

دراسة الطيف الطاقى للأشعة السينية وتوزع الجرعات ضمن غرفة التصوير بالتطبيقي المحوري المحوسب باستعمال الكودين MCNPX-2.3.0 و MCNP-5beta

د.توفيق ابو شديد¹.

• الملخص :

خلفية البحث وهدفه: في هذا البحث تم اعتماد الكود MCNPX- 2.3.0 و الكود MCNP-5beta التي أصبحت أداة ملائمة ومعتمدة في حساب توزيعات الجرعة في مسائل العلاج الإشعاعي لمحاكاة وحساب الطيف الطاقى للأشعة السينية وتوزع الجرعة داخل وخارج غرفة التصوير بالتطبيقي المحوسب .

مواد البحث وطرائقه: التصميم الهندسي والأبعاد تم اعتمادها وفقاً لأبعاد غرفة التصوير بالتطبيقي المحوسب الموجودة في المشفى الوطني بمدينة السويداء. واعتمدت على النتائج البارامترات المميزة لأنبوية الأشعة التالية 120,100,80 kVp, 300 mAs

كما جرت مقارنة نتائج قياس جرعة الدخول لسطح الجلد، وكذلك معدل جرعة العامل مع نتائج قياسات تجريبية لأحد الأبحاث العالمية، ووجد بشكل عام توافق جيد بين النتائج المحسوبة .

النتائج: وجد أن معدل الجرعة الفعالة هو $1.91E-08$ mSv/w بالنسبة للجرعة في منطقة الانتظار، و $1.48E-8$ mSv/w بالنسبة لجرعة العاملين عند قيمة الجهد 80 kVp، وتزداد هذا القيم إلى $7.18E-7$ و $3.08E-$ 6 لكل من الجرعة في منطقة الانتظار وجرعة العاملين على التوالي عند القيمة 100 kVp لجهد الأنبوية.

• الكلمات المفتاحية :

طيف الأشعة السينية، مصعد التنغستين، الكود MCNPX- 2.3.0 ، الكود MCNP-5beta ، التصوير بالتطبيقي المحوسب، توزع الجرعة.

¹ مشرف على الأعمال. كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية الثانية- جامعة دمشق

Study of energetic X-ray Spectrum in room of computed tomography (CT) scans using MCNPX-2.3.0 and MCNP-5beta 4.13 codes

Dr. Tawfik Abo Shdeed²

- **Abstract :**

Background and purpose: In this paper Monte Carlo Codes MCNPX- 2.3.0 and MCNP-5beta 4.13 were used, which have been verified to be a suitable tools to evaluate dose distributions in radiotherapy problems, to simulate the X-ray spectrum and photons' dose distribution inside and outside the room of CT scans .

Materials and methods: The geometric design was taken as the same as the design of CT room in the national Asswiedaa hospital and the X-ray tube parameters (Voltage , Effective mAs) were chosen (120 kVp , 300mAs) respectively ; these values equal to brain CT parameters. The calculated X-ray spectrum was compared with experimental measurements and spectra calculated by other researches. Generally, there was a good agreement between the simulated x-ray and comparison spectra.

Results: It was found that the effective dose rate is 1.91E-08 mSv/w for the dose in the waiting area, and 1.48E-8 mSv/w for the working dose at 80 kVp, and this values increases to 7.18E-7 mSv/w and 3.08E -6 for both the waiting area dose and the working dose respectively at 100 kVp.

- **Key Words:**

X-ray spectrum, Tungsten anode , MCNP code , CT scans , dose distribution .

² lecturer. Second Faculty of Mechanical and Electrical Engineering - Damascus University

1. مقدمة عن التصوير المحوسب ((computed tomography (CT))

نظراً للانتشار الواسع لأجهزة التصوير الطبقي المحوسب (computed tomography (CT scans) والدور الذي تلعبه في مراكز المعالجة والمستشفيات في التشخيص الطبي للكثير من الحالات ، وذلك بسبب الدقة العالية للصور المقطعية الملتقطة لمناطق الجسم المختلفة وإمكانية الحصول على صور ثلاثية البعد تساعد الطبيب في توصيف حالة المريض وسرعة إجراء الفحص ، مما سبق لابد من التعرض لمسألة هامة من ناحية الوقاية الإشعاعية تتعلق بالجرعة الناتجة عن جهاز التصوير وتوزع هذه الجرعة داخل غرفة التصوير وخارجها آخذين بعين الاعتبار ساعات العمل الطويلة لهذه الأجهزة داخل بعض المراكز نتيجة الضغط الكبير عليها. ومما يساعد في دراسة هذا الموضوع توفر كودات محاكاة حاسوبية لعل من أهمها كودات مونتي كارلو (Monte Carlo Codes (MC)) المعتمدة من قبل الهيئة الدولية للوقاية الإشعاعية والوكالة الدولية للطاقة الذرية، وتتميز الإصدارات الحديثة (MCNPX-2.3.0) لهذه الكودات بإمكانية معالجة جميع مسائل نقل الجسيمات كالنوترونات والفوتونات والإلكترونات والبروتونات والتريتيوم وجسيمات ألفا والجسيمات الأولية..... الخ . وبالتالي أضحى من الممكن دراسة توزع الجرعات والجسيمات والطاقة المودعة عن هذه الجسيمات ضمن المواد المختلفة والتنبؤ بالنتائج لأي نوع من الجسيمات وذلك اعتماداً على أحد هذه الكودات بدون الحاجة للقيام بدراسة على أرض الواقع . وكلما تم توخي الدقة في تعريف بيانات الكود ضمن ملف الدخل كلما كانت النتائج أكثر دقة. منذ إدخال هذه الأجهزة في سبعينيات القرن الماضي أصبحت أداة مهمة في مجال التصوير الطبي فهي تقدم بشكل مباشر صور مرئية لبنى تشريحية داخل مناطق الجسم [1] يستفاد منها في الكثير من الأغراض : التشخيص أو التشخيص الوقائي لأمراض محددة إضافة إلى استخدام هذه الصور كدليل في إجراءات العلاج لعدد من الأمراض [1] ، كما تتيح هذه الصور للأخصائي تحديد البنى الداخلية للمريض وتعيين شكل وحجم وموضع وكثافة وقوام هذه البنى مما يساعد على تشخيص المشكلة الطبية ومدى انتشارها ومكانها الدقيق والأعراض المرافقة [2]، وهذا جعل زيادة في استخدام هذه الأجهزة خلال العقدين الماضيين [1]. يتكون جهاز التصوير الطبقي CT من أنبوبة توليد الأشعة السينية، مجموعة كواشف غازية أو صلبة وأسلاك توصيل وفلاتر ومحددات للحزمة جميعها محتواة داخل اسطوانة حلقية الشكل وموصولة إلى وحدة حاسب خارجية تقوم بمعالجة وتركيب الصور. يتم المسح الإشعاعي على شكل شرائح رقيقة تتراوح سماكتها بين 1-10 mm . يتألف أنبوب الأشعة السينية من المهبط والمصعد (مصدر الفوتونات) ضمن أنبوبة زجاجية مفرغة من الهواء. المهبط على شكل كاس معدني يحوي فتيل التسخين الموصول إلى تغذية بجهد 10 V وتيار 5-10 A لإنتاج الإلكترونات. ويصنع المهبط من النيكل ويشكل حول فتيل التسخين المصنوع من معدن التتغستين بقطر 0.2 mm وملفوف على شكل وشيعة حلزونية بقطر 0.2 cm وطول حوالي 1 cm ويسخن إلى مايقارب 2200 C⁰ ونتيجة تسخين السلك فإنه يعمل على إصدار الإلكترونات نتيجة ما يدعى بتأثير أديسون (Edison effect) [4]. الإلكترونات الصادرة عن فتيل التسخين تشكل شحنة فراغية (space charge) عبر مقطع الأنبوب تهاجر باتجاه المصعد نتيجة فرق الجهد المطبق على الأنبوبة، حيث يحدد معدل

تدفق الإلكترونات عبر أنبوب الأشعة السينية المقاس بالملي أمبير (milliamperes.) كمية أو عدد الفوتونات الناتجة عن مادة الهدف. في حال تم تقدير تيار الأنبوب بوحدة (100 mA s=0.1 mA s) فإن :

$$N = \frac{I \cdot t}{e} = \frac{0.1}{1.6022 \times 10^{-19}} = 6.24 \times 10^{17} \text{ electron}$$

حيث يستفاد من عدد الإلكترونات المحسوب من هذه العلاقة في تعريف شدة الجسيمات المتفاعلة في بطاقة المصدر SDEF ضمن الكود MCNP. تستخدم أيضاً فلتر من مواد خاصة بهدف امتصاص الأشعة ذات الطاقة المنخفضة قبل وصولها إلى المريض حتى لا تساهم في جرعة غير مرغوب بها. ويتم توصيف خرج الإشعاعي لأنبوب الأشعة السينية بثلاث مقادير [5] :

نوعية الحزمة (beam's quality) التي تشير إلى عمق نفوذ الحزمة ضمن النسيج .
شدة الحزمة (quantity) وتمثل معدل تدفق الفوتونات الناتجة عن الأنبوب (flux of photons).
و التعرض (exposure) ويمثل كمية الأيونات المتشكلة في الهواء والناتجة عن الأشعة السينية .

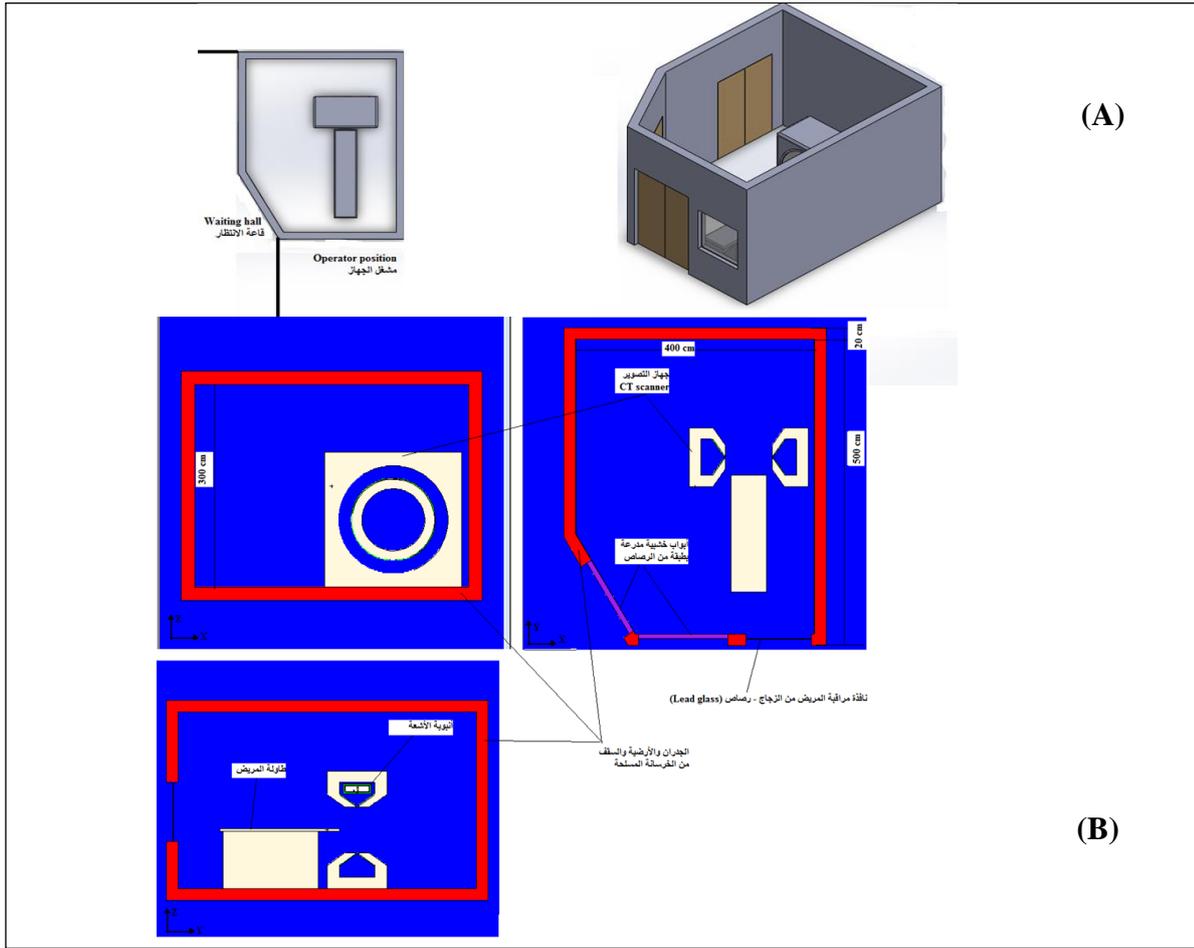
2. المواد المستخدمة:

2.1 كود مونتني كارلو MCNP

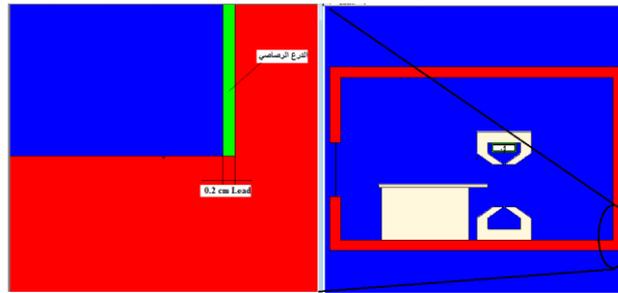
يعد الكود MCNP (Monte Carlo N – Particle code) من أشهر كودات طرائق مونتني كارلو، والذي يطور في مخبر لوس الاموس الوطنية في الولايات المتحدة الأمريكية [6]. وتتضمن النسخة الحديثة للكود MCNP-5beta 4.13 المزايا التالية : التصميم الهندسي ثلاثي البعد، وتحسينات على المصادر المستخدمة في كتابة ملف الدخل، وإنقاص الأخطاء و إمكانية إظهار توزيع الجسيمات على الرسم ويستخدم هذا الكود في مسائل عديدة مثل: فيزياء المفاعلات والتدريع وحسابات الحرجية ومعالجة النفايات المشعة والتصوير الشعاعي و.....الخ. وقد تم تطوير الواجهة المرئية (Visual Editor) للإصدار MCNP-5beta 4.13 والتي تساعد المستخدم كثيراً في كتابة ملف الدخل (Input File) وإجراء الحسابات اللازمة. بينما يتميز الكود MCNPX-2.3.0 باحتوائه على مكتبة للمقاطع العرضية الفعالة لجميع تفاعلات الجسيمات المشحونة وغير المشحونة (بروتونات وجسيمات ألفا والكروونات ونيوترونات،... الخ) إضافة إلى أشعة غاما.

2.2 توصيف غرفة التصوير بالطبقي المحوسب

يوضح الشكل (1) التصميم الهندسي لغرفة التصوير بالطبقي المحوسب والتي أخذت أبعادها من غرفة التصوير الموجودة ضمن بناء المستشفى الوطني بمدينة السويداء بطول 5 m وعرض 4 m وارتفاع 3 m والمغلقة جدرانها بدرع من الرصاص بسماكة 2 mm حتى ارتفاع 2 m من أرضية الغرفة . الجدران بسماكة 20 cm من الخرسانة المسلحة محاطة بدرع من الرصاص بسماكة 0.2 cm حتى ارتفاع 200 cm عن أرض الغرفة كما هو مبين في الشكل (2). جرى توصيف المواد ضمن الكود بالاعتماد على النسب الوزنية لمركبات كل مادة من العناصر والكثافة الوزنية، ومن ثم تم تحديد الطيف الطاقي للأشعة السينية الصادرة عن الجهاز في المحاكاة الحاسوبية باستخدام الكود MCNP، عند كل قيمة لجهد أنبوية الأشعة.



الشكل (1) التصميم الهندسي لغرفة التصوير CT ضمن بناء المستشفى الوطني بمدينة السويداء باستعمال (A) برنامج Solid Works 2012، رسام الكود MCNP-5beta موضحاً عليه الأجزاء الأساسية والأبعاد الرئيسية على المساقط (Y-X) و (Z-Y) و (Z-X)



الشكل (2) تدريع الجدران بمادة الرصاص بسماكة 0.2 cm

2.3 توصيف مصدر الأشعة :

جرت الدراسة عند القيم المميزة العظمى لأنبوبية الأشعة السينية، الجدول (1)، لجهاز التصوير المحوسب الموجود ضمن بناء المستشفى الوطني بمدينة السويداء التالية:

الجدول (1) القيم المميزة لجهاز التصوير المحوسب المعتمد في الدراسة

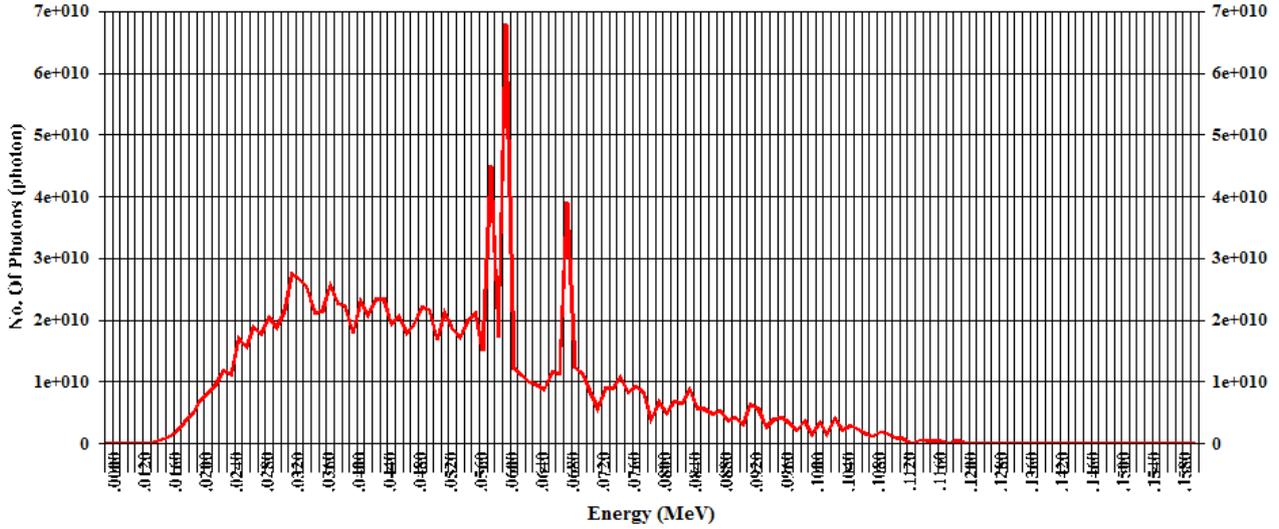
Slice Thickness	8.5-10 mm	سماكة الشريحة
Pitch*	1.49	الخطوة*
Tube voltage	120 kVp 100 kVp 80 kVp	جهد أنبوبية الأشعة

Tube current	50mA -350 mA	تيار الأنبوبة
effective mAs*	50-300 mAs	جداء التيار-زمن التعرض الفعال*

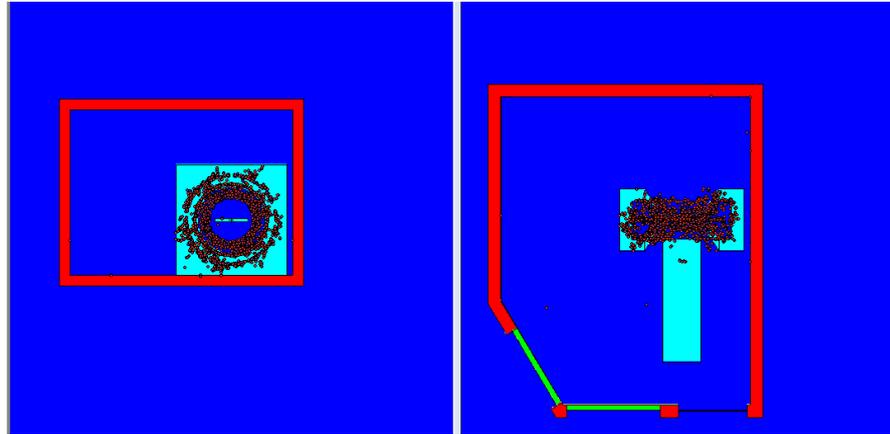
3. النتائج والمناقشة:

يوضح الشكل (3) في الأسفل الطيف الطاقى للأشعة السينية الصادرة باستخدام البرنامج السابق عند البارامترات التالية (E=120 kVp, I=100 mAs, Al=0.12 cm) :

Anode angle=12 degree ,V=120kVp , I=100mAs , Al= 0.12cm , With Bow Tie Filter



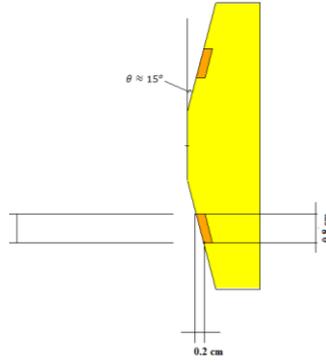
الشكل (3) الطيف الطاقى للأشعة السينية الصادرة باستخدام الكود MCNP عند البارامترات التالية (E=120 kVp, I=100 mAs, Al=0.12 cm)



الشكل (4) توزع فوتونات الأشعة السينية الصادرة خلال عملية التصوير من أجل دورة واحدة لأنبوبة الأشعة باستخدام رسام

الكود MCNP-5beta عند البارامترات التالية (E=120 kVp, I=100 mAs, Al=0.12 cm)

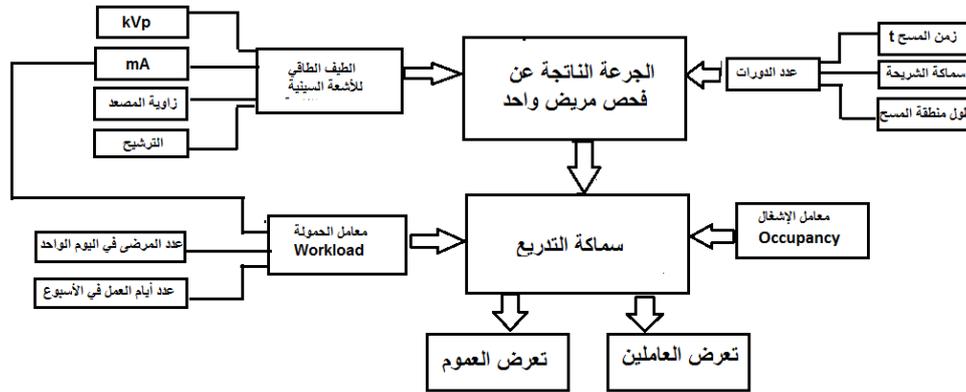
يوضح الشكل(5) في الأسفل أبعاد هدف التنغستين المستخدمة في الدراسة وزاوية المصعد حيث تصدر فوتونات الأشعة السينية عن هدف التنغستين وفق حزمة ذات أبعاد (0.2 cm x 0.26 cm) ، و يفضل استخدام حزمة من الفوتونات في التشخيص الإشعاعي بأبعاد (0.01 x 0.01 – 0.2 x 0.2 cm) وفي المعالجة تستخدم حزمة بأبعاد (0.5 x 0.5 – 0.7 x 0.7 cm) [11].



الشكل (5) أبعاد وزاوية هدف التنغستين المستخدم في الدراسة وفق الكود MCNP-5beta

3.1 دراسة توزيع الجرعة الفعالة للفوتونات داخل وخارج غرفة التصوير :

هناك مجموعة من العوامل التي تلعب دور في تقدير الجرعة الناتجة داخل وخارج غرفة التصوير وهذه العوامل موضحة في المخطط التالي، الشكل (6).



الشكل (6) العوامل المؤثرة في قياس جرعة العاملين وعموم الناس لغرفة الأشعة.

يوضح الجدول (2) معامل الإشغال للمناطق المختلفة

الجدول (2) قيم معامل الإشغال للمناطق المختلفة

المنطقة	معامل الإشغال
مناطق العمل، المكاتب، غرف العمال	1
الموزعات بين الغرف	1/5
المنافع، غرف الانتظار	1/20

لدراسة توزيع الجرعة داخل و خارج غرفة التصوير اعتمدنا بطاقة العداد F5 ضمن كود برنامج MCNP-5beta التي تعطي معدل تدفق الجسيمات عند نقطة محددة بالإحداثيات (x,y,z)، ويعبر عن العداد F5 رياضياً بالعلاقة الآتية [6]:

$$\delta\Phi = \frac{W}{2\pi r^2} * e^{-r.\mu(E)} \left[\frac{\text{particle}}{\text{cm}^2.\text{s}} \right] \dots\dots\dots (2)$$

حيث: w(particle/s) - عدد الجسيمات أو ثقل المصدر المحسوب،

$r(\text{cm})$ - المسافة بين موقع تفاعل الجسم إلى موضع الكاشف النقطي وتعرف هذا المسافة بالمسار الحر الوسطي للجسيم، $\mu(\text{cm}^{-1})$ - معامل الامتصاص الخطي وهو تابع لطاقة الجسيم. لتحويل معدل تدفق الفوتونات إلى جرعة تم استخدام معاملات تحويل معدل التدفق إلى جرعة [6]. حيث استخدمت معاملات التحويل الخاصة بالمنظمة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP-21 وتم إدخال هذه المعاملات ضمن البطاقة (de, df) الملحقة ببطاقة العداد F5 ضمن ملف الدخل في الكود. وحسبت الجرعة الكلية في منطقة المشغل بعد التدريع من خلال العلاقة التالية:

$$D_{\text{work-area}} \left(\frac{\text{Rem}}{\text{week}} \right) = D_{\text{total}} \left[\frac{(\text{rem})}{\text{mA.s}} \right] \times WL \left(\frac{\text{mA.s}}{\text{week}} \right) \times T (\text{Occupancy} - \text{factor})$$

الجرعة الكلية $D_{\text{total}} \left[\frac{(\text{rem})}{\text{mA.s}} \right]$ الناتجة عن كامل عملية المسح بفرض أن سرعة انجاز المسح هي n [Rotation/s] أي الجرعة عن كل مريض تحسب من العلاقة:

$$D_{\text{total}} \left[\frac{(\text{Rem})}{\text{mA}} \right] = D_o \frac{(\text{Rem})}{\text{mA} \cdot 1 \text{ Rotation}} \times n [\text{Rotation}]$$

قيمة D_o تمثل الجرعة الناتجة في خرج الكود لكل شريحة تصوير (دورة):

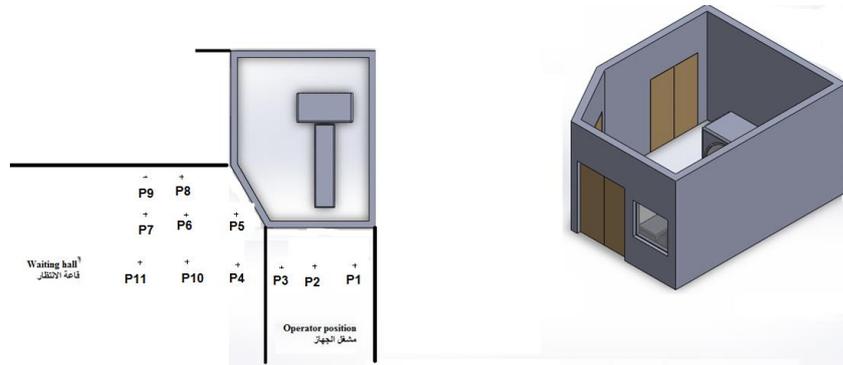
$$D_o \frac{(\text{Rem})}{\text{mA} \cdot 1 \text{ Rotation}} = CF \frac{(\text{Rem})}{\text{photon}} \times \text{wgt} \frac{\text{photon}}{\text{cm}^2 \cdot \text{s}} \text{mA} \cdot \text{Rotation}$$

CF : قيمة معامل تحويل تدفق الفوتونات إلى جرعة معطاة قيمه في الجدول (3).

بينما معامل الحمولة workload $WL \left(\frac{\text{mA.s}}{\text{week}} \right)$ حسب من خلال العلاقة التالية:

$$WL \left(\frac{\text{mA.s}}{\text{week}} \right) = x \frac{\text{patient}}{\text{day}} \times d \frac{\text{day}}{\text{week}} \times I \frac{\text{mA.s}}{\text{patient}}$$

تم أخذ عدة نقاط كما هو موضح في الشكل (7) ضمن منطقتي مشغل الجهاز وقاعة الانتظار وقيس معدل الجرعة الفعالة في كل نقطة من هذه النقاط. وقد تم اخذ جميع النقاط في مستوي منصف الغرفة على ارتفاع 1.5 m من أرض الغرفة.



الشكل (7) توزع نقاط الكاشف خارج غرفة التصوير بالطبقي المحسوب

ومن أجل لتقليل من الارتباب المرتكب قدر الإمكان تم تشغيل الكود MCNP لزمين 1000 min وفيه تم معالجة ما يتجاوز 43,823,790 history مع الأخذ بعين الاعتبار البارومتترات الفعالة للجهاز (120 kVp, 300 mAs). يوضح الجدول (3.a) قيم معاملات حمولة العمل، التيار الفعال، عدد المرضى في اليوم، معامل

الإشغال، عدد الدورات الكلي، في حين يوضح الجدول (3.b) نتائج قياس جرعة العامل الأسبوعية والجرعة في منطقة الانتظار كتابع لسماكة الدرع الرصاصي ، بينما يوضح الجدول (3.c) نتائج قياس جرعة العامل الأسبوعية والجرعة في منطقة الانتظار كتابع لقيمة جهد أنبوبة الأشعة .

الجدول (3.a) قيم معاملات حمولة العمل، التيار الفعال، عدد المرضى في اليوم، معامل الإشغال، عدد الدورات الكلي -

عدد الدورات الكلي لكل مريض	معامل الإشغال T		عدد المرضى في اليوم	التيار الفعال	حمولة العمل
rotations/patient	منطقة المشغل	منطقة الانتظار	x patient/day	mA.s/patient	Work load mA.s/week
40	1	0.05	50	300	90000

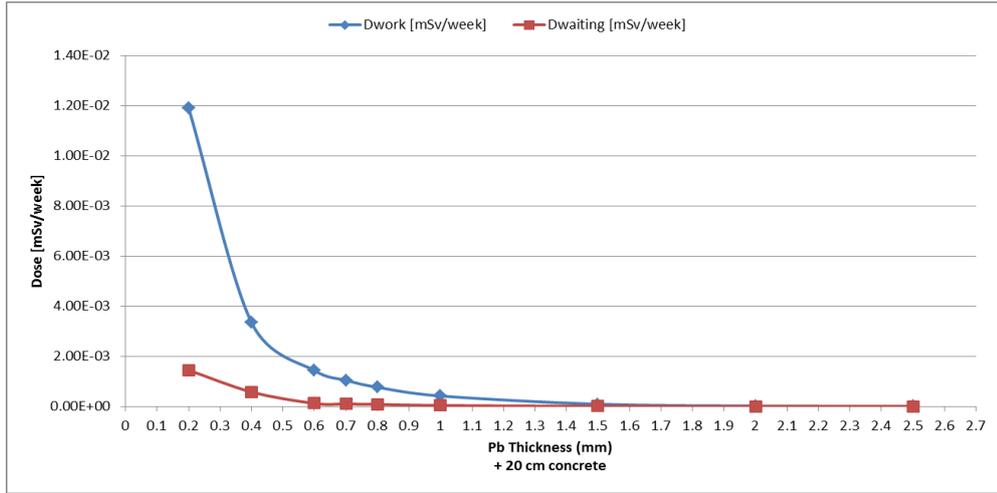
الجدول (3.b) نتائج قياس جرعة العامل الأسبوعية والجرعة في منطقة الانتظار كتابع لسماكة الدرع الرصاصي

جرعة العامل الأسبوعية	الجرعة في منطقة الانتظار	سماكة الدرع
Dwork [mSv/week]	Dwaiting [mSv/week]	pb (mm)
1.19E-02	1.45E-03	0.2
3.34E-03	5.79E-04	0.4
1.43E-03	1.23E-04	0.5
1.05E-03	1.01E-04	0.6
7.65E-04	8.35E-05	0.8
4.21E-04	4.37E-05	1
9.32E-05	1.29E-05	1.5
2.18E-05	6.14E-06	2
1.11E-05	4.69E-07	2.5

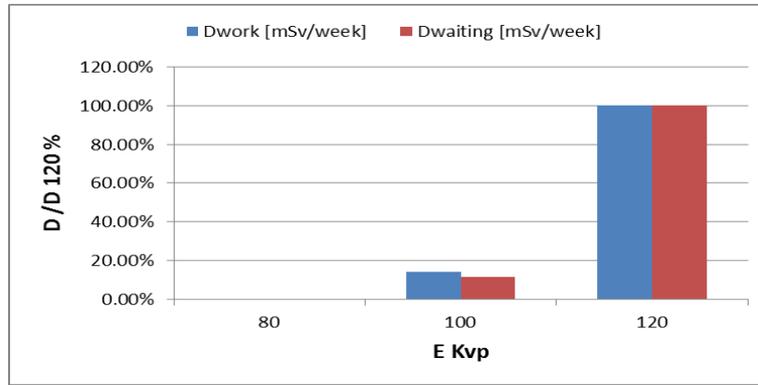
الجدول (3.c) نتائج قياس جرعة العامل الأسبوعية والجرعة في منطقة الانتظار كتابع لقيمة جهد أنبوبة الأشعة

الجرعة في منطقة الانتظار	جرعة العامل الأسبوعية	جهد الأنبوبة
Dwaiting [mSv/week]	Dwork [mSv/week]	E kVp
1.91E-08	1.48E-08	80
7.18E-07	3.08E-06	100
6.14E-06	2.18E-05	120

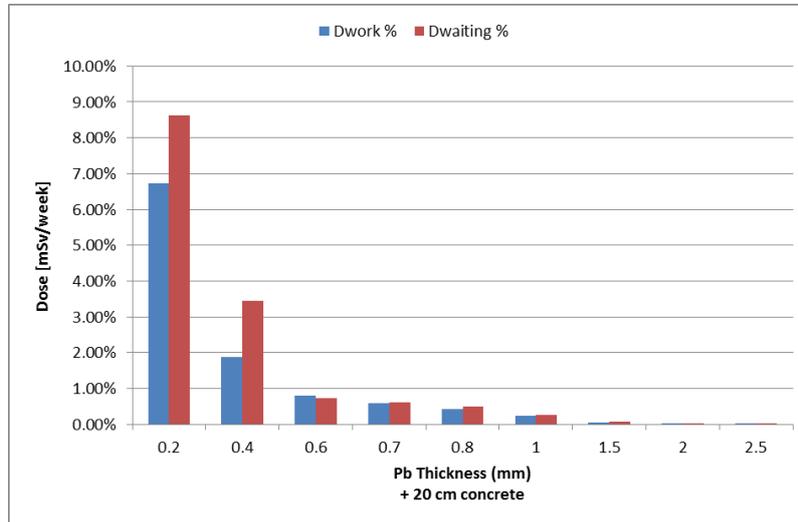
يبين الشكل (8) نتائج قياس جرعة العامل الأسبوعية والجرعة في منطقة الانتظار كتابع لسماكة الدرع الرصاصي المضاف إلى طبقة الخرسانة المسلحة، بينما يوضح الشكل (9) نتائج قياس جرعة العامل الأسبوعية والجرعة في منطقة الانتظار كتابع لقيمة جهد أنبوبة الأشعة. أما الشكل (10) يوضح تغير النسبة المئوية للجرعة في مكان العمل والانتظار بدلالة سماكة طبقة الرصاص المضافة بعد الخرسانة



الشكل (8) تغير جرعة في مكان العمل والانتظار بدلالة سماكة طبقة الرصاص المضافة إلى 20 cm من الخرسانة المسلحة



الشكل (9) تغير الجرعة في مكان العمل والانتظار بدلالة جهد أنبوبية الأشعة



الشكل (10) النسبة المئوية للجرعة في مكان العمل والانتظار بدلالة سماكة طبقة الرصاص المضافة بعد الخرسانة

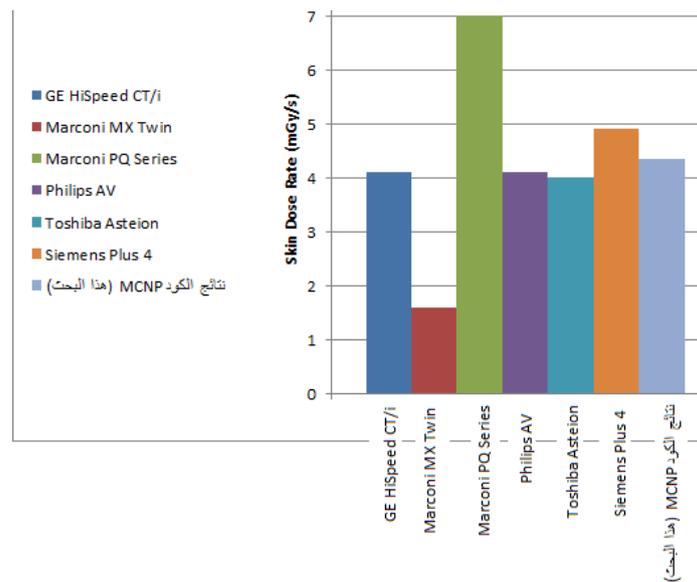
4. مقارنة النتائج :

للتحقق من صحة النتائج، قمنا بمقارنة نتائج الجرعة الفعالة التي تم التوصل إليها باستخدام الكود MCNP للفوتونات المتبعثرة والفوتونات المباشرة (الجرعة عند مركز جهاز التصوير) مع نتائج الجرعات المقاسة والمنشورة وفق المرجع [15] لعدد من أجهزة التصوير المستخدمة والذي استخدم فيه فانطوم لقياس الجرعة بقطر 32 cm

وتمت قياس جرعة الدخول لسطح الجلد عند محيط الفانتوم من أجل سماكة شريحة (slice thickness) 10 mm، وقد وضحت نتائج المقارنة في الجدول (4) للجرعة المباشرة والجدول (5) للجرعة المتبعثرة.

الجدول (4) : مقارنة جرعة الدخول لسطح الجلد للكود MCNP مع نتائج المرجع [15]

	Scanner	Estimated Patient Dose Rates from Real-time CT Scanning	
		Skin Dose Rate (mGy/s)	
المرجع [15]	GE HiSpeed CT/i	4.1	
	Marconi MX Twin	1.6	
	Marconi PQ Series	7.0	
	Philips AV	4.1	
	Siemens Plus 4	4.9	
	Toshiba Asteion	4.0	
نتائج الكود MCNP (هذا البحث)	V (kVp)	D(Skin) (mGy/s)	
	68	0.3687	
	70	0.4793	
	80	1.0323	
	85	1.3088	
	90	1.5853	
	95	1.8618	
	100	2.1383	
	110	2.6913	
	120	3.2443	
	125	3.5208	
	130	3.7973	
	135	4.0738	
140	4.3503		



الشكل (11) : مقارنة جرعة الدخول لسطح الجلد للكود MCNP مع نتائج المرجع [15]

الجدول (5) : مقارنة الجرعة الناتجة عن الفوتونات المتبعثرة بواسطة الكود MCNP مع نتائج المرجع [15]

	Scanner	Scattered dose rates to equipment operator from real time CT (Exposure parameters: 120 kV, 50 mA)
		Dose Rate ($\mu\text{Gy/s}$)
المرجع [15]	Toshiba Xpress/GX scanner	9 $\mu\text{Gy/s}$
نتائج الكود MCNPX-2.3.0		0.1- 4 $\mu\text{Gy/s}$

نلاحظ من الجدول(4)، والشكل(11) اللذين يشتملان على مقارنة بين نتائج قياس جرعة دخول لسطح الجلد الناتجة عن مجموعة من الأجهزة المعروفة ونتائج قياس الجرعة باستخدام الكود MCNP في هذا البحث، ومن الجدول(5) الذي يشمل مقارنة بين الجرعة الناتجة عن الفوتونات المتبعثرة، أن هناك توافق في قيم الجرعة المحسوبة والمقاسة يمكن الاستدلال من هذا التوافق على صحة ما تم الوصول إليه في هذا البحث.

5. الخلاصة والتوصيات

يعتبر اختيار الجهد المطبق على جهاز التصوير (بالتالي طاقة الفوتونات) من العوامل الهامة في الجرعة التي يتلقاها المريض نتيجة تفاعل الفوتونات مع الأنسجة، فكتلة من النسيج بسماكة 0.5 cm حيث معامل توهين الفوتونات هو 0.34 cm^{-1} عند طاقة فوتونات 80 keV، فإن ما يقارب $0.5 \times 0.34 = 0.17$ أو 17% من الفوتونات سوف تتزاح من الحزمة نتيجة التفاعل، وعند طاقة الفوتونات 100 keV، حيث معامل التوهين 0.161 cm^{-1} ، حوالي 8% فقط من الفوتونات سوف يتم توهينه عند عبوره خلال هذه الطبقة من النسيج، وعليه فالأشعة السينية منخفضة الطاقة سوف تكون أفضل في إنتاج صورة ذات تباين واضح في هذه الطبقة من النسيج. وهذه النتائج أيضا صالحة عند النسيج ذات العدد الذري الكبير (كالعظام). من جهة أخرى فاستخدام جهد مرتفع (طاقة فوتونات عالية) سوف ينتج جرعة دخول (جرعة الجلد) منخفضة مقارنة مع جرعة الأعضاء الداخلية من أجل بروتوكول محدد. لذلك من الضروري دائماً التوفيق في الحصول على صور طبية مقبولة من الناحية التشخيصية مع ضرورة تخفيض الجرعة التي يتلقاها المريض إلى أقل ما يمكن من وجهة نظر الوقاية الإشعاعية. أما من حيث كفاءة التدرج نستنتج مما سبق أن التدرج الموجود حالياً يعتبر كافياً من ناحية الوقاية الإشعاعية، من الشكل(8) تساهم طبقة من الرصاص بسماكة 0.2 mm في خفض الجرعة بمقدار 92% عما هي عليه بوجود الخرسانة فقط، لكن يمكن تجنب الجرعة الإضافية الغير مرغوب فيها للعموم بجعل مقاعد الانتظار أبعد ما يمكن عن حائط غرفة الأشعة وخاصة أن الجرعة الإشعاعية تخضع لقانون التربيع العكسي. وإعادة تغطية جميع "الاختراقات" في الجدران بطبقة من الرصاص ويقصد بـ الاختراقات أي حفرة مقطوعة من الرصاص للكابلات والموصلات الكهربائية والأنابيب.... الخ. واستخدام طبقات من الرصاص لتغطية أماكن عناصر الربط (البراغي والمسامير) التي تربط طبقات الرصاص نفسها بعضها البعض وبالجدار.

- [1] XunJia, Hao Yan, XuejunGu, and Steve B. Jiang : **Fast Monte Carlo Simulation for Patient-specific CT/CBCT Imaging Dose Calculation** : Center for Advanced Radiotherapy Technologies and Department of Radiation Oncology, University of California San Diego, La Jolla, CA 92037-0843, USA ;<http://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/1109/1109.3266.pdf> access 5-10-2013 11:36 PM
- [2] GE Healthcare : **A Guide to CT Radiation Dose Management** :
http://www3.gehealthcare.com/en/News_and_Initiatives/~media/Downloads/us/News%20and%20Initiatives/GE-Blueprint-Low-Dose/CT-0506%20CT%20RadiationDoseMngmnt%20LR.pdf
access 5-10-2013 10:54 PM
- [3] SasaMutic, Jatinder R. Palta, Elizabeth K. Butker, Indra J. Das, M. SaifulHuq : **Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66** : © 2003 American Association of Physicists in Medicine. [DOI: 10.1118/1.1609271]
- [4] James E. Martin : **Physics for Radiation Protection: A Handbook** : 2006 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim ISBN: 3-527-40611-5
- [5] Steven T. Brown : **Utilization of MCNP for Spectral Stripping of Orthovoltage Radiotherapy Beams** :<http://www.honors.ufl.edu/apps/Thesis.aspx/Download/1073>
access 10-10-2013 11:45 PM
- [6] X-5 Monte Carlo Team , **A General Monte Carlo N-Particle transport code Version 5**.(April 2003) . LA-UR-03-1987. the Radiation Safety Information Computational Center (RSICC), P. O. Box 2008, Oak Ridge, TN, 37831-6362.
- [7] Charles D. Harmon, Robert D. Busch , Judith F. Briesmeister, R. Arthur Forster : **Criticality Calculations with MCNP : A Primer** :(August 1994) Los Alamos National Laboratory : L-I-12827-M Manual UC-714 .
- [8] Julian Becker : **Simulation of neutron production at a medical linear accelerator** : Diploma thesis , Institute of Experimental Physics, University Hamburg, Germany ,Hamburg 6.7.2007
- [9] Rick Curkeet : **Wood Combustion Basics**
:<http://www.epa.gov/burnwise/workshop2011/WoodCombustion-Curkeet.pdf>
access 11-10-2013 12:53 AM
- [10] Kalpana M. Kanal : **X-Ray Production ,X-Ray Tubes And Generators-Chapter 5** :
http://www.anst.uu.se/hanslund/Med_Tekn/x-ray%20production.pdf
access 13-10-2013 12:16 AM
- [11] Yoichi Watanabe: **Production of X-Rays** : Masonic Cancer Center M10-M (612)626-6708 : http://www.tc.umn.edu/~watan016/Production_of_x-rays_RTT.pdf
access 13-10-2013 01:16 AM

[12] Briesmeister, J.F., **A General Monte Carlo N-Particle transport code Version 5C and MCNPX version 2.5B**. 1997. LA-7396-M,

[13] James E. Martin: A Handbook. **Physics for Radiation Protection**: Copyright _
2006 ISBN: 3-527- 40611-5

[14] MRAY, M Shahriari, S Sarkar, M Adib and H Zaidi : **Monte Carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C** :
Phys. Med. Biol. 49 (2004) 4897–4917 , PII: S0031-9155(04)77842-2

[15] ImPACT (UK's national CT evaluation centre) : **Real Time CT and CT Fluoroscopy**
, Version 1.11, 10/05/01 : <http://www.impactscan.org/download/ctfluoro.pdf>
access 29-10-2013 9:16 PM

[16] Douglas M. Tucker, Gary T. Barnes and Dev P. Chakraborty : semiempirical model for
generating tungsten target X-ray spectra : Med. Phys. 18(2) (Apr 1991) 0094-
2405/91/020211