

حساب مركبات الجرعة في المعالجة بأسر النترونات في البور BNCT باستخدام كود لوس آلاموس MCNP

نقولا أبو عيسى⁽¹⁾

الملخص

استخدم الكود MCNP لنمذجة رأس مريض افتراضي في المعالجة BNCT، ولحساب مركبات الجرعة الإشعاعية باستعمال حزم نترونية في مجال الطاقة فوق الحراري [0.5eV-1keV]، وحزمة نترونية في المجال السريع (1MeV).

دلت نتائج المحاكاة أنّ الجرعة الكلية في المجال فوق الحراري [0.5eV-10keV] تتناقص بازدياد طاقة النترونات وبازدياد العمق داخل الورم الدماغي، وتصل إلى قيم عظمى عند العمق (2-3)cm. وفي حالة النترونات السريعة (1MeV) تكون قيمة الجرعة أعظمية عند نقطة دخول النترونات إلى النسيج.

الكلمات المفتاحية: محاكاة، MCNP، معالجة BNCT، حزم نترونية، فوق حرارية، حرارية، جرعة.

⁽¹⁾أ.م. في قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة - جامعة دمشق.

Calculation of dose components in boron neutron capture therapy BNCT using the Los Alamos MCNP code

Nikola Abo Issa ⁽¹⁾

Abstract

The main object of this study is the simulation, using the MCNP code, of the head of a patient to calculate the time in boron neutron capture therapy (BNCT) using neutron beams at the epithermal range [0.5ev-1keV] and at fast range (1MeV).

The simulation results showed that total dose, in the epithermal energy ranges: decrease with increasing of neutron energy and with increasing depth of tumor where it reached a maximum value at (2-3)cm depth. In case of fast neutrons at(1MeV), the maximum value of dose is located at point of Entrance of the neutron beam to the tissue.

Key words: MCNP, simulation, BNCT treatment, neutron beam, epithermal, thermal, dose.

⁽¹⁾ Associate prof. in biomedical department Mechanical and Electrical faculty Damascus university.

1 المقدمة

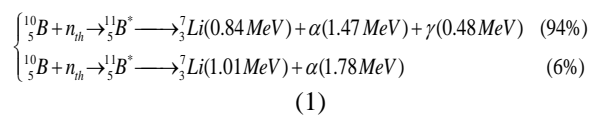
تحطم روابط (DNA) وموت الخلية السرطانية من دون إحداث أي ضرر بالخلايا الطبيعية.

هناك نوعان شائعان من الأشعة النترونية المستعملة في (BNCT): الأول هو حزم نترونية حرارية، وتعالج بها الأورام السطحية مثل سرطان الجلد، والثاني هو حزم نترونية فوق حرارية قاسية تصل إلى مدى النترونات الحرارية بعد عبورها للنسيج، وبسبب طاقتها العالية فقد اقترح استخدامها لمعالجة الأورام العميقة. ومن أحد العوامل الرئيسية لنجاح (BNCT) هو استعمال حزم نترونية مناسبة وذات تدفق نتروني كبير بكفاية لإنجاز المعالجة بزمان معقول. ويعدُّ العلاج بالنترونات السريعة من الطرائق المهمة والفعالة في العلاج الطبي مقارنة بالعلاج باستعمال حزم فوتونية وحزم إلكترونية. تتميز طريقة العلاج بالحزم النترونية السريعة بامتلاكها لنسبة (OER) منخفضة، إذ تعرّف هذه النسبة بأنها النسبة بين الجرعة بوجود الأكسجين والجرعة دون وجود الأكسجين التي تحدث الأثر البيولوجي نفسه في النسيج. وتقدر هذه النسبة للحزم الفوتونية والإلكترونية بنحو (2-3)، حينما تكون في حالة الحزم النترونية نحو (1.5). بالنسبة إلى عمق الجرعة الإشعاعية فإنّ توزيع الجرعة المتولد في الأنسجة في حالة النترونات السريعة مشابه لذلك المتولد في حال استعمال حزم فزتونية. أمّا الجرعة العظمى المتولدة في الأنسجة عن تيار النترونات السريعة فتعتمد على طاقة الحزم النترونية، إذ تنفذ الحزمة ذات الطاقة العليا إلى مسافة أكبر إلى الأنسجة العميقة، وفي (BNCT) التدفق المرغوب فيه للحزم النترونية فوق الحرارية هو من مرتبة (109(n/cm2.s)).

يستعمل البور 10B في المعالجة BNCT لأنّه يحقق ما يأتي [2]:

شهد القرن الماضي تنوعاً في طرائق معالجة الأورام السرطانية الدماغية المتنوعة كمثل (Melanoma Glioblastoma Multiforme) إذ استخدمت المعالجة الجراحية والكيميائية والإشعاعية التي ترافقت بظهور عدة معوقات؛ من أبرزها صعوبة الوصول إلى الأورام الدماغية والضرر الكيميائي للخلايا المجاورة بالنسبة إلى العلاج الكيميائي والإشعاعي، وكان لابد من تقنية جديدة لمعالجة هذه الأورام [1].

بدأ الاهتمام في استعمال العلاج بأسر النترونات في البور (BNCT) لمعالجة الأورام السرطانية الدماغية الدبقية (glioblastoma) في بدايات عام 1950. يُعطى المريض نظير البور ^{10}B الذي يتركز بشكل تفضيلي في حجم الورم، ثمّ يعرض الورم إلى حزمة نترونية حرارية أو فوق حرارية من مفاعل نووي أو أي مصدر نتروني آخر. يملك ^{10}B مقطعاً عرضياً كبيراً لأسر النترونات الحرارية (نحو 3840barn) والجسيم المؤين ألفا وأيون الليثيوم الصادرين عن هذا التفاعل يحرران (2.34MeV) كما في المعادلة (1)، ومع نقل الطاقة الخطي المرتفع (high linear energy transfer (LET) لجسيم ألفا وأيون الليثيوم تتجمع جرعة مكانية كبيرة في خلايا الورم. ومع جرع الورم العالية إلا أنّ نجاح (BNCT) لمرضى الأورام الدبقية محدود تماماً ومازال في مرحلة المناقشة اليوم [1].



تقطع جسيمات ألفا وأيونات الليثيوم ذات الطاقة (2.30–2.80) MeV نحو (4.0–12.0) μ (أي مسافة تبلغ رتبة أبعاد الخلية) في النسيج، ويحدث تفاعل (BNCT) الأساسي بقرب نواة الخلية؛ ممّا يزيد احتمال

السليم، وجرعة النيوترونات السريعة وجرعة أسر الهيدروجين للنيوترونات. وبناءً على ذلك تتكون الجرعة الكلية عند أي موضع داخل النسيج الدماغي من [3]:

- جرعة أشعة غاما (D_γ): وتنتج عن أشعة غاما ذات الطاقة ($E_\gamma = 2.23 \text{ MeV}$) المرافقة لأسر النيوترونات الحرارية في نواة الهيدروجين وفق التفاعل $^1H(n_{th}, \gamma)^2H$.

- جرعة النيوترونات السريعة، وتدعى جرعة الهيدروجين (D_H): وتنتج عن البروتونات المرتدة بعملية التبعثر اللامر للنيوترونات السريعة على نوى الهيدروجين وفق التفاعل $^1H(n_f, n')^1H$.

- جرعة النيوترونات الحرارية، وتدعى جرعة النتروجين (D_N): وتنتج عن أسر النيوترونات الحرارية في نوى النتروجين وفق التفاعل $^{14}N(n_{th}, p)^{14}C$.

- جرعة البور (D_B): تنتج عن امتصاص النيوترونات الحرارية في البور ^{10}B وفق التفاعل (1).

- وللحصول على الجرعة الكلية بالأثر البيولوجي الناتج عنها يؤخذ معامل الفعالية البيولوجية النسبية RBE (Relative Biological Effectiveness) ويعرف معامل الفعالية البيولوجية النسبية بالعلاقة الآتية [4]:

$$RBE = \frac{DR}{DX} \quad (2)$$

إذ:

DR - جرعة أشعة روتجن (تعرض)

DX - جرعة الأشعة المدروسة. ويعطى معامل

الفعالية البيولوجية النسبية بالقيم الآتية:

للنيوترونات السريعة $RBE(\text{fast})=3.2$ وللنيوترونات الحرارية $RBE(\text{thermal})=3.2$ وللنيوترونات $RBE(\gamma)=1$.

وفي حالة البور يستبدل مفهوم الفعالية البيولوجية النسبية RBE بالفعالية البيولوجية المركبة (Compound

(1) تركيز البور ^{10}B في الورم أكبر من تركيزه في الدم

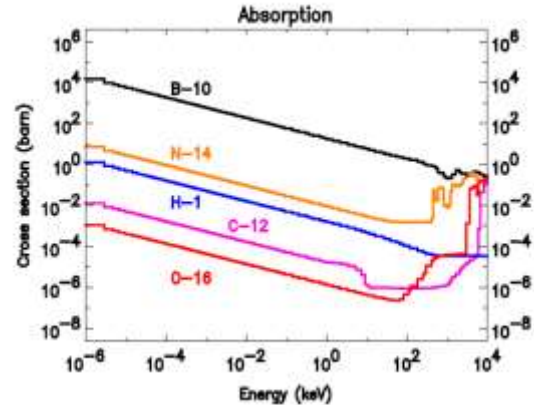
$$K_{\text{Tumor-to-blood}} = 3.8 \text{ or } 3.5$$

(2) نسبة تركيز ^{10}B في النسيج السليم إلى تركيزه في الدم هو ($K_{\text{Biissue-to-blood}} = 1.3 \text{ or } 1$).

(3) المقطع العرضي لأسر النيوترونات الحرارية في النسيج السليم أصغر بمرتين على الأقل من المقطع العرضي لأسر النيوترونات الحرارية في نواة ^{10}B كما هو موضَّح في الشكل (1).

(4) المسافة الوسطية التي تجتازها نواتج تفاعل ^{10}B ذات الطاقة ($2.30 - 2.80$) MeV مع النيوترونات الحرارية هي من مرتبة $(4.0 - 12.0) \mu$.

(5) تسمح البنية الكيميائية للبور باتحاده اتحاداً سريعاً في بنى كيميائية مختلفة دون حصول تغير في خواصه الكيميائية والفيزيائية.



الشكل (1) المقاطع العرضية لأسر النيوترونات الحرارية في

العناصر الداخلة في تركيب النسيج الدماغي.

2. مركبات الجرعة في المعالجة BNCT

تحتوي الحزمة النيوترونية فوق الحرارية المستخدمة في معالجة الأورام السرطانية الدماغية (BNCT) على نيوترونات سريعة وحرارية وأشعة غاما. وهذا يولد جرعة إشعاعية عند تموضع رأس المريض وداخل النسيج الدماغي، وإضافة إلى ذلك هناك جرعة إشعاعية أخرى ناتجة عن نواتج تفكك البور داخل منطقة الورم والنسيج

MCNP عدداً من مكتبات المقاطع العرضية حيث تتوفر معلومات كافية لجميع العناصر من $Z=1$ إلى $Z=98$. ويحاكي الكود MCNP انتقال النيوترونات في مجال الطاقة MeV (10-11-20) والفوتونات في مجال الطاقة MeV (10-3-100).

4. الغرض من البحث

نمذجة رأس افتراضي لمريض في المعالجة BNCT (فانتوم) باستخدام كود MCNP لحساب:

أ- مركبات الجرعة الإشعاعية الكلية كتابع للعمق في ورم نسيج الدماغ باستعمال مصدر نتروني افتراضي يعطي حزماً نترونية متوازياً تقع طاقتها في المجال فوق الحراري $[0.5\text{eV}-10\text{keV}]$ ، وفي مجال النيوترونات السريعة عند الطاقة (1MeV)،

ب- حساب الجرعة الكلية المترسبة في الورم باستعمال حزم نترونية متغيرة التدفق ومتماثلة الطاقة (10keV).

5. الطريقة التحليلية لحساب مركبات الجرعة النترونية

1.5. جرعة النيوترونات السريعة $D_{(fast)}$:

تنتقل طاقة النيوترونات السريعة إلى داخل النسيج الحي بواسطة التصادمات المرنة مع العناصر الخفيفة، وبشكل أساسي مع الهيدروجين لتوفره بكميات كبيرة في الأنسجة الحية.

يُعبّر عن جرعة النيوترونات السريعة من أجل عنصر (i) من عناصر النسيج بالعلاقة [6]:

$$D = \Phi \cdot N \cdot \sigma_s \cdot E_n \cdot f \cdot \frac{1.6022 \times 10^{-6} [\text{erg} / \text{MeV}]}{100 [\text{erg} / \text{gr} \cdot \text{rad}]} = \Phi \cdot E_n \cdot (N \cdot \sigma_s \cdot f) \times 1.6022 \times 10^{-8} [\text{rad}] \quad (5)$$

أما جرعة النيوترونات السريعة من أجل النسيج الكلي (للعناصر كلها) فتعطى بالعلاقة: [6]

(Biological Effectiveness (CBE) وتعطى قيم الفعالية البيولوجية المركبة للبور [5]:

البور ^{10}B في منطقة الورم $\text{CBE}_{(\text{tumor})} = 3.8$ بمراعاة ما سبق يُعبّر عن الجرعة الكلية الناتجة خلال عملية BNCT بالعلاقات الآتية [3]:

الجرعة في منطقة الورم:

$$D_{\text{tot},RBE} = (RBE_{\gamma} \cdot D_{\gamma})_H + RBE_{fn} \cdot D_H + RBE_{thn} \cdot D_N + \text{CBE}_{\text{tumor}} \cdot D_B \quad (3)$$

الجرعة في منطقة النسيج السليم:

$$D_{\text{tot},RBE} = (RBE_{\gamma} \cdot D_{\gamma})_H + RBE_{fn} \cdot D_H + RBE_{thn} \cdot D_N + \text{CBE}_{\text{issues}} \cdot D_B \quad (4)$$

إذ:

$(RBE_{\gamma} \cdot D_{\gamma})_H$ - جرعة أشعة غاما الناتجة عن أسر النيوترونات الحرارية في نوى الهيدروجين في النسيج الدماغي السليم (cGy.REB / min).

$(RBE_{fn} \cdot D_H)$ - جرعة النيوترونات السريعة، وهي داخلية في النسيج (cGy.REB / min).

$(RBE_{thn} \cdot D_N)$ - جرعة النيوترونات الحرارية، وهي داخلية في النسيج (cGy.REB / min).

$(\text{CBE}_{\text{tumor}/\text{issues}} \cdot D_B)$ - جرعة البور في منطقة الورم، وفي النسيج السليم (cGy.REB / min).

3. الكود MCNP [6]

يعدّ كود MCNP (Monte Carlo N-Particle) المطور من قبل الفريق X-6 في مختبرات لوس ألاموس في الولايات المتحدة الأمريكية الركيزة الأساسية التي تقوم عليها الحسابات النترونية والفوتونية في المختبر. ومؤخراً شاع استعماله في العالم كله، فكود MCNP بإمكاناته المتعددة قادر على إجراء حساب لانتقال الإشعاع من خلال النماذج الفيزيائية لمختلف التفاعلات النووية المعروفة ضمنه، والمرتبطة مباشرة بأحدث بيانات المقاطع العرضية (المكتبات ENDF/v- ENDF/vi) ويتضمن الكود

2.5. جرعة النترونات الحرارية:

تودع النترونات الحرارية تقريباً طاقتها كاملة في النسيج، وتتكون جرعة انترونات الحرارية من جرعة امتصاص هذه النترونات في النتروجين وفي الهيدروجين.

1.2.5. جرعة البروتونات المرتدة $D_{(np)}$:

يؤدي امتصاص النترونات الحرارية في نوى النتروجين في نسيج الدماغ وفق التفاعل $^{14}N(n_{th}, p)^{14}C$ إلى إنتاج بروتونات مرتدة بطاقة (0.626MeV). ويُعبر عن الجرعة الإشعاعية للبروتونات المرتدة في نسيج الدماغ بالعلاقة الآتية: [8]

$$D_{(np)} = \frac{\Phi_{th} \cdot N_N \cdot \sigma_N \cdot E_p \times 1.6022 \times 10^{-6} [erg/MeV]}{100 [erg/(gr.rad)]} = 1.737 \times 10^{-11} \times \Phi_{th} [cGy/s] \quad (9)$$

إذ:

$\Phi_{th} (n/cm^2.s)$ - معدل تدفق النترونات الحرارية في كل خلية،

$E_p (0.626 MeV)$ - طاقة البروتونات المرتدة،

$N_N = 9.461 \times 10^{20} (atom/gr)$ - تركيز ذرات

النتروجين في نسيج الدماغ،

$\sigma_N = 1.83 \times 10^{-24} (cm^2)$ - المقطع العرضي

لامتصاص النترون الحراري في النتروجين.

2.2.5. جرعة أشعة غاما $D_{(\gamma)}$:

يؤدي امتصاص النترونات الحرارية في نوى الهيدروجين في النسيج الحي وفق التفاعل $^1H(n_{th}, \gamma)^2H$ إلى إنتاج أشعة غاما بطاقة (0.626MeV) ويُعبر عن معدل إصدار أشعة غاما الموافق لامتصاص النترونات الحرارية في نوى الهيدروجين بالعلاقة الآتية: [7]

$$\varphi_{(\gamma)} = \Phi_{th} \times N_H \times \sigma_H = 1.99 \times 10^{-2} \times \Phi_{th} \quad (10)$$

إذ:

$N_H = 5.98 \times 10^{22} (atoms/gr)$ - تركيز ذرات

الهيدروجين في النسيج الحي.

$$D = \Phi \cdot E_n \sum_{i=1}^{tot.elements} (N_i \cdot \sigma_{si} \cdot f_i) \times 1.6022 \times 10^{-8} [rad] \quad (6)$$

إذ:

$\Phi (n/cm^2)$ - تدفق النترونات الواصلة إلى النسيج.

وتقدر الجرعة المحسوبة في هذه الحالة بوحدة [rad]، وإذا فُدر التدفق النتروني بوحدة $\Phi (n/cm^2.s)$ فإنه يعطي

معدل جرعة إشعاعية بوحدة [rad/sec]،

$E_n (MeV)$ - طاقة النترونات،

N_i - الكثافة الذرية للعنصر (i) في النسيج المحدد بوحدة

(ذرة/غرام)،

$\sigma_{si} (cm^2)$ - المقطع الميكروسكوبي للتبعثر على ذرات

العنصر (i) عند طاقة النترون E_n ،

$1.6022 \times 10^{-8} [gr.rad/MeV]$ - معامل تحويل

الجرعة الإشعاعية الممتصة (rad) لكل (1gr) من

النسيج، ولكل (1MeV) من طاقة النترونات،

f_i - نسبة الطاقة المنتقلة من النترون إلى النواة بعملية

التصادم المرن للنترون وبحسب من العلاقة:

$$f_i = \frac{2M_i}{(m_n + M_i)^2} \quad (7)$$

إذ:

m_n - كتلة النترون، و M_i - كتلة نواة العنصر (i).

تُحسب الجرعة الممتصة للنترونات السريعة في النسيج

باستخدام الطاقة F6 المتاحة في الكود MCNP $D_{(fast)}$

بالعلاقة الآتية:

$$F6 = \Phi \times E \times \sum_{i=1}^{tot.elements} (N_i \times \sigma \times f_i) [MeV/gr] \quad (8)$$

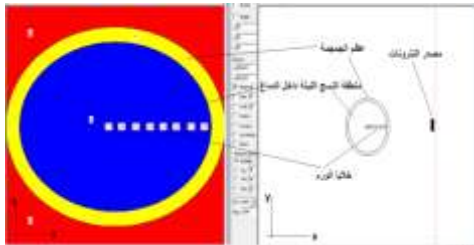
ويُضرب خرج البطاقة F6 بالمعامل

$1.6022 \times 10^{-8} [gr.rad/MeV]$ للحصول على

معدل الجرعة لتفاعل النترونات السريعة مع النسيج.

كثافته 1.04g/cm^3 ويوضع عند مسافة 0.5cm من مصدر النيوترونات كما في الشكل (2). ويعتبر سمك عظام الجمجمة 0.5cm ويؤخذ التركيب الكيميائي لعظام الجمجمة وكثافتها 1.92g/cm^3 كما في الجدول (1) وفي التصميم الهندسي لمنطقة الرأس (الغلاف العظمي للجمجمة+ الأنسجة اللينة للدماغ) اعتمدت المعادلات الآتية: [9]

$$\frac{x^2}{7} + \frac{y^2}{8.5} + \frac{z^2}{5.594} \geq 1, \quad \frac{x^2}{8} + \frac{y^2}{9.5} + \frac{z^2}{6.594} \leq 1 \quad (13)$$



الشكل (2) مقطع عرضي للرأس الافتراضي إذ تمثل عظام الرأس باللون الأخضر)، ومنطقة النسيج السليم (اللون الأصفر) باستخدام رسام كود MCNP

الجدول (1) النسب الوزنية لمكونات نسيج الدماغ وعظام

الرأس بحسب ICRU [6]

النسبة المئوية الوزنية (%Wt) وفق ICRU		العنصر
النسج اللينة	الهيكل العظمي	
10.454	7.337	H
22.663	25.475	C
2.490	3.057	N
71.2	47.893	O
0	0.025	F
0.112	0.326	Na
0.013	0.112	Mg
0.030	0.002	Si
0.134	5.095	P
0.133	0.143	Cl
0.208	0.153	K
0.024	10.190	Ca
0.005	0.008	Fe
0.003	0.005	Zn
0.001	0.002	Rb
0.00	0.003	Sr
0.001	0	Zr
0.00	0.001	Pb
104 (g/cm ³)	14 (g/cm ³)	الكثافة

$$\sigma_H = 0.33(\text{barn}) - \text{المقطع العرضي لامتناص}$$

النيوترونات الحرارية في الهيدروجين.

$$\Phi_{th} (n/cm^2s) - \text{معدل تدفق النيوترونات الحرارية .}$$

يُعبّر عن معدل جرعة أشعة غاما الممتصة في الجسم بالعلاقة الآتية: [7]

$$D_{(r)} = 1.972 \times 10^{-10} \times \Phi_{th} [\text{rad/s}] = 7.10 \times 10^{-7} \times \Phi_{th} [\text{rad/h}] \quad (11)$$

3.5. جرعة البور $D_{B(10)}$:

يُعبّر عن الجرعة الإشعاعية لامتناص النيوترونات الحرارية في البور وفق التفاعل $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ بالعلاقة الآتية:

[8]

$$D_{B(10)} = \Phi_{th} \times F_n^{B(10)} [cGy/s] \quad (12)$$

إذ:

$$\Phi_{th} (n/cm^2s) - \text{معدل تدفق النيوترونات الحرارية في}$$

النسيج.

$$F_n^{B(10)} = 8.6 \times 10^{-12} (cGy \text{ cm}^2 / n) - \text{معامل كيرما}$$

لتحويل التدفق النيوتروني (الذي يوافق امتصاص

^{10}B من 1.0ppm) إلى جرعة إشعاعية في

النسيج.

يكون تركيز ^{10}B في النسيج السليم يكون عادة أقل مما هو في الورم ونفترض في هذا البحث أن قيمة تركيز ^{10}B في النسيج السليم وفي الدم المحيطي هي 11.4ppm وفي الورم هي 40.0ppm .

6. حساب مركبات الجرعة الإشعاعية الكلية في

منطقة الورم

1.6. توصيف الرأس الافتراضي (الفانتوم) المعتمد في

هذا البحث باستخدام كود MCNP:

نفترض في المحاكاة أن الفانتوم مجسم اهليلجي أبعاده

$14,12,12\text{cm}$ على المحاور (x,y,z) وأن هذا المجسم

يملؤه مركب مماثل لتركيب دماغ الإنسان

2.6. توصيف خلايا الورم:

وُصفت خلايا الورم في المحاكاة على شكل كرات قطر كل منها 1.0cm وتمتد لمسافة 8.0cm على المحور ox ضمن النسيج السليم، ولها تركيبة النسيج السليم نفسها مع الاختلاف في تركيز البور في منطقة الورم والنسيج السليم. ويعطي الجدول (2) توصيف الخلايا في المحاكاة.

الجدول (2) توصيف الخلايا في المحاكاة

اسم الخلية	الموضع x بالنسبة إلى التصميم	المسافة داخل منطقة الرأس (cm)
10	6.5	1
11	5.5	2
12	4.5	3
13	3.5	4
14	2.5	5
15	1.5	6
16	0.5	7
17	-0.5	8

3.6. توصيف مصدر النيوترونات:

تم توصيف مصدر النيوترونات باستخدام البطاقة SDEF (المتاحة في الكود MCNP لتوصيف المصادر المشعة) على شكل قرص نصف قطره 1.0cm، ويُصدر حزمًا نيترونية متوازية نصف قطرها 1.0cm، ومتغيرة الطاقة والتدفق، وتتجه باتجاه الفانتوم، ويمكن أن يكون هذا المصدر مفاعلاً نووياً، أو مسرعاً، أو أي مصدر نيترونات آخر.

7. النتائج والمناقشة:

1.7. حساب معدلات الجرعة في الورم الدماغية:

لحساب جرعة النيوترونات الحرارية، وجرعة النيوترونات السريعة، وجرعة أشعة غاما في الورم داخل الرأس الافتراضي للمريض باستخدام كود MCNP أُتَّبِعَت الخطوات الآتية:

- أخذت الأبعاد الهندسية كما في الشكل (2) ، ووضع رأس المريض على مسافة 0.5cm من مصدر النيوترونات واعتبرت خلايا الورم السرطاني في النسيج

الدماغي على شكل كرات قطر كل منها 1.0cm وتتوضع في النسيج الدماغي إلى عمق 8.0cm وتبعد كل واحدة عن الأخرى مسافة 1.0cm واعتمد سمك عظام الجمجمة 0.5cm وأخذ التركيب الكيميائي للنسيج الدماغي واعتمد التركيب الكيميائي لعظام الجمجمة كما في الجدول (1).

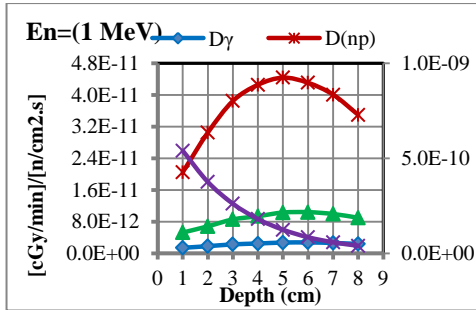
- استخدمت البطاقة F6 المتاحة في كود MCNP والعلاقة (8) لحساب جرعة النيوترونات السريعة.
- استخدمت البطاقة F4 المتاحة في كود MCNP (وتمثل معدل تفاعل الجسيمات في خلية ما) لحساب تدفق الجسيمات (نيترونات وفوتونات) في كل خلية واستخدمت معاملات كيرما وفق (ICRP-21) لحساب الجرعة النيترونية (Neutron Flux-to-Dose Rate Conversion Factors والجرعة الفوتونية (Photon Flux-to-Dose Rate Conversion Factors) [6].

- استخدمت العلاقة (9) لحساب جرعة البروتونات المرتردة واستخدمت العلاقة (11) لحساب جرعة أشعة غاما واستخدمت العلاقة (12) لحساب جرعة البور.

1.1.7. حساب مركبات الجرعة الإشعاعية كتابع لطاقة الحزم النيترونية:

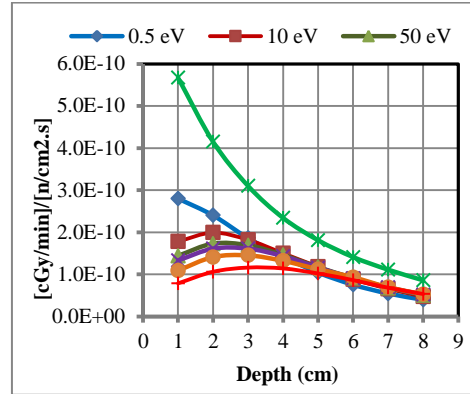
دُرِسَتْ واستخدم في المحاكاة نيترونات بطاقات متغيرة: تقع في المجال فوق الحراري [0.5eV-1keV] وفي المجال السريع بطاقة (1MeV). ويوضح الشكل (3) الجرعة الإشعاعية الكلية المحسوبة باستخدام الكود MCNP من أجل النيوترونات في مجال الطاقة [0.5eV-1keV]، وللطاقة (1MeV) بتابعية عمق الورم داخل النسيج الدماغي. ويوضح الشكل (4) تغيّر قيم الجرعة الإشعاعية الكلية بتغير طاقة الحزمة النيترونية في مجال الطاقة فوق الحراري [0.5eV-1keV]، وفي المجال السريع (1MeV).

بالنسبة إلى النيوترونات السريعة ذات الطاقة (1MeV) يلاحظ أن الجرعة الكلية تتناقص مع ازدياد العمق داخل النسيج، وأنها أعظم ما يمكن عند نقطة دخول النيوترونات إلى النسيج وفضلاً عن ذلك مركبة الجرعة الناتجة عن النيوترونات السريعة أكبر من الجرعات (D_γ) و (D_{np}) و (DB10)، كما هو موضّح في الشكل (5)، ومع ازدياد العمق تنخفض طاقة النيوترونات السريعة وتزداد مركبة الجرعة الناتجة عن النيوترونات الحرارية على حساب انخفاض المركبة السريعة.



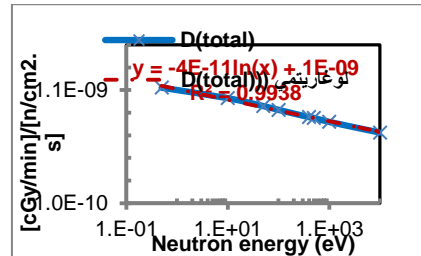
الشكل (5) مركبات الجرعة الإشعاعية (D_γ) و (D_{np}) و (D_{B10}) و (D_{fast}) كتابع للعمق في نسيج الدماغ من أجل النيوترونات السريعة ذات الطاقة (1MeV)

توضّح الأشكال (6-8) جرعة الأشعة غاما وجرعة البروتونات المرتدة وجرعة البور في نسيج الدماغ كتابع لطاقة النيوترونات ([0.5eV-1keV] و 1MeV) ويلاحظ أن جرعة الأشعة غاما، وجرعة البروتونات المرتدة، وجرعة البور تزداد في نسيج الدماغ وسطياً بالنسبة (36.4%) و (37.3%) و (36.4%) على الترتيب مع تناقص طاقة النيوترونات، وأن الجرعة الناجمة عن البروتونات المرتدة أكبر من الجرعة الناجمة عن البور ومن الجرعة الناجمة عن الأشعة غاما بنسبة (200%) على الترتيب.



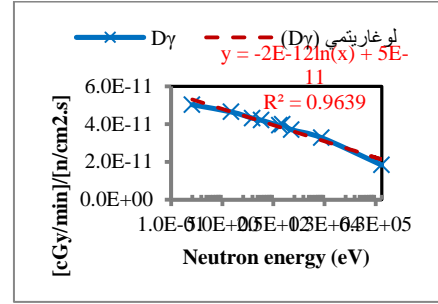
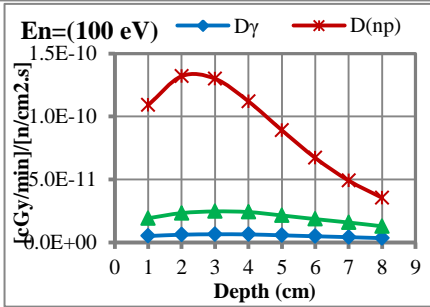
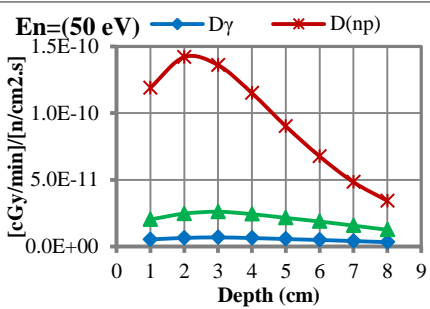
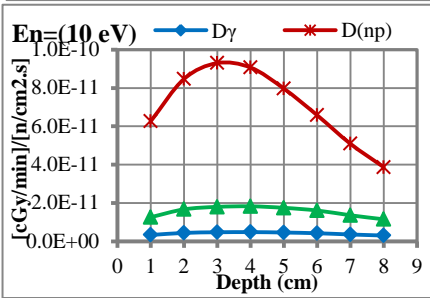
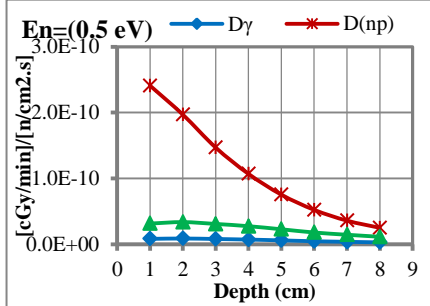
الشكل (3) الجرعة الإشعاعية الكلية كتابع للعمق في نسيج الدماغ من أجل حزم نيوترونية بطاقة [0.5eV-1keV] و (1MeV)

يلاحظ من الشكلين (3) و (4) من أجل النيوترونات في المجال فوق الحراري [0.5eV-10keV] أن الجرعة الكلية تتناقص بازدياد طاقة النيوترونات، وكذلك تزداد مع ازدياد العمق في النسيج، ثم تصل إلى قيم عظمى عند العمق (2cm) من أجل طاقة النيوترونات (10, 50)eV وعند العمق (3cm) من أجل النيوترونات (100, 500)eV، والنيوترونات (1, 10)keV ثم تتناقص بنسبة (6.24%) مع ازدياد العمق (من 1cm إلى 8cm) في النسيج كما أن هناك انخفاضاً في جرعة دخول الحزمة النيوترونية إلى الفانتوم (Entrance dose) مع ازدياد طاقة النيوترونات. يُفسّر انزياح القيم العظمى للجرعة باتجاه ازدياد العمق في النسيج مع ازدياد طاقة النيوترونات، أولاً: مع ازدياد طاقة النيوترونات فوق الحرارية يزداد طول مسارها في النسيج إلى أن تغدو حرارية، ثانياً: إن القيمة العظمى للجرعة تتجم عن تفاعل النيوترونات الحرارية مع البور ومع النيوترونين.

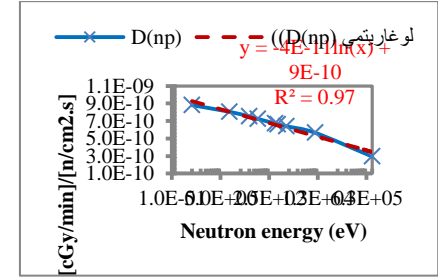


الشكل (4) الجرعة الإشعاعية الكلية في نسيج الدماغ كتابع لطاقة النيوترونات [0.5eV-1keV] و (1MeV)

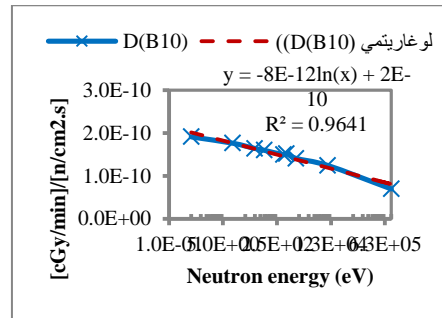
وعن أشعة غاما على كامل امتداد نسيج الدماغ
(1-8cm)، ولأجل كامل المجال فوق الحراري.



الشكل (6) جرعة الأشعة غاما في نسيج الدماغ كتاب طاقة النيوترونات (0.5eV-1keV و 1MeV)

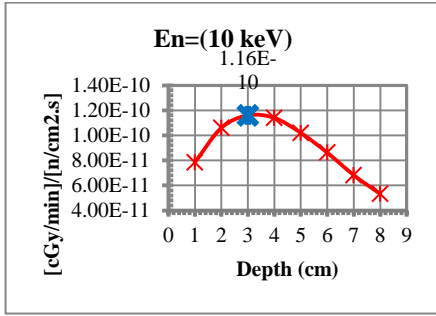


الشكل (7) جرعة البروتونات المرتدة في نسيج الدماغ كتاب طاقة النيوترونات (0.5eV-1keV و 1MeV)



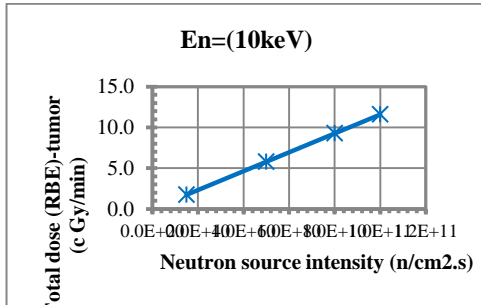
الشكل (8) جرعة البور في نسيج الدماغ كتاب طاقة النيوترونات (0.5eV-1keV و 1MeV)

يوضّح الشكل (9) تحليل لمركبات الجرعة الكلية الناجمة عن النيوترونات في المجال فوق الحراري [0.5eV-1keV]: جرعة الأشعة غاما وجرعة البروتونات المرتدة وجرعة البور في نسيج الدماغ كتاب للعمق داخل نسيج الدماغ. ويلاحظ أنّ الجرعة الإشعاعية الناجمة عن البروتونات المرتدة أكبر من الجرعة الناجمة عن البور



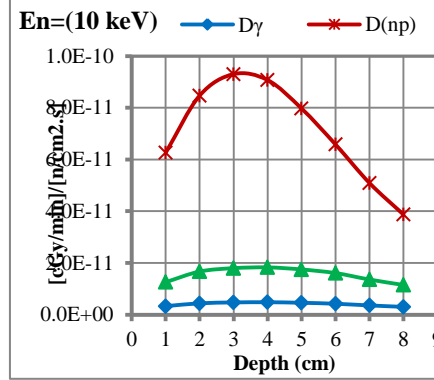
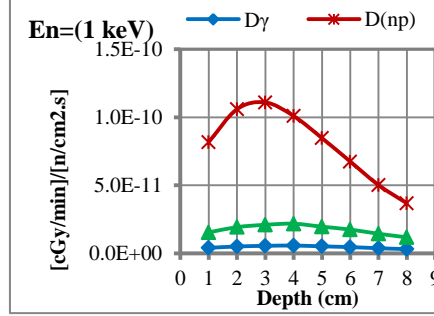
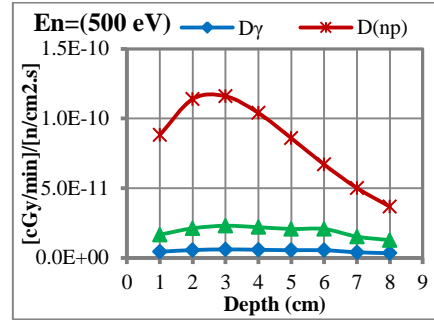
الشكل (10) الجرعة الإشعاعية الكلية كتابع للعمق في نسيج الدماغ للنترونات ($E_n=10\text{keV}$)

ولدراسة تأثير تغير التدفق للحزم النترونية في قيم الجرعة نأخذ خمس حزم نترونية متماثلة الطاقة (10keV) ومتغيرة التدفق وفق القيم: 1.0, 1.5, 5.0, 8.0, $(15) \times 10^{10} \text{n/cm}^2 \cdot \text{s}$ ونحسب قيم الجرعات عند عمق ثابت في الورم، وليكن العمق (3cm) الذي تكون عنده الجرعة أعظمية كما ذكرنا سابقاً، فنحصل على قيم الجرعة الكلية في الورم، كما هو موضّح في الشكل (11).



الشكل (11) الجرعة الإشعاعية الكلية عند العمق (3cm) كتابع لتدفق الحزم النترونية ذات الطاقة ($E_n=10\text{keV}$)

نلاحظ من الشكل (11) أنه مع ازدياد تدفق للحزم النترونية تزداد الجرعة المودعة بنسبة ثابتة؛ ممّا يؤثر في زمن العلاج، وكلما ازدادت قيمة الجرعة المودعة (وترتبط بتدفق الحزمة النترونية وبطاقة نترونات الحزمة) خلال واحدة الزمن قلّ زمن العلاج اللازم، ومنه إمكانية تقليل عدد الجلسات المطلوبة لمعالجة الورم.

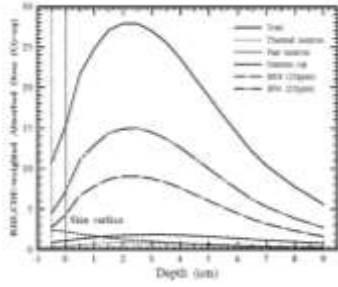


الشكل (9) مركبات الجرعة الإشعاعية (D_γ) و (D_{np}) و (D_{B10}) و (D_{fast}) كتابع للعمق في نسيج الدماغ من أجل طاقة النترونات [0.5eV-1keV]

2.1.7. حساب الجرعة الكلية بتغير تدفق الحزمة النترونية ذات الطاقة (10keV):

بالعودة إلى قيم الجرعة الكلية في حالة الحزمة النترونية ذات الطاقة (10keV)، وبتعيين أعلى قيمة مودعة للجرعة ($1.16 \times 10^{-10} \text{cGy/n/cm}^2 \cdot \text{s}$) عند العمق (3cm)، كما في الشكل (10).

بكثير من قيمة الجرعة في هذا البحث التي تبلغ نحو 17.4cGy عند العمق (3.0cm) وسبب هذا الفارق هو استخدام مفاعل نووي كمصدر للنترونات ذو طاقات وشدة عالية جداً في العمل [10].



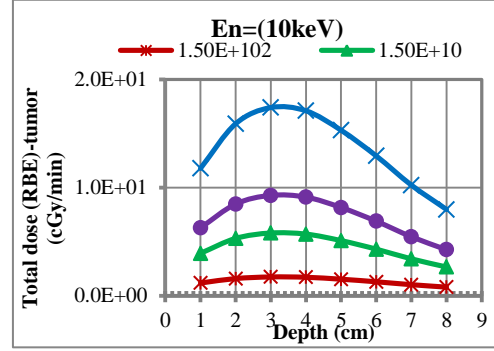
الشكل (15) الجرعة الكلية ومركباتها في العمل [10]

8 . الاستنتاجات

حُسِبَت الجرعة الإشعاعية الكلية ومركباتها (جرعة البروتونات المرتدة، وجرعة أشعة غاما، وجرعة البور) في النسيج الدماغي باستخدام الكود MCNP كتابع لطاقات الحزم النترونية وتدققها، إذ استُخِمت في المحاكاة نترونات بطاقة متغيرة تقع في المجال فوق الحراري $[0.5\text{eV}-10\text{keV}]$ ، وفي المجال السريع (1MeV) لتوضيح أثر مركبة جرعة النترونات السريعة.

- في حالة النترونات السريعة (1MeV) أعظم جرعة تكون عند نقطة دخول النترونات إلى النسيج.
- من أجل النترونات في المجال فوق الحراري $[0.5\text{eV}-10\text{keV}]$ تتناقص الجرعة الكلية بازدياد طاقة النترونات وبازدياد العمق في النسيج، وتصل إلى قيم عظمى عند العمق (2cm) من أجل النترونات $(10, 50)\text{eV}$ ، وعند العمق (3cm) من أجل النترونات $(100, 500)\text{eV}$ والنترونات $(1, 10)\text{keV}$ ، ثم تتناقص بنسبة (6.24%) مع ازدياد العمق $(1-8\text{cm})$ في الورم.
- تزداد الجرعة الإشعاعية مع ازدياد تدفق الحزمة النترونية مع ثبات طاقة النترونات من أجل عمق ثابت داخل الورم.

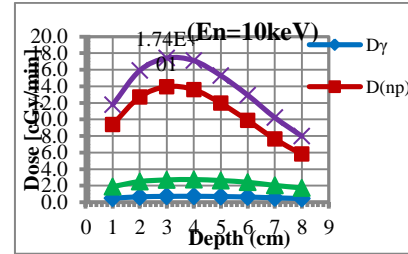
وبحساب الجرعة الإشعاعية الكلية كتابع للعمق في نسيج الدماغ للحزم النترونية الخمس المذكورة سابقاً نحصل على قيم الجرعة الكلية في نسيج الدماغ بتغير تدفق الحزم النترونية. كما هو موضَّح في الشكل (12).



الشكل (12) الجرعة الإشعاعية الكلية في نسيج الدماغ كتابع لتدفق الحزمة النترونية ذات الطاقة $(E_n=10\text{keV})$

4.1.7. مقارنة النتائج مع دراسات عالمية منجزة:

فُورِنَتْ نتائج المحاكاة في هذا البحث بنتائج أعمال أخرى منجزة لقيم الجرعة الكلية بتابعية عمق الورم داخل النسيج الدماغي لحزمة نترونية بطاقة (10keV) ، كما في الشكل (13).



الشكل (13): الجرعة الكلية ومركباتها (D_γ) و (D_{np}) و (D_{B10}) كتابع للعمق في نسيج الدماغ في حالة استعمال حزم نترونية متغيرة التدفق وبطاقة $(E_n=10\text{keV})$

نلاحظ أنّ أعظم قيمة للجرعة الكلية التي حصل عليها الباحثون في العمل [10] باستعمال حزمة نترونية بطاقة (10keV) كانت عند العمق (2.5cm) ، وفي هذا البحث كانت أعظم قيمة للجرعة الكلية عند العمق (3.0cm) ، وأنّ قيمة الجرعة في العمل [10] تبلغ نحو (28Gy) كما هو موضَّح في الشكل (15)، وقيمة هذه الجرعة أعلى

References

- [1]. SWEET WH: "Early history of development of boron neutron capture therapy of tumours". *J Neuro-Oncology* 33: 19–26, 1997.
- [2]. Rolf F. Barth, Jeffrey A. Coderre, M. Gra_aH.Vicente, and Thomas E . Blue. (2005) "Boron Neutron Capture Therapy of Cancer (2005) "Current Status and Future" Prospects.*Clin Cancer Res*;3987 11(11) June 1,
- [20]. ElisabettaDurisi, Prof. Claudio Manfredotti ,(2005)."Study of a DD compact neutron generator for BNCT", TORINO UNIVERSITY, Faculty of Mathematical, Physical and Natural Sciences ,PhD course in Physics
- [4]. <http://www.springeronline.com/series/5267>.
- [5]. Zimin S, Allen B J. (2000) "Study of moderator thickness for an accelerator-based neutron irradiation facility for boron neutron capture therapy using the $^7\text{Li}(p,n)$ reaction near threshold" *Phys. Med. Biol.* 45 59-67.
- [6]. Briesmeister, J.F., A General, (1997) "Monte Carlo N-Particle transport code Version 5C and MCNPX version 2.5B". LA-7396-M .
- [7]. James E. Martin: A Handbook. (2006) "Physics for Radiation Protection" Copyright _ , ISBN: 3-527- 40611-5.
- [8]. ANDREY BOSKO, (2005) "General Electric Pettrace Cyclotron As A Neutron Source For Boron Neutron Capture Therapy"; submitted to the office of graduate studies of Texas A&M university in partial fulfillment of the requirements for the degree of doctor of philosophy; August.
- [9]. International Atomic Energy Agency (2001) "Current status of neutron capture therapy"; IAEA, VIENNA, IAEA-TECDOC-1223 ISSN 1011-4289 © IAEA,
- [10]. Itsure Kota, Koji Onob (2004) "Effectiveness of BNCT for recurrent head and neck malignancies", osaka University, Gradutate School of Dentistry, 1-8 Yamada-oka, Suita, Osaka 565-0871

Received	2017/04/11	إيداع البحث
Accepted for Publ.	2017/06/21	قبول البحث للنشر