

نمذجة توزع الجرعة الإشعاعية لحزمة فوتونية في مجسم مائي باستخدام الكود MCNP

تحليل تأثير متغيرات الطاقة والساحات الإشعاعية على الأعمق المختلفة

د. نورس غازي الهمامي

مدرس في كلية العلوم، جامعة الفرات، دير الزور، الجمهورية العربية السورية.

E-mail: nawrasalhoulami@alfuratuniv.edu.sy.

الملخص

تمَّ في هذه الدراسة حساب توزع الجرعة الإشعاعية لحزمة فوتونية عند طاقاتٍ مختلفةٍ (1، 6، 12، 20، و 23) ميغا إلكترون فولت، ولأجسام ساحاتٍ إشعاعيةٍ متعددةٍ (5×5 ، 10×10 ، 15×15 ، و 20×20) سم²، وذلك باستخدام الكود MCNP. أظهرت دراسة تغيرات النسبة المئوية لجرعة العمق (PDD) بدلالة الطاقة من أجل أحجام الساحات المختلفة، توافقاً جيداً بين قيم العمق الأعظمي للجرعة (Dmax) والسمك النصفي (HVL) المحسوبة باستخدام الكود MCNP، والقيم العملية لکواشف إشعاعية متنوعة.

يشير هذا التوافق إلى دقة هذا الكود في نمذجة توزع الجرعة الإشعاعية عبر طيفٍ واسعٍ من الطاقات، مما يعزز من موثوقيته وكفاءته كأداة حسابية في تقييم الجرعة الإشعاعية المُعطاة للمرضى في تطبيقات العلاج الإشعاعي.

الكلمات المفتاحية: الجرعة الإشعاعية، النسبة المئوية لجرعة العمق (PDD)، العمق الأعظمي للجرعة (Dmax)، السماك النصفي (HVL)، العلاج الإشعاعي.

1- المقدمة:

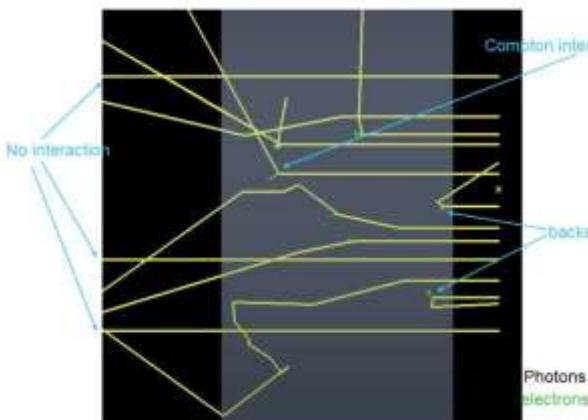
شهدَ مجال نمذجة توزع الجرعات الإشعاعية، في السنوات الأخيرة، تطويراً ملحوظاً بفضل التقدم في تقنيات المحاكاة بالاكواد الحاسوبية، وخصوصاً عبر استخدام الكود [1] MCNP(Monte Carlo N-Particle)، والذي أتاح دراسات دقيقة وتحليلياً متمتعاً لمجموعة من المعايير الفيزيائية الحيوية الأساسية، مثل النسبة المئوية لجرعة العمق(PDD) والعمق الأعظمي للجرعة (Dmax) والسمك النصفي (HVL). تُعتبر النسبة المئوية لجرعة العمق من أهم المؤشرات الأساسية في التخطيط الإشعاعي، حيث تُعبر عن النسبة المئوية لجرعة المُمنصنة عند عمق معين داخل الوسط مقارنة بأقصى جرعة تم تحقيقها. ويُستخدم هذا المقياس لتقييم توزع الجرعة الإشعاعية عبر الأنسجة، مما يُمكن من تقدير فعالية الجرعة المتوزعة في الورم، حيث أكدت الدراسات العديدة كدراسة Lee et al. [2] على أهمية دمج نتائج النسبة المئوية لجرعة العمق مع النمذجة باستخدام الكود MCNP، وذلك لتحسين دقة التخطيط العلاجي وتقليل المخاطر الجانبية المصاحبة للعلاج الإشعاعي.

كما أشارت دراسات حديثة أخرى [3,4] إلى أن التغيرات في طاقة الحزمة الفوتونية وأبعاد الساحة الإشعاعية تؤثر بشكل ملحوظ على تحديد موقع العمق الأعظمي Dmax، حيث لوحظ زيادة في العمق الأعظمي مع ارتفاع طاقة الحزمة، وهو ما يتافق مع نتائج المحاكاة في المجسمات المائية(الفانтомات) التي أجريت باستخدام الكود MCNP.

بالإضافة إلى ذلك، أظهرت دراسات أخرى [5,6] أهمية حساب السماك النصفي(HVL) باستخدام تقنيات المحاكاة، حيث يُعد هذا المعيار مقياساً أساسياً لقدرة المادة على تخفيف شدة الحزمة الفوتونية، ويُستخدم لتحديد سماكات التدريع الفعالة في التطبيقات الطبية والصناعية.

2- خوارزمية مونتي كارلو (Monte Carlo)

تُعد طريقة مونتي كارلو من أكثر الطرق دقة لنمذجة عملية المعالجة الإشعاعية وأكثر طراز واعداً من طرق حساب الجرع الإشعاعية، فهي تترجم الواقع كما هو، لكنها تأخذ مدة زمنية طويلةً من أجل إجراء عملية الحساب، ومن المتوقع أن التقدُّم في تكنولوجيا الحاسوب سيجعل من طريقة مونتي كارلو نهجاً موحداً لـ التخطيط المعالجة[7]. يعتمد مبدأ عمل طريقة مونتي كارلو على تشكيل تاريخ الحال لانتقال الفرد للجسيمات ضمن المادة، ثم تحميل هذه التواريخ للحصول على النتيجة المطلوبة(كالتذبذب ونسبة التفاعل ومعدل الجرعة). يتضمن التاريخ الزمني للجسيم، انطلاق الجسيم من منبعه، ومساره العشوائي عبر وسط النقل، فيخضع بعداً من التفاعلات، حتى يصل إلى مرحلة فناء الجسيم أو فقدان أهميته، وذلك إما بامتصاصه أو مغادرته للمنطقة ذات الأهمية من الوسط أو خسارته لجزء كبير من طاقته، بحيث يُصبح عديم الأهمية، وبفناء الجسيم ينتهي تاريخه الزمني. وبعد الحصول على البيانات لتاريخ عدد كبير من الجسيمات عندٍ يتم تقدير قيم الخرج المطلوبة. ويوضح الشكل (1) تتبع مسار عدد من الفوتونات في وسط مائي باستخدام تقنية محاكاة مونتي كارلو.



الشكل(1): يوضح تتابع مسار عدٍ من الفوتونات في وسط مائي على عمق cm 50 وطاقة MeV 6 باستخدام تقنية محاكاة مونتي كارلو.

طُورت بعض البرامج (الكودات) الضخمة ذات الاستعمال العام، كطائق حساب تفاعل الإشعاع مع المادة، والتي تستخدم طريقة مونتي كارلو، ومن هذه الكودات . PRIMO, MCNP, EGS4,.....etc.

تحتَّلَتْ هذِهِ الكودات في مَجَالِ تَطْبِيقَاتِهَا الفيزيائية والطبيبة باختلاف المخابر التي طُورَتْ فِيهَا، وَفِي بَعْضِ الْأَيَّامِ تَحْتَلُّ بِقَوَاعِدِ الْبَيَانَاتِ الَّتِي تَسْتَخدِمُهَا [8].

3- الكود MCNP

الكود MCNP هو كود ثالثي الأبعاد مُتعدد الأغراض. يَعْمَلُ هذَا الكود بالاستفادة من طريقة مونتي كارلو. طُورَ هذَا الكود في مخابر لوس الاموس الوطنية بالولايات المتحدة الأمريكية. يَسْتَطِيعُ هذَا الكود حل مسائل نقل النترونات والفوتوتونات والإلكترونات، كذلك يَسْتَطِيعُ حساب مُعامل الحرجة لأنظمة الحرجة. ويعالج الكود أي تصميم هندسي ثالثي الأبعاد للمادة المعروفة على شكل خلايا مُحاطة بسطح هندسي. وقد مرَّ هذَا الكود بمراحل تطوير مُتعددة إلى أن أصبح في نسخته المُسمَّاة [1] MCNP-5 beta.

1-3. ملف الدخل Input File

تُعتَبَرُ كتابة ملف الدخل بشكلٍ صحيح المرحلة الأساسية لحل المسألة الفيزيائية المطلوبة، ويتكوَّن ملف الدخل من ثلاثة أجزاء رئيسية هي [1,9]:

1- الخلايا التي تحاكي الوسط المادي الذي ينتقل خلاله الإشعاع.

2- السطوح التي تشكِّلُ الخلايا.

3- المعلومات، والتي تشتمل على:

- توصيف المصدر وطيفه.

- تركيب ونسب المواد داخل الخلايا.

- المعلومات المطلوبة من البرامج .Tallies

ويتضمن ملف الدخل لأية مسألة العناصر التالية:

1. بطاقة العنوان .Title card
2. بطاقة الخلايا .Cell Cards
3. بطاقة السطوح .Surface Cards
4. التحويلات أو الانتقالات .Transformations
5. نمط الاصدار .Mode
6. مصدر الجسيمات .Source
7. المواد المستخدمة .Materials
8. أهمية الاصدار على كل خلية .Importance
9. معلومات أخرى .Other data

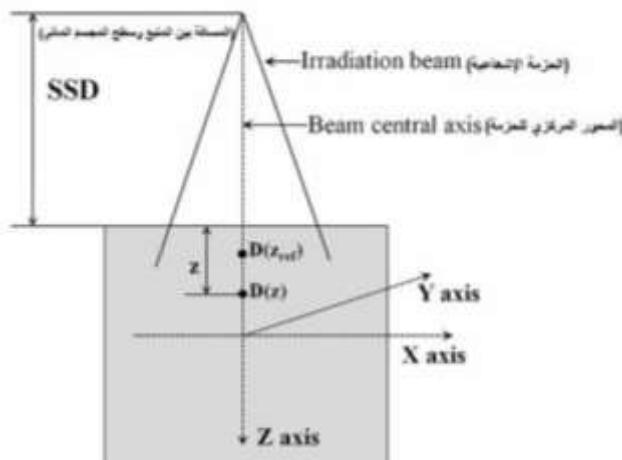
2-3. ملف الخرج Output File

تتضمن ملفات الخرج المعلومات التي كنا قد طلبناها في ملف الدخل.

4. طرق حساب جرعة الأشعة الخارجية:

نظراً لعدم القياس المباشر لمعدل الجرعة عند نقطة ما في المريض، فإنه يتم اللجوء إلى تقدير هذا المعدل باستخدام القياسات التي تم إجراؤها في الهواء أو في الغاز المائي. إلا أنه في أغلب الأحيان لا تتطابق النقطة التي يتم فيها القياس مع النقطة في المريض، ولذلك يتم استخدام إحدى الطرق المتوفرة حالياً لتقدير معدل الجرعة في نقطة أخرى. وهناك طريقتان أساسيتان لتحقيق هذا الغرض:

1. طريقة البعد بين المصدر والسطح (SSD) التي يتم فيها استعمال البيانات الخاصة بتعديل الجرعة مع مساحة الحقل العلاجي والبعد عن السطح (العمق) وطاقة الأشعة في حالة استخدام مسافة علاجية معينة، وهي الطريقة التي اعتمدنا عليها للمحاكاة في هذه الدراسة، وتظهر ترتيبه هذه الطريقة في الشكل(3).



الشكل(3): طريقة البعد بين المصدر والسطح (SSD).

2- طريقة البعد بين المصدر ومحور الدوران(SAD) مع استخدام النسبة لجرعة النسيج إلى جرعة الهواء (TAR). في هذه الطريقة يمكن الاستفادة من المعلومات الخاصة بتغيير الجرعة في نقطة ما (غالباً ما تكون محور دوران جهاز العلاج) مع سمك طبقة الأنسجة التي تعلو هذه النقطة وكذلك على حجم الحقل العلاجي. تحتاج الطريقتان إلى بيانات عن الجرعة في المحور المركزي وهي بيانات من الممكن قياسها، كما يمكن استخدام الجداول المنشورة، إلا أننا كثيراً ما نحتاج إلى معرفة الجرعة خارج المحور المركزي، وخاصة بالنسبة للحقول المتسرعة أو الغير منتظمة الشكل، ومن الممكن القيام بقياس هذه الجرعات مباشرةً أو حسابياً باستخدام طرق معقدة نسبياً.

ومن أهم الوسطاء التي تُعين خصائص توزع الجرعة[10] :

5- النسبة المئوية لجرعة العمق Percentage Depth Dose

تُعرف النسبة المئوية لجرعة العمق عند نقطة معينة على عمق D_d بأنّها النسبة بين الجرعة المُمتصة عند هذه النقطة والجرعة المُمتصة عند نقطة مرجعية، غالباً ما يختار الجرعة العظمى عند العمق d_{max} الذي تصل عند الجرعة إلى أقصاها، وتقع هذه النقطة على السطح في حالة الأشعة من مرتبة الكيلو فولت، إلا أنها تبعد عن السطح في حالة أشعة الميغا فولت، وينتَوقف عمقها على طاقة الأشعة، وتعطى النسبة المئوية لجرعة العمق بالعلاقة التالية :

$$PDD(\%) = (D_d/D_{max}).100$$

يفيد قياس PDD في معرفة تغير الجرعة مع العمق ومعرفة العمق الأعظمى لكل طاقة من الطاقات، بالإضافة إلى معرفة الجرعة السطحية من جهة دخول الحزمة، ومعرفة الجرعة على النقاط الموجودة على محور الحزمة وعلى أعمق مختلفة، كما يساعد في تحديد منطقة تزايد الجرعة، وهي المنطقة التي تزداد فيها الجرعة تدريجياً حتى قيمة عظمى عند عمق يساوي d_{max} للطاقة المستخدمة.

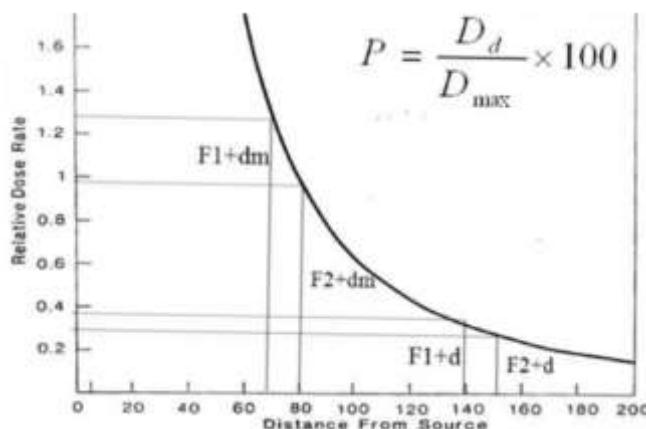
6- العوامل المؤثرة على النسبة المئوية لجرعة العمق:

تُوجَد عدَّة عوامل تؤثِر على نسبة جرعة العمق ذُكُرُ منها:

- طاقة الأشعة تزداد النسبة المئوية لجرعة العمق مع زيادة طاقة الأشعة، ويرجع ذلك إلى أن مُعامل الامتصاص يقلُّ مع زيادة الطاقة، مما يزيدُ من قدرة الأشعة على النفوذ[11].

- مساحة وشكل الحقل العلاجي تزداد النسبة المئوية لجرعة العمق مع زيادة مساحة الحقل العلاجي، ويرجع ذلك إلى زيادة تبعثر الأشعة مع زيادة مساحة الحقل. ويلاحظ أنَّ احتمالات التبعثر تقلُّ مع زيادة طاقة الأشعة، وأنَّ تبعثر الأشعة ذات الطاقة العالية يتَّمُّ أغلبه في الاتجاه الأمامي، ولذلك فإنَّ زيادة جرعة العمق مع زيادة مساحة الحقل أقل درجة في حالة الطاقة العالية منها في حالة الطاقة المُنخفضة[12].

- المسافة من المصدر إلى السطح تزداد نسبة جرعة العمق بنقصان المسافة بين المصدر والسطح(SSD)، وذلك حسب قانون التربع العكسي، الذي ينصُّ على أنَّ شدة الأشعة عند مسافةٍ ما تتناسبُ عكساً مع مربع هذه المسافة[13]، كما يتضح من الشكل(4).



الشكل(4): تغير النسبة المئوية لجرعة العمق بدلالة المسافة عن المصدر.

- موضع نقطة الحساب في الحقل العلاجي من المعروف أنَّ النسبة المئوية لجرعة العمق تختلفُ عبر الحقل العلاجي عند أي عمق، وتبلغُ أقصى قيمة لها عند المحور المركزي، وتقلُّ تدريجياً كلما اتجهنا نحو حافة الحقل[15,16].

7- العمق الأعظمي للجرعة(Dmax)

يُشيرُ العمق الأعظمي للجرعة (D_{max}) إلى العمق داخل المادة، حيث تصل الجرعة الإشعاعية الممتصة إلى ذروتها نتيجةً لتفاعلات الفوتونات مع المادة الماسقة.

في حالة الحزم الفوتونية عالية الطاقة، لا تكون الجرعة القصوى على السطح مباشرةً، بل تحدث على عمقٍ مُعينٍ يُعرف بـ D_{max} ، وذلك نتيجةً لظاهرة التوازن الإلكتروني، حيث تتطلب الإلكترونات الثانوية الناتجة عن التفاعلات (خصوصاً تأثير كومبتون) بعض المسافة لتراكم وتترسب بشكلٍ فعالٍ داخل الوسط. وتعتمد قيمة D_{max} على طاقة الفوتونات E ، إذ يزداد العمق الأعظمي بازدياد طاقة الحزمة الفوتونية، كما يمكن تحديده تجريبياً أو عبر محاكاة الكود MCNP من خلال توزيع الجرعة كدالة في العمق من العلاقة التالية [5,6,10,15]:

$$f(E, z) = D(z)$$

حيث $(z)D$ الجرعة المُمتصصة عند العمق z و f تابعٌ يُحدد العلاقة بين طاقة الفوتونات والعمق.

في محاكاة MCNP ، نحصل على قيم D_{max} باستخدام كواشف جرعة موزعة على طول عمق المُجسم المائي، مما يسمح بتحليلٍ دقيقٍ لأثر الطاقة على توزيع الجرعة العميقية.

8- السمك النصفي (Half Value Layer - HVL)

السمك النصفي (HVL) هو مقياس فيزيائي يُعبر عن سماكة المادة المطلوبة من أجل تقليل شدة الحزمة الفوتونية إلى نصف قيمتها الأصلية عند مرورها خلالها. يستخدم هذا المقياس كمعيارٍ مهمٍ لتقدير قدرة المادة على امتصاص أو توهين الإشعاع، ويعكس بالتألي خترافية الفوتونات ذات الطاقة المحددة.

وتعتمد شدة الحزمة الإشعاعية بعد مرورها في مادةٍ ما على التوهين الأسوي، الذي يعبر عنه بالعلاقة التالية [5,6,15]

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

حيث I_0 شدة الشعاع الابتدائي، و $(x)I$ الشدة بعد احتراق السماكة x ، و μ معامل التوهين الخطي (يعتمد على طاقة الفوتونات ونوع المادة).

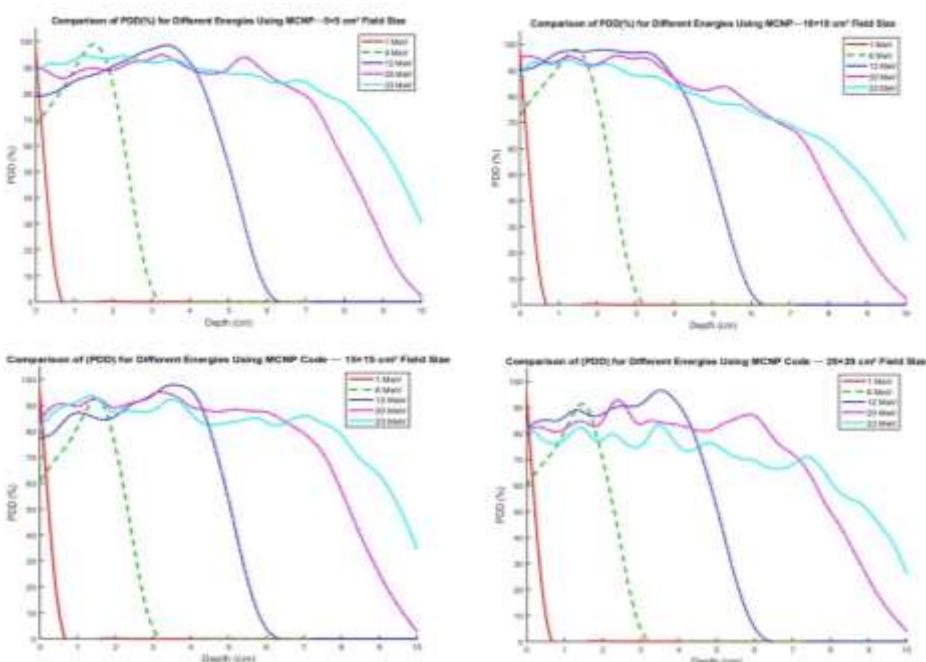
في نسخة MCNP ، يتم حساب HVL بمحاكاة مستويات الشدة الإشعاعية بعد المرور عبر سماكاتٍ متعددةٍ من المادة، مما يوفر تقييماً دقيقاً لقدرة المواد على الحماية أو على امتصاص الفوتونات ضمن الطيف المدروس.

9- النتائج والمناقشة:

في هذه الدراسة، تم استخدام نسخة الكود MCNP-5 beta لحساب توزيع الجرعة الإشعاعية الناتجة عن حزم فوتونية عند طاقاتٍ متعددةٍ، شملت 1 و 6 و 12 و 20 و 23 ميغا إلكترون فولت. وقد أجريت الحسابات ضمن فانتوم يُمثل النسيج البشري، وذلك بهدف دراسة سلوك توزيع الجرعة عند هذه الطاقات المختلفة، وضمن أعمقٍ متعددةٍ داخل الفانتوم. وتم اعتماد حزم فوتونية مخروطية الشكل ثُعطي حقولاً إشعاعية ذات مساحاتٍ

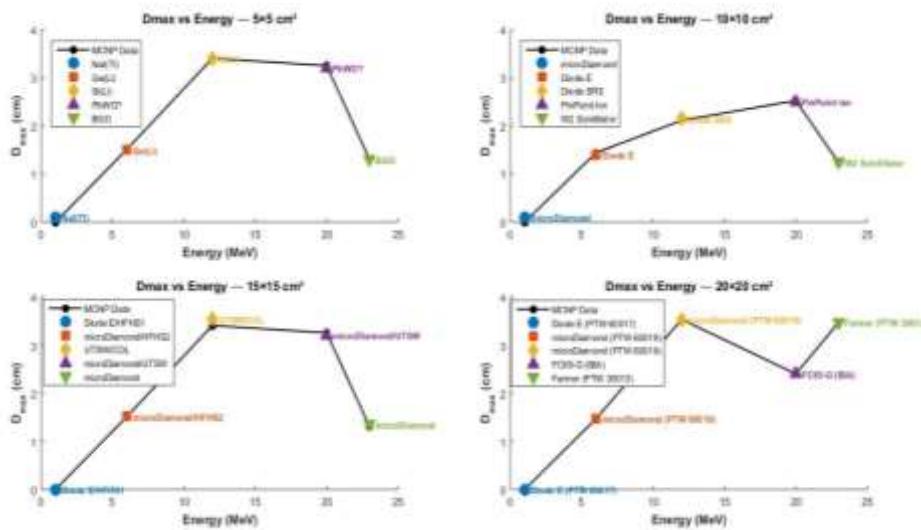
مُختلفةٍ عند سطح الفانтом، تشمل 5×5 سم²، و 10×10 سم²، و 15×15 سم²، و 20×20 سم²، وذلك لدراسة تأثير حجم الحقل الإشعاعي على توزع الجرعة داخل الوسط المائي.

اختيرت أعمق مُتنوعة على طول محور الحزمة داخل الوسط المائي لتمثيل توزيعات الجرعة بدقة، وشملت هذه الأعمق نقاطاً سطحيةً وعميقة لتقدير مدى تغفل الحزم الفوتونية وتأثيرها على الأنسجة المستهدفة. وقد جرى ضبط بارامترات المحاكاة وفق الشروط الفيزيائية الدقيقة المرتبطة بكل طاقة، لضمان توافق النتائج مع الواقع السريري. يظهر في الشكل (5) تغير قيم النسبة المئوية لجرعة العمق بدلالة العمق من أجل الطاقات وساحات الإشعاعية المدروسة عن طريق بيانات المحاكاة باستخدام الكود MCNP.



الشكل (5): تغير قيم النسبة المئوية لجرعة العمق بدلالة العمق من أجل طاقات مُختلفة وساحات إشعاعية مُختلفة باستخدام الكود MCNP.

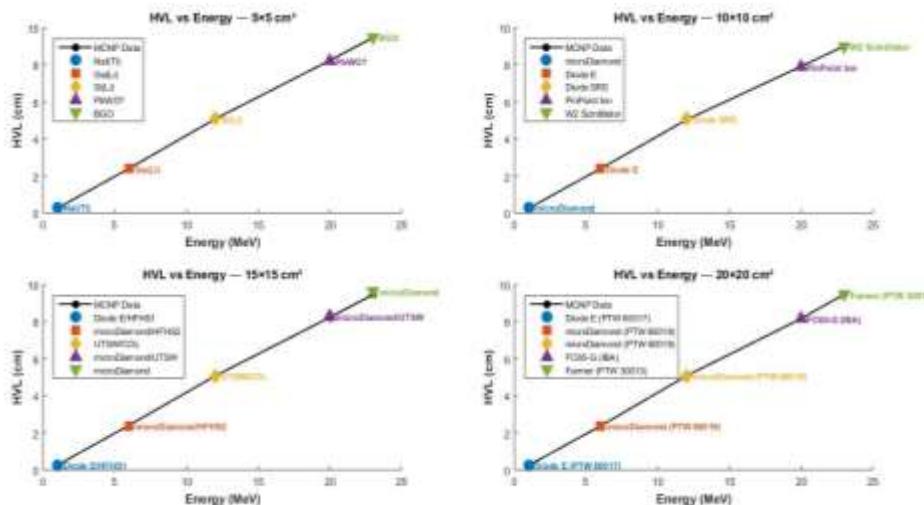
تمت مقارنة نتائج الكود MCNP (قيمة HVL وقيمة Dmax) مع القيم التجريبية المُقاسة باستخدام مجموعة مُتنوعة من الكواشف مثل Diode E1، microDiamond، Si(Li)، NaI(Tl)، Ge(Li) [1, 2, 4, 6, 9]. وقد أشار Devic et al. [16] في دراسته إلى الدقة العالية التي توفرها كواشف مثل diode و microDiamond، خصوصاً في مجالات الطاقة العالية و ساحات إشعاعية مُختلفة، مما يجعل هذه الكواشف معياراً مرجعياً للتحقق من صحة نتائج المحاكاة. تُظهر مقارنة لقيمة Dmax المحسوبة باستخدام الكود MCNP مع قيمة Dmax للكواشف المذكورة في الشكل (6)، كما تُظهر قيمة HVL المحسوبة باستخدام الكود MCNP مع قيمة للكواشف المذكورة في الشكل (7).



الشكل(6): تغير قيم Dmax مع الطاقة بالـ MeV لكل ساحة إشعاعية، حيث تمثل النقاط بيانات تم الحصول عليها باستخدام كواشف مختلفة مثل MCNP ، Diode E ، microDiamond ، Ge(Li) ، NaI(Tl) وغيرها إلى جانب بيانات المحاكاة باستخدام الكود MCNP

إن جميع الحسابات، والرسومات البيانية، وتحليل البيانات، بما في ذلك رسم لمُنحنيات توزيع النسبة المئوية لجرعة العمق وقيم Dmax بدلالة الطاقة، تم إنشاؤها باستخدام كودات عن طريق برنامج MATLAB، الذي تم اعتماده كأداة أساسية لمعالجة النتائج وتقديمها بصيغة علمية دقيقة.

تمَّت المحاكاة باستخدام حاسوب شخصي من نوع Lenovo، مزود بمعالج Intel(R) Core(TM) CPU i3-7100 2.40 GHz، وذاكرة وصول عشوائي (RAM) بسعة 4 GHz، ونظام تشغيل Windows 10 بنواة 64 بت.



الشكل(7): تغير قيمة

HVL مع الطاقة بالـ MeV لكل ساحة إشعاعية، حيث تمثل النقاط بيانات تم الحصول عليها باستخدام كواشف مختلفة مثل (NaI(Tl)، Diode E، microDiamond، Ge(Li)، MCNP)، وغيرها إلى جانب بيانات المحاكاة باستخدام الكود MCNP.

تُظهر الرسوم البيانية السابقة والخاصة بقيم D_{max} و HVL أن هناك اتفاق جيد بين نتائج محاكاة الكود MCNP وقيم الكواشف المختلفة المستخدمة في القياسات العملية عند معظم الطاقات ولجميع ساحات الإشعاع المدروسة (5×5 , 10×10 , 15×15 , و 20×20) سم² خاصةً عند الطاقات المتوسطة، وعلى الرغم من وجود بعض الانحرافات الطفيفة عند الطاقات العالية أو المنخفضة، إلا أن النسبة العامة للخطأ النسبي تبقى ضمن حدود مقبولة في معظم الحالات، وهذا يعكس دقة محاكاة الكود MCNP في تمثيل الخصائص الفيزيائية لحزام الفوتونات تحت الشروط المحددة. وتَظَهُرُ قيم HVL المحسوبة باستخدام الكود MCNP والقيم التجريبية للكواشف مع الخطأ النسبي لكل منها ضمن الجدول(1).

الجدول(1): مقارنة نتائج الكود MCNP مع القياسات التجريبية لعمق الجرعة القصوى (D_{max}) والسمك النصفي (HVL) عبر ساحات إشعاعية مختلفة وطاقات فوتونية متعددة.

Energy (MeV)	D _{max} _MCNP	HVL MCNP	D _{max} Detector	HVL Detector	D _{max} RelErr(%)	HVL RelErr(%)	Detector Name
(5x5) cm²							
1	0	0.26	0.1	0.3	0	15.385	NaI(Tl)
6	1.51	2.41	1.5	2.4	0.662	0.4149	Ge(Li)
12	3.4	5.08	3.4	5.1	0	0.3937	Si(Li)
20	3.25	8.24	3.2	8.2	1.538	0.4854	PbWO
23	1.31	9.47	1.3	9.5	0.763	0.3168	BGO
(10x10) cm²							
1	0	0.26	0.1	0.3	Inf	15.385	Micro Diamond
6	1.441	2.392	1.4	2.4	2.8452	0.33445	Diode E
12	2.112	5.035	2.15	5.1	1.7992	1.291	SRS
20	2.523	7.918	2.5	7.9	0.91161	0.22733	PinPoint Ion
23	1.241	9.009	1.25	9	0.72522	0.0999	W2 Scintillator

(15×15) cm²							
1	0	0.260	0	0.25	NaN	3.9422	Diode E/HFHS1
6	1.511	2.412	1.52	2.38	0.56236	1.3431	Micro Diamond/HFHS2
12	3.403	5.075	3.54	5.09	4.0136	0.29359	UTSW/COL
20	3.253	8.238	3.2	8.29	1.6383	0.62878	microDiamond/UT SW
23	1.311	9.469	1.36	9.66	3.7139	2.0117	Micro Diamond
(20×20) cm²							
1	0	0.25	0	0.25	NaN	0	Diode E PTW 60017
6	1.47	2.37	1.47	2.37	0	0	Micro Diamond PTW 60019
12	3.53	5.08	3.53	5.08	0	0	Micro Diamond PTW 60019
20	2.4	8.17	2.4	8.17	0	0	FC65-G (IBA)
23	3.47	9.48	3.47	9.48	0	0	Farmer PTW 30013

10- الاستنتاجات والتوصيات:

تُظهر النتائج المستخلصة من المحاكاة العددية باستخدام الكود MCNP لمُنحنيات توزع النسبة المئوية لجرعة العمق (PDD) لمجموعةٍ من الطاقات (1، 6، 12، 20، و23) ميغا إلكترون فولط وب أحجام حقولٍ مختلفة (5×5، 10×10، 15×15) سم²، مدى فعالية هذا الكود في تحليل تأثير البارامترات الفيزيائية المختلفة على توزع الجرعة داخل الوسط المائي، حيث أظهرت الدراسة أنَّ زيادة طاقة الشعاع تؤدي إلى انتقال موقع الجرعة العظمى (Dmax) إلى أعمق أكبر واتساعً مدى الاختراق الجرعي، مما يجعل الطاقات الأعلى ملائمة لعلاج الأورام العميقة. في المقابل، ساهمت زيادة حجم الحقل في تعزيز الجرعة عند الأعمق المتوسطة نتيجةً لزيادة الإشعاع المُتناشر، بالإضافة إلى تحسين تجانس التوزيع الجرعي، مع ضرورة الانتباه إلى الارتفاع النسبي في الجرعة السطحية في الحقول الكبيرة.

تبُرُّ أهمية استخدام كود MCNP في مثل هذه الدراسات من خلال قدرته العالية على محاكاة التفاعل الدقيق للفوتوныات بطاقةٍ مختلفةٍ مع الوسط العلاجي، مما يسمح بالحصول على بياناتٍ دقيقةٍ حول توزع الجرعة دون الحاجة إلى تنفيذ تجارب عملية مكلفة أو معقّدة. كما يتتيح الكود تمثيلاً واقعياً للهندسة الفيزيائية لحالات العلاج المختلفة، مع قابلية التحكم الكامل في البارامترات المدخلة، مثل طاقة الشعاع، شكل الحقل، ونوع المادة، مما يوفر بيئَة محاكاة مرنَّة وموثوقة عاليَّة لتقدير الخطط العلاجية، خاصةً عند السعي لتحقيق توزع جرعة مثالي يوازن بين إيصال الجرعة الكافية إلى الورم وتقليل التأثيرات الجانبية على الأنسجة السليمة. بناءً على هذه النتائج، نوصي باعتماد الكود MCNP-5 beta كأداة مُساندة في التحقق من خطط العلاج الإشعاعي،

خصوصاً في الحالات التي تتطلب دقة حسابية عالية. كما يُنصح بتوسيع نطاق استخدام الكود ليشمل أنواعاً أخرى من الحزم الإشعاعية كالإلكترونات والبروتونات، وذلك بهدف تقييم مدى فعاليته في التطبيقات الطبية المتنوعة.

قائمة المراجع

1. X-5 Monte Carlo Team. (2003). *MCNP — A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 5* (Vol. LA-UR-03-1987). Los Alamos National Laboratory.
2. Chetty, I. J., Curran, B., Cygler, J. E., DeMarco, J. J., Ezzell, G., Faddegon, B. A., ... & Wong, J. (2007). Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Medical Physics*, 34(12), 4818–4853.
3. Khan, F. M. (2010). *The Physics of Radiation Therapy* (4th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
4. Rogers, D. W. O., Faddegon, B. A., Ding, G. X., Ma, C. M., We, J., & Mackie, T. R. (1995). BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Medical Physics*, 22(5), 503–524.
5. Das, I. J., Ding, G. X., & Ahnesjö, A. (2008). Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical Physics*, 35(1), 206–215.
6. Podgorsak, E. B. (Ed.). (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency.
7. Attix, F. H. (2004). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-VCH.
8. Podgorsak, E. B. (1999). *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer.
9. McGinley, P. H. (2012). *Physics of Radiation Therapy* (2nd ed.). Medical Physics Publishing.
10. Miften, M., & Culberson, W. S. (2004). Monte Carlo techniques in radiation therapy dosimetry. In K. J. R. Rosenthal & M. Ljungberg (Eds.), *Monte Carlo Applications in Radiation Therapy* (pp. 45–70). Springer.
11. Mackie, T. R., Scrimger, J. A., & Battista, J. J. (1985). A convolution method of calculating dose for 15-MV x rays. *Medical Physics*, 12(2), 188–196.
12. Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). *Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology* (5th ed.). Wolters Kluwer Health.
13. Almond, P. R., Biggs, P. J., Coursey, B. M., Hanson, W. F., Huq, M. S., Nath, R., & Rogers, D. W. (1999). AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*, 26(9), 1847–1870.
14. IAEA. (2000). *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). International Atomic Energy Agency.
15. Castriconi, R., & Zorzi, N. (2017). Experimental validation of Monte Carlo simulations for photon beams with diode detectors and microDiamond detectors. *Radiation Measurements*, 106, 83–88.
16. Devic, S., Tomic, N., Lewis, D., & Seuntjens, J. (2016). Evaluation of microDiamond and diode detectors.

Simulation of Photon Beam Dose Distribution in a 3D Water Phantom Using the MCNP Code

A Study on the Effects of Energy and Field Size Variations with Depth

Nawras Ghazi Alhoulami

Faculty of Science, Al Furat University, Deir-ez-Zor, Syrian Arab Republic.

E-mail: nawrasalhoulami@alfuratuniv.edu.sy.

Abstract

This study calculated the radiation dose distribution for a photon beam at various energies (1, 6, 12, 20, and 23) MeV and multiple radiation field sizes (5×5 , 10×10 , 15×15 , and 20×20) cm² using the MCNP code. Investigation of the variations in Percentage Depth Dose (PDD) with energy and different field sizes demonstrated good agreement between the calculated maximum dose depth (D_{max}) and half-value layer (HVL) values obtained via MCNP and those acquired using various radiation detectors. This agreement underscores the code's accuracy in modeling radiation dose distribution across a wide energy spectrum, thereby reinforcing its reliability and effectiveness as a computational tool for assessing radiation doses delivered to patients in radiotherapy applications.

Keywords: Radiation dose, Percentage Depth Dose (PDD), Maximum dose depth (D_{max}), Half-Value Layer (HVL), Radiotherapy.