

حساب توزيعات الجرعة الإشعاعية لحزمة الفوتونات 6 MeV عند أعماق مختلفة في مجسم مائي ثلاثي الأبعاد باستعمال الكود MCNP4C2

أيهم المحمود⁽¹⁾

تاريخ الإيداع 2014/03/09

قبل للنشر في 2014/05/19

الملخص

من أجل حساب توزيع الجرعة الإشعاعية للحزمة الفوتونية ذات الطاقة 6MeV، عند أعماق مختلفة داخل فانتوم مائي ثلاثي الأبعاد، استخدم الكود MCNP4C2، وقورنت النتائج مع نظام تخطيط العلاج الحاسوبي (TPS)، وتبين أن هناك توافقاً جيداً في حساب توزيع الجرعة المحسوبة بواسطة الكود MCNP4C2 ونظام تخطيط العلاج الحاسوبي (TPS). كما تبين أن الكود MCNP4C2 يعطي دقة جيدة عند حساب توزيع الجرعة الإشعاعية لحزمة الفوتونات ذات الطاقة 6MeV؛ لذا فإن الحساب بهذا الكود هو طريقة موثوق بها لحساب الجرعة الإشعاعية التي يتلقاها المرضى.

الكلمات المفتاحية: مونتني كارلو، معالجة إشعاعية، جرعة، فوتونات، مجسم.

⁽¹⁾ ماجستير في الفيزياء، قسم الفيزياء، كلية العلوم، جامعة دمشق، سورية.

Calculation of dose distributions produced by 6 MeV photon beam at variable depth in 3D Water Phantom using the MCNP4C2

A. AL-Mahmoud⁽¹⁾

Received 09/03/2014

Accepted 19/05/2014

ABSTRACT

To calculate the dose distributions of 6 MeV photon beam at variable depth in 3D water phantom the MCNP4C2 code was used, and the simulated dose profile was compared with that of the treatment planning computer system (TPS), and a good agreement was found between them.

In conclusion, the MCNP4C2 code package presents a good tool adaptable to get dose distributions for the 6MeV photon beam and it can be considered as confirmed method for patient dose calculations.

Key word: Monte Carlo, Radiotherapy, Dose, Photon, phantom.

⁽¹⁾ MSc, Physics, Department of Physics, Faculty of Sciences, Damascus University, Syria.

مقدمة

تراعي المعالجة الإشعاعية تركيز الأشعة المؤينة على خلايا الورم مع تقليل الضرر عن الأنسجة السليمة المحيطة بالورم السرطاني، ولتحقيق ذلك ينبغي أن تكون الجرعة الموصوفة في منطقة المعالجة محسوبة ومحققة بطريقة دقيقة [1].

تعدُّ طريقة مونت كارلو من أكثر الطرائق انتشاراً ودقة لنمذجة عمليات المعالجة الإشعاعية [2-4]، وقد أصبحت الأكثر استخداماً منذ تقدُّم التقنيات المتطورة في مجال أنظمة الحواسيب.

يعتمد مبدأ عمل طرائق مونت كارلو (Monte Carlo) على تشكيل تواريخ الحالة (case histories) للانتقال الفردي للجسيمات ضمن المادة، ثم تحليل هذه التواريخ للحصول على النتيجة المطلوبة (كالتدفق ونسبة التفاعل ومعدل الجرعة).

يتضمن تاريخ الجسيم الزمني (particle history): انطلاق الجسيم من المنبع، ومساره العشوائي (random walk) عبر وسط النقل إذ يخضع لعدة تفاعلات، وأخيراً فناء الجسيم أو فقدان أهميته؛ وذلك إماً بامتصاصه أو مغادرته للمنطقة ذات الأهمية من الوسط أو خسارته لجزء كبير من طاقته بحيث يصبح عديم الأهمية، وبفناء الجسيم ينتهي تاريخه الزمني. وبعد الحصول على البيانات لتواريخ عدد كبير من الجسيمات حينئذٍ يمكن تقدير قيم الخرج المطلوبة (output quantities).

طورت بعض البرامج الضخمة ذات الاستعمال العام كطرائق حساب تفاعل الإشعاع مع المادة؛ وذلك باستعمال طرائق مونت كارلو، ومن هذه البرامج: MCNP, EGS4, GEANT4...etc.

تختلف هذه البرامج في مجال تطبيقاتها (الفيزيائية والطبية.. إلخ) وباختلاف المخابر التي طورت فيها، وبطرائق تشغيلها، وفي بعض الأحيان مكاتب البيانات التي تستخدمها (Data libraries).

أظهرت دراسات متنوعة التطبيقات العديدة للمحاكاة، بطريقة مونت كارلو في مجال المعالجة الإشعاعية [5,6]. إذ تستعمل تقنيات مونت كارلو في تطبيقات المعالجة الإشعاعية من خلال قدرة هذه التقنيات على المحاكاة الدقيقة لانتقال النيوترونات والإلكترونات والفوتونات في المادة.

الكود MCNP:

استعملت في هذا العمل النسخة MCNP4C2 المطورة من الكود MCNP. ونذكر من ميزات النسخة MCNP4C2:

- إمكانية تعريف المصادر العادية والحرية والسطحية، ويمكن للمستخدم تعيين ظروف المصدر في مدى واسع، وتعيين احتمال التوزيعات المستقلة لوسطاء المصدر كالطاقة، والزمن، والموضع، والاتجاه.
- الهندسة الثلاثية الأبعاد للمادة التي تُعرّف على شكل خلايا تعينها سطوح هندسية.
- يمكن إظهار مخططات لعدادات الخرج (output tallies).
- وجود مجموعة جيدة من تقنيات إنقاص الفرق (Variance reduction)، وهي تقنيات تجعلنا نركز على بارامترات خاصة بالمسألة التي تجري محاكاتها بهدف إنقاص زمن المحاكاة والحصول على نتائج جيدة بعدد معقول من الجسيمات.
- وجود عدد لا بأس به من العدادات (Tallies).
- وجود بيانات واسعة للمقاطع العرضية للتفاعلات المختلفة الممكنة في مجال طاقي واسع.
- يتعامل الكود مع الطاقة بأسلوب مستمر من خلال العدد الكبير للمقاطع العرضية في MCNP، إذ تتوفر معلومات كافية للعناصر كلها من $Z=1$ إلى $Z=98$.
- يحاكي انتقال النوترونات في المجال الطاقي من 10^{-11} MeV إلى 20 MeV، ويحاكي الفوتونات والإلكترونات في المجال الطاقي من 10^{-3} MeV إلى 100 MeV [7].
- تاريخ إصدار النسخة MCNP4C2 العام 2000.

نظام تخطيط المعالجة (TPS) Treatment Planning System :

لا يعتمد نظام تخطيط المعالجة (TPS) على مونت كارلو، وإنما هو عبارة عن خوارزميات تكون مكتوبة بلغة (C++) تستخدم لحساب توزيع الجرعة الإشعاعية التي يتلقاها المريض في أي عضو من أعضاؤه. وذلك بناءً على قيم مقيسة ضمن المجسم المائي ثلاثي الأبعاد، وهذه القيم تشمل (النسبة المئوية للجرعة بالعمق (PDD))، وتوزيع الجرعة الإشعاعية (Dose profile) وهذه القيم هي قيم عيارية تدخل إلى نظام تخطيط المعالجة (TPS) بعد إجراء كل معايرة للحزمة الإشعاعية الصادرة عن المسرع الخطي.

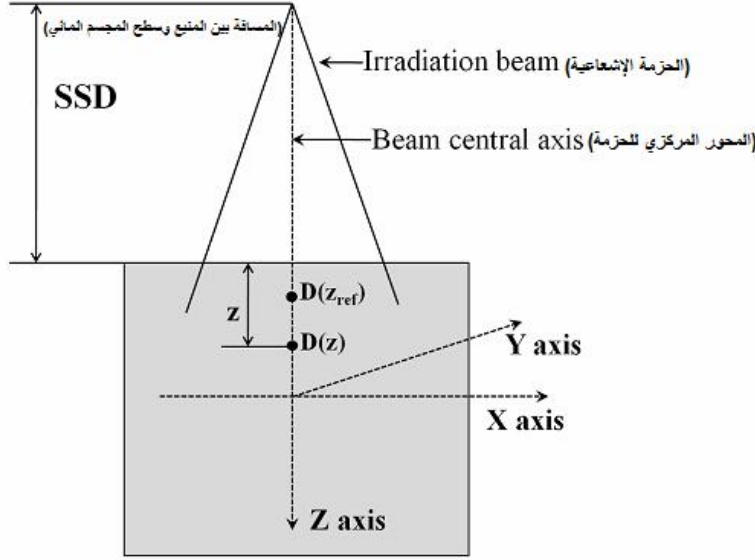
التعاريف الأساسية لقياس الجرعة الإشعاعية:

تقاس الجرعة الإشعاعية وفقاً لـ: القياس النسبي، والقياس المطلق. القياس المطلق للجرعة هو قياس الجرعة في نقطة ما، أما القياس النسبي فهو مقارنة نتيجة قياس الجرعة في نقطة ما ضمن ظروف تشعيع معينة مع نتيجة قياس الجرعة في نقطة تعدد مرجعية ضمن ظروف تشعيع معينة. يمكن باستعمال حجيرة التأين أو مقاييس أخرى للجرعة الإشعاعية الحصول على توصيف ثلاثي الأبعاد لتوزيع الجرعة الإشعاعية لأنواع الإشعاع كلها. ويشمل هذا التوصيف النسبة المئوية للجرعة بالعمق (Percentage depth dose (PDD)) أو توزيع الجرعة (Dose profile) (الشكل 1). إذ عُرّف أول شكل لتوزيع الجرعة على أنه حاصل قسمة الجرعة الممتصة من أجل عمق ما (z) على الجرعة

المنتصة عند عمق مرجعي d_0 على طول المحور المركزي للحزمة الإشعاعية (Z axis)، وفي حالة الحزمة الفوتونية يكون العمق المرجعي هو موضع الجرعة العظمى (d_{max}) (شكل 1).

$$PDD(z) = \frac{D(z)}{D(d_{max})} \times 100\% \dots \dots \dots (1)$$

وفي حالة المعالجة بحزم إشعاعية تحسب النسبة المئوية للجرعة بالعمق (PDD) من أجل أبعاد الحقل المعطى والمسافة بين المنبع والسطح (Source-to-surface distance (SSD)). تعطى عادة جداول بيانات تتضمن النسبة المئوية للجرعة بشكل نمونجي من أجل حقول متعددة الأبعاد (From 2×2 up to 40×40 cm²) من أجل SSD = 100 cm.



الشكل (1) يوضح تعريف النسبة المئوية للجرعة بالعمق وتوزيع الجرعة في الجسم المائي (Water Phantom).

يُحسب توزيع الجرعة من أجل مساحة إشعاعية معينة لحقل ماء، على جانبي محور السينات أو العينات من جانب إلى آخر (X or Y axis) على عمق معين. وهذا النوع من التوزيعات مهم لتعيين خصائص الحقل المحدد للحزمة الإشعاعية للتأكد من أن قياس الجرعة الإشعاعية يغطي الورم تغطية كافية، وهذا النوع من التوزيع هو الذي نحسبه في هذا البحث [8].

من أهم الوسطاء (parameters) التي تُعين خصائص توزيع الجرعة:

- التناظر (Symmetry): يعني تناظر الحزمة الإشعاعية إذ إن كل نقطتين متناظرتين بالنسبة إلى محور الحزمة الإشعاعية تأخذان الجرعة الإشعاعية نفسها ويشترط أن لا تتجاوز الفروق 3% [9]، كما في المعادلة (2).

$$\text{Symmetry} = (D_x - D_{-x})_{\max} \dots\dots(2)$$

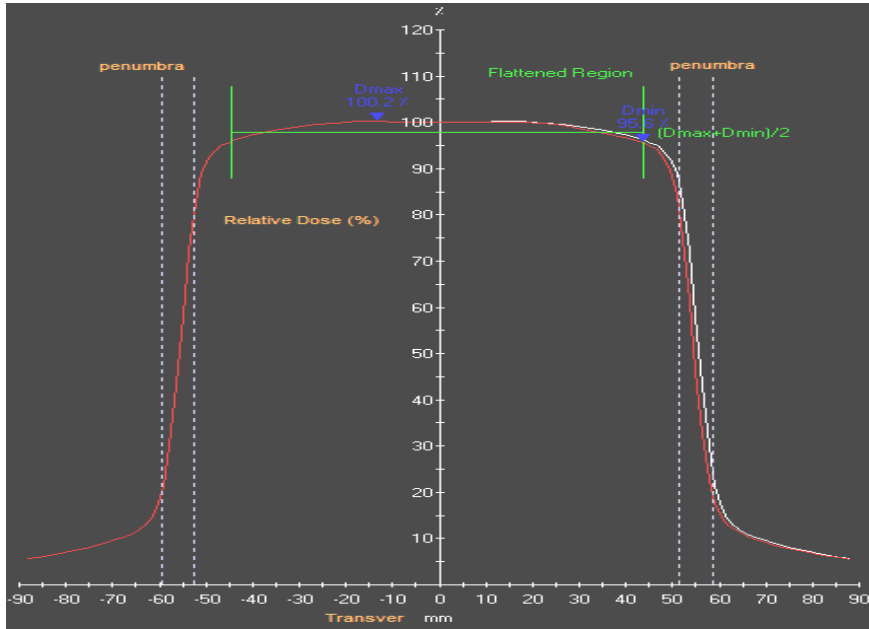
- التسطح (Flatness): يعني أن النقاط الواقعة في مستو واحد تأخذ جميعها الجرعة الإشعاعية نفسها، ويجب أن لا تتجاوز الفروق 2% [9] كما في المعادلة (3).

$$\text{Flatness} = \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{2} \% \dots\dots(3)$$

- الظليل (Penumbra): هو المسافة التي تتغير فيها الجرعة الإشعاعية من 20% إلى 80%.

طول منطقة الظليل (L) = المسافة بين النقطتين اللتين تتغير من أجلهما الجرعة من 80% إلى 20% من الجرعة العظمى على الجانبين اليميني واليساري.

وكما كانت منطقة الظليل أضيق كانت الحزمة الإشعاعية أفضل، وعليه المعالجة الإشعاعية تكون أدق بحيث لا تتجاوز قيمتها 1.5 cm [10] (الشكل (2)).



الشكل (2) يوضح أهم خصائص توزيع الجرعة الإشعاعية.

الغاية من البحث

حساب توزيع الجرعة الإشعاعية لحزمة الفوتونات ذات الطاقة 6 MeV عند أعماق مختلفة في مجسم مائي قائم (Water phantom). باستعمال الكود MCNP4C2، ونظام تخطيط الجرعة الإشعاعية الحاسوبي (TPS) ومقارنتهما.

مواد البحث وطرائقه

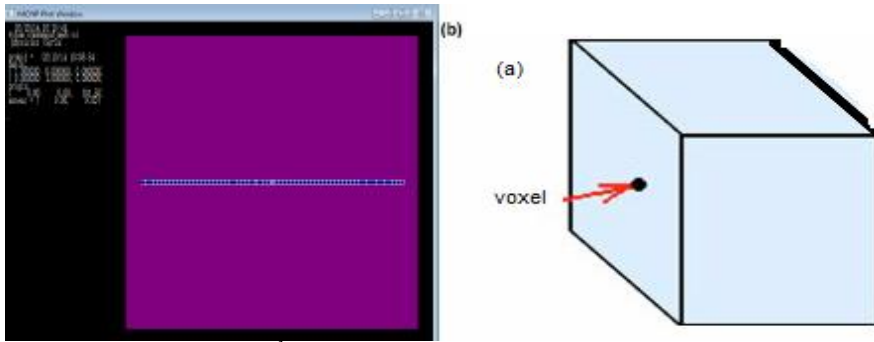
استعمل في هذا البحث مجسم قائم (phantom) أبعاده $60 \times 60 \times 50 \text{ cm}^3$ ، يحوي بداخله الماء كما هو موضح في الشكل (1).

اعتمدت حزمة فوتونية مخروطية الشكل وتعطي حقلاً مساحتها الإشعاعية $10 \times 10 \text{ cm}^2$ على سطح المجسم المائي عند مسافة بين المنبع وسطح المجسم المائي التي تساوي (SSD=100 cm).

أجريت النمذجة للحزمة الفوتونية ذات الطاقة 6 MeV الصادرة عن المسرع الخطي الطبي فاريان (الذي يستعمل للمعالجة الإشعاعية الخارجية لأورام السرطان في مستشفى تشرين الجامعي - قسم المعالجة الإشعاعية)، إذ حُسبت توزيعات الجرعة الناتجة عن الحزمة الفوتونية ذات الطاقة 6 MeV من أجل الساحة الإشعاعية للحقل $10 \times 10 \text{ cm}^2$ وعند الأعماق (1.5cm, 5cm, 10cm) ضمن المجسم المائي وعلى طول المحور X وضمن المجال (-8cm→8cm) ولكل فوكسل، علماً أن حجم الفوكسل الواحد يساوي $(0.25 \times 0.25 \times 0.25) \text{ cm}^3$ (الفوكسل هو بيكسل ثلاثي الأبعاد وتحسب الجرعة الإشعاعية ضمن كل فوكسل) كما هو موضح في الشكلين (3-a) و (3-b).

استغرق زمن المحاكاة 4333.62 min من أجل 50 مليون جسيم فوتوني (nps=50000000)، وكلما زاد عدد الفوتونات التي تجري محاكاتها ازدادت دقة العمل، وأكبر عدد يمكن محاكاته هو 9 مليار جسيمة، ولكن المشكلة هي في زمن المحاكاة الذي يحد من محاكاة عدد كبير من الجسيمات. وقد أجريت المحاكاة باستخدام حاسب شخصي بالمواصفات DELL Optiplex 755, Intel Core 2 Due E8200: 2.66 GHz, RAM: 2 GB, OS: Windows XP.

عُولجت نتائج المحاكاة باستخدام البرنامج (MEPHYSTOm²) من أجل دراسة التناظر والتسطح والظليل.



الشكل (3) يوضح توزيع الفوكسلات على المحور X التي حُسبت قيمة الجرعة الإشعاعية ضمنها.

النتائج والمناقشة

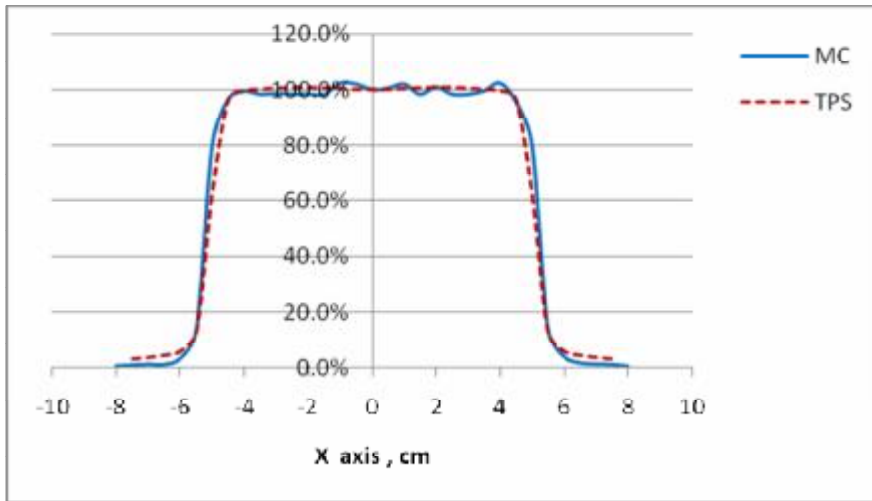
حُسبت توزيعات الجرعة باستعمال الكود MCNP4C2. وقورنت نظام تخطيط العلاج (TPS) من أجل الأعماق 1.5cm و 5cm و 10 cm في المجسم المائي والساحة الإشعاعية للحقل $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، كما هو موضح في الأشكال (4-6)، كما حُسبت خصائص الحزمة الإشعاعية من أجل الأعماق المذكورة في المجسم المائي، كما هو معطى في الجدول (1)، إذ جرت محاكاة حافة الحزمة الإشعاعية ليكون موضعها على يسار المحور المركزي بمقدار 5.125cm وعلى يمينه بمقدار 5.125 cm.

الجدول (1) خصائص الحزمة الإشعاعية المستعملة في هذا العمل.

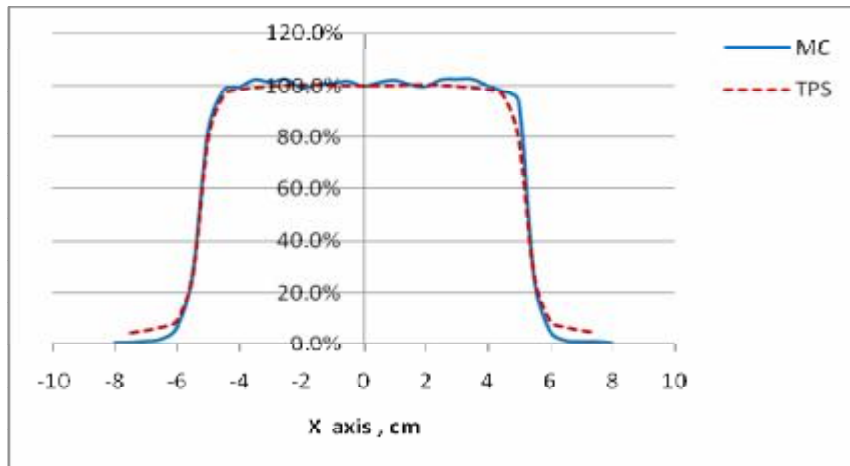
المسموح Tolerance%	10 cm		5 cm		1.5		العمق في الماء (Depth) (cm)
	TPS	MCNP	TPS	MCNP	TPS	MCNP	وسيلة الحساب
3	0	2.97	0	1.25	0	2.8	التناظر (Symmetry) %
2	2.25	1.86	1.9	1.49	0.89	1.95	التسطح (Flatness) % ±
1.5	0.820	0.674	0.658	0.701	0.681	0.448	الظليل يسار (cm) (Penumbra Left)
1.5	0.820	0.699	0.534	0.701	0.681	0.451	الظليل يمين (cm) (Penumbra Right)

ويلاحظ من الجدول (1) أن التناظر في حسابات نظام تخطيط الجرعة من أجل الأعماق 1.5cm و 5cm و 10cm محقق، ويكون له القيمة نفسها (symmetry=0)؛ لأنه في حسابات النظام (TPS) تؤخذ القيم على يمين المحور المركزي ويساره بشكل متناظر. يلاحظ من الأشكال (4-6) أن هناك تشابهاً جيداً بين منحنيات توزيع الجرعة المحسوبة باستعمال الكود MCNP4C2 وبين تلك المحسوبة باستعمال نظام تخطيط العلاج (TPS)،

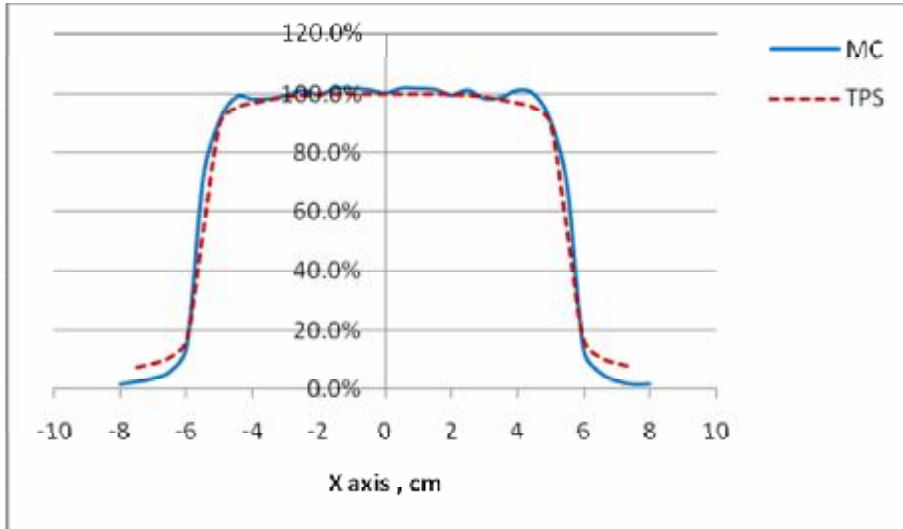
إذ يلاحظ أن هناك توافقاً جيداً بين قيم توزع الجرعة في كل من منطقة المركز والظليل من أجل الأعماق 1.5cm و 5cm و 10cm.



الشكل (4) مقارنة بين قيم توزع الجرعة المحسوبة باستعمال الكود MCNP4C2 والنظام (TPS) من أجل الساحة الإشعاعية للحقل $10 \times 10 \text{ cm}^2$ والعمق في الجسم المائي 1.5 cm



الشكل (5) مقارنة بين قيم توزع الجرعة المحسوبة باستعمال الكود MCNP4C2 ونظام تخطيط الجرعة (TPS) من أجل الساحة الإشعاعية للحقل $10 \times 10 \text{ cm}^2$ والعمق في الجسم المائي 5 cm



الشكل (6) مقارنة بين قيم توزيع الجرعة المحسوبة باستخدام الكود MCNP4C2 ونظام الحساب (TPS) من أجل الساحة الإشعاعية للحقل $10 \times 10 \text{ cm}^2$ والعمق في المجسم المائي 10 cm.

مما سبق نلاحظ وجود توافق جيد في خصائص كل من الحزمة الإشعاعية وتوزيعات الجرعة في عمق المجسم المائي المحسوبة باستخدام الكود MCNP4C2 ونظام تخطيط العلاج (TPS)، كما أنها تقع تقريباً ضمن الحد المسموح به [9] كما هو معطى في الجدول (1).

في بعض الأحيان يلاحظ وجود اختلاف واضح بين نتائج حساب توزيع الجرعة باستخدام الكود MCNP4C2 وباستعمال نظام تخطيط الجرعة (TPS)، يعزى هذا الاختلاف إما إلى عدم التوافق بين طيف طاقة الفوتونات الصادرة عن المسرع الخطي وبين تلك التي أجريت عليها عملية المحاكاة أو في البارامترات المستعملة في المحاكاة التي يمكن أن تؤدي إلى اختلاف بين المسرع الخطي الفعلي وبين ما استعمل في المحاكاة [11].

الاستنتاجات

استعمل الكود MCNP4C2 ونظام تخطيط الجرعة (TPS) لحساب توزيع الجرعة من أجل أعماق مختلفة في الجسم المائي، وذلك باستعمال الحزمة الفوتونية ذات الطاقة 6 MeV ومن أجل الساحة الإشعاعية للحقل $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

بينت نتائج الحساب أن هناك توافقاً جيداً بين قيم توزيع الجرعة في عمق الجسم المائي باستعمال الكود MCNP4C2 ونظام تخطيط الجرعة (TPS)، إذ أظهرت النتائج الأداء الجيد للكود MCNP4C2 في حساب توزيعات الجرعة من أجل حزمة الفوتونات 6 MeV، وعليه فإن إمكانية استعمال الكود MCNP4C2 تعدّ طريقة مثلى وموثوقاً بها لحساب توزيعات الجرعة الإشعاعية لمرضى السرطان.

REFERENCES المراجع

1. Papanikolaou N., Battista J., Boyer A., Kappas C., Klein E., Mackie T.R., Sharpe M. and Van Dyk J., 2004. Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams. AAPM Report No 85, Task Group No 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicist in Medicine. Madison: Medical Physics Publishing.
2. Kawrakow, I., 2000. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. *Med Phys.*, 27: 485-498.
3. Rogers, D.W., 2006. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Phys Med Biol.*, 51: R287-301.
4. Rogers, D.W., B. Walters, I. Kawrakow, 2009. BEAMnrc Users Manual," NRCC Report, PIRS-0509(A) revK.
5. Lin, S.Y., T.C. Chu, J.P. Lin, 2001. Monte Carlo simulation of a clinical linear accelerator. *Appl Radiat Isot*, 55: 759-765.
6. Yamamoto, T., T. Teshima, S. Miyajima, M. Matsumoto, H. Shiomi, T. Inoue, T. Inoue, H. Hirayama, 2002. Monte Carlo calculation of depth doses for small field of Cyber Knife. *Radiat Med.*, 20: 305-310.
7. Briesmeister, JF., 2000. MCNP-4C General Monte Carlo for Neutron and Photon Transport, Version 4C. Technical Report, Los Alamos National Laboratory. X-5: JSH-30(U).
8. International Atomic Energy Agency, Vienna (2000), Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students.
9. American Association of Physicists in Medicine, American Institute (1994). Comprehensive qa for radiation oncology, report no. 46.
10. FAIZ M. KHAN, PhD (Second Edition, 1994). "The Physics of Radiation Therapy".
11. Pena, J., D. M. Gonzalez-Castano, F. Gomez, F. Sanchez-Doblado, G.H. Hartmann, 2007. Automatic determination of primary electron beam parameters in Monte Carlo simulation. *Med Phys.*, 34: 1076-1084.