

## التحقق من دقة توزيع الإشعاعي المحسوب وفق الكود DPM مقارنة مع حسابات الكود Penelope باستخدام برنامج PRIMO

\* د. فاتن الأحمد

\*\* د. بسام سعد

\*\*\* يوشع الرضوان

تاريخ الإيداع ٢٠٢٠/٧/١٢. قُبل للنشر في ٢٦ / ١١ / ٢٠٢٠

### □ ملخص □

تهدف هذه الدراسة الى التحقق من دقة التوزيع الإشعاعي المحسوب وفق الكود DPM مقارنة مع حسابات الكود Penelope باستخدام برنامج PRIMO من أجل حزمة الفوتونات 6 MV الصادرة عن المسرع Varian Clinac 2100.

حصلنا على توافق جيد بين حسابات الكود DPM والكود Penelope عند مقارنة النسبة المئوية للجرعة في العمق ضمن فاننوم ماء وفاننوم متعدد الشرائح من أجل مجموعة من حقول التشعيع بأبعاد مختلفة بين (1x1) cm<sup>2</sup> و10x10). وجدنا أن الكود DPM يقوم بحساب التوزيع الإشعاعي بشكل أسرع من الكود Penelope بمقدار ٦.١ مرة.

الكلمات المفتاحية: برنامج PRIMO، الكود DPM، الكود Penelope، مونت كارلو، توزيع الجرعة.

\* مدرس - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة طرطوس - طرطوس - سورية.  
\*\* أستاذ - قسم المعالجة الشعاعية - مستشفى تشرين الجامعي - اللاذقية - سورية.  
\*\*\* طالب دراسات عليا (ماجستير) - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة طرطوس - طرطوس - سورية.

## Verification of the accuracy of dose calculation according to the DPM code compared to the Penelope code using the PRIMO program

Dr. Faten Alahmad\*  
Dr. Bassam Saad\*\*  
Yousha ALradwan\*\*\*

(Received 12 /7 /2020. Accepted 26/ 11 /2020)

### □ABSTRACT □

This study aims to verify of the accuracy of dose calculation according to the DPM code compared to the Penelope code using the PRIMO program for 6 MV photon beam issued by the Varian Clinac 2100 accelerator. We obtained good agreement between the DPM code and Penelope code calculations when comparing the percentage depth-dose within the water phantom and the multi-layer phantom for irradiation field sizes between (1x1 – 10x10) cm<sup>2</sup>. We found that the DPM code calculates the radiation distribution 6.1 times faster than the Penelope code.

**Keywords:** PRIMO program, DPM code, Penelope code, Monte Carlo, Dose distribution.

---

\* Associate prof, department of physics, Faculty of science, Tartous University, Tartous, Syria.

\*\* Professor, department of Radiotherapy, Tishreen University Hospital, Lattakia, Syria.

\*\*\* Postgraduate Student, Department of physics, Faculty of Sciences, Tartous University, Tartous, Syria

## مقدمة:

يقوم برنامج PRIMO بمحاكاة التوزيع الإشعاعي في مجال المعالجة الشعاعية الخارجية بطريقة سهلة للمستخدم [1]. وهو يوفر حساب التوزيع الإشعاعي ضمن فانتوم مائي (water phantom) وضمن فانتوم متعدد الشرائح (multi-layer phantom) مكون من مواد مختلفة، وأيضا يوفر حساب التوزيع الإشعاعي ضمن صور الأشعة المقطعية (computerized tomography)، بالإضافة إلى أنه يحوي على مجموعة من الأدوات المتنوعة لتحليل وتمثيل البيانات [2]. يمتلك برنامج PRIMO كودين يعتمدان على طريقة مونت كارلو لحساب التوزيع الإشعاعي الكود الأول penEasy/Penelope والكود الثاني Dose Planning Method (DPM). يمثل DPM أحد أكواد مونت كارلو السريعة مقارنة مع الكود Penelope [3]. أكدت العديد من الدراسات على أهمية الدقة في حساب التوزيع الإشعاعي لحزم الفوتونات والالكترونات الصادرة عن المسرع الخطي، حيث بينت الدراسات [4,5] ان الفروقات الصغيرة التي تظهر عند مقارنة القياسات التجريبية المنفذة بواسطة حجرات تأين مع القياسات المحسوبة بواسطة أنظمة تخطيط العلاج treatment planning system (TPS) تعود الى مقدار الدقة في ضبط أجهزة القياس المستخدمة في حساب التوزيعات الإشعاعية. وفقا لتوصيات الهيئة الدولية لوحدات القياس الإشعاعي International Commission on Radiation Units and Measurements، فان الدقة المطلوبة في إيصال الجرعة الى الورم في المعالجة الشعاعية يجب ان تكون 5% [6]. استطاعت طريقة مونت كارلو ان تقوم بحساب التوزيعات الإشعاعية في المناطق المتغيرة الكثافة بشكل جيد، حيث حققت دقة قدرها 3% عند حساب التوزيعات الإشعاعية في هذه المناطق [7].

## أهمية البحث وأهدافه:

تهدف دراستنا الى التحقق من دقة التوزيع الإشعاعي المحسوب وفق الكود DPM مقارنة مع حسابات الكود Penelope باستخدام برنامج PRIMO من أجل تبني استخدام الكود DPM كطريقة سريعة في حساب التوزيع الإشعاعي من دون أي خسارة في الدقة.

## طرق البحث وموارده:

قمنا في هذا العمل باستخدام برنامج PRIMO (الإصدار 0.3.1.1600) لمحاكاة حزمة من الفوتونات بطاقة 6 MV صادرة عن المسرع الخطي الافتراضي نوع Varian Clinac 2100 الموجود ضمن برنامج PRIMO. اعتمدنا في عملية محاكاة الحزمة 6 MV على إعدادات PRIMO الافتراضية التالية:  
 الطاقة الاسمية لحزمة الفوتونات (Nominal energy) = 6 MV.  
 الطاقة الابتدائية لحزمة الإلكترونات، والتي تصطدم بمادة الهدف (initial energy) = 5.4 MeV.  
 العرض الكامل لطاقة الإلكترونات عند منتصف القيمة العظمى (FWHM) = 0 MeV.  
 انفرج حزمة الإلكترونات (beam divergence) = 0 درجة.  
 تم العمل باستخدام حاسوب بمواصفات:

Intel ® core™ i3 – 6100.1 CPU (4 cores) @ 2.3 GHz, 4 GB RAM, Windows 10

يقوم برنامج PRIMO بتقسيم عملية المحاكاة إلى ثلاث مراحل: في المرحلة الأولى (s1) تتم محاكاة رأس المسرع الخطي، وفي المرحلة الثانية (s2) تتم محاكاة الجزء السفلي من المسرع الذي يحتوي على المحددات الأولية والثانوية ومحدد متعدد الشفرات (jaws and MLC)، وفي المرحلة الثالثة (s3) تتم محاكاة التوزيع الإشعاعي ضمن فانتوم مائي أو ضمن فانتوم متعدد الشرائح أو ضمن صور الأشعة المقطعية. حصلنا في المرحلة (s1) على ملف (PSF) phase-space files الذي يقوم بتخزين جميع المعلومات عن حالة الجسيمات (الإلكترونات والفوتونات والبوزترونات) التي تتم محاكاتها في رأس المسرع. قمنا بحساب PSF باستخدام الكود Penelope ومن ثم استخدمنا الملف PSF كمنبع للجسيمات لإتمام المحاكاة في المرحلتين s2 و s3. استغرق زمن حساب الملف PSF 27 يوم، ثم تم توقيف الحساب عند الحصول على عدد من الفوتونات  $8 \times 10^8$  فوتون. حيث وجدنا أنه عدد كافي مقارنةً مع الدراسات المنشورة عن تقييم دقة PRIMO [1]. تجدر الإشارة إلى أن برنامج PRIMO يسمح بمحاكاة المرحلة s1 فقط باستخدام الكود Penelope. بينما يمكن محاكاة المرحلة s2 و s3 باستخدام الكود Penelope أو الكود DPM.

#### المرحلة الأولى من الدراسة:

تم حساب التوزيع الإشعاعي ضمن فانتوم مائي بأبعاد  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$  من أجل مجموعة من حقول التشعيع بأبعاد مختلفة بين  $(1 \times 1 - 10 \times 10) \text{ cm}^2$  ومسافة بين المنبع وسطح الفانتوم (Source – surface Distance)  $(0.2 \times 0.2 \times 0.2) \text{ cm}^3$  bin size (\*) قمنا بتقييم النتائج التي حصلنا عليها باستخدام الكود DPM والكود Penelope من خلال:

١- حساب معامل نوعية الحزمة ( $\text{TPR}_{20,10}$  Tissue-Phantom Ratio)، ومقارنة القيم المحسوبة من قبلنا مع القيم المذكورة في الدراسة [8].

٢- مقارنة النسبة المئوية للجرعة في العمق (Percentage Depth – Dose PDD) باستخدام مؤشر غاما ، 1% ، 1 mm

٣- مقارنة توزيع الجرعة خارج المحور المركزي للحزمة (lateral dose profile) باستخدام مؤشر غاما أيضا.

- استخدمنا العلاقة التالية لحساب النسبة المئوية للجرعة في العمق (PDD) [9]:

$$PDD = 100 * \frac{D_z}{D_{max}} \quad (1)$$

حيث أن:  $D_z$  تمثل قيمة الجرعة على عمق معين.

$D_{max}$ : القيمة الأعظمية للجرعة والتي تكون على عمق 1.5 cm ضمن فانتوم الماء من أجل حزم الفوتون ذات الطاقة 6 MV

- استخدمنا العلاقة التالية لحساب معامل نوعية الحزمة ( $\text{TPR}_{20,10}$ ) [10]:

$$\text{TPR}_{20,10} = 1.2661 * PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (2)$$

\* bin size : مكعب حسابي. يقوم الكود بتقسيم المنطقة المراد حساب التوزيع الإشعاعي فيها إلى شبكة من المكعبات، وكل مكعب من هذه الشبكة يدعى bin size

حيث أن  $PDD_{20,10}$ : يمثل نسبة الجرعة الممتصة على عمق 20 cm الى الجرعة الممتصة على عمق 10 cm ضمن فانتوم الماء.

- قمنا بحساب مؤشر غاما من العلاقة التالية [11]:

$$\Gamma(r_R, r_E) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(r_R, r_E)}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2(r_R, r_E)}{\delta D^2}} \quad (3)$$

حيث  $\Delta r^2(r_R, r_E)$ : المسافة بين النقطة المرجعية ( $r_R$ ) والنقطة المقدره ( $r_E$ ).  
 $\Delta D^2(r_R, r_E)$ : الفرق في قيمة الجرعة بين النقطة المرجعية ( $r_R$ ) والنقطة المقدره ( $r_E$ ).  
 $\delta r^2, \delta D^2$ : تمثل معايير القبول للفرق في المسافة والجرعة بين النقطة المرجعية والنقطة المقدره على التوالي.  
 تمثل النقطة المرجعية ( $r_R$ ) في دراستنا النقطة المحسوبة وفق الكود Penelope، والنقطة المقدره ( $r_E$ ) تمثل النقطة المحسوبة وفق الكود DPM. حددنا قيمة معايير القبول كالتالي:  $\delta r^2 = 1 \text{ mm}$  و  $\delta D^2 = 1\%$ .  
 بعد ان يتم حساب قيمة  $\Gamma(r_R, r_E)$  للنقاط المراد تقييمها يؤخذ مؤشر غاما على أنه القيمة الدنيا لجميع هذه النقاط كما هو موضح في العلاقة التالية:

$$\gamma(r_R) = \min \{ \Gamma(r_R, r_E) \} \quad \forall \{ r_E \} \quad (4)$$

حيث ان التعبير  $\forall \{ r_E \}$  يشير الى كافة النقاط المقدره  $r_E$ .  
 المرحلة الثانية من الدراسة:

تمت ضمن فانتوم متعدد الشرائح بأبعاد  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$  مكون من 3 شرائح. الشريحة السطحية هي الماء بكثافة ( $1 \text{ g/cm}^3$ ) وسماكة 5cm. الشريحة الثانية ذات الكثافة ( $0.3 \text{ g/cm}^3$ ) المشابه لكثافة الرئة وسماكة 5cm. الشريحة الثالثة هي الماء بسماكة 20cm حتى النهاية السفلية للفانتوم. في هذه المرحلة من الدراسة تم حساب التوزيع الإشعاعي من أجل مجموعة من حقول التشعيع بأبعاد مختلفة بين  $(1 \times 1 - 10 \times 10) \text{ cm}^2$  ومسافة بين المنبع و سطح الفانتوم 100 cm. من أجل تقييم النتائج التي حصلنا عليها قمنا بحساب متوسط الاختلاف في قيم الجرعة بين حسابات الكود DPM والكود Penelope ضمن منطقة الرئة (منطقة عدم التجانس).

- استخدمنا العلاقة التالية لحساب مقدار الاختلاف بين الكودين [12]:

$$difference = 100 \frac{D_{Penelope} - D_{DPM}}{D_{penelope}^{max}} \quad (5)$$

حيث:  $D_{DPM}$ ,  $D_{Penelope}$  تمثل قيمة الجرعة عند عمق محدد المحسوبة وفق الكود DPM و Penelope على التوالي.  
 $D_{penelope}^{max}$ : القيمة الأعظمية للجرعة المحسوبة وفق الكود Penelope.  
 بعد حساب الاختلاف في قيمة الجرعة بين الكودين عند عمق محدد، قمنا بحساب متوسط الاختلاف من أجل عدة أعماق.

## النتائج والمناقشة:

### ١ - التحقق من نوعية حزمة الفوتونات:

من أجل التحقق من نوعية حزمة الفوتونات قمنا بحساب معامل نوعية الحزمة  $TPR_{20,10}$  باستخدام العلاقة (2) ووفق الشروط المرجعية التالية: أبعاد حقل التشعيع  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  والمسافة بين المنبع وسطح الفانتوم المائي 100 cm.

بلغت قيمة  $TPR_{20,10}$  وفق حسابات الكود DPM 0.651 بينما كانت قيمته 0.646 وفق حسابات الكود Penelope. أي ان الاختلاف بين حسابات الكودين قدره 0.5 % ، وبمقارنة هذه القيم مع القيم المذكورة في الدراسة [8]، والمحسوبة وفق الخوارزميات التالية: Eclipse/ModBatho و Eclipse/ETAR و Eclipse/AAA، فان الاختلاف يصل الى 0.15 % و 0.62 % من اجل الكود Penelope ، DPM على التوالي كما هو موضح في الجدول (1).

الجدول (1): مقارنة قيم معامل النوعية  $TPR_{20,10}$  المسحوب من قبلنا مع القيم المذكورة في الدراسة [8].

Penelope	Eclipse/ModBatho	Eclipse/ETAR	Eclipse/AAA	Difference
0.646	0.647	0.647	0.647	0.15 %

DPM	Eclipse/ModBatho	Eclipse/ETAR	Eclipse/AAA	Difference
0.651	0.647	0.647	0.647	0.62 %

### ٢ - النسبة المئوية للجرعة في العمق ضمن فانتوم مائي (Water – phantom):

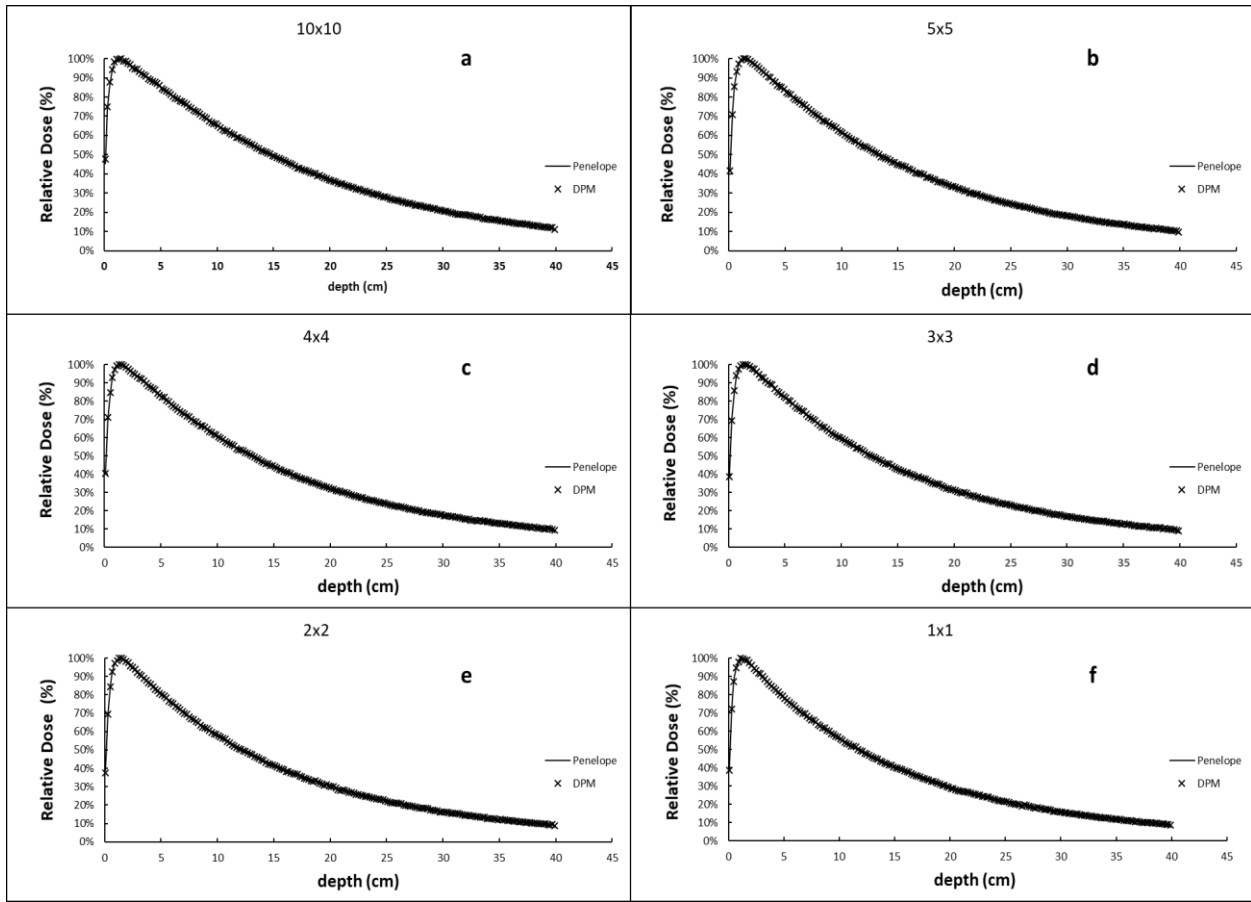
يوضح الشكل (1) مقارنة النسبة المئوية للجرعة في العمق (PDD) المحسوب وفق الكود DPM والكود Penelope من أجل 6 حقول مربعة بأبعاد مختلفة بين  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  و  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ومسافة بين المنبع وسطح الفانتوم 100 cm

مع  $\text{bin size } 0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$

حصلنا على تطابق بين حسابات الكودين بنسبة تصل الى 99.79 % وفق مؤشر غاما 1% ، 1mm من اجل الحقل المرجعي  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . يظهر الشكل (1b - e) مقارنة PDD من اجل حقول التشعيع التالية:  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  ،  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  ،  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  ،  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  ،  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  ، حيث يظهر مؤشر غاما تطابق بين حسابات DPM و Penelope بنسبة تزيد عن 99 % كما يوضح الجدول (2).

جدول (٢): قيم مؤشر غاما 1% ، 1mm الناتجة عن مقارنة حسابات DPM وحسابات Penelope ضمن فانتوم الماء.

ابعاد حقل التشعيع ( $\text{cm}^2$ )	1x1	2x2	3x3	4x4	5x5
قيم مؤشر غاما 1% ، 1mm	99.96 %	99.90 %	99.86 %	99.87 %	99.84 %



الشكل (1): مقارنة النسبة المئوية للجرعة في العمق المحسوب وفق الكود DPM والكود Penelope من اجل 6 حقول مربعة بأبعاد مختلفة بين

$10 \times 10 - 1 \times 1$  cm<sup>2</sup> ومسافة SSD = 100 cm مع ابعاد bin size 0.2x0.2x0.2 cm<sup>3</sup>

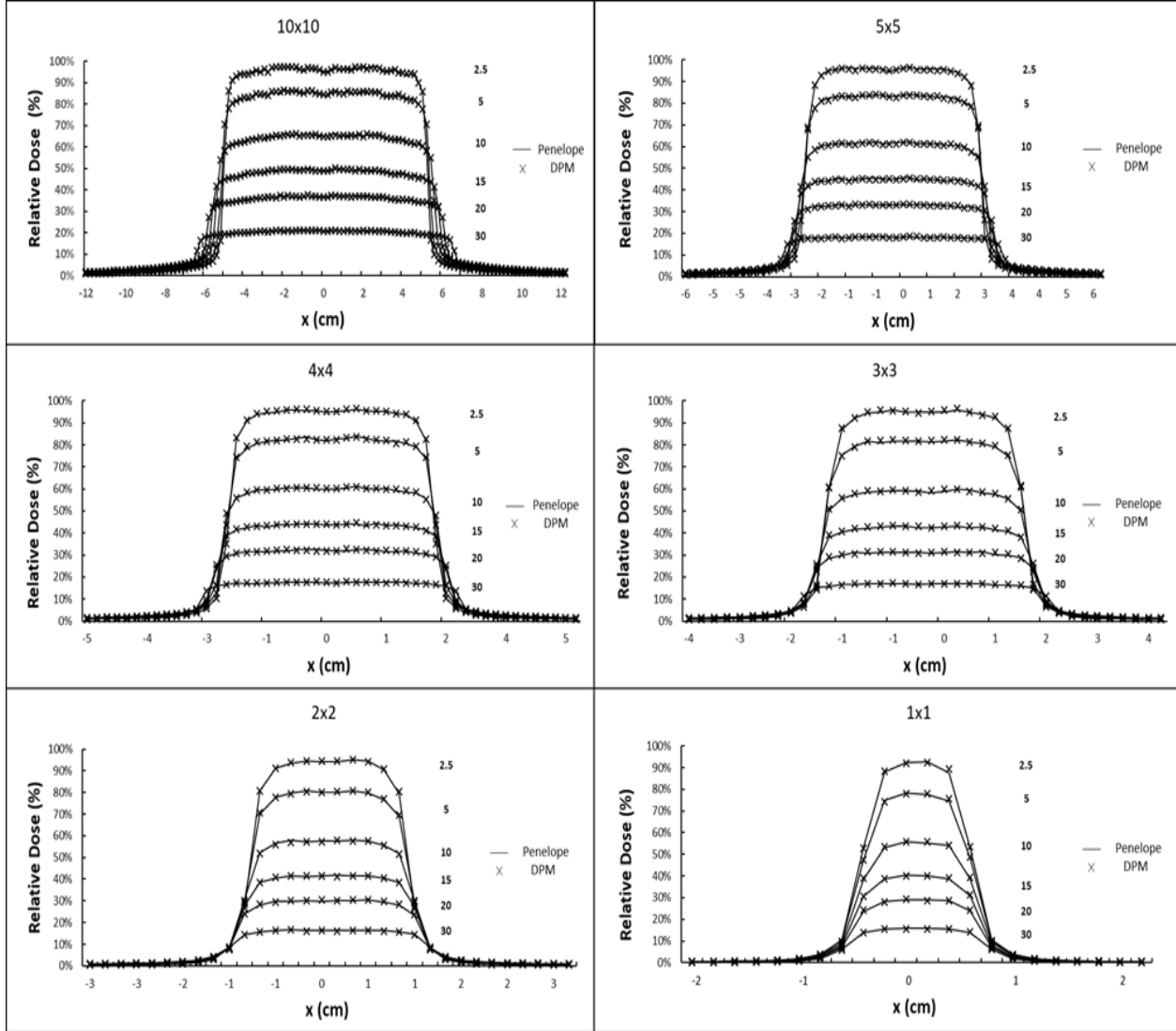
توزع الجرعة خارج المحور المركزي للحزمة (بروفيل الجرعة) ضمن فانتوم الماء:

يوضح الشكل (2) مقارنة بروفيل الجرعة المحسوب وفق الكود DPM والكود Penelope ضمن فانتوم مائي من أجل كافة الحقول التي تمت دراستها بين  $10 \times 10 - 1 \times 1$  cm<sup>2</sup> ، عند الأعماق (2.5 , 5 , 10 , 15 , 30) ومسافة بين المنبع و سطح الفانتوم 100 cm مع أبعاد bin size 0.2x0.2x0.2 cm<sup>3</sup>. قمنا

بنسب قيمة الجرعة الممتصة خارج المحور المركزي للحزمة الى قيمة الجرعة الأعظمية  $D_{max}$ .

وجدنا تتطابق جيد بين حسابات DPM و Penelope وفق مؤشر غاما 1% , 1mm. تراوحت النسبة المئوية للنقاط

التي حققت معايير القبول بين (100 - 95.45) % عند كافة الأعماق وكافة الحقول التي تمت دراستها.



الشكل (2): مقارنة بروفيل الجرعة المحسوب وفق الكود Penelope والكود DPM ضمن فانتوم ماء من أجل 6 حقول مربعة بأبعاد مختلفة بين  $(1 \times 1 - 10 \times 10) \text{ cm}^2$  ومسافة  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$  مع  $\text{bin size } 0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$ .

قمنا أيضا بحساب متوسط الاختلاف بين حسابات الكود DPM و Penelope باستخدام العلاقة (5) ضمن منطقة شبه الظل (\*) (penumbra). وجدنا أن متوسط الاختلاف بين حسابات الكودين في هذه المنطقة لم يتجاوز % 1 من أجل كافة الأعماق وكافة الحقول التي تمت دراستها. نلاحظ من الشكل (2) وجود تذبذب في الجرعة عند الحقول  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  وينخفض هذا التذبذب مع انخفاض أبعاد الحقل ليصبح غير ملاحظ عند الحقول الصغيرة  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2$ . يعود وجود هذا التذبذب في الجرعة إلى حقيقة ان طريقة مونت كارلو هي طريقة إحصائية لذلك فان التذبذب الإحصائي سيظهر على التوزيعات الإشعاعية المحسوبة وفق هذه الطريقة [13].

\* منطقة شبه الظل (penumbra): هي منطقة من بروفيل الجرعة تقع خارج الحدود الهندسية لحقل التشعيع وتكون فيها قيمة الجرعة محصورة بين 20% - 80%.



ان عدم ملاحظ هذا التذبذب في الجرعة عند الحقول الصغيرة هو بسبب تناقص عدد bin size المستخدمة في حساب التوزيع الإشعاعي بين المحور المركزي للحزمة والحدود الهندسية للحزمة. أشرنا إلى أننا قمنا بحساب التوزيع الإشعاعي باستخدام أبعاد bin size  $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$ . فمن أجل أبعاد حقل تشعيع  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  يكون عدد bin size بين المحور المركزي للحزمة والحدود الهندسية للحزمة هو 25 بينما في حالة الحقل  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  يكون عدد bin size بين المحور المركزي للحزمة والحدود الهندسية للحزمة هو ٥. ونتيجة لهذا التناقص في عدد bin size نجد أن التذبذب في الجرعة يتناقص. في هذه المرحلة من الدراسة وجدنا أن الكود DPM يقوم بحساب التوزيع الإشعاعي بشكل أسرع من الكود Penelope بمقدار ٦.١ مرة.

#### النسبة المئوية للجرعة في العمق ضمن فانتوم متعدد الشرائح (water – lung):

يبين الشكل (3) النسبة المئوية للجرعة في العمق (PDD) المحسوب وفق الكود DPM والكود Penelope ضمن فانتوم متعدد الشرائح من أجل 6 حقول مربعة بأبعاد مختلفة بين  $(1 \times 1 - 10 \times 10) \text{ cm}^2$  ومسافة بين المنبع وسطح الفانتوم 100 cm وأبعاد  $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$ .

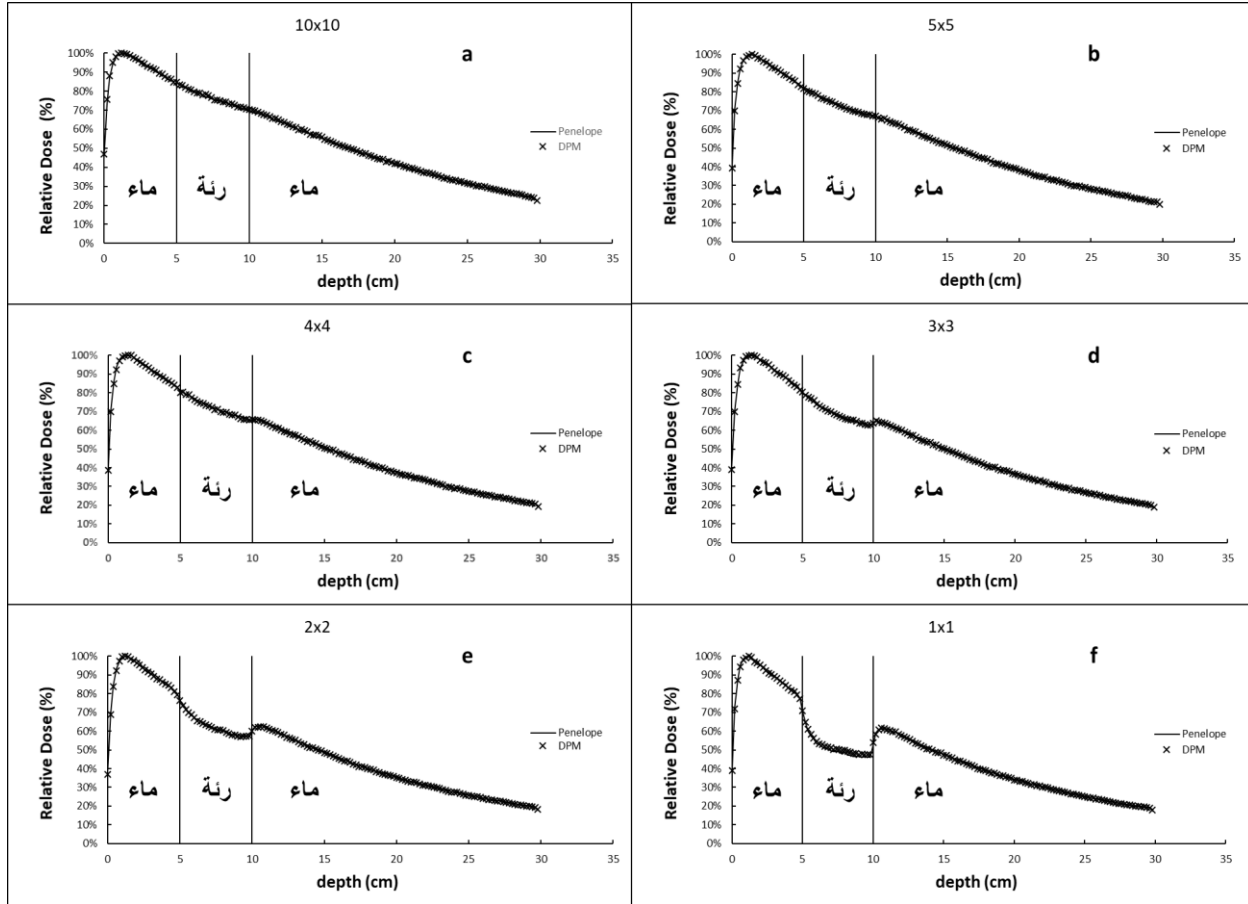
قمنا بحساب متوسط الاختلاف بين حسابات الكود DPM و Penelope باستخدام العلاقة (5). وجدنا ان متوسط الاختلاف لم يتجاوز 0.5 % ضمن منطقة الرئة (منقطة عدم التجانس) من أجل كافة الحقول التي تمت دراستها. بينما في منطقة الماء (قبل وبعد منطقة الرئة) فإن متوسط الاختلاف لم يتجاوز 0.4 % .

يبين الشكل (3d – f) وجود انخفاض في الجرعة ضمن منطقة الرئة. ونلاحظ أن هذا الانخفاض في الجرعة يصبح أكبر كلما صغرت أبعاد الحقل تحديدا عند الحقول  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  و  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ .

وكما اشارت الدراسات [16,15,14] فان السلوك المختلف ضمن منطقة الرئة يعود إلى مدى الكترونات كومبتون التي تؤدي فقدان التوازن الإلكتروني (lateral electronic disequilibrium). ان الكترونات كومبتون تنتج عن تشتت الفوتونات التي تصطدم بإلكترونات الوسط ونتيجة لهذا التصادم تنقل جزء من طاقة الفوتونات إلى الإلكترونات، فعندما تكون المسافة بين نقطة واقعة ضمن حقل التشعيع وحافة الحقل أصغر أو تساوي من مدى إلكترونات كومبتون. فإن تفاعل كومبتون ينتج الكترون ينقل طاقته إلى نقطة خارج حقل التشعيع. وهذا يؤدي إلى فقدان التوازن الإلكتروني.

يلاحظ هذا الانخفاض ضمن منطقة الرئة بسبب المدى الواسع لتلك الإلكترونات في المواد المنخفضة الكثافة مقارنة بالماء مما يؤدي الى انخفاض قيم الجرعة ضمن المواد منخفضة الكثافة.

في هذه المرحلة من الدراسة، وجدنا أيضا أن الكود DPM يقوم بحساب التوزيع الإشعاعي بشكل أسرع من الكود Penelope بمقدار ٦.١ مرة.



الشكل (3): النسبة المئوية للجرعة في العمق المحسوب وفق الكود DPM والكود Penelope ضمن فانتوم متعدد الشرائح من أجل 6 حقول مربعة بأبعاد مختلفة بين  $(1 \times 1 - 10 \times 10) \text{ cm}^2$  ومسافة بين المنبع وسطح الفانتوم  $100 \text{ cm}$  مع ابعاد  $\text{bin size}$   $(0.2 \times 0.2 \times 0.2) \text{ cm}^3$ .

### الاستنتاجات والتوصيات:

#### الاستنتاجات:

- ١- تطابق بين التوزيع الإشعاعي المحسوب وفق الكود DPM والكود Penelope ضمن فانتوم مائي بنسبة تزيد عن 99% وفق مؤشر غاما 1%، عند مقارنة النسبة المئوية للجرعة في العمق من أجل كافة الحقول التي تمت دراستها.
- ٢- تطابق بين حسابات الكودين بنسبة تراوحت بين (95.45 - 100)% عند مقارنة بروفيال الجرعة من أجل كافة الحقول وكافة الأعماق التي تمت دراستها وفق مؤشر غاما أيضا.
- ٣- متوسط الاختلاف بين حسابات الكودين لم يتجاوز 0.5% ضمن منطقة الرئة (منطقة عدم التجانس) من أجل كافة الحقول التي تمت دراستها.
- ٤- الوقت المستغرق في حساب التوزيع الإشعاعي باستخدام الكود DPM أسرع من الكود Penelope بمقدار ٦.١ مرة.

### التوصيات:

- ١- المتابعة في مقارنة التوزيع الإشعاعي المحسوب وفق الكود DPM والكود Penelope ضمن صور الأشعة المقطعية.
- ٢- مقارنة التوزيع الإشعاعي المحسوب وفق الكود DPM و Penelope مع طرق أخرى.

### المراجع:

- 1- Hermida-López M, Sánchez-Artunedo D, Calvo-Ortega JF. *PRIMO Monte Carlo software benchmarked against a reference dosimetry dataset for 6 MV photon beams from Varian linacs*. Radiation Oncology.2018; 13(1):1-10.
- 2- Rodriguez, M., J. Sempau, and Lorenzo Brualla. *PRIMO: A graphical environment for the Monte Carlo simulation of Varian and Elekta linacs*. Strahlentherapie und Onkologie. 2013;189(10):881-886.
- 3- Rodriguez M, Sempau J, Baumer C, Timmermann B, Brualla L. *DPM as a radiation transport engine for PRIMO*. Radiation Oncology.2018; 13(1):256.
- ٤- جبيلي. هيثم، سعد. بسام، حسن. علي، قياس توزع الجرعة الإشعاعية تجريبياً ومقارنتها مع حسابات نظام تخطيط الجرعة  
TPS ، اللاذقية، مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية، العدد 2 (2015) 37.
- ٥- جبيلي. هيثم، سعد. بسام، محمد. يارا، القبيلي. معين، دراسة نظرية وتجريبية لتوزع الجرعة الإشعاعية لحزم الإلكترونات المستخدمة في معالجة الأورام السطحية، اللاذقية، مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية، العدد ١ (٢٠١٩) ٤١.
- 6- International Commission on Radiation Units and Measurements: *Radiation Quantities and Units*. ICRU Report 24, Washington, D.C. 1976
- 7- Moreno, Miriam Zarza. *Monte Carlo simulations for dosimetric verification in photon and electron beam radiotherapy*. 2012
- 8- Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, et al. *Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations*. Phys. Med. Biol. 2006; 51(22):5785–5807.
- 9- Podgorsak, Ervin B, *Radiation oncology physics*. 1<sup>st</sup>, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005, 696.
- 10- International Atomic Energy Agency (IAEA). *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*: Technical reports series. No. 398. (IAEA, Vienna (Austria), 2000), pp. 227.
- 11- Hussein, M., C. H. Clark, and Andrew Nisbet. *Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy—towards good practice*. Physica Medica 36 (2017): 1-11.
- 12- Brualla, L., Rodríguez, M., & Sempau, J. (2018). *PRIMO User's Manual Version 0.3. 1.1600*. Strahlenklinik, Hufelandstrasse, 55.
- 13- Graves Y, Jia X, Jiang S. *Effects of Statistical Fluctuation in Monte Carlo Photon Beam Dose Calculation On Gamma Index Evaluation*. Med Phys. 2013;40(6Part13):242-242.

- 14- Da Rosa, L. A. R., Cardoso, S. C., Campos, L. T, et al. *Percentage depth dose evaluation in heterogeneous media using thermoluminescent dosimetry*. Journal of applied clinical medical physics. 2010; 11(1): 117-127.
- 15- Duch, M. A., Carrasco, P., Ginjaume, M., et al. *Dose evaluation in lung-equivalent media in high-energy photon external radiotherapy*. Radiation protection dosimetry.2006; 120(1-4): 43-47
- 16- Carrasco, P., Jornet, N., Duch, M. A., et al. *Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium: dose calculation algorithms in lung heterogeneities*. Med.Phys.2004;31(10): 2899-2911.