

Study of radiation dose distribution for 6MV photon beam product from VARIAN IX linac in case of large fields using BEAMnrc and DOSXYZnrc codes

Dr. Haitham Jbaili*

Dr. Mohamed Abdel Hakim Badwi **

Dr. Ayham Almahmoud ***

Melad Mhrez ****

(Received 11 / 7 / 2021. Accepted 9 / 11 / 2021)

□ ABSTRACT □

Monte Carlo model of 6MV photon beam output profile of Varian ix linear accelerator was validated by comparing computed Percentage Depth Dose and Dose Profile curves with measured TPS curves. Monte Carlo calculation method is the most accurate for calculating dose in radiotherapy. In this paper, BEAMnrc code was used to model the head of linear accelerator and simulate photon beam, and DOSXYZnrc code to calculate absorbed dose within phantom. percentage depth dose (PDD) and dose profile distribution curves (6 MV) were calculated for large fields $25 \times 25 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ and $35 \times 35 \text{ cm}^2$. BEAMnrc and DOSXYZnrc were used to perform all dose calculations in this paper. PDD calculated using Monte Carlo was compared with values calculated using Treatment Planning System (TPS). Good agreement was found between PDD computed using Monte Carlo simulation and the TPS calculation with a maximum dose difference of 4.3% for PDD and 3.55% for the dose profile curves. The results showed that the different components of simulated linear accelerator were precisely modeled using Carlo death simulation. In conclusion, BEAMnrc and DOSXYZnrc codes package has very good accuracy in calculating dose distribution of 6 MV photon package and can be considered as a promising method for calculating patient dose.

Key Words : EGSnrc code-Large field-Dose-Linac-Dose profile-phantom-BEAMnrc code

* Professor ,Department of Physics, Faculty of Science, Tishreen University, Lattakia, Syria
jbelihaisam@gmail.com

**Professor ,Department of Chemistry, Faculty of Science, Tishreen University, Lattakia, Syria
badawihakim@gmail.com

*** Radiotherapy Division - Oncology Center, Tishreen University Hospital ,Lattakia , Syria
Ayhamalmahmoud@gmail.com

****Master Student, Department of Physics, Faculty of Science, Tishreen University, Lattakia, Syria
meladoveee.mhrez@gmail.com

دراسة توزع الجرعة الإشعاعية للحزمة الفوتونية 6MV الصادرة عن المسرع الخطي VARIAN IX في حالة الحقول الكبيرة باستخدام الكود BEAMnrc والكود DOSXYZnrc

* د. هيثم جبيلي

** د. محمد عبد الحكيم بدوي

*** د. أيهم المحمود

**** ميلاد محرز

(تاريخ الإيداع 2021 / 7 / 11. قُبِلَ للنشر في 2021 / 11 / 9)

□ ملخص □

تم التحقق من صحة نموذج مونت كارلو لملف خرج الحزمة الفوتونية 6MV الصادرة عن المسرع الخطي Varian ix بمقارنة منحنيات PDD (Percentage Depth Dose) المحسوبة ومنحنيات توزع الجرعة السطحية (Dose Profile) مع المنحنيات المقاسة (Treatment planning system) TPS. تعد طريقة حساب مونت كارلو الأكثر دقة لحساب الجرعة في العلاج الإشعاعي. استُخدم في هذا البحث الكود BEAMnrc من أجل نمذجة رأس المسرع الخطي ومحاكاة حزمة الفوتونات، والكود DOSXYZnrc من أجل حساب الجرعة الممتصة ضمن الفانتوم المائي. تم حساب النسبة المئوية لجرعة العمق (PDD) ومنحنيات توزع الجرعة السطحية لحزمة فوتونية (6 MV) من أجل الحقول الكبيرة $25 \times 25 \text{ cm}^2$ ، و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ، و $35 \times 35 \text{ cm}^2$. تم استخدام BEAMnrc و DOSXYZnrc لإجراء جميع حسابات الجرعة في هذا البحث. تمت مقارنة PDD المحسوبة باستخدام مونت كارلو مع القيم المحسوبة باستخدام نظام تخطيط العلاج (TPS). تم العثور على توافق جيد بين PDD المحسوبة باستخدام محاكاة مونت كارلو وحساب TPS مع فرق جرعة أقصى قدره 4.3% لـ PDD و 3.55% لمنحنيات توزع الجرعة. أوضحت النتائج أن المكونات المختلفة للمسرّع الخطي المحاكي تم تصميمها بدقة باستخدام محاكاة مونت كارلو. في الختام، تتميز حزمة الكودين BEAMnrc و DOSXYZnrc بدقة جيدة جداً في حساب توزع الجرعة لحزمة فوتون 6 MV ويمكن اعتبارها طريقة واعدة لحساب جرعة المريض.

الكلمات المفتاحية: الكود EGSnrc-الحقول الكبيرة-الجرعة-المسرّع-منحنيات تسطح الجرعة-فانتوم-الكود BEAMnrc

*أستاذ - قسم الفيزياء-كلية العلوم-جامعة تشرين-اللاذقية-سورية jbelihaisam@gmail.com

**أستاذ - قسم الكيمياء-كلية العلوم-جامعة تشرين-اللاذقية-سورية badawihakim@gmail.com

***شعبة المعالجة الشعاعية-مركز الأورام-مستشفى تشرين الجامعي-اللاذقية-سورية Ayhamalmahmoud@gmail.com

****طالب دراسات عليا (ماجستير) - قسم الفيزياء-كلية العلوم-جامعة تشرين-اللاذقية-سورية meladoveee.mhrez@gmail.com

مقدمة

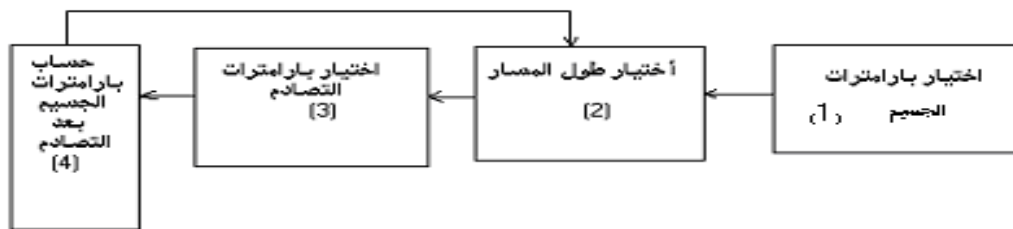
ظهرت المعالجة الإشعاعية مع اكتشاف الأشعة السينية واكتشاف التصوير الطبقي المحسوب (CT) computed tomography عام 1999 [1]، حيث تم التمكن من إجراء المعالجة الإشعاعية وفق توزيع ثلاثي الأبعاد Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy (3DCRT) مع تحديد الجرعة المعطاة للحجم المعالج مباشرة من خلال معرفة البنية التشريحية الدقيقة للمريض [2]. تعد المعالجة الإشعاعية أحد الطرائق المهمة المستخدمة لعلاج السرطان لأكثر من 100 عام، حيث يسعى العلاج الإشعاعي إلى قتل الخلايا السرطانية باستخدام الإشعاع المؤين، مع تقليل الضرر الذي يلحق بالنسيج السليم المحيط بالورم السرطاني. في الواقع، يوضع الإشعاع المؤين الطاقة في الخلايا السرطانية كنتيجة للتأين الناجم عن تفاعل الإشعاع مع الوسط، وتؤدي هذه الطاقة المودعة إلى تلف المادة الوراثية (DeoxyriboNucleic Acid (DNA) أو أي جزيئات بيولوجية مهمة أخرى، مما يؤدي إلى تدمير هذه الخلايا أو تثبيط مزيد من الانقسام الخلوي.

تكمّن أهمية دراسة توزيع الجرعة الإشعاعية في تحديد كمية الطاقة المودعة في الوسط المحدد من خلال التأين المباشر وغير المباشر، حيث يقع الضرر الإشعاعي أساساً في الأنسجة بسبب تأين الأشعة للجزيئات أو إثارة ذراتها. إن الهدف الرئيسي من المعالجة الإشعاعية هو تقديم جرعة إشعاعية محددة إلى 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 للنسيج السليم المعرضة للإشعاع.

تُستخدم محاكاة مونت كارلو (Monte Carlo (MC لنقل الإشعاع على نطاق واسع لقياس جرعات الفوتون والإلكترون في العلاج الإشعاعي الحديث [3,4,5]، وتستخدم عدة طرق لحساب جرعة الفوتون من أجل تخطيط العلاج الإشعاعي [6,7].

يعتمد مبدأ مونت كارلو على تشكيل تواريخ الحالة (case histories) لانتقال الجسيمات الفردية ضمن الدرع ثم تحليل هذه التواريخ للحصول على النتيجة المطلوبة كالتدفق أو معدل الجرعة [8].

يتضمن تاريخ الجسيم (particle history) انطلاق الجسيم من المنبع، ومسيره العشوائي (random walk) عبر وسط النقل (الدرع) حيث يؤدي عدة تفاعلات، وأخيراً غياب الجسيم إما بامتصاصه أو مغادرته للمنطقة ذات الأهمية من الوسط أو خسارته لجزء كبير من طاقته بحيث يعتبر غير ذي أهمية، وبغياب الجسيم ينتهي تاريخه. ويمكن تمثيل العمليات الأساسية لتتبع مسار الجسيم كما بالشكل (1). تتكرر الحلقتان 2 و 4 إلى أن تصل بعض بارامترات (وسائط) الجسيم إلى قيم حدية معينة مسبقاً (مثل الحدود الهندسية، أو الطاقة الدنيا... الخ) [9]. وبعد الحصول على بيانات لتواريخ عدد كبير من الجسيمات يمكن تقدير قيم الخرج المطلوبة (output quantities).



الشكل (1): العمليات الأساسية خلال مسار جسيم.

أهمية البحث وأهدافه

- توفير معلومات أكثر شمولاً لحزمة فوتونات العلاج الإشعاعي 6MV الصادرة عن المسرع الخطي فاربان IX المتوفر في مستشفى تشرين الجامعي باللاذقية من أجل ساحات إشعاعية كبيرة ($25 \times 25 \text{ cm}^2$ ، و 30×30 ، 35×35).
- الحصول على منحنيات النسبة المئوية للجرعة بدلالة العمق عند حقول مختلفة باستخدام الكود EGSnrc في الجسم المائي عند طاقة للحزمة الفوتونية مساوية 6MV ومقارنتها مع نظام تخطيط الجرعة TPS.
- التأكد من تركيب الحزمة الإشعاعية الفوتونية كونها معيار لإثبات دقة تقنية مونتي كارلو في محاكاة الحزمة الإشعاعية للفوتونات وحساب توزيع الجرعة الإشعاعية.

طرائق البحث ومواده

المسرع الخطي من النوع Varian ix متوفر في مستشفى تشرين الجامعي باللاذقية - مركز الأورام، ويستخدم للمعالجة الإشعاعية لأورام السرطان بمختلف أنواعه، حيث يولد حزمة فوتونية بطاقة (23MV,6MV) وحزمة الكترونات بطاقة (6MeV-9-12-15-18-22). يتألف رأس المسرع من (مادة الهدف، المحددات الأولية، مرشح، حجيرات تأين أولية وثانوية، محددات ثانوية)، حيث أجريت نمذجة لجميع المكونات السابقة باستخدام كودات مونتي كارلو EGSnrc، وأجريت محاكاة لحزمة الفوتونات 6MV الصادرة عن رأس المسرع، الشكل (2).

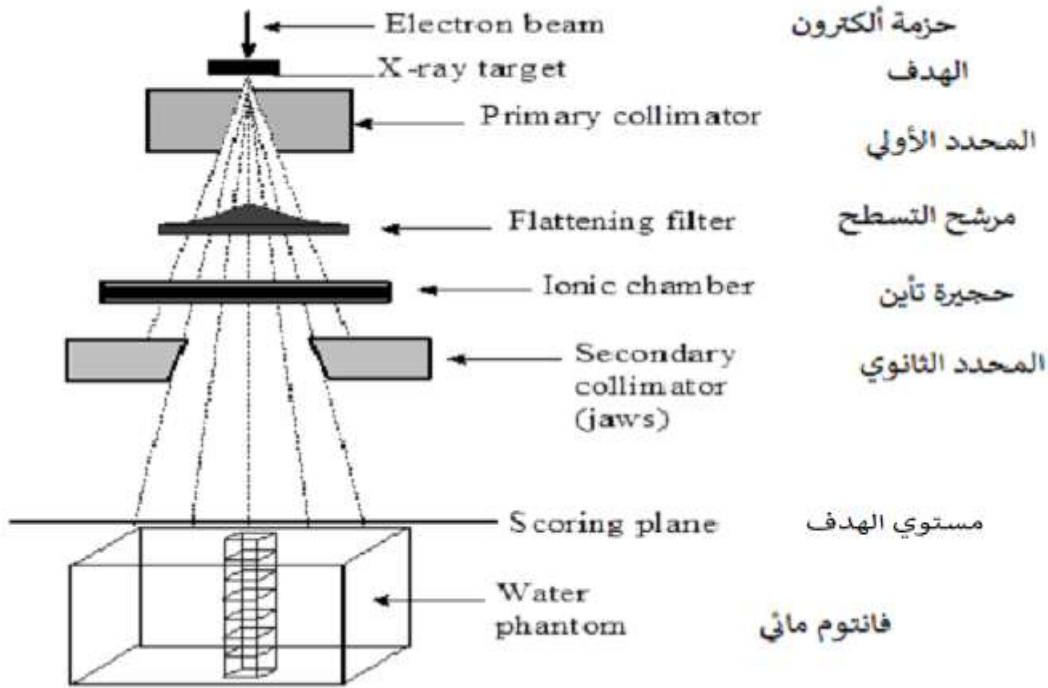
الفانتوم المائي water phantom: عبارة عن حوض ثلاثي الأبعاد ($60 \times 60 \times 60 \text{ cm}^3$) مملوء بالماء المقطر، وتم تجزئة الجسم المائي على شكل فوكسلات voxels ثلاثية الأبعاد ($0.25 \times 0.25 \times 0.25 \text{ cm}^3$)، حيث أجريت نمذجة للجسم باستخدام الكود DOSXYZnrc وأجريت محاكاة لحزمة الفوتونات 6MV ضمن كل فوكسل voxel داخل الفانتوم، الشكل (2).

الكود BEAMnrc:

أجريت عملية نمذجة لهندسة المسرع الخطي باستخدام الكود BEAMnrc استناداً على مواصفات الشركة المصنعة Varian ix [10]. صممت المكونات المختلفة لرأس المسرع بدقة، مثل الهدف، والمحدد الأولي (عبارة عن فتحة مخروطية الشكل تحدد أكبر مساحة دائرية للمجال الإشعاعي)، ومرشح التسطح وهو عبارة عن أداة تاخذ شكلاً مخروطياً يقوم بامتصاص الأشعة تفاضلياً في اتجاه مركز الحزمة (أي تخفيض معدل الجرعة تدريجياً في مركز الحزمة)، وحجيرات المراقبة (تراقب الخرج الإشعاعي مسؤولة عن ثبات الخرج)، والمحدد الثانوي (عبارة عن أربع صفائح متقابلة متنى متنى قابلة للحركة يمكن لهذه المحددات أن تعطي ساحات إشعاعية ذات أشكال مربعة أو مستطيلة، متناظرة أو غير متناظرة)، الشكل (2). يؤخذ في هذه المحاكاة المحور Z-axis على امتداد محور الحزمة (المحور الشاقولي)، وتؤخذ نقطة البدء عند الوجه الأمامي للهدف [11] (الوجه السفلي في الشكل 2).

يُوجه حزمة إلكترونية أحادية الطاقة بطاقة حركية 6.2 MeV على الهدف من خلال نافذة نصف قطرها 0.1cm. سجلت بيانات ملف الخرج phase space (ملف فيه بيانات عملية النمذجة) على مسافة SSD = 100 cm (Source Surface Distance) لجميع أحجام الحقول المدروسة: $25 \times 25 \text{ cm}^2$ ، و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ، $35 \times 35 \text{ cm}^2$. يحتوي ملف الخرج phase space على معلومات حول جسيمات المحاكاة

(الطاقة، والموقع، والاتجاه). تم ضبط طاقة القطع للإلكترون (Electron Cut (ECUT)، وطاقة قطع نقل الفوتون (Photon Cut (PCUT) عند 0.7 MV، و 0.01 MV على الترتيب. تم تشغيل نطاق الرفض بقيمة ل (ESAVE) (تعليمه من أجل إلغاء الأوامر غير الضرورية) البالغة 0.7 MV في الهدف، 2 MV في الجزء الآخر من هندسة المسرع الخطي الطبي؛ لأنها لا تساهم بشكل كبير، وهذا يساعد في تحسين الوقت الحسابي. تستند مجموعة بيانات المقاطع العرضية PEGS4 اللازمة لعمليات المحاكاة إلى التجميع XCOM الحديث (موقع ألكتروني عبارة عن مكتبة بيانات). كان عدد الجسيمات التي تمت محاكاتها في حساب مونت كارلو 2×10^8 جسيم [12].



الشكل (2): هيكل رأس المسرع الخطي الطبي المدروس في حسابات مونت كارلو. الخط المتقطع الشاقولي هو المحور Z مع اتجاه X الموجب الموجه إلى اليمين، واتجاه Y العمودي على الصفحة. تقع نقطة البداية على سطح الهدف. تتكون المكونات الرئيسية لرأس المسرع من الهدف، والمحدد الأولي، والمرشح، وحجيرة الأيونات، والمحدد الثانوي [8].

محاكاة مونت كارلو باستخدام الكود DOSXYZnrc:

تستخدم بيانات ملف الخرج phase space لعملية المحاكاة المذكورة أعلاه كمصدر من أجل المحاكاة عند استخدام كود المستخدم DOSXYZnrc لجملة الكودات EGSnrc (حيث يضم الكودين BEAMnrc و DOSXYZnrc). إن الكود DOSXYZnrc قادر على حساب الجرعة الممتصة ثلاثية الأبعاد (3D) ضمن الفانتوم المائي. يبلغ حجم الفانتوم المائي في الكود DOSXYZnrc نحو $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ ، وكان موضع المصدر على سطح الماء؛ أي عند $Z = 100 \text{ cm}$. تم تقسيم الفانتوم المائي إلى عدد من الفوكسلات (voxel)، أبعاد الفوكسل $0.25 \text{ cm} \times 0.25 \text{ cm} \times 0.25 \text{ cm}$ ، وعند الأعماق من 0.0 cm إلى 30.0 cm. إن المعاملات المحددة لمحاكاة DOSXYZnrc هي $ECUT = AE = 0.521 \text{ MeV}$ ، و $PCUT = AP = 0.01 \text{ MeV}$ [13]. استخدمت

الخوارزمية الإلكترونية PRESTA-II electron-step في جميع عمليات المحاكاة. يبلغ العدد الإجمالي للتواريخ المحددة في الحساب نحو 5×10^9 .

نظام تخطيط الجرعة (Treatment planning system (TPS): نظام تخطيط الجرعة المرفق بالمسرّع: هو عبارة عن خوارزميات مكتوبة بلغة (C++) تستخدم لحساب توزيع الجرعة الإشعاعية التي يتلقاها المريض، وذلك بناءً على قيم تقاس ضمن مجسم مائي (كالنسبة المئوية للجرعة بالعمق (PDD) منحنيات تسطح الجرعة (dose profile) وتعد هذه القيم معيارية ويتم إدخالها إلى نظام تخطيط المعالجة (TPS) بعد إجراء كل معايرة للحمزة الإشعاعية الصادرة عن المسرّع الخطي.

النتائج والمناقشة

النسبة المئوية لتوزع الجرعة بدلالة العمق:

اعتماداً على المنهجية المقترحة لضبط معاملات الحمزة الإلكترونية، تم حساب توزع النسبة المئوية لتوزع الجرعة بدلالة العمق (Percentage Depth Dose) PDD ضمن الفانتوم المائي على بعد $SSD=100$ cm من الهدف لجميع أبعاد الحقول المدروسة: 25×25 cm²، و 30×30 cm²، و 35×35 cm².

يُفيد قياس PDD في معرفة تغير الجرعة مع العمق ومعرفة الأعظمي لكل طاقة من الطاقات، بالإضافة إلى معرفة الجرعة السطحية من جهة دخول الحمزة، ومعرفة الجرعة على النقاط الموجودة على محور الحمزة وعلى أعماق مختلفة، كما يساعد في تحديد منطقة تزايد الجرعة (build region) وهي المنطقة التي تزداد فيها تدريجياً حتى قيمة عظمى عند عمق يساوي d_{max} للطاقة المستخدمة [14].

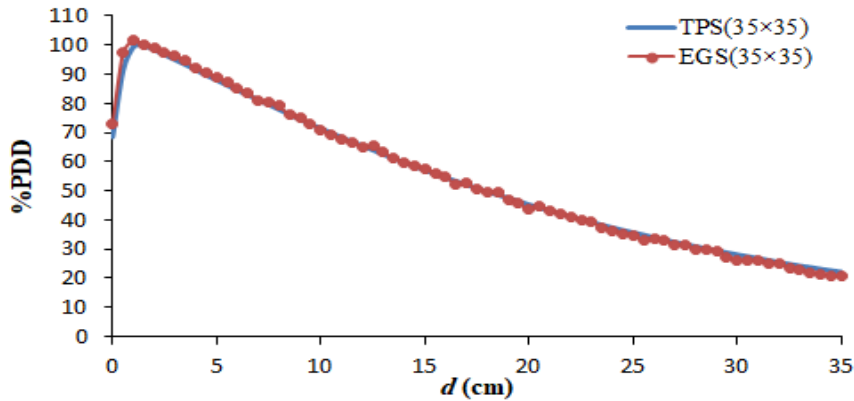
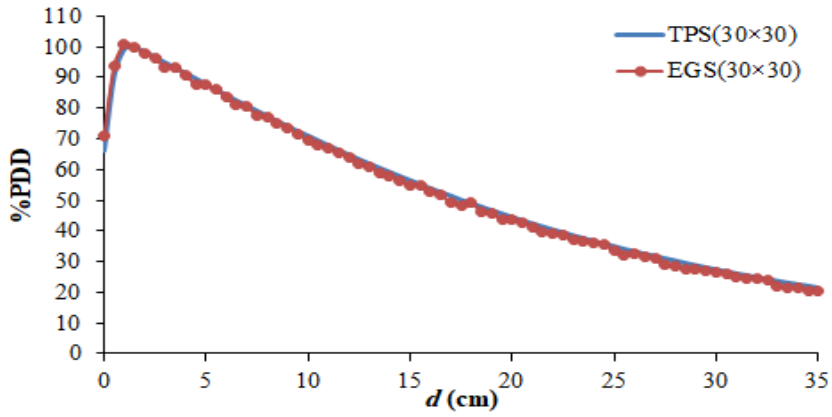
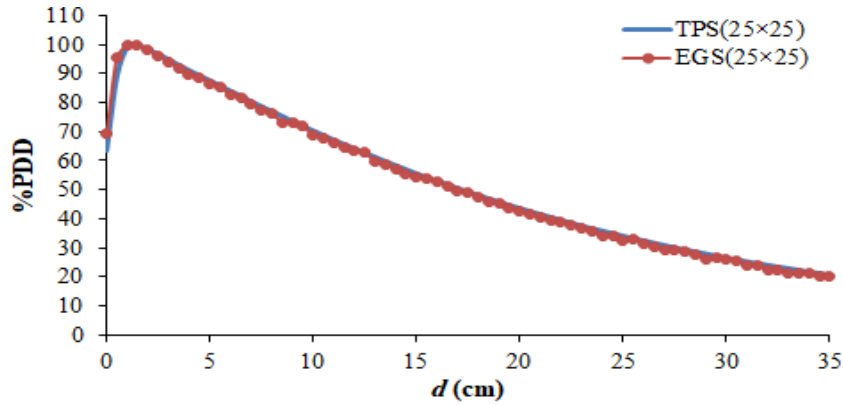
تم إجراء محاكاة نقل الجسيمات بواسطة BEAMnrc من خلال مكونات رأس المسرّع لإنشاء ملف الخرج (Phase space)، وحساب الطاقة المودعة ضمن الفانتوم المائي لحساب توزع الجرعة باستخدام الكود DOSXYZnrc. تم الحصول على منحنيات (PDD) باستخدام الكود STATEDOSE، حيث تم حساب منحنيات جرعة العمق على امتداد محور الحمزة المركزية (المحور Z)، تمت مقارنة النتائج التي تم الحصول عليها مع بيانات TPS. يوضح الشكل (3) مقارنة بين منحنيات جرعة العمق (المحسوبة EGSnrc) الناتجة عن المحاكاة عند طاقة 6 MV والمقاسة (TPS) من أجل أبعاد الحقول المذكورة أعلاه. تبلغ النسبة المئوية للخطأ لفرق الجرعة بين قيم EGSnrc و TPS أقل من 2.73% في جميع الأعماق لجميع أبعاد الحقول المدروسة. كانت الفروق بين قيم EGSnrc و TPS 4.23%، و 2.98%، و 3.89% في منطقة البناء لأبعاد الحقول 25×25 cm²، و 30×30 cm²، و 35×35 cm² على التوالي، وأصغر من 3.55% في العمق الأعظمي. و أقل من 1.26% من 1.5 إلى 30 سم لجميع أبعاد الحقول المدروسة. تقع قيمة D_{max} المحسوبة بواسطة TPS و EGSnrc عند 1.5 cm لجميع الساعات. كانت قيمة D_{max} ثابتة في الغالب مع زيادة أبعاد الحقل.

تم حساب قيم الانحراف الوسطى المطلق (Median absolute deviation (MAD)، و الجذر التربيعي للفرق الوسطي (Root Mean Square (RMS)، والنسبة المئوية للخطأ المطلق (MAPE أو % error Median absolute percentage error وفقاً للعلاقات الآتية :

$$MAD = \sum |Value(TPS) - Value(MC)| / n, \quad n = 71$$

$$RMS = \sqrt{\sum (Value(TPS) - Value(MC))^2 / n}$$

$$error\% = MAPE = \left| \frac{Value(TPS) - Value(MC)}{Value(TPS)} \right| \%$$



الشكل (3): مقارنة بين منحنيات PDD الموافقة للمحاكاة EGSnrc و TPS في الجسم المائي لحقول 25×25 و 30×30 و 35×35 cm^2 ، بدلالة العمق $d(cm)$ (SSD=100 cm).

الجدول(1): مقارنة القيم الموافقة للمنحنيات و EGSnrc و TPS ، قيم المعاملات الإحصائية، والقيمة القصوى لجرعة العمق عند 1.5 cm لجميع الحقول المدروسة.

Statistical Parameter	Field Size			PPDmax		
	25x25	30x30	35x35	Field Size	TPS	EGSnrc
MAD	1.08	1.17	0.93	25x25	99.70	100
RMS	1.43	1.37	1.31	30x30	99.70	100
error%(overall)	2.43%	2.72%	2.17%	35x35	99.80	100
error% (from 1.5 to 30)	1.25%	1.24%	0.81%	dmax(cm) 1.5		
error%(build up)	4.23%	2.98%	3.89%			

يمكن استخدام التابع الأسّي الآتي لتحسين التمثيل الكمي لجميع منحنيات PDD عن طريق عملية التهيئة بوساطة تقنية المربعات الصغرى المنضمّة في طريقة نيوتن-رافسون استناداً إلى المعطيات PDD%/depth [15] :

$$f(x) = a + b \exp(-cx) + d \exp(-ex) \quad (1)$$

(طريقة نيوتن-رافسون هي خوارزمية فعالة لإيجاد جذور تابع حقيقي. لذلك تعتبر مثلاً لخوارزميات إيجاد الجذور. يمكن استخدامها لإيجاد الحدود العليا والحدود الدنيا لمثل هذه التتابع، عن طريق إيجاد جذور المشتق الأول للتابع).
 يبين الشكل (4) مقارنة منحنيات TPS (قيم PDD) و التهيئة Fitted لجميع أبعاد الساحة، في حين يبين الشكل (5) المقارنة بين EGSnrc و Fitted . يوضح الجدول (2) مقارنة بين منحنيات TPS و EGSnrc بعد التهيئة، والمعاملات الإحصائية الموافقة، في حين يظهر الجدول (3) المعاملات الإحصائية لكل من TPS و EGSnrc بعد عملية التهيئة. تشير قيم الانحرافات القياسية (SD) و standard deviation و R^2 (~1) كما هو واضح من الشكلين (4) و (5) إلى انسجام بين جميع قيم PDD ومنحنيات التهيئة لجميع الحقول. كما يتضح من الجدول (2) إن فرق الجرعة بين قيم EGSnrc و TPS يصبح بعد التهيئة أقل من 2.5% عند جميع الأعماق للحقول المدروسة، و 4.49% و 2.97% و 4.32% في منطقة البناء للمجالات 25x25 cm²، و 30x30 cm²، و 35x35 cm² على الترتيب، وأقل من 1.31% في المجال بين 1.5 cm و 30 cm لجميع الحقول. حيث أن قيم TPS نصف تجريبية أما قيم Fitted هي قيم نظرية بحتة وهي أكثر دقة وبالتالي فإن المقارنة مع قيم Fitted تعطي قيم أكثر دقة، طالما المعطيات نصف التجريبية TPS والنظرية EGS تحقق المعادلة المقترحة، فإنه من الممكن بدقة تحديد قيمة PDD عند أي عمق محدد (لم يتم أخذه بالحسبان عند إجراء الحساب) من المعادلة المقترحة، فضلاً عن ذلك إن أهمية المقارنة بين المنحني المؤول والمنحنيات نصف التجريبي TPS والنظرية EGS غير المؤولة هو تحديد انحراف نقاطها عن المنحني المؤول أو مدى تطابق النقاط المحسوبة أو المحددة نصف تجريبياً عن القيمة المثالية (النقاط المؤولة).

الجدول (2) مقارنة منحنيات EGSnrc و TPS بعد التهيئة (Fitted) ،

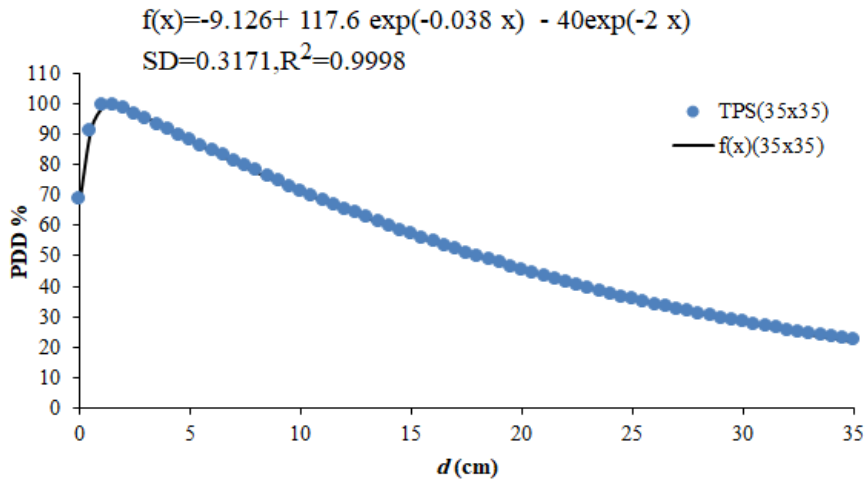
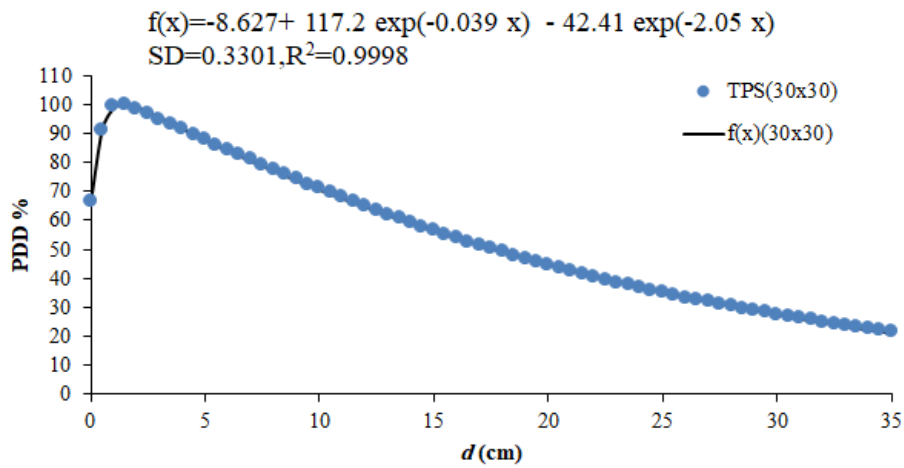
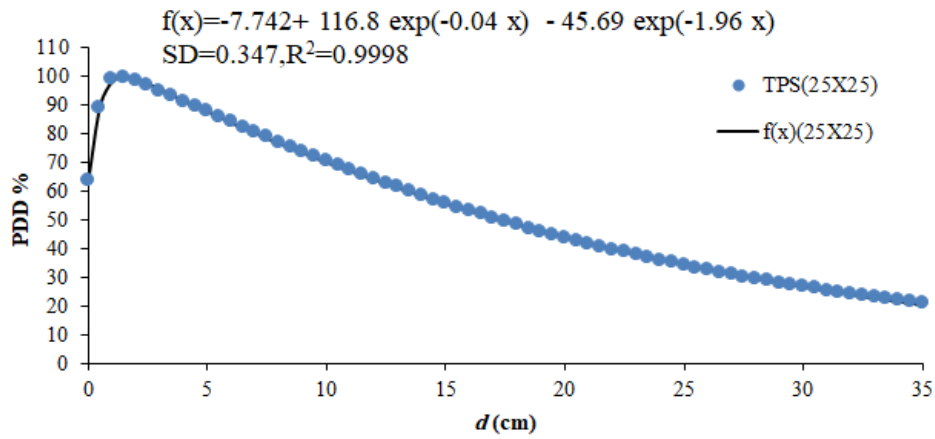
قيم المعاملات الإحصائية، والقيمة القصوى لجرعة العمق عند 1.5 cm لجميع الحقول.

Statistical Parameter	Field Size			PPDmax		
	25x25	30x30	35x35	Field Size	TPS	EGSnrc
MAD	1.05	1.12	0.69	25x25	99.77	100.26
RMS	1.32	1.24	1.09	30x30	99.94	100.30
error%(overall)	2.23%	2.50%	1.58%	35x35	99.93	101.73
error% (from 1.5 to 30)	1.30%	1.25%	0.46%	dmax(cm) 1.5		
error% (build up)	4.49%	2.97%	4.32%			

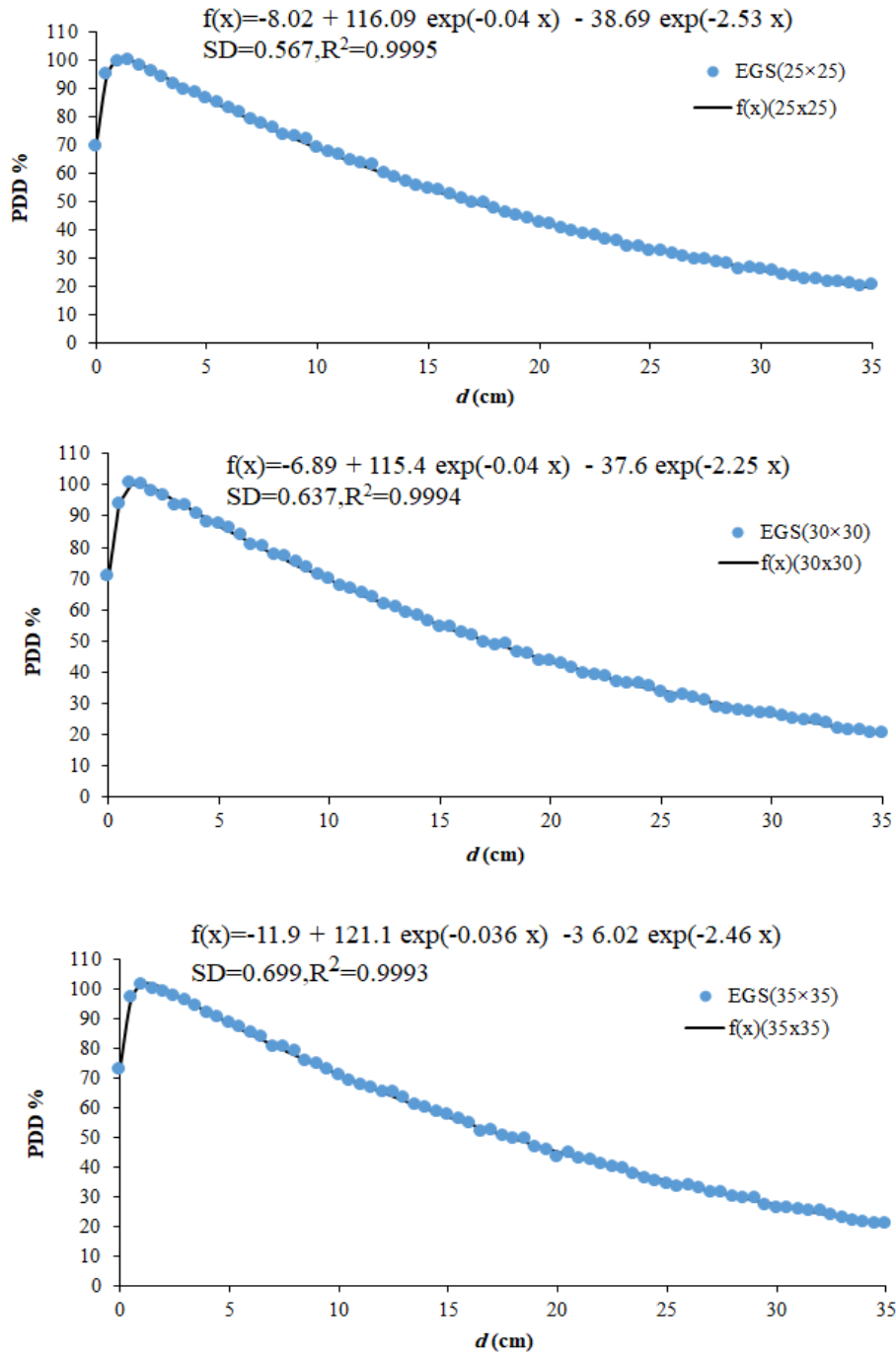
الجدول (3): المعاملات الإحصائية لكل من EGSnrc و TPS بعد عملية التهيئة (Fitted)،

والقيمة القصوى لجرعة العمق عند 1.5 cm لجميع الحقول المدروسة.

Statistical Parameter	EGSnrc			TPS		
	25x25	30x30	35x35	25x25	30x30	35x35
error%(overall)	0.99%	0.99%	1.13%	0.58%	0.57%	0.54%
error% (build up)	0.40%	0.36%	0.70%	0.46%	0.32%	0.29%
error% (from 1.5 to 30)	0.67%	0.71%	0.73%	0.44%	0.42%	0.40%
MAD	0.43	0.49	0.53	0.28	0.27	0.26
RMS	0.55	0.63	0.67	0.34	0.32	0.31



الشكل(4): مقارنة منحنيات TPS و Fitted لجميع أبعاد الساحة لحزمة فوتونات 6MV (عند $SSD = 100$ سم) للساحات $25 \times 25 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ و $35 \times 35 \text{ cm}^2$



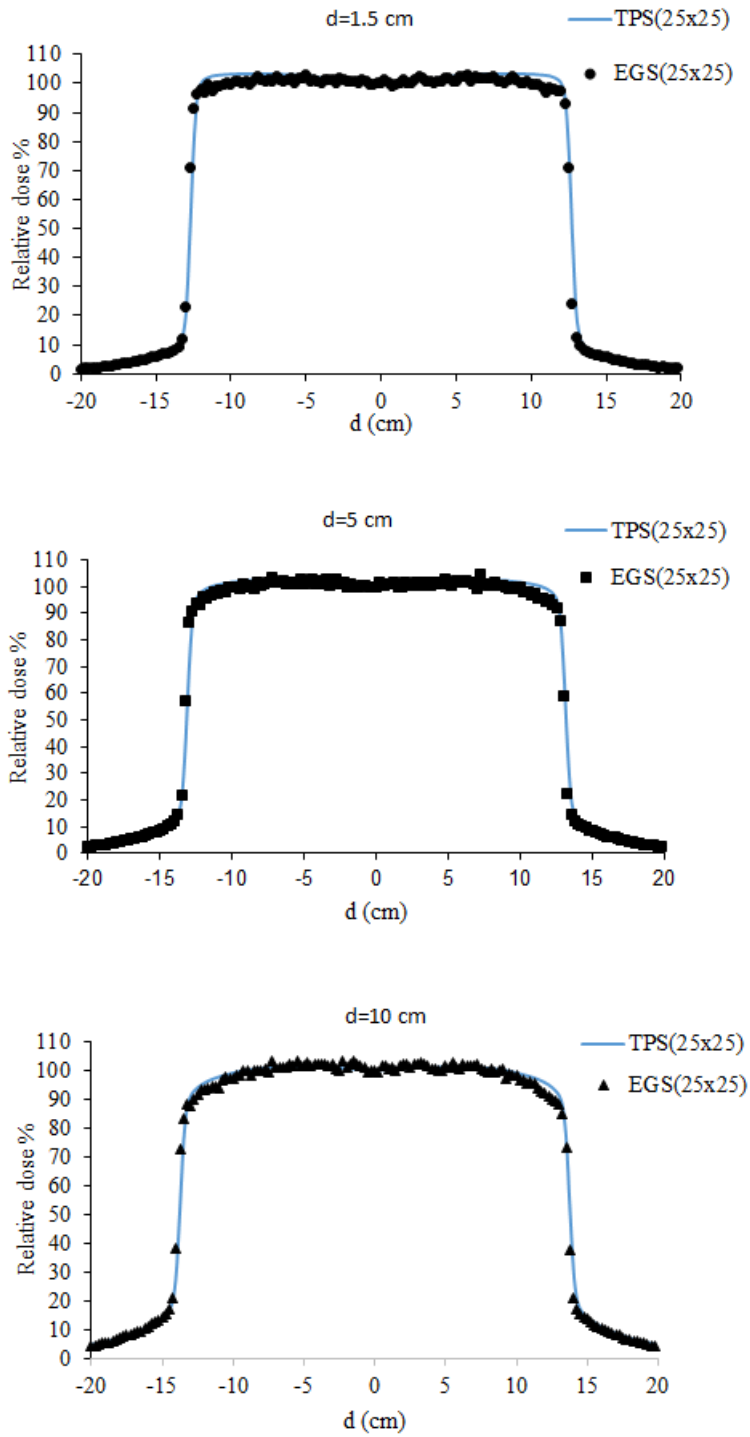
الشكل (5): مقارنة منحنيات EGSnrc و Fitted لجميع أبعاد الساحة لحزمة فوتونات 6MV (عند SSD=100 سم) للمساحات 25x25 cm²، و 30x30cm²، و 35x35 cm².

وصف منحنيات توزيع الجرعة السطحية (Beam Profile):

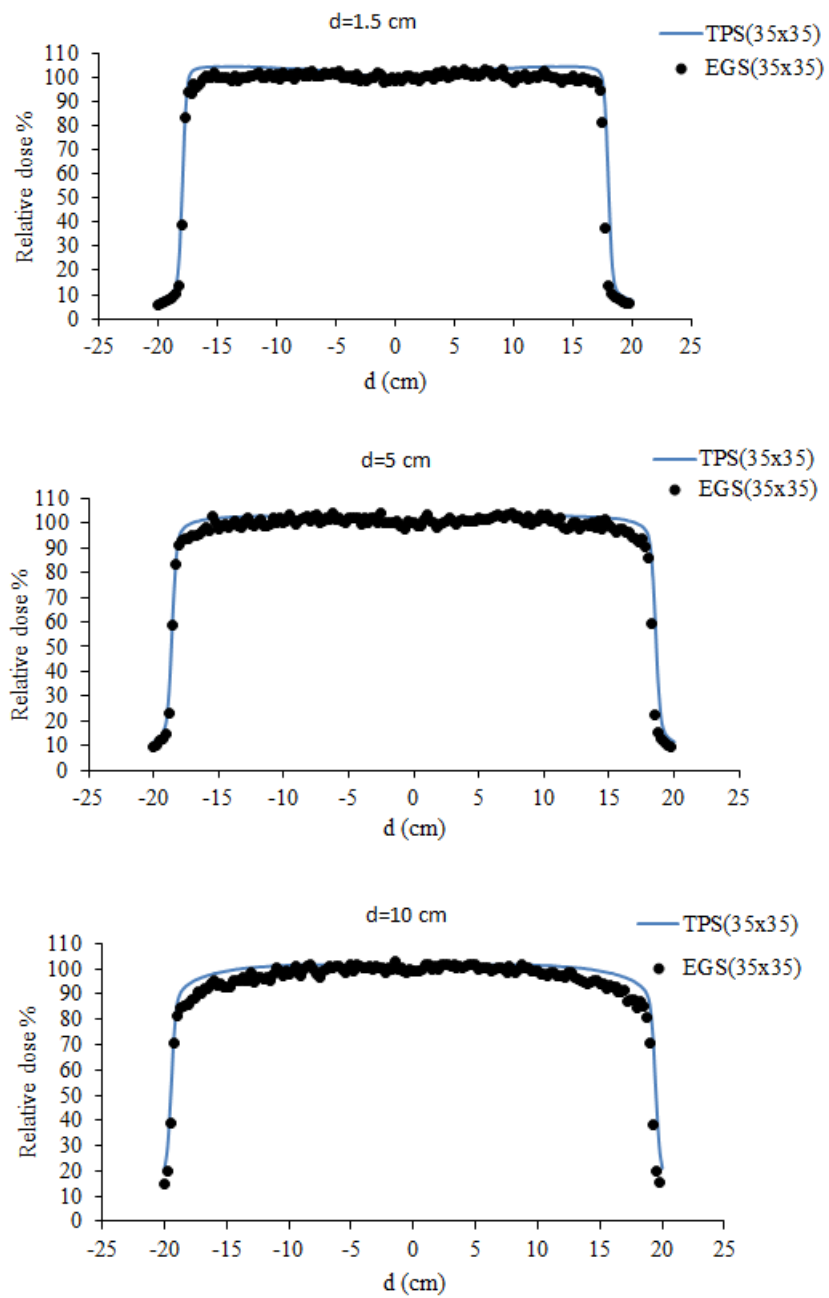
حددت منحنيات توزيع الجرعة باستخدام الكود EGSnrc، ونظام تخطيط الجرعة TPS لحزمة فوتونية 6MV من أجل ساحات إشعاعية مختلفة ($25 \times 25 \text{ cm}^2$ ، و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ، و $35 \times 35 \text{ cm}^2$)، عند أعماق مختلفة (1.5 cm، و 5، و 10). تجدر الإشارة إلى أن لهذه المنحنيات استعمالات مفيدة في العلاج الإشعاعي، ومن هذه الاستعمالات نذكر مايلي: إعطاء منظور مفصل لتوزيع الجرعة على محوري X و Y، و توضيح توزيع الجرعة الناتجة عند حقول مختلفة. تم حساب الجرعة خارج المحور المركزي باستخدام ما يسمى نسبة الجرعة خارج المحور المركزي (of-axial ratio) التي تعرف بأنها النسبة بين نسبة جرعة العمق عند نقطة ما إلى نسبة جرعة العمق في المحور المركزي عند النقطة الواقعة على المستوي العرضي نفسه، أي عند العمق نفسه، ولهذه النسبة فائدة خاصة في حالة الحقول غير المنتظمة. فضلاً عن ذلك، تعد منحنيات توزيع الجرعة لحزمة الأشعة مهمة للتحقق من محاكاة EGSnrc، إذ تقدم معلومات حول دقة المحاكاة في بناء كل مكون في رأس المسرع الخطي، وتعد مرشحات التسطح (flattening filter) و المحددات الثانوية (secondary collimators) من المكونات الأساسية التي تؤثر في توزيع الجرعة الإشعاعية تأثيراً كبيراً، إذ يؤثر أي تغير في الحجم أو وضعية أحد هذه المكونات في شكل توزيع الجرعة (منحنيات شكل الحزمة على نحو مباشر). تمت مقارنة منحنيات توزيع الجرعة لحزمة الأشعة المعينة الموافقة لمحاكاة EGSnrc ونظام تخطيط الجرعة TPS من أجل الحقول ($25 \times 25 \text{ cm}^2$ ، و $35 \times 35 \text{ cm}^2$) عند الأعماق (1.5 cm، و 5، و 10) كما هو موضح في الأشكال (6) و (7) على الترتيب، كما يبين الجدول (4) ملخص حول المعاملات الإحصائية لمنحنيات شكل الحزمة المحددة بالكود EGSnrc مقارنة بمنحنيات TPS، عند الأعماق (1.5 cm، و 5، و 10) للحقول المدروسة.

الجدول (4) ملخص حول المعاملات الإحصائية لمنحنيات شكل الحزمة المحددة بالكود EGSnrc مقارنة بمنحنيات TPS، عند الأعماق (1.5 cm، و 5، و 10) للحقول المدروسة.

Statistical Parameters	6MV					
	d=1.5 cm		d=5 cm		d=10 cm	
	25x25	35x35	25x25	35x35	25x25	35x35
MAD	2.54	3.71	1.83	2.46	1.41	3.56
RMS	3.11	2.40	2.18	1.76	1.15	2.36
Error%	1.91%	3.50%	1.48%	2.28%	1.26%	3.54%



الشكل (6): مقارنة منحنيات شكل الحزمة للجرعة الموافقة لعدة أعماق في الجسم المائي لحقل $25 \times 25 \text{ cm}^2$ المحددة بواسطة الكود EGSnrc و TPS.



الشكل (7): مقارنة منحنيات شكل الحزمة للجرعة الموافقة لعدة أعماق في الجسم المائي لحقل $35 \times 35 \text{ cm}^2$ المحددة بواسطة الكود EGSnrc و TPS.

الاستنتاجات والتوصيات

تم حساب النسبة المئوية للجرعة بالعمق PDD ومنحنيات توزع الجرعة السطحية باستخدام محاكاة مونت كارلو ومقارنتها مع تلك المحسوبة باستخدام نظام تخطيط الجرعة TPS في الماء من أجل حقول اشعاعية (35x35, 30x30, 25x25 cm²) عند الأعماق (10, 5, 1.5 cm). كانت الفروق بين قيم EGSnrc و TPS 4.23% و 2.98% و 3.89% في منطقة البناء لأحجام الحقول 25× 25 cm²، و 30 × 30 cm²، و 35 × 35 cm² على التوالي، وأصغر من 3.55% في العمق الأعظمي. وأصغر من 1.26% من 1.5 إلى 30 سم لجميع أحجام الحقول المدروسة. تقع قيمة D_{max} المحسوبة بوساطة TPS و EGSnrc عند 1.5 cm لجميع الحقول، حيث أن قيمة d_{max} تعتمد على طاقة الحزمة الفوتونية. بالإضافة إلى ذلك، من الواضح أنه بعد d_{max}، يتزايد PDD مع زيادة حجم الحقل الذي يرجع إلى زيادة الإشعاع المتبعثر في أبعاد المجال الأكبر، كما كان الفرق بين قيم EGSnrc و TPS بالنسبة لمنحنيات تسطح الجرعة الإشعاعية أقل من 3.55% لجميع الحقول حيث أن زيادة الانتشار الزاوي لشعاع الإلكترون يؤدي إلى انخفاض طفيف في معدل الجرعة.

Reference

- [1] van Dyk, J., Introduction The Modern Technology of Radiation Oncology ed J van Dyk (Madison, WI: Medical Physics Publishing). 1999. pp 1-17.
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna, RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS, 2000.
- [3] M. Aljamal ,A. Zakaria. Monte Carlo Modeling of a Siemens Primus 6 MV Photon Beam Linear Accelerator. Australian Journal of Basic and Applied Sciences, 7(10): 340-346, 2013
- [4] VERHAEGEN F., SEUNTJENS J. Monte Carlo modelling of external radiotherap photon beams. Physics in medicine and biology., 2003 Oct 17. 48(21), R107.
- [5] Kin Chan, Soo Min Heng ,Robert Smee. Application of Monte Carlo Simulation in Treatment Planning for Radiation Oncology. Radiation Oncology Department, Prince of Wales Hospital Australia.2011
- [6] A. Mesbahi, P. Mehnati,A. Keshtkar. A comparative Monte Carlo study on 6MV photon beam characteristics of Varian 21EX and Elekta SL-25 linacs. Journal of Radiation Research · January 2007.
- [7] Sotirios Stathakis, Federico Balbi, Anthony T. Chronopoulos, Niko Papanikolaou. Monte Carlo modeling of linear accelerator using distributed computing. University of Texas Health Science Center San Antonio.2016
- [8] Asghar Mesbahia, Michael Fixb, Mahmoud Allahverdia,. Ellen Greinc, Hossein Garaat. Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements. Medical Physics Department, Medical Faculty, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.2005
- [9] Ceberg, S., Gagne I., Gustafsson H., Scherman J.B., Korreman S.S., Kjaer-Kristoffersen F., Hilt M., Back S.A. Rapid Arc treatment verification in 3D using polymer gel dosimetry and Monte Carlo simulation. Phys Med Biol.,2010, 55: 4885-4898.
- [10] Nahili, Majeda, Jbeli, Haisam ,AL-Mahmoud, Aeham,. Monte Carlo simulation for Varian clinac ix using EGSnrc code. Damascus University Journal of Basic Sciences. p16. 2017.

- [11] S Yani, M F Rhani, F Haryanto ,I Arif. Inhomogeneity effect in Varian Trilogy Clinac iX 10 MV photon beam using EGSnrc and Geant4 code system. 6th Asian Physics Symposium, Journal of Physics: Conference Series 739 ,2016.
- [12] Nahili, Majeda, Jbeli, Haisam ,AL-Mahmoud, Aeham,. Study of the characteristics of the 6MV photon package from Varian IX linear medical accelerator using BEAMnrc code. Tishreen University Journal for Research and Scientific Studies - Basic Sciences Series Vol. (04) No. (4) 2018.
- [13]. Walters B, Kawrakow I, Rogers DW. Ottawa: NRC; DOSXYZnrc Users Manual. National Research Council of Canada Report PIRS-794 revB. 2009.
- [14] Jbeli, Haisam. Saad, Saad. Hasan, Ali. Experimental measurement of the radiant dose distribution and comparing with Treatment Planning System (TPS) calculation. Tishreen University Journal of Research and Scientific Studies. Basic Sciences Series, Volume (37), No. (2) .2015.
- [15] AL-Mahmoud, Aeham,. Monte Carlo method for dosimetric verification in linear accelerator. Thesis for a doctorl degree in radiation protection, Damascus University- Faculty of Science-Department of Physics.,2019.