعمل التجريبي لقياس توزع الجرعة بالعمق باستخدام المجسم المائي، وقياس توزع الجرعة الإشعاعية على امتداد الساحة الإشعاعية باستخدام الأفلام المتلونة بالإشعاع، وحساب الارتبايات المرتكبة في القياسات والمعايير المختلفة، حيث تمت جميع القياسات على جهاز الكوبالت 60 الذي يعطي فوتونات غاما بطاقة [3] 1.25 MeV.

كما تمت دراسة توزع الجرعة في وسط مشع بواسطة فوتونات الأشعة السينية ذات الطاقة العالية والصادرة عن المسرع الخطي الطبي بواسطة حجيرات التأين، ومجسمات (فانتومات) مائية وصلبة مختلفة تحاكي جسم الإنسان [4].

قمنا في هذا البحث بإجراء قياس لبعض مقادير تحديد الجرعة مثل النسبة المئوية للجرعة بالعمق PDD، والمقاطع الجانبية لتوزع الجرعة Profiles، وذلك لحزمة الفوتونات الصادرة عن المسرع الخطي الطبي Varian clinic 23ix و الموجود في مشفى تشرين الجامعي باللاذقية. يعطي هذا المسرع ست قيم مختلفة بين (6-18)MeV لطاقات الإلكترونات، ويعطي حزمة فوتونات X-RAY بطاقتين 6MeV و 23 MeV. قمنا بإجراء القياسات على الطائفتين المذكورتين، ثم مقارنة النتائج التجريبية مع نتائج خوارزمية حساب الجرعة في نظام تخطيط الجرعة TPS. كما تمت

مقارنة النتائج مع الشروط المرجعية، والنتائج القياسية المحددة في بروتوكولات الوكالة الدولية للطاقة الذرية (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY) IAEA .

### أهمية البحث وأهدافه :

تأتي الأهمية في حساب توزع الجرعة الإشعاعية في توحّي الدقة العالية اللازمة لحساب هذا التوزع، وذلك مع الأخذ بالاعتبار الحفاظ على أقلّ تعرض ممكن للأعضاء السليمة المحيطة بالورم، كي لا يصبح الضرر على حساب الفائدة. يهدف هذا البحث إلى :

- قياس النسبة المئوية للجرعة بالعمق PDD .
- قياس المقاطع العرضية للجرعة Profiles .
- مقارنة النتائج التجريبية مع نتائج حسابات نظام تخطيط الجرعة TPS .

### طرائق البحث ومواده :

إن الأجهزة والأدوات المستخدمة في هذا البحث هي :

- الجسم المائي (Water phantom) ذو الأبعاد  $(60 \times 60 \times 60) \text{cm}^3$  .
- حجيرات تأين اسطوانيتان من نوع Farmer موصولتان إلى موزع جهد Tandom .
- نظام تخطيط المعالجة (TPS) Treatment Planning System : هو نظام حاسوبي يتم استخدامه لمحاكاة عملية المعالجة الإشعاعية، وذلك قبل تطبيقها عملياً. يعتمد هذا النظام في حساب الجرعة الناتجة عن الفوتونات على خوارزمية حسابية معقدة تدعى (Pencil Beam Convolution) PBC، ولهذه النظرية مبدأ حساب احتمالي لتفاعلات الإشعاع مع المادة، و تقوم بحساب التوزع المكاني للطاقة (الجرعة) المودعة في الوسط والناتجة عن هذه التفاعلات بناءً على قيم مفاصة ضمن الجسم المائي ثلاثي الأبعاد، وهذه القيم تشمل (النسبة المئوية للجرعة بالعمق (PDD))، وتوزع الجرعة الإشعاعية (Dose profile))، وهذه القيم هي قيم عيارية يتم إدخالها إلى نظام تخطيط المعالجة (TPS)، بعد إجراء كلّ معايرة للحزمة الإشعاعية الصادرة عن المسرع الخطي [6].

- المسرع الخطي الطبي من نوع Varian Clinic 23ix .

يوضع الجسم المائي تحت رأس المسرع مباشرة، ويتم ملؤه بالماء المقطر إلى مستوى محدد، ثم يتم ضبط الجسم ليكون سطح الماء مستوياً تماماً، بحيث تتطابق أشعة الضبط الليزرية مع الخطوط المرسومة على جوانب الجسم من أجل هذه الغاية. يتم ضبط المسافة بين سطح الماء والمنبع على  $100 \text{ cm}$ ، والتأكد من أنّ مساحة الساحة الضوئية (حقل المعالجة)  $(10 \times 10) \text{ cm}^2$  .

توضع الحجيرة على حامل موجود في الجسم المائي (مكان مخصص للحجيرة)، وقابل للحركة في الاتجاهات XYZ . توصل الحجيرة إلى موزع جهد Tandom لضبط جهد الحجيرة على  $400 \text{ V}$  (جهد العمل للحجيرة)، ثم يتم التوصيل إلى برنامج يدعى Mephysto لتحليل القياسات التجريبية .

تستعمل الحجيرة الاسطوانية لقياسات الجرعة الإشعاعية الناتجة عن حزم الفوتونات ذات الطاقة العالية ( حزم فوتونات طاقتها أكبر أو تساوي  $4 \text{ MeV}$  ) .

تمّ القياس على الطاقنتين 6MeV و 23 MeV (فوتونات) ، و ذلك لأهمّ البارامترات التي تستخدم في القياس التجريبي للجرعة الإشعاعية ، وهي :

### 1- النسبة المئوية للجرعة بالعمق (PDD): Percent Depth Dose

هي الطريقة لتحديد الجرعة الممتصة في الجسم المائي التي تتغير مع العمق، وتعرف بأنها النسبة المئوية بين الجرعة الممتصة على عمق ما (d) إلى الجرعة الممتصة عند العمق المرجعي  $d_0$  ، (من أجل الطاقات العالية يكون  $d_0=d_{max}$ ) ، حيث  $d_{max}$  هو العمق الأعظمي للطاقة المستخدمة (الجدول (1) ) .

الجدول (1) : يعطي الأعماق الأعظمية لعدة طاقات مختلفة مستخدمة في المعالجة الإشعاعية. [5]

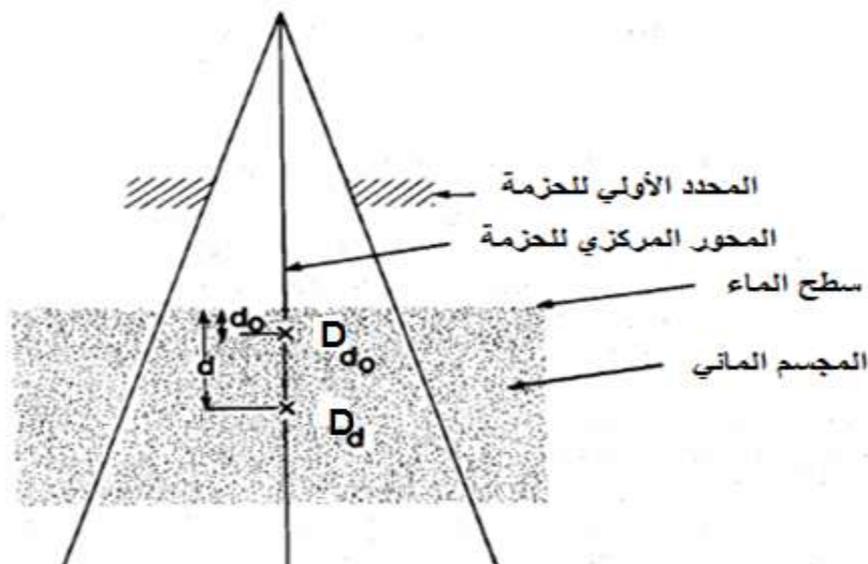
الطاقة (MeV)	نوع الحزمة	$d_{max}(cm)$
1.25 (Co-60)	$\gamma$ - ray	0.5
6	X- ray	1.5
10	X- ray	2.5
18	X- ray	3
23	X- ray	3.5

تعطى النسبة المئوية للجرعة بالعمق بالعلاقة الآتية [7] :

$$PDD (\%) = (D_d / D_{d_0}) \times 100 \quad \dots\dots\dots (1)$$

حيث :  $D_d$  هي الجرعة الممتصة عند عمق  $d$  ،  $D_{d_0}$  هي الجرعة الممتصة على عمق  $d_0$  (حيث يكون  $d_0$  يساوي  $d_{max}$  من أجل الطاقات العالية فقط ) .

يوضح الشكل (1) النسبة المئوية للجرعة بالعمق الممثلة بالعلاقة (1) .

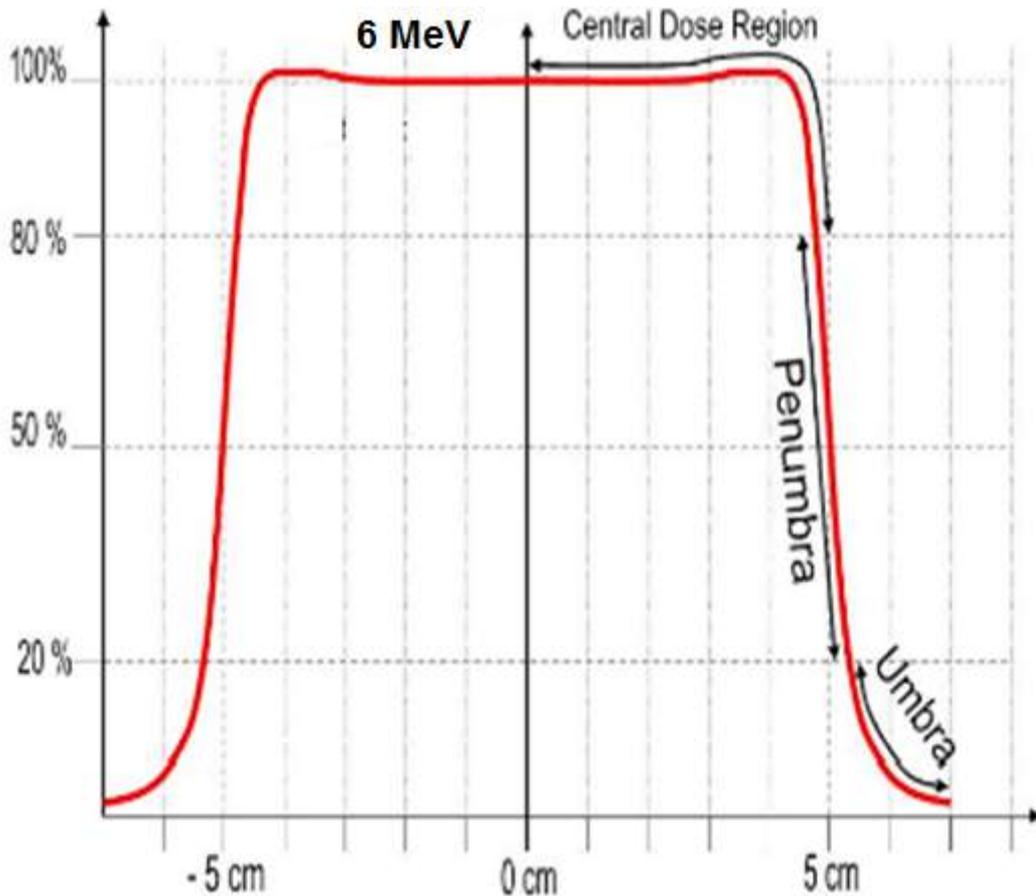


الشكل (1) : يبين كيفية القياس التجريبي للنسبة المئوية للجرعة بالعمق .

تتغير هذه النسبة بتغير عدة عوامل أهمها : طاقة الحزمة ، العمق  $d$  ، مساحة حقل المعالجة (Field Size)، والبعد بين المنبع و سطح الماء في المجسم المائي.[7]  
 يفيد قياس PDD في معرفة تغير الجرعة مع العمق، ومعرفة العمق الأعظمي للجرعة لكل طاقة من الطاقات، بالإضافة الى معرفة الجرعة السطحية من جهة دخول الحزمة، أو ما يسمى جرعة الدخول (entrance dose)، ومعرفة الجرعة على النقاط الموجودة على محور الحزمة ، وعلى أعماق مختلفة . كما يساعد في تحديد منطقة تزايد (تعاضم) الجرعة (buildup region)، وهي المنطقة التي تزداد فيها الجرعة تدريجياً حتى قيمة عظمى عند عمق يساوي  $d_{max}$  للطاقة المستخدمة .

## 2- المقاطع الجانبية للجرعة : Dose Profiles

يحدّد توزع الجرعة الإشعاعية في المعالجة ثلاثية الأبعاد بواسطة المقاطع الجانبية للجرعة على طول المحور الأفقي المعامد لمحور الحزمة الإشعاعية، وعلى محور الحزمة المركزي. تقاس المقاطع الجانبية للجرعة بالنسبة لمحور الحزمة المركزي ، وعلى عمق محدد في المجسم المائي ( $d=10\text{cm}$ ) ، وأعماق أخرى مختلفة ، وذلك من أجل مساحة حقل معالجة  $10\times 10\text{cm}^2$  كما في الشكل (2) .



الشكل (2) : يوضح مثلاً للمقطع الجانبي من أجل حقل معالجة  $10\times 10\text{cm}^2$  وطاقة 6 MeV في المجسم المائي . يعبر المحور المركزي (العمودي) عن القيم المقاسة للنسبة المئوية للجرعة بالعمق، ويدل المحور الأفقي على البعد عن المحور المركزي للحزمة . [8]

بالاعتماد على الشكل (2) يظهر أن المقطع الجانبي الناتج عن حزمة الفوتونات، يتألف من ثلاث مناطق هي: المنطقة الأولى : منطقة الجزء المركزي من المقطع الجانبي، ويتضمن الجزء ما بين المحور المركزي والنقطة التي توافق 80% من الجرعة العظمى .

إن هذا الجزء من المقطع الجانبي يتأثر بطاقة الإلكترونات التي تضرب الهدف الذي يعطي الأشعة السينية وبالشكل الهندسي والعدد الذري لمادة الهدف .

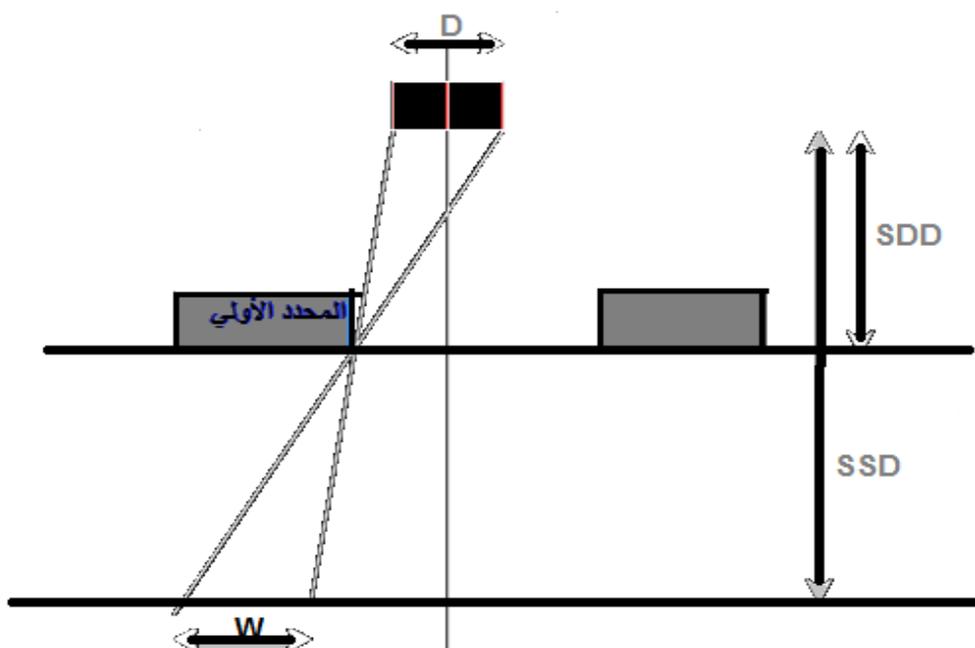
المنطقة الثانية : الظليل الإشعاعي (Penumbra)، ويقع في المجال ما بين 20% و 80% من الجرعة العظمى و يجب ألا يزيد عرضه عن 1.5 cm، ويعتمد على طاقة الحزمة، حجم الهدف، المسافة بين المنبع و سطح الماء والمسافة بين المحدد وعمق القياس في الجسم المائي .

المنطقة الثالثة : منطقة الظل الإشعاعي (Umbra)، وتقع خارج الساحة الإشعاعية، وتمتد لما بعد الحواف الهندسية لحقل المعالجة. الجرعة في هذه المنطقة منخفضة جداً وتنتج عن انتقال الإشعاع (نفوذه) عبر محددات الساحة الإشعاعية و الحماية الموجودة في رأس المسرع الخطي [8] .

يُحدّد الظليل الإشعاعي ضمن المجال المقبول، ومن أجل حقل معالجة وأعماق قياس محددة بانحراف قدره 2%، وذلك حتى عمق 20 cm. يحسب الظليل الإشعاعي هندسياً، من أجل مسرعات الطاقة العالية من العلاقة الآتية [9]:

$$W = D (SSD - SDD) / SDD \dots (2)$$

حيث: W (cm) الظليل الإشعاعي الهندسي، D (cm) أبعاد المنبع (هدف الأشعة السينية)، SSD (cm) المسافة بين المنبع و سطح الماء، SDD (cm) المسافة بين المنبع والمحدد الأولي للحزمة الإشعاعية الموجود في رأس المسرع كما يبين الشكل (3) .



الشكل (3) : يوضح الحساب الهندسي للظليل الإشعاعي [9] .

نحصل من قياس المقاطع الجانبية للجرعة على ما يأتي :

(a) - تسطح الحزمة : F (Beam Flatness)

و يعطى بالعلاقة الآتية [10] :

$$F = 100 \times (D_{\max} - D_{\min}) / (D_{\max} + D_{\min}) \dots (3)$$

حيث يتم تحديد قيمتي الجرعتين العظمى والصغرى  $D_{\max}$ ،  $D_{\min}$  من المقطع الجانبي في المنطقة الواقعة ما بين المحور المركزي للحزمة، و نقطة 80 % من عرض الحزمة . من اجل المسرع الخطي تكون قيمة F حوالي 3 % عند القياس في مجسم مائي على عمق 10 cm وعلى مسافة SSD=100cm .

(b) - تناظر الحزمة : S (Beam Symmetry)

يحدد تناظر الحزمة عادة على عمق  $d_{\max}$  (العمق الأعظمي للطاقة المستخدمة)، ويتطلب دقة في تحديد هذا العمق للحزمة المستخدمة . في التناظر المثالي تكون النقاط المتقابلة على المقطع الجانبي لها القيمة نفسها ومتساوية البعد عن المحور الشاقولي (المركزي) للحزمة . يجب ألا يتجاوز الانحراف في قياس التناظر على جانبي المقطع الجانبي مقدار 2% . يحسب التناظر في المناطق الواقعة تحت مستوي جرعة الـ 50% من أجل المناطق تحت عمق  $d_{\max}$  من العلاقة [10] :

$$S = 100 \times (D_x - D_{-x}) / (2) \dots (4)$$

حيث  $D_x$ ،  $D_{-x}$  المسافة على كل من جانبي المقطع العرضي لكل نقطة عن محور الحزمة .

### النتائج والمناقشة :

تمّ القياس باستخدام المجسم المائي وحجيرة التأين للمقاطع الجانبية للجرعة (dose profiles)، من أجل قياس مساحة إشعاعية  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>، وعند العمقين 5cm و 10cm في المجسم المائي . بعدّ سطح الماء في المجسم هو المبدأ  $d=0$  لقياس العمق . ثمّ تمّ حساب كل من التسطح والتناظر باستخدام العلاقات (3) و (4) على الترتيب ، تمّ حساب الظليل من منحنى المقطع العرضي للجرعة ، وقورن مع القيمة المحسوبة هندسياً من العلاقة (2) تساوي  $W=0.36$  cm . تمّت المقارنة مع حسابات نظرية (PBC) المستخدمة في نظام تخطيط المعالجة (TPS)، وذلك عند الشروط السابقة نفسها من أجل الطاقة (X-Ray) 6 MeV . رتبنت النتائج في الجدول (2) كما يأتي:

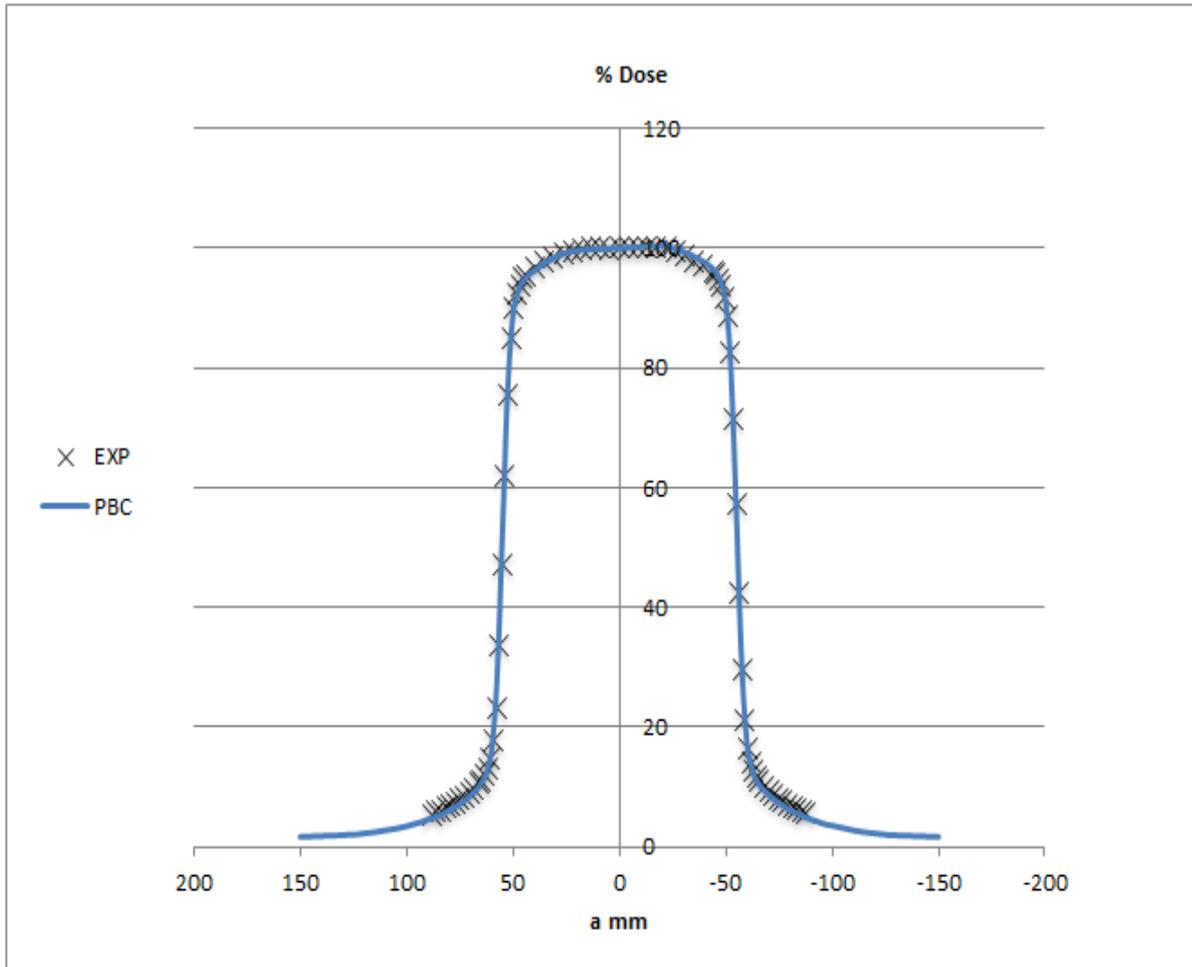
الجدول (2) : يبين مقارنة بين القيم المقاسة تجريبياً والقيم المحسوبة باستخدام نظرية PBC لكل من

الظليل والتسطح والتناظر للمقاطع الجانبية للجرعة على عمق 5cm و 10cm .

Field size=(10×10) cm <sup>2</sup> ، SSD=100cm, 6 MeV (X-RAY)					
Depth(cm)	5		10		الحد المقبول
الطريقة المستخدمة	PBC	تجريبي	PBC	تجريبي	
P <sub>L</sub> (cm) الظليل الأيمن	0.627	1.06	0.717	0.688	1.5 cm
P <sub>R</sub> (cm) الظليل الأيسر	0.642	0.962	0.747	0.697	1.5 cm
التناظر (%) S	1.45	0.69	1.32	0.36	2%
التسطح (%) F	1.9	1.37	2.68	2.35	3%

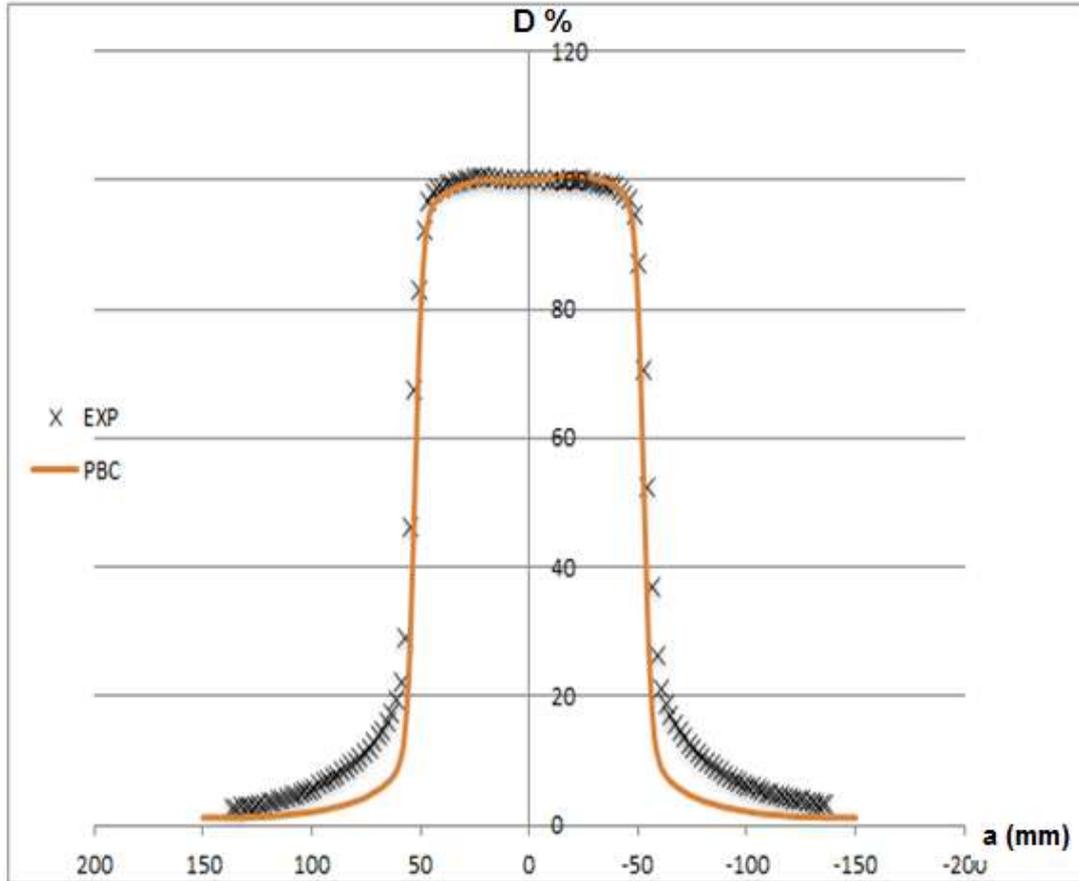
يظهر من الجدول أنّ هناك توافقاً جيداً بين القيم التجريبية والحسابية ، وأنّ كلاً من القيم في الطريقتين لا تتجاوز الحدّ المسموح به . يعود سبب الفروق الصغيرة بين القيم السابقة إلى أنّ الدقة في القياس التجريبي يجب أن تكون عالية جداً وللصعوبة- أيضاً- في ضبط أجهزة القياس المستخدمة . كما أنّ نظرية PBC تستخدم معاملات تصحيح لعدم التجانس والتبعثر .....الخ، حيث أنّنا لم نأخذ هذه المعاملات بعين الاعتبار تجريبياً .

يبين الشكلان (4) و (5) قياس كلّ من المقطعين الجانبيين للطاقة (X-RAY) 6 MeV ، وذلك على عمقين مختلفين. الشكل (4) على عمق 10cm والشكل (5) على عمق 5cm . يظهر التوافق جلياً في الشكلين المذكورين حيث تمّت مقارنة النتائج المقاسة مع حسابات نظرية PBC ، وذلك في المنطقة الجانبية حتى منطقة الظليل (حتى منطقة 20%) و في المنطقة المركزية بين 80% و 100%، كما تعطي توافقاً جيداً في قيم الجرعة العظمى والصغرى في المنطقتين السابقتين. أما المنطقة الثالثة فهي تقع ما تحت 20%، وهي منطقة الظل الإشعاعي ، وتكون غير ذات فائدة ونتيجة كما ذكرنا سابقاً عن نفوذ الإشعاع عبر محددات الساحة الإشعاعية . لم يتمّ الأخذ بالاعتبار في الأشكال الآتية (4,5,6,7) للارتياحات التجريبية نظراً لصغرهما ، حيث إنّ المقادير المقاسة والمحسوبة جميعها تقع ضمن الحدود المقبولة (الجدول (2,4,5)).



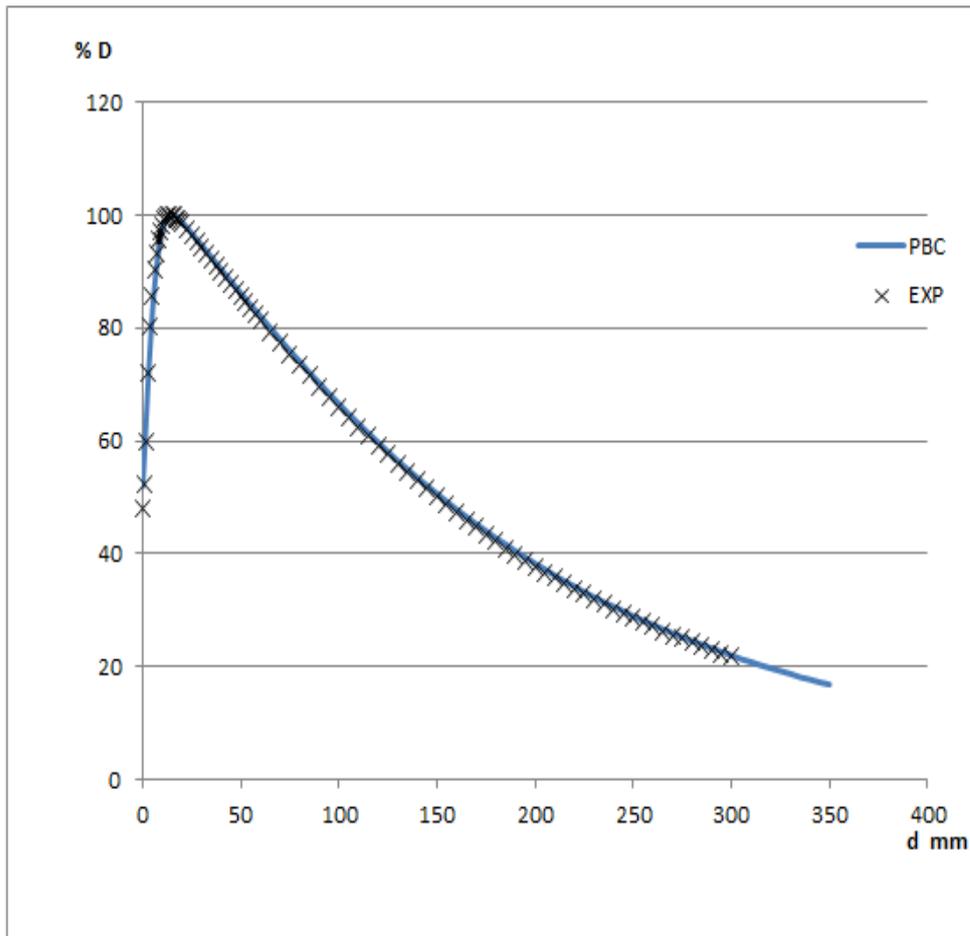
الشكل (4) : يبين مقارنة القيم التجريبية EXP مع حسابات نظرية PBC للمقطعين الجانبيين للطاقة 6MeV على عمق 10cm .

تظهر الأشكال (5,6,7) تطابقاً جيداً بين القيم التجريبية ، والقيم المحسوبة باستخدام نظرية PBC حتى نقطة 20% ، وهذا يعود للدقة العالية المتوخاة في القياس التجريبي، أما الفروق تحت نقطة 20% ، فهي تنتج من عدم أخذنا بالاعتبار تجريبياً تصحيحات معاملات التبعثر الموجودة في نظرية PBC، هذه المعاملات تُعبر عن التبعثر الناتج على حواف محددات الساحة الإشعاعية ونفاذ بعض الفوتونات من خلال هذه المحددات.

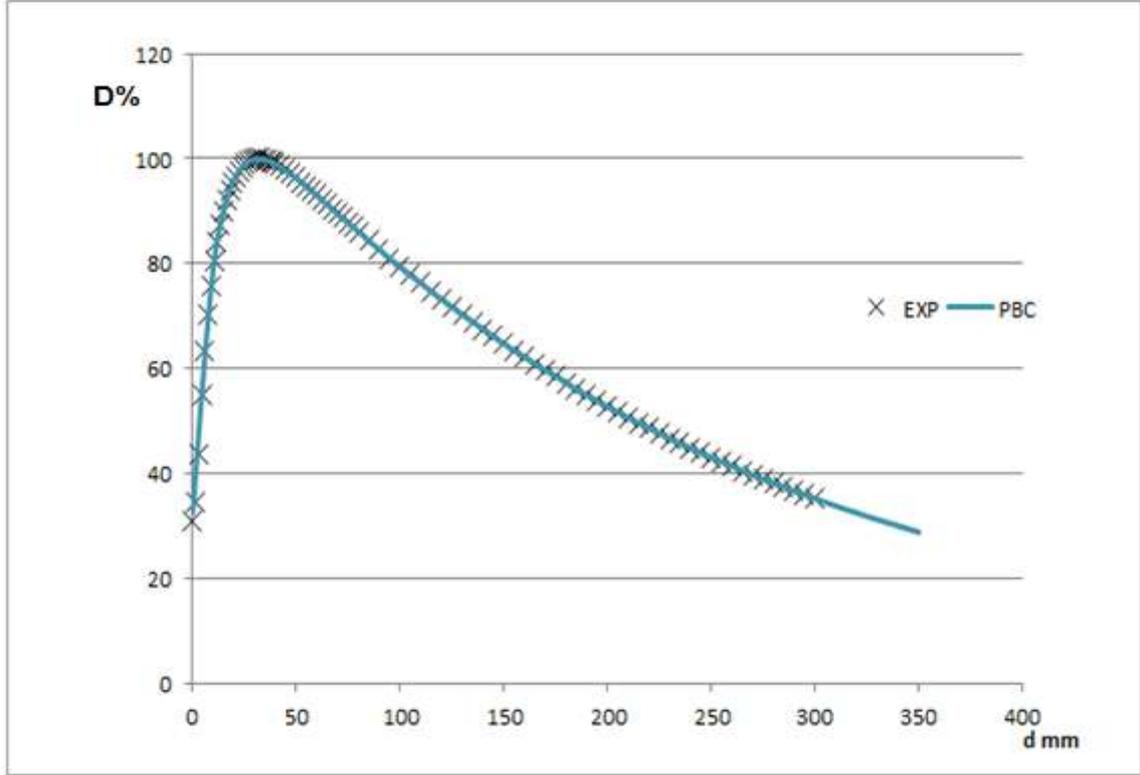


الشكل (5) : يبين مقارنة القيم التجريبية EXP مع حسابات نظرية PBC للمقطعين الجانبيين للطاقة 6 MeV على عمق 5cm .

كما تمّ قياس النسبة المئوية للجرعة بالعمق PDD تجريبياً باستخدام الجسم المائي (وسط متجانس) ، وذلك من أجل ساحة  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> ، وساحات أخرى من أجل الطاقتين 6MeV و 23 MeV. يبيّن الشكلان (6) و(7) مقارنة بين القيم المقاسة تجريبياً والمحسوبة باستخدام نظرية PBC للنسبة PDD ، و ذلك للطاقتين السابقتين الذكر .



الشكل (6) : النسبة PDD من أجل الطاقة 6 MeV المقاسة تجريبياً EXP مقارنة مع المحسوبة باستخدام نظرية PBC .



الشكل (7) : النسبة PDD من أجل الطاقة 23 MeV المقاسة تجريبياً EXP مقارنة مع المحسوبة باستخدام نظرية PBC .

تم تحويل النتائج المقاسة والمحسوبة للجرعة إلى نسبة مئوية للجرعة بالعمق في كل نقطة من النقاط باستخدام العلاقة (1) . نلاحظ من الشكلين (6) و(7) السابقين أنّ الجرعة الإشعاعية تبدأ بالتزايد من نقطة الصفر (سطح الماء في الجسم المائي) إلى نقطة محددة تسمى عمق الجرعة الأعظمية ( $d_{max}$ ) ، وهذه القيمة تساوي 1.5cm من أجل الطاقة (X-Ray) 6 MeV ، وتساوي 3.5cm من أجل الطاقة (X-Ray) 23 MeV . تسمى هذه المنطقة منطقة تزايد (تعاضم، تراكم) الجرعة (buildup region)، وتنتج عن التفاعلات بين الفوتونات وسطح الماء فتعطي بدورها إلكترونات ثانوية. هذه الإلكترونات الثانوية يتم إيداعها (تترسب) مع تدفق طاقة الحزمة نحو الأسفل ، وتزداد الجرعة مع تدفق هذه الإلكترونات حتى تصل إلى قيمة عظمى. هذه المسافة تتعلق بطاقة الحزمة المستخدمة ، حيث يكون معدل تدفق الفوتونات ثابتاً ومتناقصاً مع العمق. بالمقارنة بين الشكلين (6) و(7) يتبين أن النسبة PDD :

- تتناقص مع العمق من أجل كل الطاقات ، وذلك بعد منطقة تعاضم (تراكم) الجرعة .
- تزداد قيمها مع زيادة الطاقة بعد منطقة تعاضم (تراكم) الجرعة، ويتضح ذلك بمقارنة القيم الواقعة على العمق نفسه في المنحنيين السابقين .
- منطقة تعاضم (تراكم) الجرعة تصبح أكبر مع ازدياد الطاقة .

يبين الجدول (3) قيم الجرعة السطحية (جرعة الدخول entrance dose) للطاقتين 6MeV و 23 MeV من أجل قياسات مختلفة للساحة الإشعاعية (Field Size).

الجدول (3): يبين مقارنة بين الجرعة السطحية للطاقتين من أجل ساحات إشعاعية مختلفة .

Field Size cm <sup>2</sup>	entrance dose %	
	6 MeV X-RAY	23 MeV X-RAY
10×10	52	32.5
15×15	56.5	40.4
20×20	60	46.3
25×25	63.5	50.7
30×30	66.2	54.2

نلاحظ من الجدول (3) أن الجرعة السطحية تنقص مع ازدياد الطاقة، وتزداد - لكل من الطاقتين - مع ازدياد مساحة الساحة الإشعاعية .

إنّ هذه الجرعة السطحية تسهم فيها الإلكترونات الثانوية الناتجة عن تفاعل الفوتونات مع المادة الموجودة بين سطح الماء ( الجلد في حالة المعالجة ) والمنبع . وهذا يعني أن أيّ حزمة فوتونات يوجد فيها بعض الإلكترونات، ووجود هذه الإلكترونات يزداد بزيادة الساحة الإشعاعية، ويقال مع تقليل المسافة بين المحدد الأولي للأشعة وسطح الماء. تتعلق قيمة الجرعة السطحية بقياس ساحة المعالجة وطاقة الحزمة ، ووجود أي مادة تمرّ عبرها هذه الحزمة . يمكننا هذا من استعمال مواد مشابهة بخواصها لجسم الإنسان في تفاعله مع الإشعاع ( الفوتونات في حالتنا ) من أجل زيادة الجرعة السطحية في حالات معينة (أورام جدار الصدر مثلاً) . من أجل زيادة الجرعة على جدار الصدر والنقليل من الجرعة التي تتلقاها الرئة توضع هذه المواد التي تسمى (Bolus) عند مدخل الحزمة على سطح الجلد مباشرة ويسماكات مختلفة .

بالاعتماد على قياس النسبة المئوية للجرعة بالعمق PDD ، تمت مقارنة بين النتائج التجريبية والنتائج المحسوبة باستخدام نظرية PBC ، وذلك عند نقاط محددة P<sub>1</sub>,P<sub>2</sub>,P<sub>3</sub>,P<sub>4</sub> تقع على أعماق معينة مختلفة من أجل كل من الطاقتين 6MeV و 23 MeV كما يبين الجدولان (4,5) :

الجدول (4): مقارنة بين الجرعة المقاسة والمحسوبة على أعماق مختلفة من أجل طاقة 6 MeV .

6 MeV	PDD %		D=((PBC-EXP)/2)*100 الانحراف D%
	PBC	EXP	
P <sub>1</sub> = 0 cm	52	48.6	6.51
P <sub>2</sub> = 1.5 cm	100	100	0
P <sub>3</sub> = 5 cm	68.2	85.75	0.97
P <sub>4</sub> = 10 cm	66.6	65.95	0.52

الجدول (5): مقارنة بين الجرعة المقاسة والمحسوبة على أعماق مختلفة من أجل طاقة 23 MeV .

23 MeV	PDD %		D=((PBC-EXP)/2)*100 الانحراف D%
	PBC	EXP	
P <sub>1</sub> = 0 cm	32.5	30.7	5.8
P <sub>2</sub> = 3.5 cm	99.8	99.9	0.1
P <sub>3</sub> = 5 cm	96.3	96.4	0.1
P <sub>4</sub> = 10 cm	79.4	79.5	0.1

عند مقارنة النتائج لوحظ أنّ نظرية PBC تعطي تقديراً جيداً للجرعة الإشعاعية وبانحراف مقبول، وذلك بالمقارنة مع القياسات المأخوذة في وسط متجانس (المجسم المائي) . تستخدم نظرية PBC عمليات حسابية معقدة لحساب الجرعة في نظام تخطيط المعالجة TPS، و الدقة المطلوبة فيها يجب أن تكون ما بين [11] % (2-3) . تقوم هذه النظرية بحساب الجرعة بالاعتماد على مبدأ احتمالي لحساب تفاعل الإشعاع مع المادة، وتعتمد تصحيحات كثيرة مثل عدم التجانس ومعاملات التبعثر ومعاملات أخرى .

نلاحظ بالاعتماد على الجدولين (5،4) توافقاً جيداً ونسبة انحراف صغيرة بالنظر إلى القيم المسموحة التي تساوي 2% وحتى 3% . أما الاختلافات في قيمة الجرعة المقاسة تجريبياً عن القيمة المحسوبة عند النقطة P<sub>1</sub> من أجل كل من الطاقتين فتعود إلى أن القياس يتم على سطح الماء، وعلى عمق 0.05 cm ، حيث يكون جزء من حجرة التأين ظاهراً في الهواء، وعند تحريك الحجرة يحدث اختلال في سطح الماء (يصبح غير مستوٍ) ، مما يسبب عدم دقة في قياس القيمة عند تلك النقطة .

### الاستنتاجات والتوصيات:

ان التحليل السابق لخصائص الجرعة مع العمق من أجل حزم الفوتونات يساعد في زيادة درجة الدقة في نظام تخطيط المعالجة، حيث إنّ طاقة الحزمة هي العنصر الأساسي لتحديد عمق الجرعة الممتصة في النسيج أو في مادة أخرى تشابه في كثافتها جسم الإنسان (ماء ، ماء صلب، ...) .

نستنتج مما سبق أن هناك توافقاً جيداً بين القياسات التجريبية وحسابات نظرية PBC لتوزع الجرعة الإشعاعية في وسط متجانس (الماء) ، وأنّ العمق الأعظمي للجرعة يزداد بازدياد الطاقة، كما تنقص الجرعة السطحية (جرعة الدخول) بازدياد طاقة الحزمة الإشعاعية . كما بين هذا العمل أن المعامل النسبي بين عمقين أو بين جرعتين، يصف كيف تزداد الجرعة ، أو تنقص من أجل طاقة معينة، وهذا يحدّد ما يتطلبه الهدف ( الورم ) ، وما يحيط به من توزع جرعة محدد ومناسب، وبما أن الحزمة الإشعاعية قادرة على إعطاء توزع جرعة محدد عند أعماق محددة، فإننا نستطيع باختيار مناسب لطاقة الحزمة تقديم الجرعة الإشعاعية المطلوبة للمكان المطلوب بدقة جيدة .

إن المعالجة لا تتم على وسط متجانس (جسم الإنسان) ، فإنّ النتائج السابقة هي نتائج تقريبية، وبما أنه لا يوجد في الوقت الحالي - جهاز لقياس الجرعة داخل جسم الإنسان، فإنّه يوصى باستخدام مواد أخرى ذات كثافات مختلفة، غير متجانسة، وتشابه كثافة جسم الإنسان كالماء الصلب مثلاً، وهو مادة لها تركيب الماء وقريبة في كثافتها لجسم الإنسان، أو مجسمات مصنوعة من مواد مشابهة في خواصها لخواص جسم الإنسان للحصول على نتائج أفضل .

إن هذه التحليلات تتضمن أجزاء معينة ، ومدى معين عن الجرعة الممتصة في الماء . تأخذ الجرعات الإشعاعية قيماً مختلفة في مواقع محددة ناتجة عن اعتبارات أخرى لقياس الجرعة ،مثل تغير قياس حقل المعالجة والمسافة بين سطح الماء ، والمنبع والتبعثر في الماء ، والتبعثر الناتج عن رأس المسرع....الخ، ولذلك يوصى بإجراء القياسات التجريبية مضافاً لها الاعتبارات السابقة الذكر .

### المراجع :

- [1]. International Commission on Radiation Units and Measurements: Radiation Quantities and Units. ICRU Report 33, Washington, D.C. 1999.
- [2] – R . Rafarovavy , A. Bridiar, Study of dose distribution in high energy photon beam used in radiotherapy. International conference, Madagascar, 10-15 september 2007 .
- [3] –M .Hamody , Absorbed dose distribution measurement for different radiotherapy application ,master degree, Damascus University , 2012 .
- [4] – International Atomic Energy Agency (IAEA) ,TRS . 398 ,ABSORBED DOSE DETERMENATION IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY , Vienna , 2000 .
- [5] – S . Buzder , M . Alfzalrao , A . Nazir , An Analysis of Dose Characteristics of Photon Beam in Water , Department of Physics , the Islamic university Bahawalpur , Pakistan , 2009 .
- [6] – A . Almahmoud , Calculation of dose distributions produced by 6 MeV photon beam at variable depth in 3D Water Phantom using the MCNP4C2, Damascus University journal for basic sciences, accepted in 19/5/2014.
- [7] – N . Sahoo , Review of fundamental photon dosimetry quantities , [www.pub.iaea.org](http://www.pub.iaea.org) , 2012 .
- [8] - E . B . Padgorsak , Radiation Oncology Physics, International Atomic Energy Agency (IAEA) , Vienna , 2005 .
- [9] – W. Yoichi, Isodose Distributions, Department of Therapeutic Radiology ,Masonic Cancer Center M10-M612-626-6708watan016@umn.edu <http://www.tc.umn.edu/~watan016/Teaching.htm> 2009 .
- [10] – P. Jatinder, Dosimetric of clinical photon beam, University of Florida , 2009 .
- [11]- A. Gray, L. Oliver, P. Johnson, "The accuracy of the pencil beam convolution and anisotropic analytical algorithms in predicting the dose effects due to the attenuation from immobilization devices and large air gaps," Medical Physics, Vol. 36, No. 7, 2009; pp. 3181-91. DOI: <http://dx.doi.org/10.1118/1.3147204> .