دراسة مقارنة بين الجرعات المقاسة والمرجعية لتقييم أداء خوارزمية PBC في نظام Eclipse

حسن سرور[1] د. عبدالله رستناوي[2]

الملخص

إن تقييم خوارزمية Pencil Beam Convolution (PBC) المستخدمة في نظام التخطيط العلاجي Eclipse، أمر مهم للغاية ولا سيما في حساب جرعة الفوتونات، لضمان الدقة والموثوقية في مجال المعالجة الشعاعية. تم إجراء القياسات باستخدام المسرع الخطي Clinac 2100C لطاقات فوتونية متعددة، مع استخدام فانتوم مائي، وحجيرة تأين أسطوانية، ونظام تحريك MP3 لتحليل توزع الجرعة.

تم قياس كل من منحنيات النسبة المئوية لجرعة العمق (PDD)، ومنحنيات الجرعة العرضية (Profiles)، ومنحنيات تساوي الجرعة (Isodose curves). وذلك لعدة ساحات شعاعية مربعة عند أعماق مختلفة، ثم تمت مقارنة النتائج التجريبية مع القيم المرجعية المحسوبة باستخدام خوارزمية PBC في برنامج Eclipse.

لقد أظهرت النتائج توافقاً جيداً بين القيم المحسوبة والمقاسة داخل الحقل وعلى المحور المركزي، حيث بقيت الفروق ضمن الحدود المقبولة سريرياً. وفي المقابل، لوحظ أن هنالك فروقاً صغيرة واضحة في منطقة التراكم (Build-up region) يمكن أن تكون ناتجة عن تغير مواصفات الحزمة الفوتونية فضلاً عن صعوبة نمذجة التشتت الإلكتروني، كما لوحظ أن هنالك فروقاً كبيرة نسبياً خارج الحقل (Out of field region)، وخاصة عند الطاقات العالية وعند الأعماق الكبيرة والساحات الواسعة.

الكلمات المفتاحية: مسرع خطي، طاقات فوتونية، ساحة شعاعية، جرعة العمق.

[1] طالب ماجستير فيزياء إشعاعية في جامعة حمص.

[2] عضو هيئة تدريسية في جامعة حمص.

A Comparative Study of Measured and Reference Doses to Evaluate the Performance of the PBC Algorithm in the Eclipse System

Hasan Srour [3]
Dr. Abdullah Rastanawi[4]

Abstract

Evaluating the Pencil Beam Convolution (PBC) algorithm used in the Eclipse treatment planning system is crucial, particularly in calculating photon doses, to ensure accuracy and reliability in radiotherapy. Measurements were performed using a Clinac 2100C linear accelerator at multiple photon energies, with a water phantom, a cylindrical ionization chamber, and an MP3 motion system for dose distribution analysis.

Depth percentage dose (PDD), transverse dose profiles, and isodose curves were measured for several squared radial fields and varying depths. The experimental results were then compared with reference values calculated using the PBC algorithm in Eclipse system.

The results showed good agreement between the calculated and measured values both within the field and along the central axis, with the differences remaining within clinically acceptable limits. Conversely, significant differences were observed in the build-up region due to the difficulty in modeling electron scattering. Relatively large differences also appeared in the out-of-field region, particularly at high energies, great depths, and wide fields.

Keywords: linear accelerator, photon energies, beam field, depth dose.

1. مقدمة

إن المعالجة الشعاعية هي إحدى الركائز الأساسية في علاج الأورام، ويعتمد نجاحها بشكل مباشر على القدرة على إيصال الجرعة الإشعاعية المطلوبة بدقة عالية إلى الجسم أو الحيز الورمي، مع تقليل الجرعة الواصلة إلى الأنسجة السليمة المحيطة قدر الإمكان. ومن هنا تأتي أهمية نظام

[3] Master student in Radiation Physics

[4] Department of Physics in faculty of science-Homs university.

التخطيط العلاجي TPS (Treatment Planning Systems)، التي تعتمد على خوارزميات حسابية متطورة مهمتها تقدير توزع الجرعة داخل جسم المريض قبل البدء بالعلاج الفعلي.

من بين الخوارزميات المستخدمة في حساب جرعة الفوتونات، خوارزمية الحزمة القلمية الالتفافية خوارزمية (PBC)، التي تعد من الخوارزميات التقليدية التي تتميز بسرعة الحساب وسهولة التطبيق السريري. تقوم هذه الخوارزمية على تمثيل الحزمة الشعاعية كمجموعة من الحزم القلمية الصغيرة، بحيث يتم حساب الجرعة الناتجة عن كل حزمة بشكل منفصل اعتماداً على تابع ألباب الجرع Dose Kernels، ثم تجمع مساهمات هذه الحزم للحصول على التوزع الجرعي الكلي. ومع استمرار استخدام هذه الخوارزمية في بعض أنظمة التخطيط، مثل نظام Eclipse، تبرز الحاجة إلى تقييم أدائها بشكل تجريبي ومقارنته بالقياسات الفعلية للتأكد من بقائها ضمن الحدود المقبولة سريرياً [1,2].

2. هدف البحث

يهدف هذا البحث إلى تقييم مدى دقة خوارزمية PBC المعتمدة في نظام التخطيط العلاجي Eclipse في حساب جرعة الفوتونات المستخدمة في المعالجة الشعاعية. بالإضافة إلى تحليل أداء الخوارزمية في مناطق مختلفة من الحقل الشعاعي، مثل المحور المركزي، ومنطقة التراكم، وخارج الحقل، بهدف تحديد نقاط القوة والقصور في حسابات الجرعات.

3. مشكلة البحث

تعتمد خوارزمية PBC على مجموعة من الافتراضات الفيزيائية المبسطة في تمثيل انتشار الإشعاع داخل الوسط، خاصة فيما يتعلق بنمذجة التشتت الجانبي للفوتونات والإلكترونات الثانوية. وعلى الرغم من أن هذه الافتراضات توفر سرعة في الحساب وكفاءة في الاستخدام السريري، إلا أنها قد تؤدي إلى انحرافات في حساب الجرع تحت ظروف معينة، مثل الطاقات العالية للحزمة، أو الأعماق الكبيرة للفانتوم، أو في المناطق خارج الحقل الشعاعي ضمن الفانتوم.

ومن هنا تنبع مشكلة البحث، والمتمثلة في الحاجة إلى التحقق من مدى دقة هذه الخوارزمية عملياً، وتحديد فيما إذا كانت انحرافات الجرع المحسوبة عن الجرع المقاسة تبقى ضمن الحدود المقبولة سريرياً تحت مختلف الظروف.

4. أهمية البحث

تنبع أهمية هذه البحث من الدور الحاسم الذي تلعبه دقة حساب الجرعة في نجاح المعالجة الشعاعية. فالتقدير غير الدقيق للجرعة قد يؤدي إما إلى نقص في جرعة اللازمة للورم، مما يؤثر على الخطة العلاجية، أو إلى زيادة جرعة الأنسجة السليمة، مما يرفع من احتمالية حدوث مضاعفات جانبية غير مرغوبة.

كما أن تقييم أداء الخوارزميات المستخدمة في أنظمة التخطيط العلاجي يعد جزءاً أساسياً من برنامج ضمان الجودة في أقسام العلاج الشعاعي. لذلك، إن هذه الدراسة توفر فهماً أوضح للحدود التطبيقية لخوارزمية PBC، مما يساعد الفيزيائي الطبي في اتخاذ قرار مدروس عند اختيار خوارزمية الحساب المناسبة لكل حالة سريرية بذاتها.

5. أدوات وطرق البحث

a- المسرع الخطي Clinac 2100C يعطي أشعة اكس (سينية) طاقات توافق (6 – 23) MV.

b- حجيرة تأين أسطوانية (Cylindrical Ionization Chamber).

c- فانتوم مائي ذو أبعاد خارجية[5]: الطول (734 mm)، والعرض (636 mm)، والارتفاع (522.5 mm)، وسماكة جدار الخزان (20 mm).

d- مقياس كهرباء الكترومتر ثنائي القناة PTW TANDEM:[6] لإجراءات قياسات الساحات (الحقول) باستخدام حجيرات التأيين.

[5] خزان مياس مصنوع من مادة الفيبرغلاس.

[6] جهاز PTW TANDEM هو مقياس كهربائي مرجعي ثنائي القنوات عالي الدقة، مصمم لقياسات الجرعة/معدل الجرعة السريعة والمتزامنة في العلاج الإشعاعي (على سبيل المثال، في الفانتوم المائي)، ويوفر دقة عالية وفترات زمنية تصل إلى 10 مللي ثانية. يتميز بجهد انحياز مستقل وقابل للبرمجة يصل إلى لغرفتي تأين، مما يضمن قياسًا دقيقًا للجرعة النسبية والمرجعية.

e- وحدة التحكم (MP3) (MP3 Control Unit): وحدة التحكم هي من نوع (T41013 Power Up) مع ثلاث محركات مستخدمة مع (MP3) أوتوماتكي ومحلل حزمة الأشعة. عن طريقة واجهة (RS232) تعد الأوامر وترسل إلى الكمبيوتر. وحجم الخطوة الأدنى لحركة الكمبيوتر هي (0.1 mm) وسرعة الخطوة العظمى هي (50 mm/s).

f- برنامج MEPHYSTO: هو برنامج (Windows) لتوفير التحكم الكامل في نظام الـ (MP3).

g- جهاز قياس الشحنة Electrometer: لقياس كمية الشحنة أو التيار الناتج عن تفاعل الإشعاع مع حجيرات التأيين.

h- مقياس الجرعة المتعدد Multidose Dosimeter: يضبط ويدقق تسطح الحزمة ومنحني استقرار الطاقة للحزمة وأيضاً تناظر الحزمة ويقوم أيضاً بتحليل وقياس الساحات (الحقول) المتناظرة وغير المتناظرة.

6. طريقة الحزمة القلمية pencil Beam

إن طريقة الحزمة القلمية Pencil Beam هي الطريقة المتبعة لحساب الجرعة في TPS في هذه الدراسة. وهي تقنية تفترض أن أي حزمة متوازية من الفوتونات الصادرة عن المسدد والساقطة على المريض هي في الواقع مجموعة (مزيج) من عدد من الحزم الصغيرة لها عرض قلم الرصاص. وكل حزمة من هذه الحزم تُودع بعض الجرعة على طول المحور المركزي. ويختلف نمط إيداع الجرعة لكل حزمة باختلاف كثافة وشدة الحزمة الساقطة على المريض. وإن أولوية وأهمية هذه الحزم تحدد وتعرف حسب شكل الحقل (حسب فكوك محدد الحزمة متعدد الأوراق Multi-leaf Collimator (MLC) في المسرع الخطي (MLC-blocks-Linac jaws) [1].

من الناحية العملية يتضمن التفضيل والترجيح بين الحزم، كثافة وشدة الفوتونات الأولية عند نقطة دخول الحزمة على المريض وأيضاً التلوث الإلكتروني. وإجمالي الطاقة الساقطة في حزمة القلم تعود إلى تدفق الطاقة الأولي، ولكن يجب أن تدرس كل حزمة قلم لوحدها وبمعزل عن غيرها. هذه الحزمة سيكون لها قطر صغير جداً على السطح ولكن عندما تسقط هذه الحزمة الصغيرة جداً على

السطح سيكون هنالك جرعة قد أودعت تحت السطح (إذا كان الفانتوم الماء) وهذه الجرعة سيكون لها توزع واضـــح وملاحظ في الماء وســـوف يحدث وفقاً لذلك عمليات تشـــتت وامتصـــاص للفوتونات والالكترونات الثانوية التي سوف تنتشر. وهذا التوزع للجرعة الناشئ عن حزمة القلم الساقطة تسمى جرعة النواة Kernel[7]، وجرعة النواة Kernel يمكن اعتبارها مجرد خط توزع جرعة ناشئ عن حزمة ضيقة جداً من الفوتونات [2,3].

كيف يمكن أن نعمل بهذه الطريقة؟

من حيث المبدأ يمكن أن نقوم بتجربة، هو أن تكون فتحة المسدد صغيرة جداً، ونستخدم كاشف صغير جداً لمراقبة ومعرفة تفاصيل توزع الجرعات الناجمة عن ذلك في الماء أو أي نوع من الفانتومات، ولكن في الواقع هي عملية معقدة جداً. وإن الطريقة الأكثر شيوعاً هي استخدام محاكاة مونتي كارلو لحساب توزع الجرعة الناشئ عن حزمة القلم في الماء. هذه المحاكاة تسمح لنا بتوليد جرعات نواة Kernel من أجل مختلف أطياف طاقات الفوتونات بشكل أكثر سهولة [4].

كيف يمكن أن تستخدم جرعات النواة Kernel، حزم القلم لحساب كامل الجرعة في المعالجة الإشعاعية؟

في هذه المرحلة قد يساعد التفكير في جرعة النواة Kernel، جدول صغير من قيم الجرعة يحتوي على الجرعة في كل نقطة من الفراغ حول حزمة القلم الساقطة، وللحصول على توزع الجرعة لحزم المعالجة الإشعاعية كلها، فإننا بحاجة إلى إضافة مساهمة الجرعة في كل نقطة من كل حزم قلم مجاورة والتي تشكل بمجموعها (كامل الحزمة).

إن حجم المريض يقسم إلى ما يسمى شبكة الجرعات dose grid أو فوكسلات الجرعات dose voxel، ويتم جدولة قيم الجرعة من أجل كل حزمة تسقط عليه. عند كل شبكة الجرعات dose grid أو فوكسلات الجرعات dose voxel في واحدة الحجم فإن مساهمة الجرعة من أجل كل حزم قلم تعطي الجرعة الكلية. وتسمى هذه العملية (العملية الحسابية المنضدة) [5,6].

[7] هي توزع الجرعة ثلاثي الأبعاد حول نقطة تفاعل فوتون واحد في المادة، أي تصف كيف تنتشر الطاقة المترسبة من نقطة واحدة إلى الأنسجة المحيطة بسبب الالكترونات الثانوية.

في حالة أبسط حيث جرعات النواة Kernel تكرر نفسها في كل مرة (أي لا يوجد تغير في جرعات النواة Kernel من أجل مختلف فوتونات الطيف عند نقاط مختلفة من الحزمة)، والمريض يعتبر له نفس الكثافة، هناك طريقة رياضية مختصرة تسمى طريقة تحويل فورييه السريعة. يمكن تطبيقها بشكل أسرع من أجل حسابات منضدة ومنظمة للجرعة [7].

وعموماً لا يمكن إتباع هذه الطريقة التقريبية، ويجب إجراء الحساب من أجل كل حزمة قلم لحساب جرعة كل فوكسل voxel الناتجة عنها، وإضافتها لكي نحصل على الجرعة الكلية.

وإن المرضى في الحقيقة لهم مقاطع تشريحية ذات كثافات مختلفة (العظام، الرئة، قصبات هوائية، عضلات). وهذه الكثافات المختلفة تؤدي إلى توهينات مختلفة للفوتونات وامتصاص الجرعات، ولذلك من المفيد في حسابات حزمة القلم أن نأخذ ذلك في الاعتبار. واستناداً إلى تخطيط ومحاكاة الطبقي المحوري Computed Tomography (CT) فإن كثافة كل فوكسل voxel في المريض ستكون معروفة. وعند أخذ هذه التغيرات في الكثافة بعين الاعتبار يمكن تعديل نمط إيداع الجرعة لكل حزمة قلم (جرعة النواة Kernel) حسب هذه التغيرات.

باستخدام الكثافة الكلية لكل مادة بين نقطة سقوط الحزمة والفوكسل voxel حيث نريد معرفة الجرعة المقاسة، وهي تستنتج من التسطح أو التخامد في شكل جرعة النواة Kernel لحزمة القلم.

- التسطح (التمدد) إذا تم تخفيض الكثافة (مع الرئة مثلاً).
- التخامد إذا زادت الكثافة (مع العظام مثلاً).

في المنطقة منخفضة الكثافة، جرعة النواة Kernel يكون تأثيرها ومفعولها أطول. بينما في منطقة عالية الكثافة يكون معامل التوهين لها أعلى. وتطبق هذه التصحيحات والتعديلات على جرعة النواة Kernel لكل حزم قلم تبعاً لتغيرات الكثافة، التي تؤثر على هذه الحزمة، وبعد ذلك نقوم بنفس عملية التنظيم والتنضيد للمساهمات من أجل كل فوكسل voxel من جميع حزم القلم.

وعلى الرغم من هذه التصحيحات، فإن خوارزمية حزمة القلم مازالت تعاني من عدم الدقة، بالنسبة لعدم التجانس ومن الناحية العملية هنالك العديد من الإصدارات لهذه الخوارزمية وكل إصدار يتبع نظام في التخطيط مختلفاً بعض الشيء عن غيره.

وهذا الكلام كله من أجل حزم الفوتونات ولكن يمكن استخدام وإتباع نفس النهج من أجل حزم الالكترونات [11-8].

برنامج Eclipse

برنامج Eclipse هو برنامج نظام يمكن من خلاله إنشاء خطة العلاج وإجراء العمليات الحسابية لحساب الجرعة (في المعالجة الشعاعية الخارجية). باستخدام بيانات المريض وبيانات الطبقي المحوري CT، فضلاً عن بيانات الحزمة الأساسية المخزنة بالبرنامج يمكن إجراء التخطيط للمريض.

ويمكن من خلال هذا البرنامج حساب توزع الجرعات وتقسيمها في بعدين $2D$ وثلاثة أبعاد $3D$، وبالإضافة لذلك يمكن حساب توزع جرعة الفوتونات ووحدة المراقبة Monitor Units (MU) يمكن أيضاً حسابها.

حساب الجرعة باستخدام خوارزمية PBC في نظام Eclipse

تعد (PBC) إحدى خوارزميات حساب الجرعة لأشعة الفوتون المدعومة في نظام Eclipse [12].

طريقة الالتفاف Convolution Method

تمثل **نواة الحزمة القلمية** (Kernel) توزع الجرعة الممتصة في فانتوم مائي عند **مسافة قياسية بين المصدر والفانتوم**(SPD) ، والناتجة عن **حزمة فوتونية صغيرة جداً** ذات قطر يبلغ تقريباً 2.5 mm.

الالتفاف Convolution

يتم إجراء عملية الالتفاف **عن طريق جمع عدد من الحزم القلمية**، بحيث تُوزن كل واحدة منها **وفق شدة الإشعاع في الحقل** (Field intensity)، وذلك للحصول على **المساهمة الكلية في الجرعة.**

تقوم خوارزمية PBC بحساب توزيع الجرعة الإشعاعية، وتنقسم هذه العملية إلى المراحل التالية:

1. **إعادة بناء الشعاع** Beam reconstruction: حساب الجرعة في فانتوم ماء متجانس ومسطح باستخدام خوارزمية PBC.

2. **نمذجة المريض** Patient modelling: إجراء التصحيحات الخاصة **بشكل سطحي للمريض**، وإذا لزم الأمر، **بعدم تجانس الأنسجة**.

3. **حساب وحدة المراقبة** MU calculation: حساب إعدادات **وحدات المراقبة** اللازمة لتوصيل الجرعة الفعلية.

كما تتعامل خوارزمية PBC مع:

- ملحقات الحقول Field accessories.
- السيالة الإشعاعية للحقول Field fluences.
- محاكاة الحقل ومحاكاة الجرعة Field and Dose normalization.

تحتاج خوارزمية PBC إلى **بيانات شعاع مقاسة بدقة** من أجل تنفيذ حسابات الجرعة.

يجب أن تُقاس جميع بيانات الشعاع في **ظروف متجانسة قدر الإمكان**. يتم **استيراد بيانات الشعاع المقاسة** من خلال مهمة تكوين الشعاع Beam Configuration بصيغة ملف w2CAD، وهي صيغة مدعومة من قبل معظم أنظمة فانتومات الماء.

تُجري خوارزمية **PBC** حساب توزيع الجرعة وفق الدقة التالية:

- حقول الفوتون في الإعدادات السريرية النموذجية Photon fields in typical clinical setup $(2 - \%3)$.
- نموذج إعادة بناء حقل الفوتون Photon beam reconstruction model $(\pm\%1)$.
- الحقول غير المنتظمة Irregular fields $(\pm\%2)$.
- التصحيح للحزم المائلة Oblique correction $(\%2 - 1\pm)$.

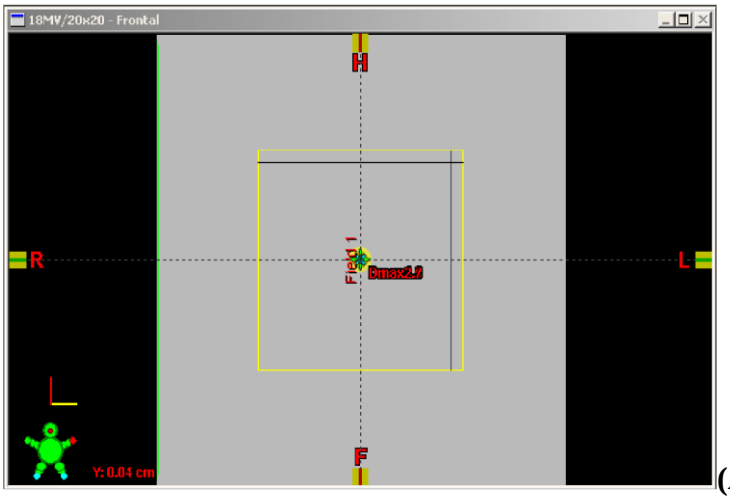
7. النتائج التجريبية

من أجل الفانتوم المائي، $SSD = 100\ cm$[8]، ساحات (حقول) شعاعية مربعة.

[8] المسافة بين مصدر الإشعاع وسطح المريض Source to Surface Distance.

إن هذه الحالة هي من أجل اختبار قدرة خوارزمية حساب الجرعة على إعادة توزيع الجرعة في وسط وتكوين مشابه للتكوين الذي أُستخدم للحصول على البيانات المُدخلة الأصلية. تم الحصول على البيانات من اجل طاقة[9] (6,23) MV لحزمة الفوتونات وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6,20 \times 20)$ cm^2.

تم قياس أربع مقاطع عرضية عند أربع أعماق مختلفة. وتم قياس النسبة المئوية لجرعة العمق Percentage Depth Dose (PDD) عند العمق الأعظمي d_{max} لكل طاقة. والشكل التالي يبين توجه الحزمة ومواضع المقاطع العرضية المقاسة من أجل جميع الحقول المربعة.



(A)

[9] هي جهد التشغيل ولكن اصطلح عليها مجازاً في عالم التجهيزات الطبية والمعالجة الشعاعية بالطاقة حيث: $E = q.V$.



(B)

الشكل (1): حقل مربع مفتوح، (A): هو من أجل $SSD = 100\ cm$ وحقل$\times 20$) cm^2 (20)، أيضاً توجه الحقل من أجل جميع الحقول المربعة المفتوحة وسقوط عمودي. إن الخطوط الصفراء تظهر حدود الحقل، المحور المركزي محدد بدائرة عند مركز الحقل.

(B): المقطع العرضي يظهر منحنيات خطوط تساوي الجرعة عند أعماق مختلفة وفقا لألوان هذه الخطوط Eclipse.

إن الجداول من (1) الى (4) تعرض نتائج مقارنة جرع فوتونات الأشعة السينية المحسوبة باستخدام برنامج Eclipse، والمقاسة باستخدام الفانتوم المائي، وذلك من أجل كل من الطاقتين 6 MV و 23 MV، من أجل ساحات (حقول) شعاعية $(6 \times 6)\ cm^2$ و $(20 \times 20)\ cm^2$، من أجل $SSD = 100\ cm$، عند أعماق مختلفة.

الجدول (1): ساحة (حقل) شعاعية مربعة مفتوحة cm^2 (6×6)، من أجل الطاقة 6 MV.

منحني خطوط تساوي الجرعة عند عمق 1.5 cm								النسبة المئوية لجرعة العمق			
خارج الحزمة[10] Outer Beam (%)		شبه الظل Penumbra (mm)		داخل الحزمة[11] Inner Beam (%)				المحور المركزي Central axis (%)		منطقة البناء Build-up region (%)	
Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول			Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول
1.3	نعم	2.7	لا	1.13	نعم			0.8	نعم	10.9	نعم

d(cm)	منحني خطوط تساوي الجرعة عند أعماق مختلفة			
	خارج الحزمة Outer Beam (%)		داخل الحزمة Inner Beam (%)	
	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول
5	0.79	نعم	0.8	نعم
10	1.2	نعم	1.3	نعم
20	2.9	لا	1.6	لا

الجدول (2): ســـاحة (حقل) شـــعاعية مربعة مفتوحة cm^2 (20×20)، من أجل الطاقة 6 MV.

منحني خطوط تساوي الجرعة عند عمق 1.5 cm								النسبة المئوية لجرعة العمق			
خارج الحزمة Outer Beam (%)		شبه الظل Penumbra (mm)		داخل الحزمة Inner Beam (%)				المحور المركزي Central axis (%)		منطقة البناء Build-up region (%)	
Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول			Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول

[10] خارج الحقل.
[11] داخل الحقل.

10.2	نعم	0.6	نعم	0.39	نعم	1.03	نعم	3.2	لا

d(cm)	منحني خطوط تساوي الجرعة عند أعماق مختلفة			
	داخل الحزمة Inner Beam (%)		خارج الحزمة Outer Beam (%)	
	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول
5	0.5	نعم	3.1	نعم
10	0.53	نعم	3.4	نعم
20	1.66	لا	3.93	لا

الجدول (3): ســـاحة (حقل) شـــعاعية مربعة مفتوحة cm^2 (6 × 6)، من أجل الطاقة 23 MV.

النسبة المئوية لجرعة العمق				منحني خطوط تساوي الجرعة عند عمق 3.2 cm					
منطقة البناء Build-up region (%)		المحور المركزي Central axis (%)		داخل الحزمة Inner Beam (%)		شبه الظل Penumbra (mm)		خارج الحزمة Outer Beam (%)	
Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول
13.2	نعم	0.4	نعم	0.67	نعم	2.01	لا	1.15	نعم

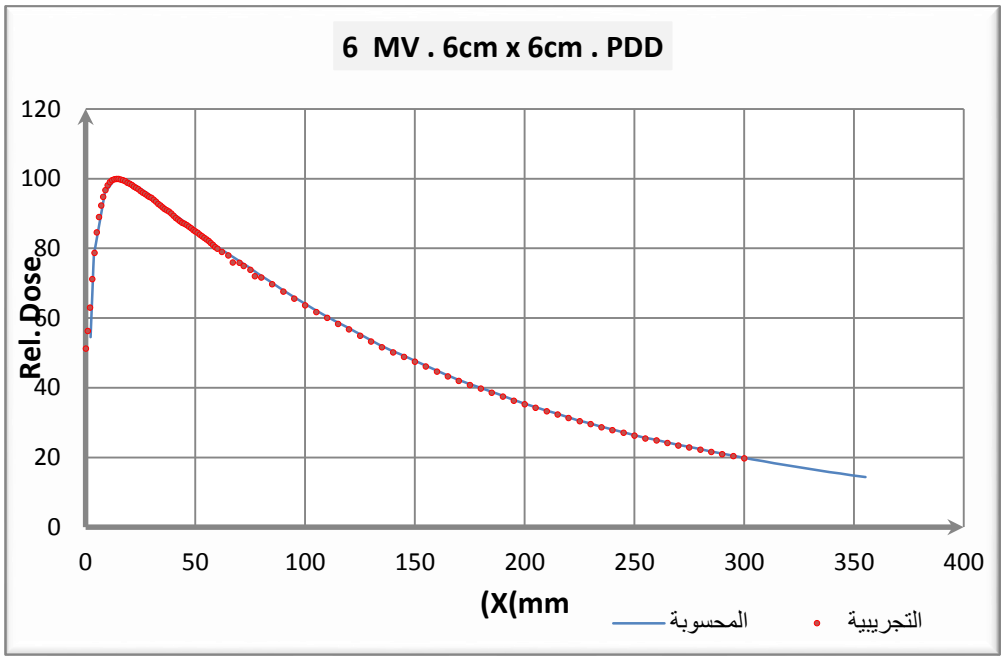
d(cm)	منحني خطوط تساوي الجرعة عند أعماق مختلفة			
	داخل الحزمة Inner Beam (%)		خارج الحزمة Outer Beam (%)	
	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول
5	0.8	نعم	1.29	نعم
10	0.1	نعم	1.25	نعم
20	0.16	نعم	1.28	نعم

الجدول (4): ســـاحة (حقل) شـــعاعية مربعة مفتوحة $(20 \times 20)\ cm^2$، من أجل الطاقة 23 MV.

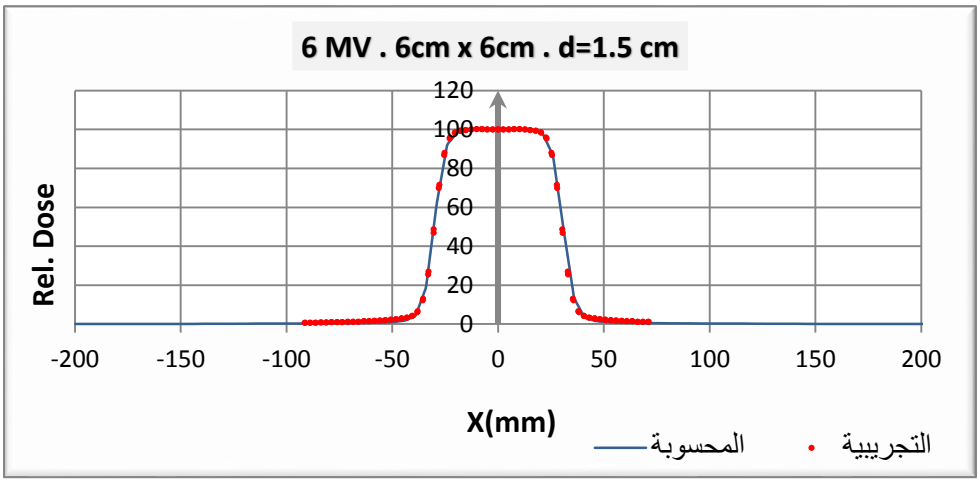
منحني خطوط تساوي الجرعة عند عمق 3.2 cm								النسبة المئوية لجرعة العمق			
خارج الحزمة Outer Beam (%)		شبه الظل Penumbra (mm)		داخل الحزمة Inner Beam (%)		المحور المركزي Central axis (%)		منطقة البناء Build-up region (%)			
Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول	Error (%)	مقبول
3.53	لا	1.3	نعم	0.78	نعم	0.2	نعم	13.1	نعم		

d(cm)	منحني خطوط تساوي الجرعة عند أعماق مختلفة			
	خارج الحزمة Outer Beam (%)		داخل الحزمة Inner Beam (%)	
	مقبول	Error (%)	مقبول	Error (%)
5	نعم	1.2	نعم	0.2
10	نعم	2	نعم	1
20	لا	3.1	نعم	1.13

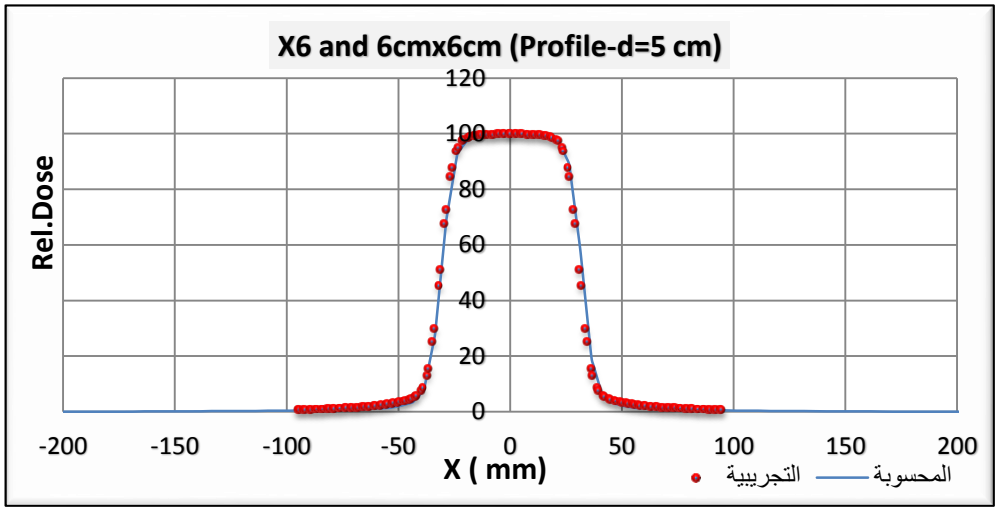
إن الأشكال، من الشكل (2) وحتى الشكل (21) تظهر النتائج التجريبية لهذه الدراسة، حيث إن الخط الأزرق يمثل المنحني المحسوب (المرجعي) بالبرنامج أما النقاط الحمراء تمثل المنحني التجريبي المقاس باستخدام حجيرة التأين.



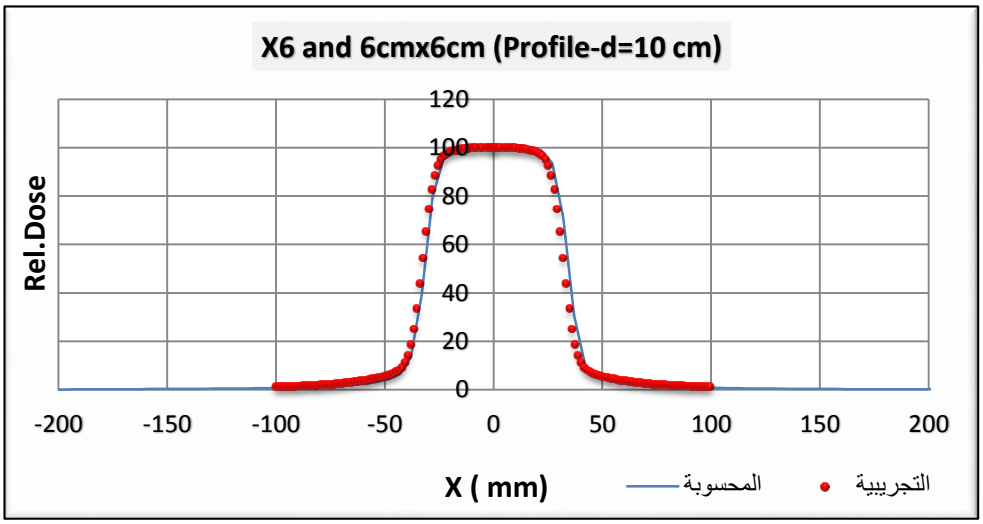
الشكل (2): منحني النسبة المئوية لجرعة العمق (PDD) من اجل طاقة 6 MV وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6)\ \mathrm{cm}^2$.



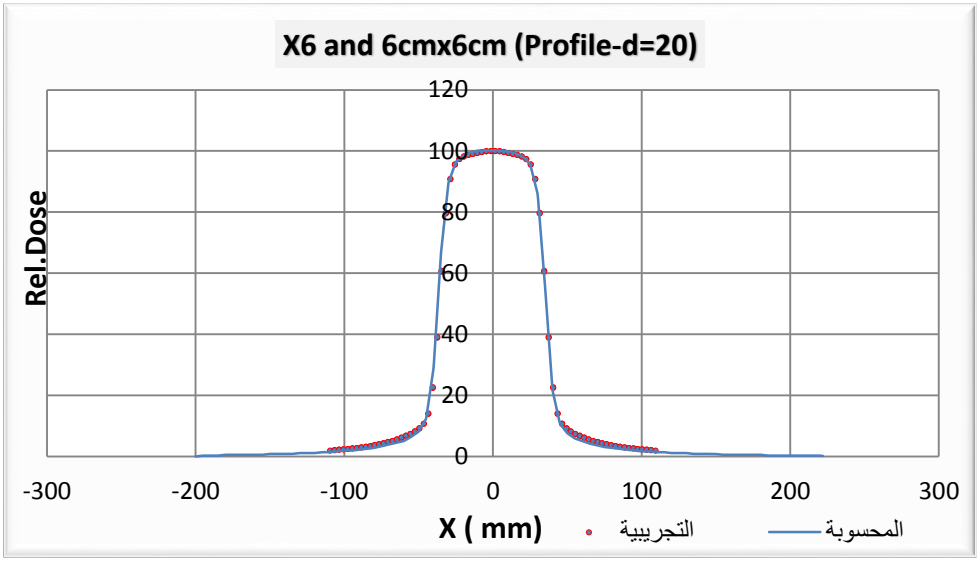
الشكل (3): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 6 MV وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 1.5\ \mathrm{cm}$.



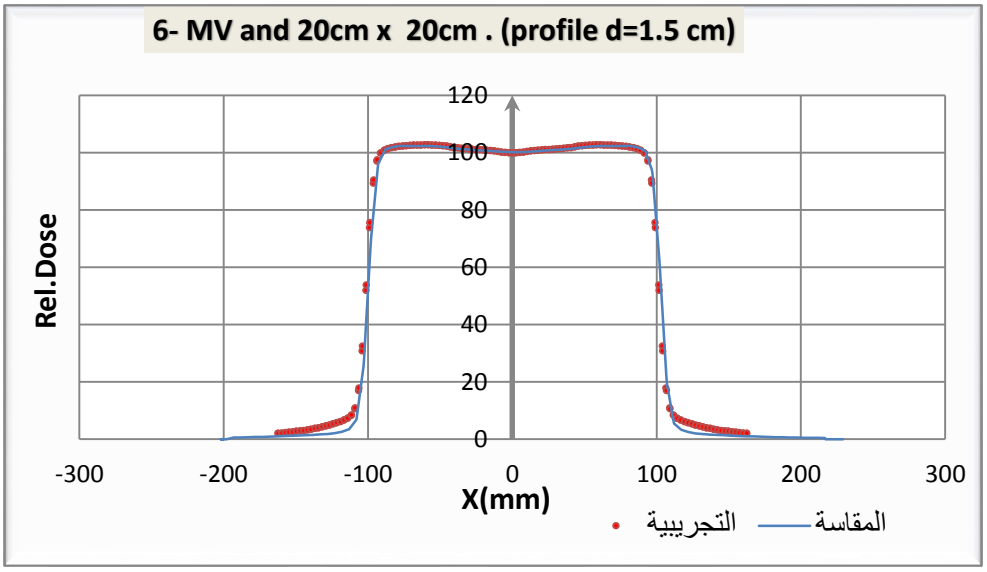
الشكل (4): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 6 MV وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 5\ \mathrm{cm}$.



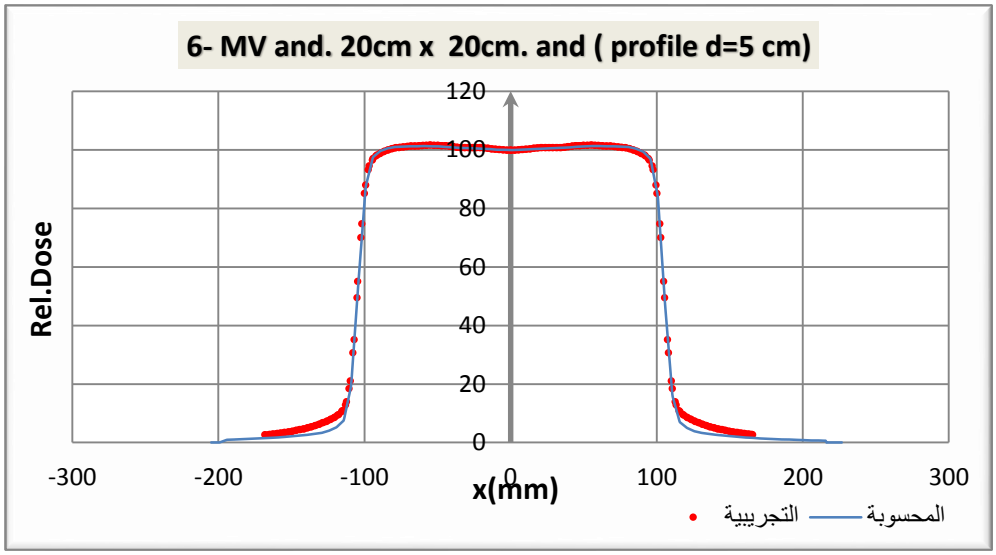
الشكل (5): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 6 MV وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 10\ \mathrm{cm}$.



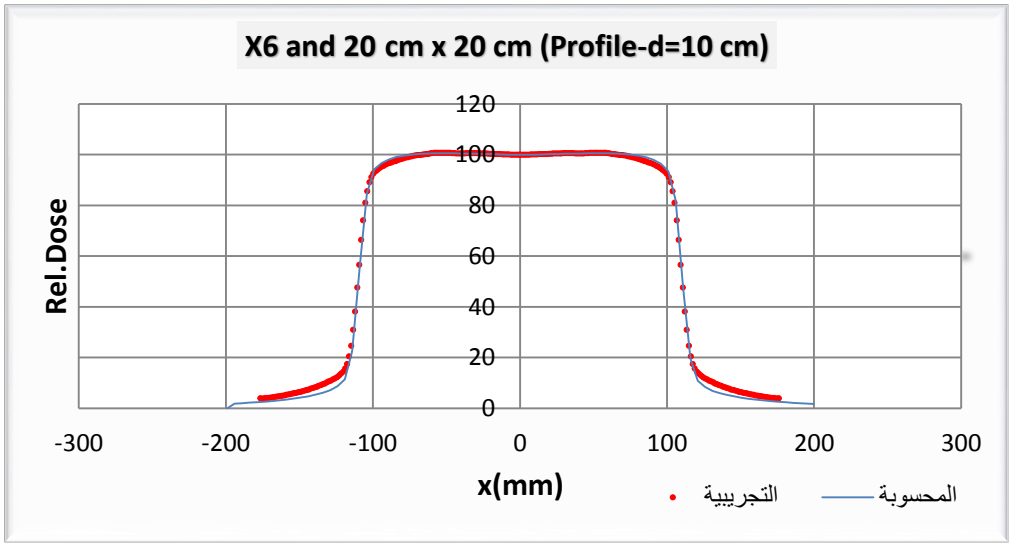
الشكل (6): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 6 MV وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 20\ \mathrm{cm}$.



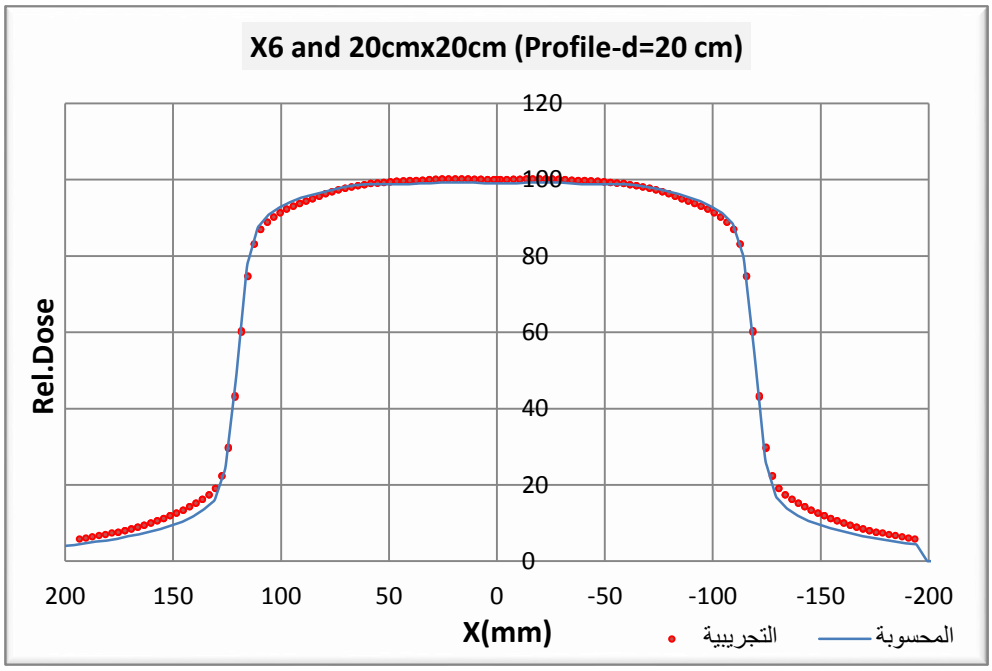
الشكل (7): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 6 MV وساحة (حقل) شعاعية $(20 \times 20)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 1.5\ \mathrm{cm}$.



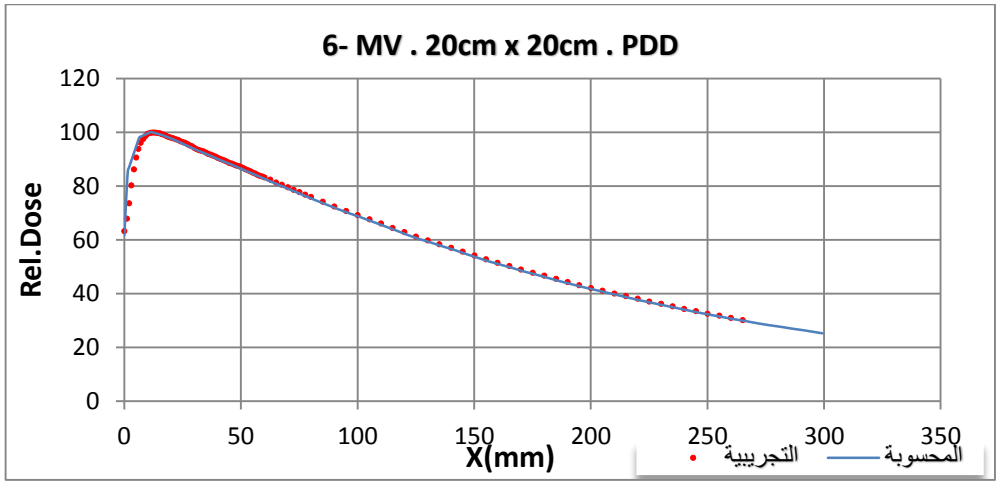
الشكل (8): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 6 MV وساحة (حقل) شعاعية $(20 \times 20)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 5\ \mathrm{cm}$.



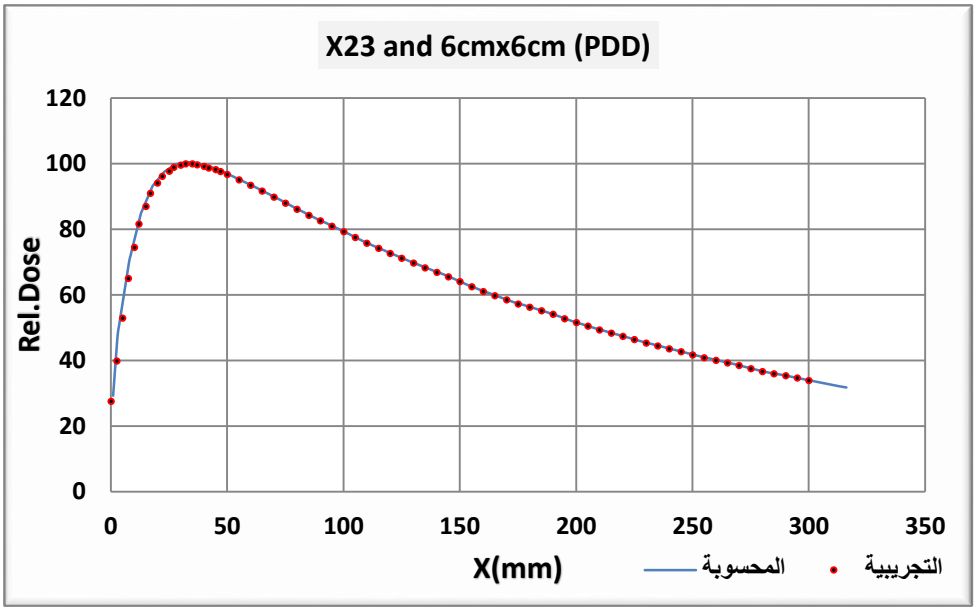
الشكل (9): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 6 MV وساحة (حقل) شعاعية $(20 \times 20)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 10\ \mathrm{cm}$.



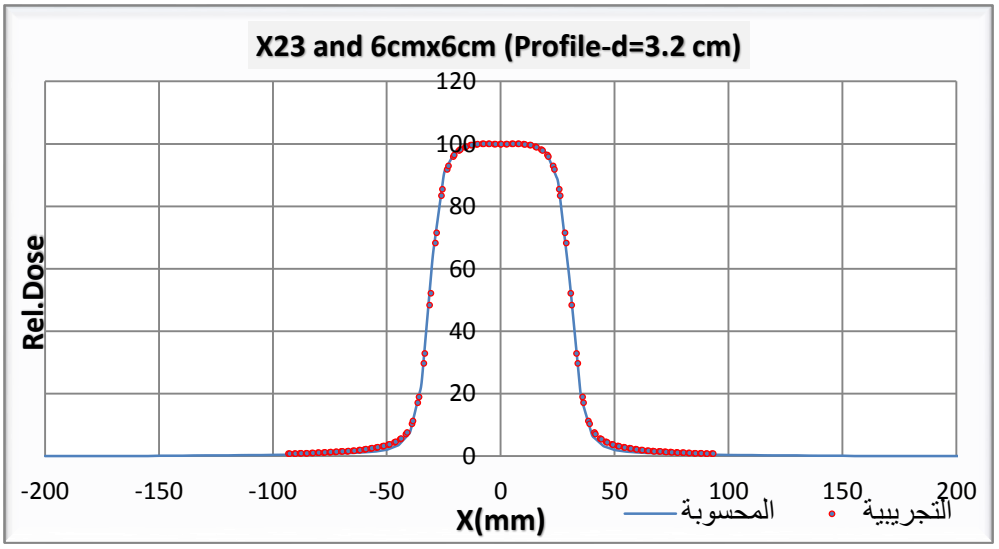
الشكل (10): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 6 MV وساحة (حقل) شعاعية $(20 \times 20)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 20\ \mathrm{cm}$.



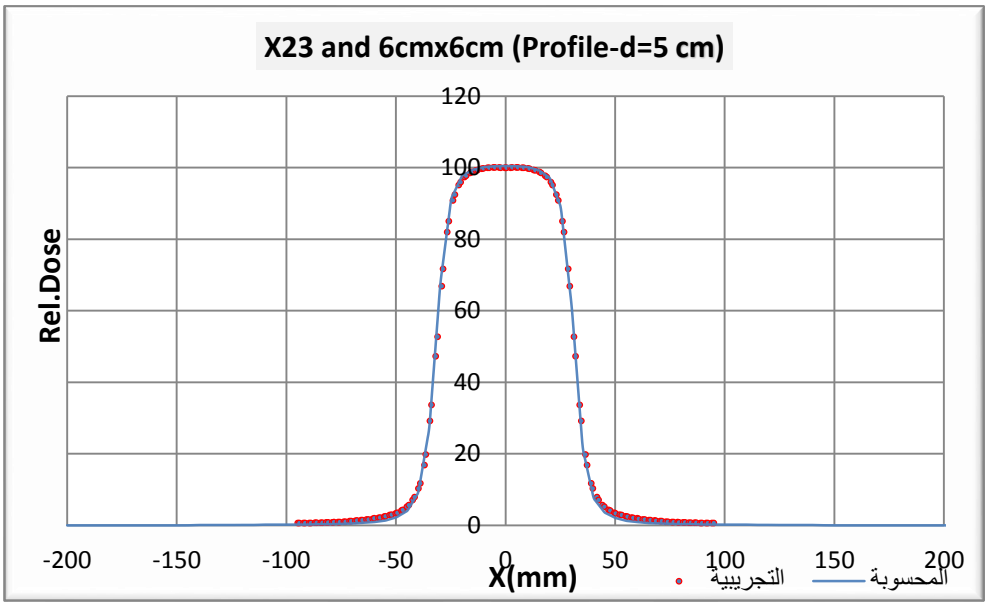
الشكل (11): منحني النسبة المئوية لجرعة العمق (PDD) من اجل طاقة 6 MV وساحة (حقل) شعاعية $(20 \times 20)\ \mathrm{cm}^2$.



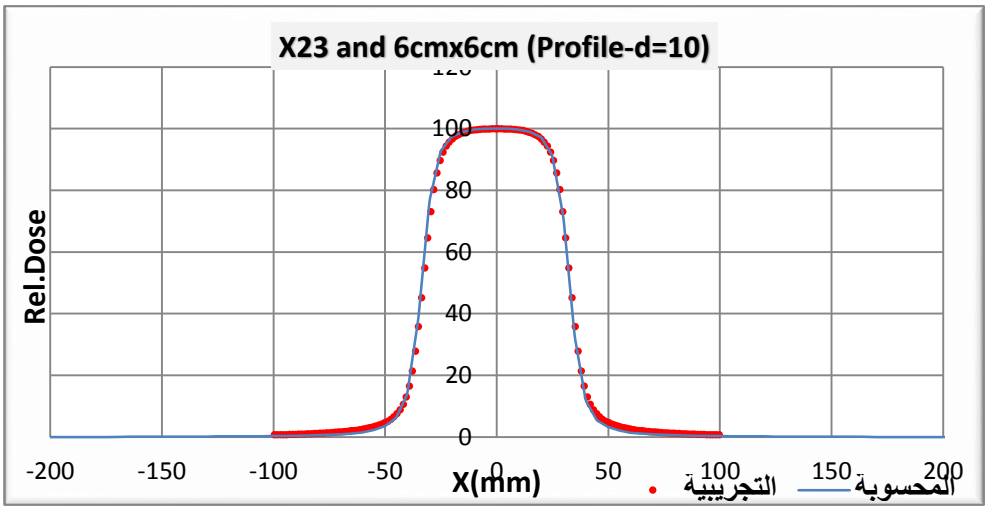
الشكل (12): منحني النسبة المئوية لجرعة العمق (PDD) من اجل طاقة 23 MV وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6)\ \mathrm{cm}^2$.



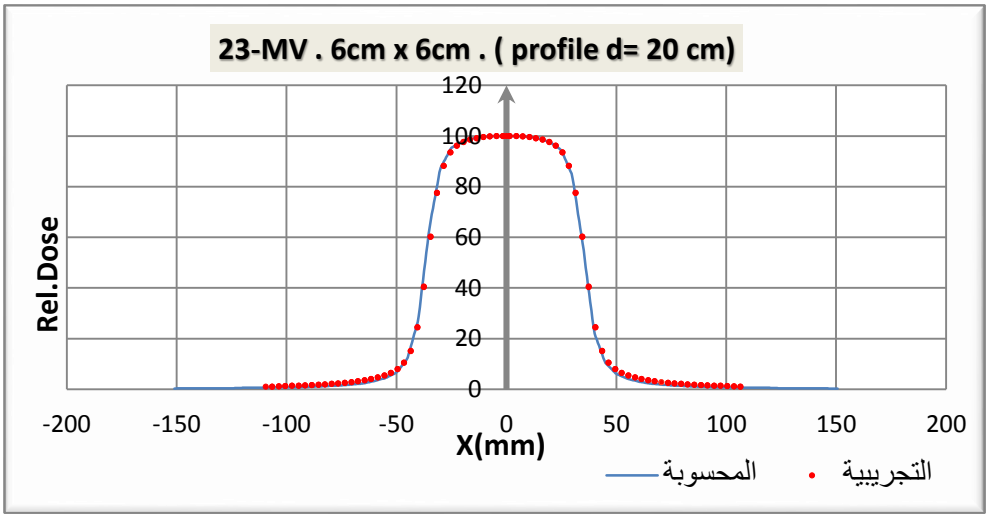
الشكل (13): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 23 MV وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 3.2\ \mathrm{cm}$.



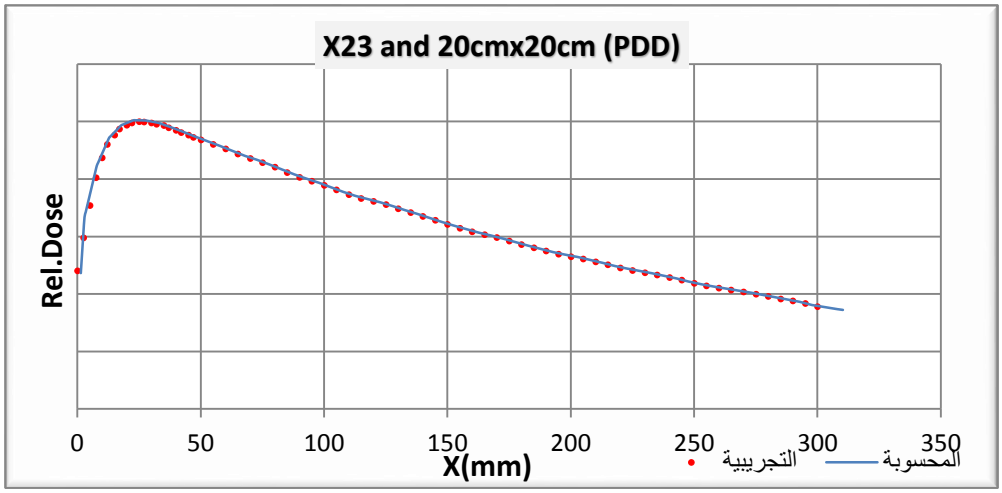
الشكل (14): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 23 MV وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 5\ \mathrm{cm}$.



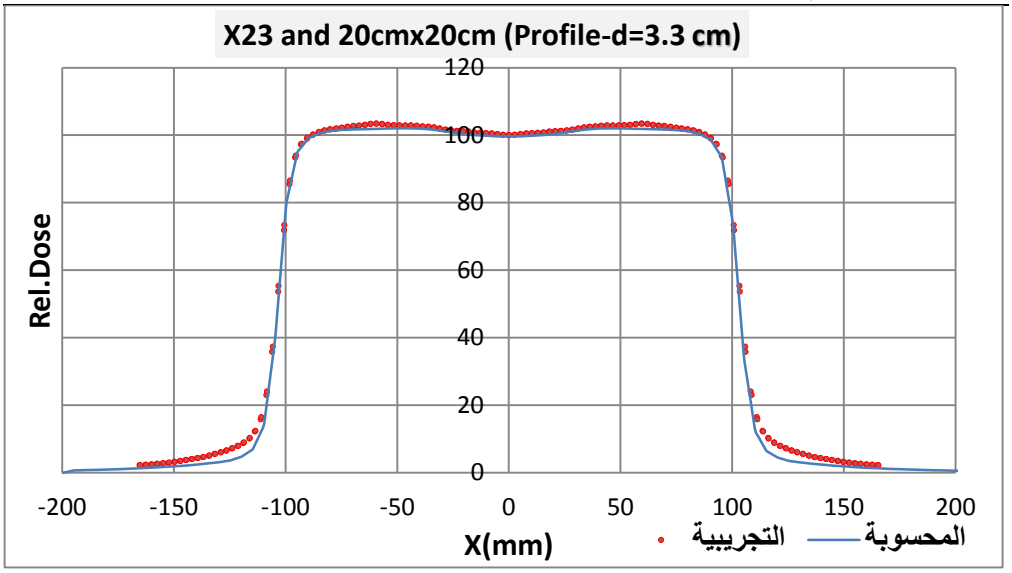
الشكل (15): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 23 MV وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 10\ \mathrm{cm}$.



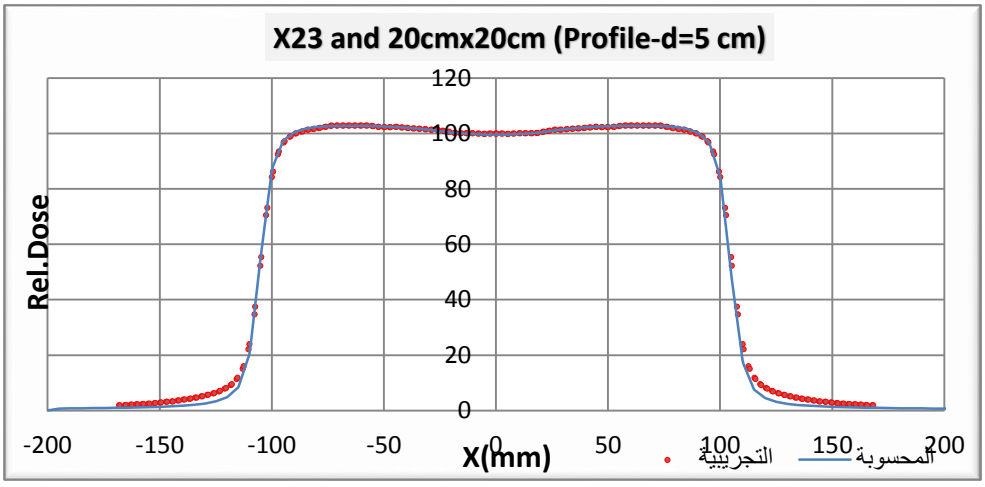
الشكل (16): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 23 MV وساحة (حقل) شعاعية $(6 \times 6)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 20\ \mathrm{cm}$.



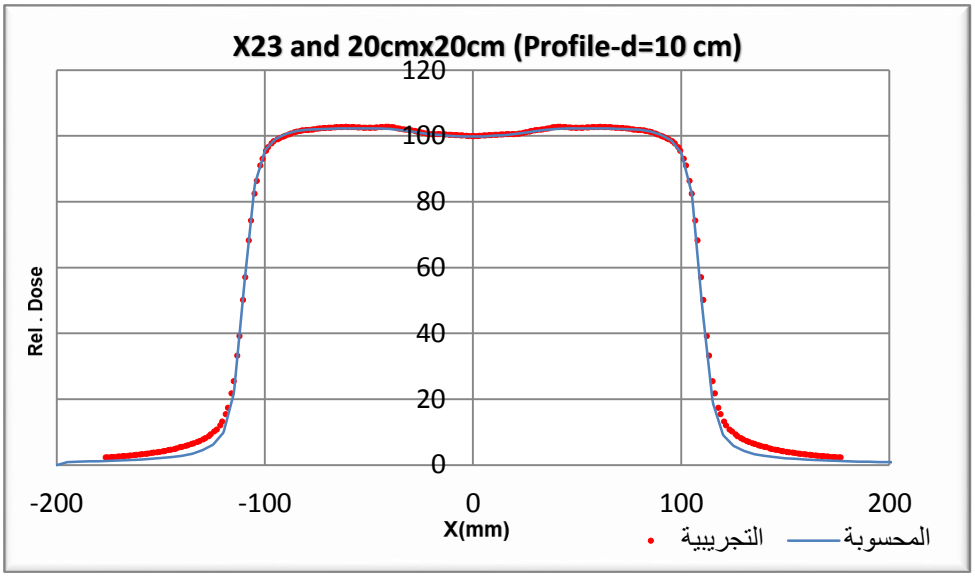
الشكل (17): منحني النسبة المئوية لجرعة العمق (PDD) من اجل طاقة 23 MV وساحة (حقل) شعاعية $(20 \times 20)\ \mathrm{cm}^2$.



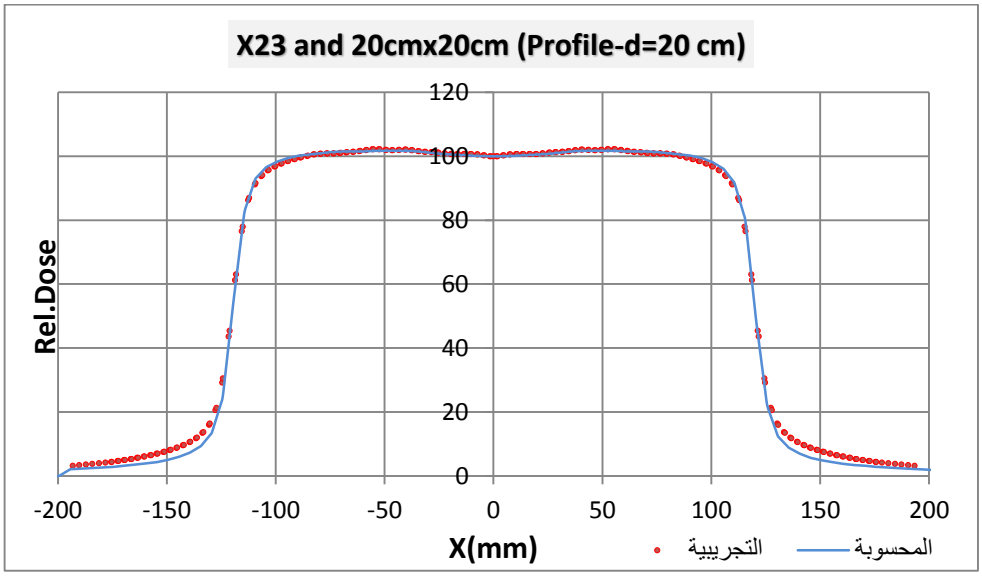
الشكل (18): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 23 MV وساحة (حقل) شعاعية $(20 \times 20)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 3.3\ \mathrm{cm}$.



الشكل (19): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 23 MV وساحة (حقل) شعاعية $(20 \times 20)\ \mathrm{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 5\ \mathrm{cm}$.



الشكل (20): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 23 MV وساحة (حقل) شعاعية $(20 \times 20)\ \text{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 10\ \text{cm}$.



الشكل (21): منحني دليل جرعة (profile) من اجل طاقة 23 MV وساحة (حقل) شعاعية $(20 \times 20)\ \text{cm}^2$، المنحني مار من المحور المركزي عند العمق $d = 20\ \text{cm}$.

تم تدوين الملاحظات عن الأشكال من الشكل (2) وحتى الشكل (21) في الجدول (5).

الجدول (5): ملاحظات الأشكال.

مجموعة الأشكال	نوع القياس	منطقة التراكم (Build-up)	داخل الحقل (In-Field)	خارج الحقل (Out-of-Field)	الملاحظة
الأشكال (2,11,12,17)	منحنيات PDD	زيادة تدريجية للجرعة حتى الجرعة العظمى نتيجة تراكم الإلكترونات الثانوية	استقرار نسبي للجرعة بعد العمق الأعظمي	انخفاض تدريجي للجرعة مع زيادة العمق بسبب التوهين والتشتت	توافق جيد بين القياسات التجريبية والنتائج المحسوبة مع فروقات طفيفة قرب السطح
الأشكال (3–10)	Dose Profile		تجانس واضح للجرعة حول المركزي مما يدل على انتظام الجرعة	انخفاض الجرعة عند حدود الحقل بسبب منطقة شبه الظل ثم تصبح صغيرة خارج الحقل	توافق جيد بين القياسات التجريبية والنتائج المحسوبة مع فروقات بسيطة عند الحواف
الأشكال (13–16)	Dose Profile		توزيع جرعي منتظم داخل الحقل مع استقرار حول المحور المركزي	تناقص الجرعة عند الحواف نتيجة تأثير الكوليميتر والتشتت	توافق جيد بين القياسات التجريبية والنتائج المحسوبة

الأشكال (18-21)	Dose Profile		جرعة شبه متجانسة داخل الحقل	انخفاض واضح خارج الحقل نتيجة الإشعاع المتناثر وضعف الحزمة المباشرة	تقارب جيد بين القياسات التجريبية والنتائج المحسوبة

8. مناقشة النتائج

بالنظر الى الجداول من (1) الى (4) نلاحظ ما يلي:

أولاً: داخل الحزمة (inner beam)

- من أجل الأعماق $d_{max} = 5{,}10$ cm، تُظهر خوارزميات Pencil Beam توافقاً جيداً في المحور المركزي (Central Axis) وداخل الحزمة (inner beam) حيث هي منطقة التوازن الالكتروني ويكون التشتت فيها أقل تعقيداً. لذلك تظل الاختلافات ضمن حدود $\pm 1.5\%$ وهي مقبولة سريرياً في هذه المناطق وهذا يتوافق مع المرجع [13].
- من أجل العمق $d_{max} = 20$ cm، وطاقة 6 MV نلاحظ زيادة طفيفة في قيمة الفرق بين القيمة المحسوبة والقيمة التجريبية في منطقة (inner Beam) انظر الشكل (6) ولا نلاحظ هذه الزيادة من أجل طاقة 23 MV انظر الشكل (16)، وهذه الزيادة الطفيفة في الفرق في منطقة الحزمة الداخلية وعند العمق20 cm، هي نتيجة زيادة الاعتماد على التشتت الجانبي (Lateral Scatter) الذي يصعب نمذجته بدقة تامة في الأعماق الكبيرة، وأيضاً الى تصلب الحزمة التي تؤدي إلى تباينات طفيفة في توزيع الجرعة يصعب محاكاتها حسابياً.

في المقابل، فإن حزمة طاقة 23 MVتخضع لتشتت جانبي أقل، وتأثير مرشح مسطح أقل على طيف الطاقة، مما يجعل نمذجة منحنيات تساوي الجرعة أكثر دقة وتوافقاً مع القياسات التجريبية وهذا يتفق مع المرجع [14].

ثانياً: منطقة التراكم (Build-Up)

يزداد الاختلاف بشـكل ملحوظ في هذه المنطقة (خاصـةً مع الطاقات العالية مثل 23 MV) لأن خوارزميات Pencil Beam تواجه صـعوبة في نمذجة التشـتت العكسـي والتفاعلات المعقدة للإلكترونات ذات المدى الطويل الناتجة عن الطاقات العالية، مما يؤدي زيادة ملحوظة في الاختلاف بين الجرعة المحسوبة والجرعة المقاسة في منطقة التراكم وهذا يتفق مع المرجع [15].

ثالثاً: خارج الحزمة (Outer Beam)

- هذه هي المنطقة التي يكون فيها أداء Pencil Beam سيئاً للغاية.

تعاني خوارزمية Pencil Beam من فشـل ذريع في حسـاب الجرعة خارج الحقل لأن خوارزمية Pencil Beam تعتمد على مفهوم تفكيك حزمة الإشـعاع إلى حزم قلمية صـغيرة وحسـاب الجرعة لكل حزمة على حدة، ثم تجميع مسـاهمات الجرع. المشـكلة تكمن في طريقة نمذجة التشـتت الناتج عن هذه الحزم القلمية، حيث تفترض خوارزمية: أن الفوتونات المتشـتتة (المتولدة أسـاسًـا عن تفاعلات كومبتون) تظل تتحرك في اتجاه قريب جدًا من اتجاه الحزمة القلمية الأصلية (تشتت صغير الزاوية). هذا الافتراض صـحيح إلى حد كبير داخل الحقل، ولكنه ينهار تماماً خارجه في الحقيقة، يمكن للفوتونات أن تتشتت بزوايا كبيرة تصل إلى °90 أو أكثر. هذه الفوتونات المتشتتة بزوايا كبيرة هي المسؤولة الرئيسية عن ترسب الجرعة في المناطق البعيدة عن الحقل (خارج الحقل) وهذا يتفق مع المرجع [16].

- وأيضاً كلما زاد العمق، زادت كمية المادة التي تتفاعل مع الحزمة. هذا يؤدي إلى تراكم أكبر للفوتونات المتشتتة. وفي النتيجة الجرعة الحقيقية خارج الحقل تزداد (تتراكم) مع العمق. في المقابل، تظل خوارزمية Pencil Beam تحسب قيمة متدنية بناءً على افتراضها الأصلي. هذا التباين هو سبب زيادة نسبة الاختلاف مع العمق.

- وأيضاً زيادة الطاقة (مثلاً من 6 MV إلى 23 MV):

حيث أنه مع زيادة الطاقة، تزداد كفاءة تفاعلات تأثير كومبتون وتصبح أكثر اتجاهية للأمام. ومع ذلك، تزداد أيضاً متوسط مسافة انتقال الإلكترونات الناتجة عن التفاعل قبل أن تترسب طاقتها.

وفي النتيجة تؤدي الطاقة العالية إلى حزمة أكثر نفاذية وأكثر تعقيداً في نمذجة التشـــتت الجانبي. تواجه Pencil Beam صـــعوبة أكبر في نمذجة هذا التوزيع، مما يزيد من تضـــخيم خطأ التقليل في التقدير ولهذا السبب ترى أن نسب الاختلاف لخارج الحقل عند 23 MV هي الأعلى.

- ومن أجل سـاحات شـعاعية كبيرة مثلاً $20 \times 20)\ cm^2$ ،(20 فإننا نُضـخّم جميع المشـاكل المذكورة، حيث أن التغير في حجم الحقل يؤثر بشـكل مباشـر على كمية ونوعية الإشـعاع المتشـتت. لأنه يزيد بشكل كبير الأشعة المتشتتة بزوايا كبيرة الذي تفشل الخوارزمية في نمذجته أصلاً وهذا يتفق مع المرجع [6].

9. الاستنتاجات

1. أظهرت خوارزمية PBC دقة عالية داخل الحقل وعلى المحور المركزي، حيث بقيت الفروقات ضمن الحدود المقبولة سريرياً ($\pm 2\%$).
2. في منطقة التراكم (Build-up region)، لوحظ ازدياد في نسبة الاختلاف بين القيم المقاسة والمحسوبة، خاصة عند الطاقات العالية، بسبب صعوبة نمذجة التشتت الإلكتروني المعقد.
3. خارج الحقل (Out of field region)، أظهرت الخوارزمية ضعفاً واضحاً في حساب الجرعة، نتيجة افتراض التشتت واسع الزاوية الناتج عن تفاعلات كومبتون.
4. يزداد مقدار الاختلاف مع زيادة العمق، زيادة طاقة الحزمة، كبر الساحة الشعاعية.
5. كانت نسب الاختلاف الأعلى مسجلة عند الطاقات العالية والحقول الكبيرة، مما يشير إلى محدودية الخوارزمية في نمذجة التشتت الجانبي وانتقال الإلكترونات الثانوية لمسافات أطول.
6. تؤكد النتائج أن خوارزمية PBC مناسبة للحالات المتجانسة والبسيطة، لكنها غير مثالية للحالات المعقدة أو في المناطق ذات الأهمية الجرعية المنخفضة خارج الحقل.

10. التوصيات

1. نوصي بإجراء الدراسة على ساحات شعاعية مستطيلة.

2. مقارنة مباشرة بين PBC و Monte Carlo لتحديد حدود الاستخدام السريري الآمن لكل خوارزمية.

11. Reference

[1] Khan, Faiz M., and John P. Gibbons. The Physics of Radiation Therapy. 5th ed., Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

[2] Bentel, Glen C. Radiation Therapy Planning. 2nd ed., McGraw-Hill, 1996.

[3] Ahnesjö, Anders. "Collapsed Cone Convolution of Radiant Energy for Photon Dose Calculation in Heterogeneous Media." Medical Physics, vol. 16, no. 4, 1989, pp. 577–592.

[4] Rogers, D. W. O. "Fifty Years of Monte Carlo Simulation for Medical Physics." Physics in Medicine & Biology, vol. 51, 2006, pp. R287–R301.

[5] Brahme, Anders. "Diametric Precision Requirements in Radiation Therapy." Acta Oncologica, vol. 27, no. 4, 1988, pp. 379–391.

[6] Knoös, Tommy, et al. "Comparison of Dose Calculation Algorithms for Treatment Planning in External Photon Beam Therapy." Physics in Medicine & Biology, vol. 51, 2006, pp. 5785–5807.

[7] Mackie, Thomas R., et al. "Convolution and Superposition Dose Calculation Methods." Medical Physics, vol. 12, no. 2, 1985, pp. 188–196.

[8] AAPM Task Group 65. "Tissue Inhomogeneity Correction for Megavoltage Photon Beams." Medical Physics, vol. 31, no. 4, 2004, pp. 633–674.

[9] Chetty, Indrin J., et al. "Photon Beam Dose Calculation Algorithms: A Comparative Review." Medical Physics, vol. 34, no. 3, 2007, pp. 1058–1073.

[10] Vassiliev, Oleg N., et al. "Discrepancies between Clinical Dose Calculation and Monte Carlo Simulation." Radiotherapy and Oncology, vol. 97, 2010, pp. 355–364.

[11] Hogstrom, Kenneth R., and Peter R. Almond. "Review of Electron Beam Therapy Physics." Physics in Medicine & Biology, vol. 51, 2006, pp. R455–R489.

[12] Varian Medical Systems. Eclipse Algorithms Reference Guide. Varian Medical Systems, 2018.

[13] Vander Straeten, Bart, et al. "Accuracy of Patient Dose Calculation for Lung IMRT: A Comparison of Monte Carlo, Convolution/Superposition and Pencil Beam Algorithms." 2006.

[14] Elcim, Y., B. Dirican, and O. Yavas. "Dosimetric Comparison of Pencil Beam and Monte Carlo Algorithms in Conformal Radiotherapy." 2018.

[15] Paganetti, Harald, Katia Parodi, and Hermann Kooy. "Monte Carlo Simulation in Proton Radiotherapy Calculation." 2007.

[16] Alghamdi, S., and A. Tajaldeen. "Evaluation of Dose Calculation Algorithms for In-Field and Out-of-Field Regions." 2019.