

تطوير محاكي لقياس الطيف الطاقى للأشعة السينية وتوزع الجرعات الناتجة عن جهاز التصوير المقطعي المحوسب*

م. توفيق أبو شديد** أ.د ماجدة نحيلي**

أ.د نقولا أبو عيسى***

الملخص

طوّرت في هذا البحث واجهة مرئية رسومية باستعمال لغة الفيجوال بيسك Visual Basic 6.0 وربطت بمكتبات الكود MCNP بإصداريه (MCNPX, MCNP5) ليصار إلى إنشاء برنامج محاك لحساب الطيف الطاقى للأشعة السينية وتعيينه في أجهزة التصوير المقطعي المحوسب (وذلك من أجل قيم معينة لكل من زاوية المصعد الدّوار لأنبوية الأشعة، وجهد أنبوية الأشعة، وجداء التيار بزمن التعرض، ونوع المرشح المستعمل وسمكه في حالة وجود مرشح لشكل الحزمة أو عدم وجوده، والذي يصطلح على تسميته Bow-Tie filter)، وقد أعدّ البرنامج ليعمل وفق مرحلتين: في المرحلة الأولى: يعمل البرنامج على إقلاع الكود MCNP وحساب الطيف الطاقى عند المعاملات التي عينها المستخدم (زاوية المصعد، وجداء التيار بزمن التعرض mAs، وجهد الأنبوية kVp، ونوع المرشحات وسمكها في حالة وجود

* أعد هذا البحث في سياق رسالة الدكتوراه للمهندس توفيق أبو شديد بإشراف الدكتورة ماجدة نحيلي ومشاركة الدكتور نقولا أبو عيسى.

** قسم الفيزياء-كلية العلوم- جامعة دمشق.

*** قسم الهندسة الطبية-كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية-جامعة دمشق.

مرشح لشكل الحزمة) أو عدم وجوده، ثم يعالج البرنامج النتائج تلقائياً ويظهرها للمستخدم على شكل رسوم بيانية أو قيماً رقمية.

في المرحلة الثانية: يقوم البرنامج تلقائياً باستعمال الطيف الطاقى الناتج ومعالجته وإدخاله ضمن ملف آخر لحساب الجرعات، إذ يتيح البرنامج للمستخدم إدخال نوع الفانتوم المراد حساب توزع الجرعات ضمنه، أو تعيين عمر المريض وموضع التصوير (تصوير رأس، أو صدر، أو بطن، أو الحوض..). وكذلك طول المسح وعدد دورات أنبوية الأشعة ومسافة انتقال طاولة المريض، إذ يقوم البرنامج تلقائياً بحساب معاملات الجرعة (الجرعة الممتصة، ودليل الجرعة المرجح $CTDI_w$ (mGy)، ودليل الجرعة الحجمي $CTDI_{vol}$ (mGy)، وجرعة-طول DLP (mGy.cm)، والجرعة الفعالة (E (mSv)).

يسمح البرنامج في النهاية بطباعة تقرير يشمل المعاملات المستعملة في حساب الطيف الطاقى للأشعة السينية، وقيم معاملات الجرعة الناتجة عن هذا الطيف المشار إليها سابقاً، وموضع التصوير، أو تصديره وحفظه على شكل صفحة ويب بامتداد (*.html)، مما يسهل على المستخدم إجراء المقارنات بين قيم الجرعات الناتجة عند تغيير معاملات أنبوية الأشعة.

الكلمات المفتاحية: التصوير المقطعي المحوسب، دليل الجرعة المرجحة، دليل الجرعة الحجمي، جرعة-طول، الجرعة الفعالة، الكود MCNP، طيف الأشعة السينية.

Development a simulator to measure the X-Ray spectrum and to evaluate the doses in Computed Tomography Scanner

T. Abo Shdeed*

Dr. M. Nahili*

Dr. N. Abo Issa**

Abstract

In this work, a visual interface, using the Visual Basic 6.0 program, was developed and linked with libraries of Monte Carlo Codes (MCNP5, MCNPX). In order to simulate and evaluate the energy spectrum of the X-ray computed tomography (CT) Scanners, And so for specific values for each of the Anode angle, tube voltage, tube-current exposure- time product, material of filter and its thickness, and with or without bow-tie filter.

The program was designed to work by two stages:

In the first stage: The designed program works on the starting up of the MCNP code to calculate the energy spectrum of X-ray at the parameters set by the user of tube (Anode angle , tube voltage (kVp) , tube-current exposure- time product (mAs), material of filter and its thickness, and with or without bow-tie filter). After then, the program automatically handles the results and shows it to the user in the form of graphical or numeric values.

In the second stage: The software will automatically uses the energy spectrum output in the first stage, treatment and enter it within another file to calculate doses. The program allows the user to enter the

* Department of Physics, Faculty of Sciences, Damascus University, Syria.

** Department of Medical Engineering, Faculty of mechanical and electrical engineering, Damascus University, Syria.

Phantom type to be distributed doses account within it or set the age of the patient, the subject of photography (head, chest, abdomen, pelvis....etc.), scan length, number of rotations, and the table movement. After then, the program calculates and displays the dose matrices (absorbed dose (mGy), weighted CT dose index CTDI_w (mGy), volume CT dose index CTDI_{vol} (mGy), dose-length product DLP (mGy.cm), and effective dose E (mSv)), to the user.

Finally, a report, contains the used parameters to evaluate spectrum and doses, can be printed or exported as web page (*.html).

Key words: Computed Tomography (CT), weighted CT dose index CTDI_w (mGy), volume CT dose index CTDI_{vol} (mGy), dose-length product DLP (mGy.cm), effective dose E (mSv), MCNP code, and X-ray energy spectrum .

1) مقدمة:

منذ سبعينيات القرن الماضي انتشرت أجهزة التصوير المقطعي المحوسب انتشاراً واسعاً وكبيراً، وأضحت أداة رئيسية في مجال التشخيص الإشعاعي. وترافقت الزيادة في عدد آلات التصوير زيادةً في التعرض الإشعاعي الناتج عنها بحيث أصبحت المسهم الرئيسي في التعرض الطبي لعموم الناس (public medical exposure) (Liang، 2013). تقع الجرعة الفعالة الناتجة عن أجهزة التصوير المحوسب ضمن المدى (1-12 mSv)، فقيمة الجرعة الناتجة عن التصوير المقطعي للبطن أو الحوض هي (10 mSv) إذ تفوق بمقدار (من 400-500 مرة) الجرعة الناجمة عن التصوير البسيط للصدر المقدرة بـ (0.02-0.04 mSv)، كما أن الأخطار الناجمة عن هذه الإشعاعات المترتبة عليها ذات أثر عشوائي لا تظهر مباشرة، وإنما قد تظهر في سنوات لاحقة، أو حتى أجيال لاحقة (د. م ح خريطة، 2010). يبيّن الجدول (1) مقارنة بين الجرعة الفعالة الناتجة عن التصوير المقطعي المحوسب بكل من عدد صور التصوير التقليدي للصدر وعدد السنوات للتعرض لأشعة الخلفية الطبيعية التي تنتج الجرعة الفعالة نفسها الناتجة عن التصوير المقطعي المحوسب (د. م ح خريطة، 2010).

الجدول (1) مقارنة بين الجرعة الفعالة الناتجة عن التصوير المقطعي المحوسب بكل من عدد صور التصوير التقليدي للصدر، وعدد السنوات للتعرض لأشعة الخلفية الطبيعية التي تنتج الجرعة الفعالة نفسها الناتجة عن التصوير المقطعي المحوسب

عدد السنوات للتعرض لأشعة الخلفية الطبيعية	عدد صور التصوير التقليدي للصدر	الجرعة الفعالة (mSv)	بروتوكول التصوير
1 سنة	115	2.3	تصوير مقطعي للرأس
3.6 سنة	400	8	تصوير مقطعي للصدر
4.5 سنة	500	10	تصوير مقطعي للبطن والحوض

هناك عدد من المنشورات والبحوث التي تشير إلى عدم استبعاد مسؤولية أجهزة التصوير عن الزيادة في خطر الإصابة بمرض السرطان، ففي العام 2009 نشر في الولايات المتحدة الأمريكية بحثان أشير فيهما إلى أن الاستعمال المتزايد لأجهزة التصوير المحوسب تؤدي إلى وفاة عشرات الآلاف من الأمريكيين سنوياً نتيجة للإصابة بالسرطان، وهذا ما اعترضت عليه الجمعية الأمريكية للأطباء الفيزيائيين (American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (Liang)، إلا أنها بادرت في العام 2012 إلى إعلان ضرورة مراعاة الخطر الناتج عن أجهزة التصوير المحوسب التي تعدّ أدوات مهمة جداً في التشخيص الإشعاعي ومفيدة إذا استثمرت بشكل ملائم وصحيح.

في سورية وفقاً للتقرير الصادر عن هيئة الطاقة الذرية السورية قسم الوقاية والأمان (د. م ح خريطة، 2010) بلغ عدد أجهزة التصوير المقطعي المحوسب حتى العام 2008 في القطر العربي السوري /232/:

- مدينة دمشق مزودة بالعدد الأكبر من أجهزة التصوير المقطعي (21.98%) في حين يكون عددها الأقل في مدينة القنيطرة الذي يبلغ النسبة (0.43%) من مجموع الأجهزة في القطر.
- يوجد في منطقة دمشق وريفها مع المنطقة الشمالية (حلب) نصف عدد الأجهزة الموجودة في القطر (53.45%) في حين يوجد العدد الأقل من الأجهزة في المنطقة الجنوبية (6.03%).
- أن عدد الأجهزة الموجودة في سورية حتى العام (2008) كافياً عند المقارنة بعددها في الدول المتقدمة.
- لكن ما يلزم هو إعادة توزيع الأجهزة بما يتناسب مع الكثافة السكانية في كل محافظة، وزيادة التوعية في المناطق النائية من القطر وتزويدها بعدد من الفنيين والأطباء وبناء المزيد من المشافي والعيادات.

2) الكود MCNP

يعدّ الكود MCNP (Monte Carlo N – Particle code) من أشهر كودات طرائق مونتني كارلو، الذي يطور في مخابر لوس الاموس الوطنية في الولايات المتحدة الأمريكية (X-5 Monte Carlo Team، April 24, 2003).

وتتضمن النسخة الحديثة للكود MCNP-5beta 4.13 بعض الميزات، ومنها التصميم الهندسي ثلاثي البعد، وتحسينات على المصادر المستعملة في كتابة ملف الدخل، وتخفيض الأخطاء وإمكانية إظهار توزيع الجسيمات على الرسم، ويستعمل هذا الكود في مسائل فيزياء المفاعلات، والتدريع، وحسابات الحرجية، والتصوير الشعاعي،.....الخ.

بينما يتميز الكود MCNPX-2.3.0 باحتوائه مكتبة للمقاطع العرضية لتفاعلات الجسيمات المشحونة جميعها وغير المشحونة (البروتونات، والجسيمات ألفا، والالكترونات، والنترونات،... الخ) فضلاً عن الأشعة غاما.

الكود MCNP مكتوب بلغة الفورتران FORTRAN ويعمل بنظام MS-DOS يحتاج بإصداراته المتوافرة جميعها (عدا الإصدار MCNP5⁽¹⁾) إلى ملف دخل يكتب يدوياً، ويربط مع الملف الإقلاعي للكود (mcnpx.exe) عن طريق موجه أوامر نظام الويندوز (cmd.exe) لكي يقوم بالحسابات اللازمة، يتضمن ملف الدخل لأي مسألة العناصر الآتية:

- بطاقة العنوان Title card
- بطاقة الخلايا Cell Cards
- blank line

⁽¹⁾الإصدار MCNP5 يملك واجهة مرئية تساعد المستخدم كثيراً عند إنشاء ملف الدخل وخاصة فيما يتعلق بالتصميم الهندسي، إلا أن هناك بعض الأوامر التي تحتاج إلى أن يتم إدخالها يدوياً ضمن الكود ، فضلاً عن أن الكود MCNP5 لا يملك مكتبات شاملة لمعالجة الجسيمات المشحونة والجسيمات الأولية كما هو الحال بالنسبة إلى الإصدار MCNPX.

- بطاقة السطوح Surface Cards
- blank line
- التحويلات أو الانتقالات Transformations
- نمط الاصدار Mode
- مصدر الجسيمات Source
- المواد المستخدمة Materials
- أهمية الاصدار على كل خلية Importances:
- معلومات أخرى Other data: كاستخدام بطاقة العداد F6 لحساب الطاقة المودعة في كل خلية، بطاقة العداد F4 لحساب معدل تفاعل الجسيمات ضمن خلية محددة...الخ.
- فمثلاً من أجل تمثيل الشكل الهندسي الموضح في الشكل (1) للمصعد الدوار لأنبوبية الأشعة السينية، يحتاج المستخدم الى كتابة الكود الموضح على يسار الشكل (1) ضمن ملف الدخل:

```

1 0 1
2 5 -0.001294 -1 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9
3 3 -7.85 (-4 -4 3 -5 -2 )(5 :8 :-7 :-6 )
4 7 -19.26 6 7 -8 -5
5 0 -9 -12 -9 13 #3 #4
6 4 -11.34 (((19 -10 -11 14 )):(-9 -9 12 -11 )):
(-11 14 9 -10 )):(-10 -10 -13 14 ))(-9 :10 :-16 :15 )
7 1 -1.802 -17 10 -11 14
8 6 -2.7 -18 14 -11 22
9 8 -2.25 -20 19 21 -11 14

1 so 100
2 pz 1.5
3 pz 0
4 cz 6
5 k/z 0 0 2 22 -1
6 k/z 0 0 1.5 22 -1
7 cz 3
8 cz 5
9 cz 10
10 cz 12
11 pz 15
12 pz 13
13 pz -1
14 cz -3

```



الشكل (1) توصيف المصعد الدوار لأنبوبية الأشعة السينية والكود الموافق باستعمال الكود

MCNP5

ومنه تحتاج عملية كتابة الكود إلى وقت وصعوبة تزداد مع ازدياد عدد الخلايا والبنى الهندسية للمسألة المدروسة.

(3) برنامج الفيجوال بيسك Visual Basic 6.0

يعدّ برنامج الفيجوال بيسك أداة لتطوير البرامج والتطبيقات، وذلك اعتماداً على الواجهات الرسومية (Graphic User Interface - GUI). تشمل لغة الفيجوال بيسك عدداً من الميزات (KIDware, 1998)، وقد مرت هذه اللغة بمراحل مختلفة حتى الوصول إلى الإصدار الأخير Visual Basic 6.0 الذي رافقه دمج هذه اللغة مع عدد من اللغات الأخرى مثل (C++ , F# , Fortran , Visual Basic , FoxPro,...) ضمن الإصدار المسمى Microsoft Visual Studio بإصدارته المختلفة بدءاً من 2008 وصولاً إلى 2013.

(4) الغرض من البحث:

هناك عدد كبير من البحوث التي نشرت في مجال حساب الجرعات الناجمة عن التصوير المقطعي المحوسب، ومنها (Daniel J. Long, 18 December 2012)، و (Chang-Lae Lee, April 2009)، و (د. م ح خريطة، 2010) وجميعها اعتمدت إما على برامج وكودات حاسوبية لحساب الطيف الطاقى الناتج عن أنبوبة الأشعة السينية، أو على القياس العملي المباشر للجرعات باستعمال فانتومات خاصة بالتصوير المقطعي المحوسب، إذ يجري قياس الجرعة في عدة نقاط من الفانتوم باستعمال حجيرة تأيين قلمية، ثم يؤخذ متوسط القراءات منه لحساب معاملات الجرعة. وكان الهدف من هذا البحث:

○ معالجة مشكلة كتابة ملف الدخل لكل حالة مدروسة باستعمال الكود MCNP، وذلك ببناء برنامج محاك باستعمال لغة الفيجوال بيسك يقوم تلقائياً بعد توجيهه من قِبَل المستخدم بإنشاء ملف دخل مناسب لكل حالة أولاً، وثانياً استدعاء الكود

MCNP تلقائياً لإجراء الحسابات المطلوبة ومعالجة ملف الخرج، وإظهار النتائج للمستخدم على شكل مخططات بيانية، وقيماً رقمية قابلة للطباعة والحفظ مباشرة،

- بناء برنامج متكامل للتصوير المقطعي المحوسب يستعمله المستخدم (بعد إدخال المعاملات والقيم الأساسية اللازمة لأية حالة تصوير "بروتوكول") لتعيين الطيف الطاقى للأشعة السينية الصادرة عن أنبوبة الأشعة في التصوير المقطعي المحوسب، واستعمال هذا الطيف تلقائياً من قبل البرنامج لحساب معاملات الجرعة المختلفة للحالة المدروسة،
- مساعدة المستخدم والباحث على التنبؤ بقيم معاملات الجرعة بدلالة معاملات أنبوبة الأشعة (جهد الأنبوبة، وجداء التيار بزمن التعرض mAs، ونوع المرشح وثخنه، والخطوة Pitch، وطول المسح، وعدد الدورات)،
- التنبؤ بقيم معاملات الجرعة حسب منطقة المسح وعمر المريض.

(5) معاملات الجرعة في التصوير المقطعي المحوسب وطرائق تقديرها في البرنامج

5.1 دليل الجرعة في التصوير المقطعي المحوسب Computed tomography

dose index (CTDI) إن دليل الجرعة هو أول مقدار يحسب عند قياس الجرعة الناجمة عن التصوير المقطعي المحوسب، وهو يعبر عن متوسط الطاقة المودعة ضمن فانتوم معين، ويعبر عنه بالعلاقة الآتية (Healthcare, 2012) (Liang, 2013):

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad \dots \dots (1)$$

اذ: $D(z)$: توزع الجرعة على طول المحور z (محور جهاز التصوير)،

N : عدد المقاطع المصورة في الفحص المحوري الواحد (single axial scan).

T : ثخانة الشريحة الواحدة (cm)، ويقدر معامل دليل الجرعة CTDI بوحدة (Gy).

يقياس معامل دليل الجرعة من أجل مسح محوري واحد لآلة التصوير (one axial CT scan)، ويلاحظ من العلاقة (1) أن حدود التكامل من $-\infty$ إلى $+\infty$ وهي غير مناسبة في القياسات العملية، ولذلك ينفذ القياس باستعمال حجيرة تأيين قلمية (pencil ionization chamber) طولها (100 mm) ويقاس دليل الجرعة $CTDI_{100}$ عند منتصف طول الحجيرة، وهو يشير إلى الجرعة التراكمية الناتجة عن المسح المتعدد (accumulated multiple-scan dose)، ويعبر عن ذلك بالعلاقة (2) حيث يؤخذ التكامل بين الحدين من -50 mm إلى +50 mm (Healthcare, 2012, Liang):

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N.T} \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} D(z) dz \quad \dots \dots (2)$$

وتجدر الإشارة إلى أن المقدار $CTDI_{100}$ والذي يدعى دليل جرعة الفانتوم في التصوير المحوسب هو مقدار يقاس باستعمال حجيرة تأيين قلمية بطول 100 mm وفانتومين خاصين على شكل أسطواني، الأول لقياس الجرعة الناجمة عن تصوير الجسم وقطره 32 cm، والثاني لقياس الجرعة الناجمة عن تصوير الرأس وقطره 16 cm . نظراً إلى أن نتيجة قياس المقدار $CTDI_{100}$ في منتصف حقل الرؤية (field of view) الموافق للثقب المركزي للفانتوم تختلف عن نتائج قياسه على سطح الفانتوم، لذلك تتبع القياسات الآتية لحساب دليل الجرعة:

1- قياس الجرعة في مركز الفانتوم ($CTDI_{100,C}$) وذلك بإدخال حجيرة التأيين ضمن الثقب المركزي للفانتوم،

2- قياس الجرعة في أربع نقاط قريبة من سطح الفانتوم ثم يؤخذ متوسطها ($CTDI_{100,edge}$)،

3- يحسب دليل الجرعة المرجحة ((weighted $CTDI=CTDI_w$)) باستعمال العلاقة (3) (Healthcare, 2012), (Liang, 2013):

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} CTDI_{100,edge} \quad \dots \dots (3)$$

لمراعاة الفجوات أو التداخلات (gaps or overlaps) بين الحزم الإشعاعية الناتجة عن الدورات المتتالية لمصدر الأشعة يستعمل مفهوم المعامل الحجمي لدليل جرعة التصوير المقطعي المحوسب ($CTDI_{vol}$)، العلاقة (4):

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \times CTDI_w \quad \dots \dots (4)$$

اذ: Pitch - معامل الخطوة الذي يعرف في التصوير الحلزوني (helical CT scans) بأنه النسبة بين حركة الطاولة لكل دورة من حركة أنبوبة الأشعة إلى ثخانة الشريحة (أو محدد الحزمة collimation of the x-ray beam) (في الأجهزة القديمة أحادية الشريحة يسمى محدد الشريحة، وفي الأجهزة الحديثة متعددة الشرائح يسمى محدد صف الكواشف) (د. م ح خريطة، 2010) ويعطى بالعلاقة (5):

$$Pitch \text{ Factor} = \frac{\text{Table Movement}}{\text{Slice Thickness}} \quad \dots \dots (5)$$

يعبر المقدار $CTDI_w$ عن مقدار الجرعة المتوسطة الممتصة وفق المستوي (x,y) عند مركز المنطقة المعرضة للفحص في حين أن المقدار $CTDI_{vol}$ يعبر عن الجرعة الممتصة المتوسطة وفق المستويات (x,y,z).

لكن يبقى المقدار $CTDI_{vol}$ غير كاف للتعبير عن الجرعة الممتصة في أجزاء الفانتوم المختلفة فيما بينها من حيث الشكل والأبعاد ومعامل التوهين، كما أنه لا يعبر عن كمية الطاقة المودعة الكلية ضمن حجم العنصر الخاضع للفحص، ذلك لعدم مراعاة طول المسح في الحساب السابق. لحساب معاملات دليل الجرعة في التصوير المقطعي المحوسب باستعمال البرنامج المقترح اتبع ما يأتي:

○ استعملت بطاقة العداد F6 المتاحة في كود البرنامج، وتعبّر عن متوسط كمية الطاقة المودعة (MeV/g) ضمن خلية معينة (وتمثل هنا كامل الفانتوم)، ويمكن تحويلها الى جرعة ممتصة بوحدة (Gy=1 J/kg) باستعمال معاملات التحويل المناسبة، والقيمة النهائية الناتجة تمثل القيمة $CTDI_w$ ولا حاجة للتقسيم على الجداء (N.T) (عدد المقاطع مضروباً بثخانة الشريحة الواحدة)، لأنه في هذه

الحالة لم تستخدم حجيرة تأيين بطول معين لحساب الجرعة الممتصة في نقطة ما من الفانتوم، كما هو الحال في الإجراء العملي، وإنما تقاس الجرعة الممتصة في كامل الفانتوم والموافقة لدورة واحدة لأنبوبة الأشعة، أي أن:

$$CTDI_w = F_6 \left(\frac{MeV}{g} \rightarrow Gy \right) \dots \dots (6)$$

○ أما بالنسبة إلى معامل دليل الجرعة الحجمي $CTDI_{vol}$ ، فحسب باستعمال العلاقة:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \cdot CTDI_w = \frac{N \cdot T}{I} \cdot CTDI_w \quad (Gy) \dots \dots (7)$$

N: عدد دورات أنبوبة الأشعة، T: ثخانة الشريحة الواحدة (cm)، I: مقدار حركة طاولة المريض (cm) (Table movement).

5.2 جداء الجرعة - طول (DLP) Dose-length product

من المعلوم، أن طول المنطقة المعرضة للفحص تختلف من فحص إلى آخر ومن مريض إلى آخر. وللتقدير الجيد لكمية الطاقة المودعة الكلية خلال بروتوكول تصوير معين، يؤخذ تكامل الجرعة الممتصة على طول المنطقة المعرضة للتصوير وذلك للحصول على جداء الجرعة - طول (DLP) الذي يعبر عنه بالعلاقة:

$$DLP(mGy \cdot cm) = CTDI_{vol}(mGy) \times Scan \text{ length (cm)} \dots \dots (8)$$

Scan Length (cm): يمثل طول المنطقة المعرضة للتصوير وهو يختلف باختلاف مكان التصوير وموضعه تبعاً لبروتوكول التصوير المستعمل. وفي البرنامج المقترح أدخلت قيم افتراضية إلى طول المنطقة المعرضة للتصوير، وذلك بحسب منطقة التصوير التي أختيرت ضمن البرنامج وتبعاً للعمر، كما يتيح البرنامج للمستخدم إدخال أية قيمة لطول المسح غير القيم الافتراضية التي يختارها البرنامج تلقائياً.

5.3 الجرعة الفعالة ومعاملات النسيج المرجحة Effective dose and weighting factors

لا ترتبط التأثيرات البيولوجية للإشعاع في الأنسجة فقط بالجرعة المقدمة للنسيج أو العضو، بل تعتمد أيضاً على الحساسية البيولوجية للنسيج أو العضو المعرض للأشعة، يأتي مفهوم الجرعة الفعالة التي يمكن وصفها بأنها تركز توزع الجرعة إلى الأعضاء والأنسجة المختلفة في مفهوم واحد يعكس الخطر الكامن من تعرض كامل الجسم للأشعة.

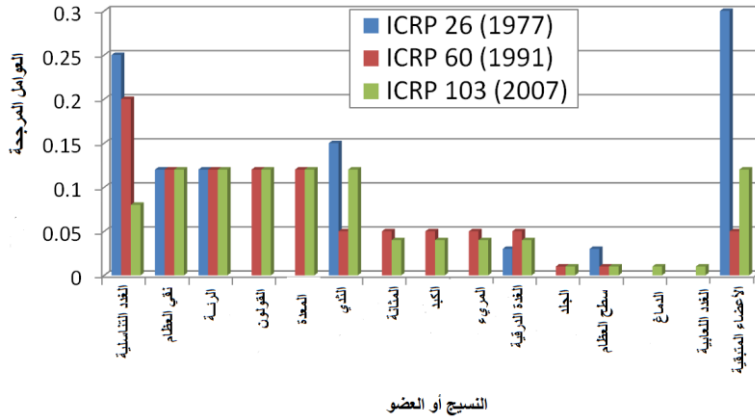
تقدر الجرعة الفعالة بوحدة سيفرت (Sv) أو أجزائها وتحسب بطريقتين (Liang، 2013):

الطريقة الأولى تعتمد على حساب الجرعة الممتصة في الأعضاء المختلفة من الجسم، أو مكافئ هذه الأعضاء ضمن فاننوم رياضي ذكري - أنثوي (hermaphroditic mathematical phantom) إما عملياً أو باستعمال طرائق مونتى كارلو، وبالاعتماد على معاملات الأشعة الموافقة ومعاملات النسيج المرجحة يمكن تقدير الجرعة الفعالة من خلال العلاقة:

$$\text{Effective dose} = \sum \text{Dose}_{\text{tissue}} \times \text{Weighting factor}_{\text{tissue}} \dots (9)$$

تعطى معاملات النسيج المرجحة وفقاً لمنشورات اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية [2007] ICRP 103، [1991] ICRP 60، [1977] ICRP 26، كما هو موضح

في الشكل (2):



الشكل (2) معاملات النسيج المرجحة لمختلف الأعضاء والأنسجة بحسب تقارير اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية [2007] 103, [1991] 60, [1977] 26

بينما في حالة التصوير باستعمال أجهزة التصوير المقطعي المحوسب، تقدر الجرعة الفعالة بالاعتماد على معرفة كل من جداء الجرعة- طول DLP ومعاملات تحويل مجدولة وفقاً للعلاقة:

$$\text{Effective dose} = \text{DLP} \times k \text{ coefficients} \dots (10)$$

اذ تقدر قيم المعامل k من خلال العديد من فحوصات المقطعي المحوسب وبالاعتماد على المريض المرجعي، وهو يختلف باختلاف العمر والوزن والنوع. يوضح الجدول (2) قيم المعامل k بحسب العمر والمنطقة الخاضعة للفحص (د. م ح خريطة، 2010):

الجدول (2) قيم معامل الجرعة الفعالة للبالغين والأطفال (حسب الدراسة البريطانية 2003)

المنطقة المصورة من الجسم	قيمة معامل الجرعة الفعالة k [mSv.(mGy.cm) ⁻¹]			
	أقل من سنة	1 سنة	5 سنوات	10 سنوات
رأس	0.011	0.0067	0.0040	0.0032
صدر	0.039	0.026	0.018	0.013
بطن	0.049	0.030	0.020	0.015
حوض	0.049	0.030	0.020	0.015

اعتمدت قيم الجدول (2) لتعيين قيم المعامل $(k (mSv.(mGy.cm)^{-1})$ ضمن البرنامج المقترح، وقد أضيفت هذه القيم إلى قاعدة بيانات في البرنامج القابلة للتحديث في أي وقت.

5.4) محدودية طريقة معاملات دليل الجرعة في التصوير المحوسب Limitations of CTDI-based metrics

هناك عدد من العوامل التي تسهم في الحد من إمكانية طريقة معاملات دليل الجرعة في تعيين قيم تقريبية للجرعات الناتجة عن أجهزة التصوير المقطعي المحوسب ونوجزها بما يأتي (Dixon، 2003، Liang، 2013):

1- الطول غير الكافي لحجيرة التأين يقلل من القيمة المقدرة للجرعة المودعة ضمن الفانتوم.

2- تغيير استجابة حجيرة التأين كتابع لطولها بمقدار 20% مما يؤثر في تقدير قيم المعاملين $CTDI_{vol}$ و DLP.

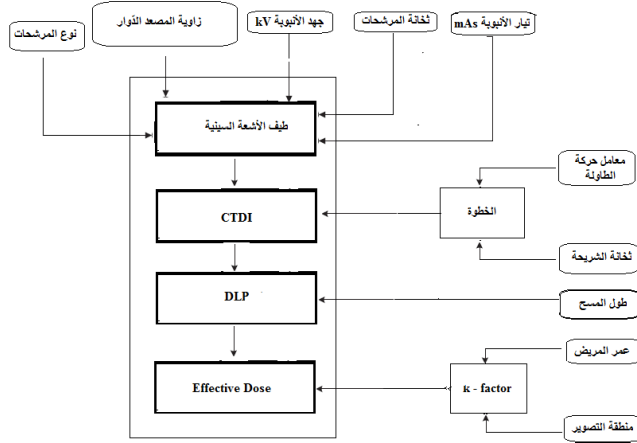
3- الأمر الآخر المهم هو أن معاملات دليل الجرعة CTDI تقدم قراءات لخرج آلة التصوير ضمن الفانتوم فقط، ولا تعطي قراءة مباشرة لجرعة المريض، إذ تختلف قيمة الجرعة تبعاً لحجم المريض ووزنه وبنيته التشريحية.

4- فضلاً عن ذلك لا تعطي هذه الطريقة معلومات عن مقدار الجرعة الممتصة ضمن الأعضاء المهمة (القلب، الدماغ، عدسة العين، الكبد، الأعضاء التناسلية،.....الخ).
بناء على ما سبق لا تعطي هذه المعاملات معلومات دقيقة عن مقدار الجرعة الناتجة عن جهاز التصوير المقطعي المحوسب الممتصة ضمن المريض.

6) توصيف البرنامج المقترح:

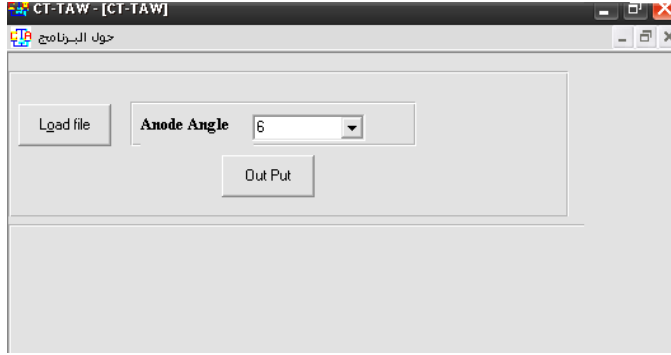
يملك البرنامج المصمم (CT-TAW) ملفّ تنصيب إقلاعيّاً (setup.exe) لتسهيل عملية تنصيبه على أي جهاز حاسوبي بإصداري الويندوز (Windows XP, Windows7)، حجم ملف التنصيب 650 MB ويشغل البرنامج حجماً على القرص

الصلب عند تنزيله 2.46 GB. يلزم البرنامج حداً أدنى من الذاكرة على جهاز الحاسب (RAM 512 MB). لا يحتاج هذا البرنامج إلى وجود كودي مونتي كارلو (MCNP5, MCNPX) على الجهاز المراد تنصيب البرنامج عليه، وذلك لاحتواء الملف الإقلاعي على مكتبات الكودين (MCNP5, MCNPX) إذ يقوم البرنامج بتنصيبها تلقائياً على جهاز الحاسب. بعد إكمال عملية التنصيب ينشئ البرنامج اختصاراً له على سطح المكتب.



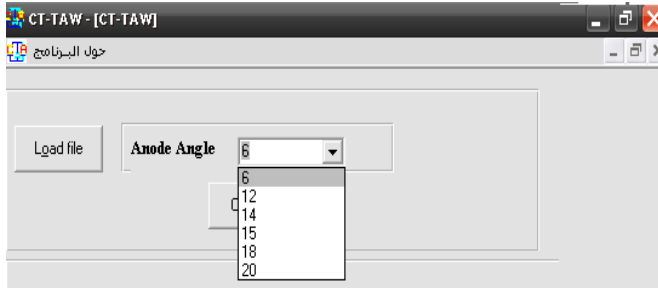
الشكل (3) مخطط صندوقي يمثل دخل البرنامج المقترح وخرجه

6.1 دراسة طيف الأشعة السينية وفق البرنامج المصمم (CT-TAW) عند الضغط على أيقونة البرنامج لتشغيله سوف تظهر لدينا في البدء النافذة الآتية:



الشكل (4) النافذة الأولية للبرنامج المقترح، يظهر فيها خانة اختيار زاوية المصعد

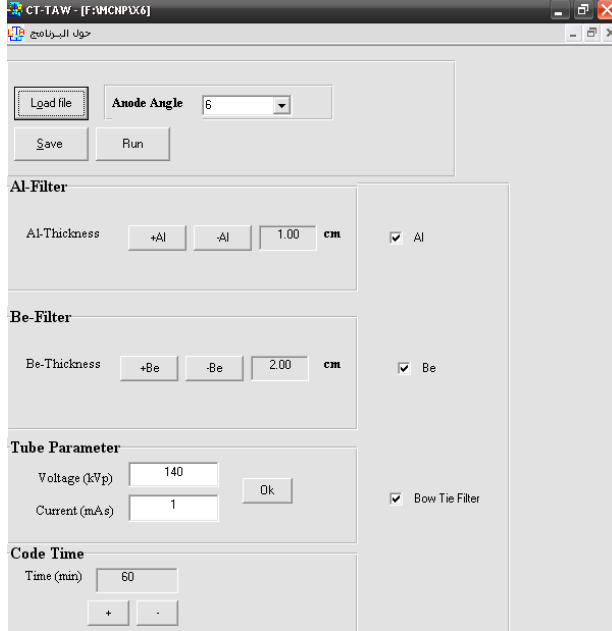
يمكن من خلال القائمة المنسدلة (Anode Angle) انتقاء زاوية المصعد الدوار لأنبوية الأشعة السينية، وتشمل هذه الخانة الزوايا الآتية (6°, 12°, 14°, 15°, 18°, 20° degree) الموضحة في الشكل (5):



الشكل (5) زوايا المصعد الدوار الممكن استعمالها في البرنامج المقترح

بعد انتقاء زاوية المصعد الدوار المراد دراسة الطيف والجرعات عندها، نضغط زر الإجراء (Load File) فيقوم البرنامج بإنشاء ملف أولي بمعاملات افتراضية لكل من (مرشح الألمنيوم Al-Filter، ومرشح البيريليوم Be-Filter، ومرشح محدد شكل الحزمة Bow-Tie Filter، وجراء تيار الأنبوية بزمن التعرض mAs، وجهد

الأنبوية) بثخانات وقيم افتراضية قابلة للتغيير من قبل المستخدم كما هو موضح في الشكل (6):

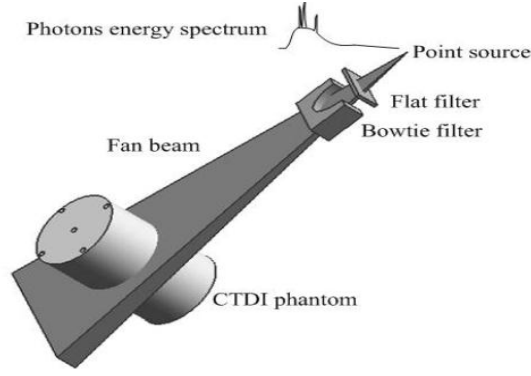


الشكل (6) نافذة إدخال قيم المعاملات المختلفة وتعديلها لأنبوية الأشعة السينية والمرشحات المستخدمة في البرنامج المقترح

نلاحظ من الشكل السابق وجود ثلاث خانوات يمكن تعيينها أو إلغاء تعيينها، وهي: خانة تفعيل مرشح الألمنيوم Al-Filter: تسمح بإدخال مرشح الألمنيوم في الدراسة، وذلك عند تفعيلها.يجري التحكم بثخانة مرشح الألمنيوم من خلال أزرار الإجراء (+Al, -Al) حسب البروتوكول المطلوب، اذ تظهر ثخانة الألمنيوم في خانة عرض قيم الثخانة مقدرة بوحدة (cm). ويسمح البرنامج بإدخال ثخانات الى مرشح الألمنيوم تقع قيمها في المجال (0.01 – 3.00 cm) بخطوة مقدارها 0.01 cm.

خانة تفعيل مرشح البيريليوم Be-Filter: تسمح هذه الخانة بإدخال مرشح البيريليوم في الدراسة تماماً، كما في حالة إدخال مرشح الألمنيوم. بما فيها إدخال ثخانات الى مرشح البيريليوم تقع قيمها في المجال (0.01 – 3.00 cm) بخطوة مقدارها 0.01 cm. خانة محدد شكل الحزمة Bow Tie-Filter: تسمح هذه الخانة بإدخال/عدم إدخال مرشح محدد شكل الحزمة. الذي يقوم بتحديد شكل الحزمة عن طريق التحكم بتدفق الفوتونات عبر حقل الرؤية، ويوضع أمام المحدد، الشكل (7). يصنع هذا المرشح في أجهزة التصوير القديمة من مادة التفلون (CF2)، أما في الأجهزة الحديثة فيصنع من البلاستيك فضلاً عن طبقة معدنية لتخفيض سمك المرشح.

لتعيين الطيف الطاقى للأشعة السينية جرت نمذجة أنبوبة الأشعة السينية (المصدر الدوار، التدريع الرصاصي، الفلاتر المستخدمة) وعزفت حزمة الإلكترونات الواردة إلى هدف التنغستن بطاقة (kVp) وشدة (mA) تساوي إلى الطاقة والشدة المدخلة من قبل المستخدم، إذ يقوم البرنامج بتمرير هذه القيم إلى ملف الدخل للكود MCNP ليحسب ويعين الطيف الطاقى للأشعة السينية. ثم يقوم البرنامج باستخلاص النتائج من ملف الخرج وتمريرها إلى ملف دخل آخر خاص بحساب معاملات الجرعة ضمن الفانتوم. لحساب الجرعات ضمن الفانتوم أفيد من الشكل (7) في عملية نمذجة الحزمة الإشعاعية (حزمة الأشعة السينية) الواردة إلى الفانتوم أي حزمة شعاعية مروحية (Fan Beam) إلا أنه استعويض عن المصدر النقطي في الشكل (7) بمصدر سطحي بسماكة تساوي سماكة الشريحة (Slice Thickness)،

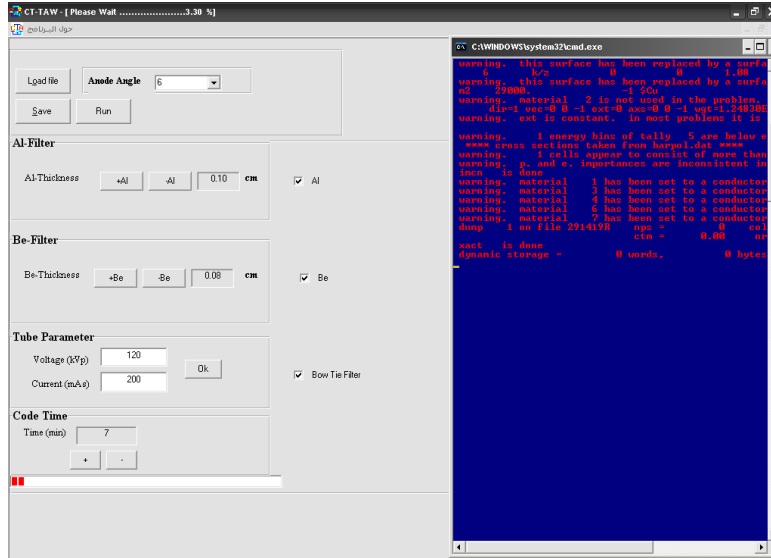


الشكل (7) مكونات نظام التصوير المقطعي المحوسب المعتمد في المحاكاة في هذا البحث يظهر فيها محدد شكل الحزمة (Liang, 2013).

قائمة معاملات أنبوية الأشعة (Tube Parameter): تسمح الخانة (Voltage(kVp)) بإدخال جهد أنبوية الأشعة مقدراً بوحدة (kV) الذي يعين طاقة الإلكترونات الصادرة عن المهبط الواردة إلى هدف التنغستين، في حين مربع الخانة (Current (mAs)) تدخل فيه قيمة جداء زمن التعرض بتيار الأنبوية مقدراً بوحدة (mAs) الذي يحدد عدد الإلكترونات الواردة إلى هدف التنغستين، إذ يقوم البرنامج بتحويل القيمة المدخلة في مربع الخانة إلى رقم يشير إلى عدد الجسيمات (الإلكترونات) يقوم تلقائياً بإدخالها ضمن ملف الدخل.

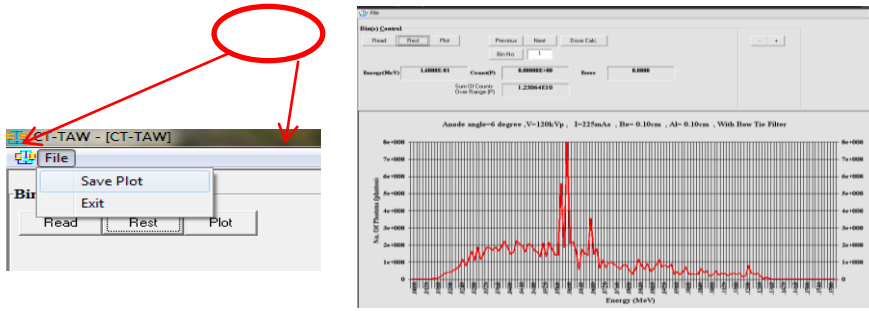
قائمة زمن التشغيل (Time (min)) يدخل فيها زمن تشغيل الكود مقدراً بالدقائق، وبخطوة مقدارها دقيقة واحدة (1 min). إن أصغر زمن يسمح به البرنامج هو دقيقة واحدة ولا حدود لأعلى زمن يمكن للمستخدم تطبيقه.

بعد تعيين القيم المطلوبة لكل من نوع المرشحات وثخانتها ومعاملات أنبوية الأشعة وزاوية الهدف، يستهض البرنامج لإقلاع الكود MCNP وإجراء الحسابات اللازمة، الشكل (8).

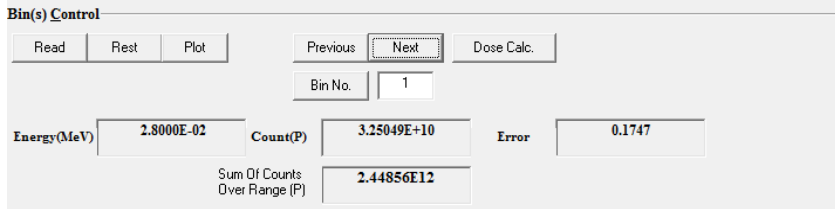


الشكل (8) البرنامج خلال مرحلة التشغيل

وتظهر في نافذة تنفيذ البرنامج النسبة المئوية لزمان التشغيل المنقضي، وأيضاً نافذة الكود (MCNP) خلال عملية المعالجة. بعد انتهاء الكود من معالجة المسألة يقوم البرنامج تلقائياً وبشكل مباشر بتحميل ملف الخرج الناتج ومعالجة القيم وإظهارها ضمن نافذة جديدة على شكل مخطط بياني يمثل العلاقة بين عدد الفوتونات الناتجة (Photon) "المحور الشاقولي" مع الطاقة (MeV) "المحور الأفقي"، كما يقوم البرنامج بعنونة المخطط البياني وفقاً لمعاملات التصوير المستعملة، مما يسهل على المستخدم المقارنة بين عدة مخططات، ويسمح أيضاً بحفظ المخطط الناتج على شكل صورة بامتداد (JPG). من خلال القائمة (File--- Save plot) حيث يفتح مستعرض الويندوز لاختيار موقع حفظ الصورة في الجهاز واسم الملف.



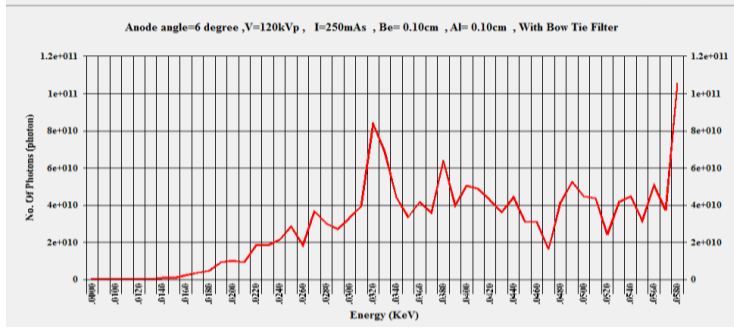
الشكل (9) معالجة ملف الخرج ضمن البرنامج المقترح وإظهار النتائج على شكل مخطط بياني يمكن للمستخدم التنقل بين حزم الأشعة السينية مختلفة الطاقة وعرض قيمة طاقة الحزمة وعدد الفوتونات الموافق والخطأ النسبي في الحساب، فضلاً عن العدد الكلي للفوتونات الناتجة عند المعاملات المستخدمة لأنبوبة الأشعة (Sum Of Counts (Over Range)، الشكل(10).



الشكل (10) خانات عرض قيم الطاقة وعدد الفوتونات والخطأ المسجل،

ومفاتيح الانتقال بين الحزم الطاقية

تجدر الإشارة إلى أن المجال الطاقى المستعمل ضمن البرنامج (0.000 – 0.160 MeV) يوافق استعمال هدف من التنغستين، وقد قُسم هذا المجال الطاقى إلى 143 حزمة طاقية (Bins) يمكن التنقل فيما بينها بشكل متتابع، أو اختيار حزمة طاقية محددة بكتابة رقم الحزمة ضمن الخانة المحددة، لذلك ليجري الانتقال إلى هذه الحزمة بشكل مباشر وإظهار عدد الفوتونات المسجلة عندها ونسبة الخطأ الموافق لها. كما يمكن تقليص المجال الطاقى أو توسيعه للمخطط كما هو موضَّح في الشكل(11):



الشكل(11) التحكم بحجم المخطط البياني الناتج ومداه

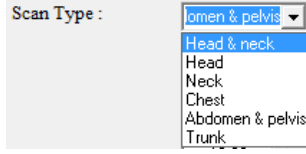
6.2) دراسة الجرعات الناتجة عن التصوير المقطعي المحوسب وفق البرنامج المقترح (CT-TAW)

كما ذكر سابقاً، إن الهدف من هذا البرنامج هو دراسة الطيف الطاقي للأشعة السينية الناتجة عند معاملات معينة لأنبوبة الأشعة فضلاً عن دراسة توزيع الجرعات. يقوم البرنامج بتصدير الطيف الطاقي للأشعة السينية المحسوب سابقاً إلى بطاقة المصدر (SDEF) ضمن ملف دخل آخر خاص بحساب الجرعات حيث يفتح البرنامج نافذة جديدة خاصة لحساب الجرعات تظهر فيها خانات الاختيار الآتية، الشكل(12):

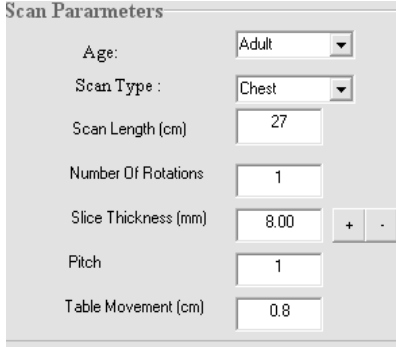
Scan Parameters		Phantom Parameters	
Age:	Adult	<input checked="" type="checkbox"/> CTDI-Body Phantom	
Scan Type :	Abdomen & pr	<input type="checkbox"/> CTDI-Head Phantom	
Scan Length (cm)	43	Phantom Length (cm)	20
Number Of Rotations	1	K-factor mSv/(mGy.cm)	0.015
Slice Thickness (mm)	10.00		
Pitch	1		
Table Movement (cm)	1		
Code Time			
Time (min)	1	RUN	
		Report	Mesh
Energy And Dose			
Deposited Energy (MeV/gRo)	0		
Absorbed Dose (mGy/Ro)	0		
mass (g)	0		
CTDI (mGy)	0		
CTDI vol (mGy)	0		
DLP (mGy.cm)	0		
E (mSv)	0		

- الشكل (12) نافذة تعيين معاملات التصوير المستخدمة من أجل تقدير معاملات الجرعة
1. قائمة تحديد العمر: تتيح للمستخدم اختيار عمر المريض مقدراً بالسنوات لدراسة الجرعات عنده، وتشمل الخيارات الآتية (0-1, 1-5, 5-10, 10-Adult, Adult) الأمر الذي ينعكس على نوع الفانتوم المستعمل وطول منطقة التصوير أو المسح.

Age:	البالغ
Scan Type :	0 - 1
Scan Length (cm)	1 - 5
	5 - 10
	10 - Adult
	Adult



2. قائمة تعيين منطقة التصوير: تسمح بتعيين منطقة المسح المراد دراسة الجرعات ضمنها، وتشمل مناطق (الرأس والرقبة، الرأس، الرقبة، الصدر، البطن والحوض، الجذع).



3. خانات تحديد عدد الدورات (Number Of Rotations)، وطول المسح (Scan Length (cm))، وثنائية الشريحة (Slice Thickness (mm))، والخطوة (Pitch)، ومعامل حركة الطاولة (Table Movement (cm)).

تُعين قيمة الخانة (Scan Length) تلقائياً

عند اختيار العمر ومنطقة الفحص، إذ تحوي قاعدة بيانات البرنامج على الطول الخاص بكل منطقة ولكل عمر، كما يمكن للمستخدم تغيير هذه القيمة بإدخال القيمة المطلوبة في مربع الخانة السابق. كذلك الأمر بالنسبة إلى مربع الخانة (Pitch) إذ تتغير قيمة هذه الخانة تلقائياً بمجرد تغيير قيم كل من ثنائية الشريحة، أو معامل حركة الطاولة، أو عدد الدورات، وذلك وفق العلاقتين (5) و(7).

4. قائمة الفانتوم الظاهرة في أعلى النافذة: يمكن للمستخدم من خلال هذه القائمة اختيار فانتوم الرأس (CTDI-Head Phantom) أو فانتوم الجسم (CTDI-Body Phantom)، وكذلك تغيير طول الفانتوم المستعمل في الحساب (من القيمة الافتراضية 20 cm) إلى أية قيمة أخرى، إذ يؤثر طول الفانتوم في متوسط الطاقة المودعة فيه ومنه في قيم المقادير (CTDI_w, CTDI_{vol}, DLP, E)، في حين أن تغيير طول المنطقة المعرضة للفحص يؤثر فقط في المقادير (DLP, E).

- كما يظهر أيضاً في هذه النافذة قيمة المعامل ((K-factor (mSv/(mGy.cm))) اذ يقوم البرنامج بحسابه تلقائياً تبعاً للحالة المدروسة (العمر، ومنطقة المسح).
5. قائمة زمن التشغيل: تحوي هذه النافذة على خانة تعيين زمن تشغيل الكود مقدراً بالدقائق تسمح للمستخدم بزيادة زمن التشغيل أو تخفيضه.
6. قائمة النتائج: بعد انتهاء الكود MCNP من معالجة المسألة يقوم البرنامج بتحميل ملف الخرج ومعالجة النتائج وإظهارها في النهاية في نافذة النتائج، الشكل (13). يقوم البرنامج بتحميل القيم المحددة من قبل المستخدم إلى ملف الدخل، ويستتهد الكود MCNP للقيام بالحسابات اللازمة، وعند انتهاء الكود من معالجة المسألة يقوم البرنامج تلقائياً بمعالجة ملف الخرج الناتج (المؤلف من 1082 سطر) واستخلاص النتائج ومعالجتها وإظهارها ضمن الخانات المخصصة لذلك، كما هو موضح في الشكل (13). وبعد انتهاء البرنامج من الحساب يظهر زر الإجراء (Report) الذي يقوم بتلخيص مدخلات المسألة كلاً مع نتائج حساب الجرعات وإعدادها على هيئة تقرير يمكن طباعته مباشرة أو تصديره وحفظه على شكل صفحة ويب.

Energy And Dose	
Deposited Energy (MeV/g/Ro)	290383000.
Absorbed Dose (mGy/Ro)	46.5245
mass (g)	1.88194E+04
CTDI (mGy)	46.5245
CTDI vol (mGy)	46.5245
DLP (mGy.cm)	2000.5535
E (mSv)	30.0083025

الشكل (13) نافذة عرض نتائج حساب معاملات الجرعة

يظهر في الحقلين الأول والثاني الطاقة المودعة بوحدة (MeV/g/Rotation) (الطاقة المودعة لكل وحدة كتلة لكل دورة من دورات أنبوبة الأشعة)، والجرعة الممتصة في كل دورة من دورات الأنبوبة بوحدة (mGy/Rotation)، في حين يظهر في الحقل الثالث وزن الجسم (وزن الفانتوم المستخدم في الحساب)، وفي الحقل الرابع دليل الجرعة المرجح (mGy)، وفي الحقل الخامس دليل الجرعة الحجمي (mGy)، وفي الحقل السادس يظهر مقدار جداء جرعة - طول (mGy.cm)، وأخيراً في الحقل السابع تعرض الجرعة الفعالة مقدرةً بـ (mSv).

7. طباعة تقرير: لسهولة حفظ نتائج كل حالة مدروسة يمكن للمستخدم بعد انتهاء عملية المعالجة أن يحفظ النتائج وفق تقرير يكتب في البرنامج، ويعرض مباشرة فور انتهاء البرنامج من الحسابات اللازمة، الشكل(14):

دراسة عن توزيع الجرعات الناتجة عن الأشعة السينية في جهاز التصوير بالطيفي المحوسب باستخدام برنامج GT-TAW

بارامترات أنبوبة الأشعة:

Tube Voltage (kVp)	Tube Current (mAs)	Anode Angle (degree)	Be Filter (mm)	Al Filter (mm)	Slice Thickness (mm)
120	272	6	1	1	7.00

النتائج المستخدمة:

Scan Type	Scan Length (cm)	CTDI (mGy)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
Abdomen & pelvis	42	44.5242	44.5242	2000.1531	20.0033021

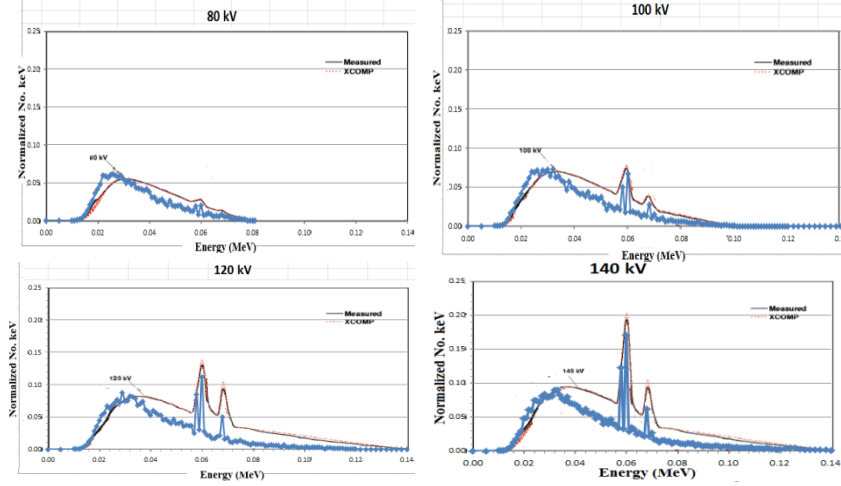
الشكل (14) التقرير النهائي الذي يلخص معطيات المسألة جميعها والنتائج التي حُصِلَ عليها عند معاملات محددة

7) مقارنة النتائج:

يهدف التأكد من صحة التصميم الهندسي للبرنامج المقترح لقياس الطيف الطاقوي للأشعة السينية وتقدير الجرعات الإشعاعية الممتصة عن هذا الطيف تقارن نتائج الحساب باستعمال هذا البرنامج بنتائج عدد من البحوث المنشورة والمعتمدة في هذا المجال نذكر منها (د. م ح خريطة، 2010)، (Liang، 2013)، (Poonam، 2011)، (Yadav، 2011)، (M R Ay، 2004) وقد أعطت نتائج المقارنة تقارباً في القيم المحسوبة باستعمال البرنامج المقترح مع بعض القيم الواردة في تلك البحوث، وتطابقاً مع بعض القيم الأخرى، ونكتفي بذكر مقارنتين لحساب كل من الطيف الطاقوي والجرعات.

7.1) مقارنة الطيف الطاقوي للأشعة السينية

قورنت نتائج الطيف الطاقوي للأشعة السينية الصادرة عن أنبوبة الأشعة باستعمال البرنامج المقترح مع عدة نتائج استخلصت إما عملياً، أو عن طريق المحاكاة باستعمال برامج محاكاة حاسوبية لبحوث عدة عند معاملات مختلفة لأنبوبة الأشعة (الجهد، وجداء التيار بزمن التعرض) ومن أجل ثخانات مختلفة لمواد المرشح المستعملة، وقد أعطت نتائج المقارنة تقارباً جيداً للقيم التي حُصِلَ عليها باستعمال البرنامج المقترح مع تلك المنشورة. يوضّح الشكل (15) مقارنة بين نتائج حساب الطيف الطاقوي للأشعة السينية عند طاقات مختلفة لأنبوبة الأشعة (100، 120، 140 kV) باستعمال مرشح من الألمنيوم سمكه (1.2 mm)، حُصِلَ عليه باستعمال البرنامج المقترح في هذا البحث مع الطيف الوارد في المرجع (M. R. Ay، 2005).



الشكل (15) الطيف الطاقي للأشعة السينية عند قيم مختلفة لجهد أنبوبة الأشعة (140, 120, 100, 80 kV) ومن أجل سمك لمرشح الألمنيوم (1.2 mm) ومصعد من التنغستين (a) المحسوب في هذا البحث (b) المنشورة في المرجع (M. R. Ay، 2005)

يعود سبب التذبذب الظاهر في الأشكال المحسوبة باستعمال البرنامج المقترح إلى تقسيم المجال الطاقي إلى عدد كبير من الحزم الطاقية (143) حزمة ،وقد أدخلت جميعاً في التمثيل البياني. يمكن رد الاختلاف الظاهر في المنحنى الممثل لأشعة الكبح إلى الاختلاف في بعد النقطة التي درس الطيف عندها من جهة ،ومن جهة أخرى إلى الاختلاف في تركيبة المرشح من حيث النسب الوزنية للعناصر (الشوائب). تتحول معظم طاقة الإلكترونات الواردة إلى المصعد إلى حرارة نتيجة التصادم مع ذرات الوسط، نحو (0.5%-1%) من الطاقة الحركية للإلكترونات يتحول إلى أشعة سينية نتيجة مرور الإلكترون بجوار الحقل الكولوني للنواة (تفاعلات الكبح Bremsstrahlung)، وهذا يظهر على شكل طيف مستمر الشكل (15). فضلاً عن أشعة الكبح هناك الأشعة السينية المميزة (Characteristic X-ray) التي تظهر على شكل قمم منفصلة على خلفية طيف الكبح المستمر وتميز المستويات الطاقية لذرات

مادة المصعد. يعطي الجدول (3) طاقات الأشعة السينية المميزة لهدف التنغستين المرافقة لانتقال الإلكترون من الطبقات N, M, L إلى الطبقة K، (Martin، 2006).

الجدول (3) الأشعة السينية المميزة للمدار (K) بالنسبة إلى هدف من التنغستين

الانتقالات الذرية	طاقة الأشعة الصادرة = الفرق بين السويات الطاقية
$K_{\alpha 1}(L \rightarrow K)$	59.32 keV
$K_{\alpha 2}(L \rightarrow K)$	57.98 keV
$K_{\beta 1}(M \rightarrow K)$	67.24 keV
$K_{\beta 2}(N \rightarrow K)$	69 keV

ويلاحظ من الشكل (15) ظهور القمم الموافقة للانتقالات الذرية لهدف التنغستين، ويأخذ الانتقال ($K_{\alpha 1}$) احتمالية عظمى بين الانتقالات السابقة يليه ($K_{\alpha 2}$)، ثم ($K_{\beta 1}$)، وأخيراً ($K_{\beta 2}$).

7.2 مقارنة نتائج حساب معاملات الجرعة في التصوير المقطعي المحوسب جرت المقارنة هنا بالنتائج الواردة في التقرير الميداني الصادر عن قسم الوقاية والأمان في هيئة الطاقة الذرية السورية (د. م ح خريطة، 2010) الذي اشتمل على نتائج عملية لحساب معاملات الجرعة باستعمال فانتوم الجسم (بقطر 32 cm) وفانتوم الرأس (بقطر 16 cm). وفيما يأتي نتائج مقارنة بعض الحالات تبعاً لموضع التصوير التي درست باستعمال البرنامج المقترح (CT-TAW) بمثيلاتها من القيم الواردة في تقرير هيئة الطاقة وبالقيم المرجعية الأوروبية الواردة في المرجع نفسه، إذ

$$\text{يشير المقدار } diff \% = \left| \frac{(X_{cat} - X_{ref})}{\left(\frac{X_{cat} + X_{ref}}{2}\right)} \right| \times 100 \text{ إلى الفرق المئوي بين نتائج}$$

الحساب باستعمال البرنامج المقترح مع النتائج التي جرت المقارنة بها.

اذ: القيمة المحسوبة لمعامل الجرعة باستخدام البرنامج المقترح، X_{ref} : القيمة المرجعية لمعامل الجرعة.

الجدول (4) مقارنة نتائج حساب قيم معاملات الجرعة باستعمال البرنامج المقترح بالنتائج الواردة في التقرير الميداني الصادر عن قسم الوقاية والأمان في هيئة الطاقة الذرية السورية والنتائج المرجعية الأوروبية (د. م ح خريطة، 2010)

تصوير الصدر للأطفال										
	kV	mA	mA.s	STh ¹ (mm)	CTDIw (mGy)	diff. %	DLP (mGy.cm)	diff. %	E (mSv)	diff. %
القيم المرجعية الأوروبية	120	175	175	5	30	0.66%	600	0.72%	7.8	0.77%
نتائج البرنامج					30.2	-	604.35	-	7.86	-
تصوير الحوض للأطفال										
	kV	mA	mA.s	STh (mm)	CTDIw (mGy)	diff. %	DLP (mGy.cm)	diff. %	E (mSv)	diff. %
القيم المرجعية الأوروبية	120	200	200	4	30	1.95%	500	16.24%	7.5	16.29%
نتائج البرنامج					29.42	-	588.36	-	8.83	-
تصوير الرأس للبالغين										
	kV	mA	mA.s	STh (mm)	CTDIw (mGy)	diff. %	DLP (mGy.cm)	diff. %	E (mSv)	diff. %
القيم المرجعية الأوروبية	120	250	375	6	60	28.77%	1050	0.76%	1.9	14.18%
نتائج البرنامج					80.16	-	1042.05	-	2.19	-
تصوير الرأس للأطفال										
	kV	mA	mA.s	STh (mm)	CTDIw (mGy)	diff. %	DLP (mGy.cm)	diff. %	E (mSv)	diff. %
تقرير هيئة الطاقة الذرية السورية	120	250	250	4	31.9	11.02%	479	3.39%	1.5	1.34%
نتائج البرنامج					35.62	-	463.05	-	1.48	-
تصوير الصدر بدقة عالية للبالغين										
	kV	mA	mA.s	STh (mm)	CTDIw (mGy)	diff. %	DLP (mGy.cm)	diff. %	E (mSv)	diff. %
تقرير هيئة الطاقة الذرية السورية	120	300	300	8	21.5	14.04%	536	6.09%	7.5	6.04%
نتائج البرنامج					18.68	-	504.33	-	7.06	-

¹المقدار STh (mm) يمثل سماكة الشريحة المستخدمة في التصوير والمحاكاة

(8) مناقشة النتائج:

بشكل عام بحسب ما ورد في الفقرة (7) نلاحظ أن هناك تقارباً في نتائج حساب الجرعة الفعالة باستعمال البرنامج المقترح في هذا البحث مع النتائج الواردة في تقرير هيئة الطاقة الذرية (د. م ح خريطة، 2010) وخاصة فيما يتعلق بتصوير الرأس للأطفال، وتصوير الصدر بدقة عالية للبالغين. كما أنّ هناك تقارباً في قيمة الجرعة الفعالة بين البرنامج المقترح والقيم المرجعية الأوروبية فيما يتعلق بتصوير الصدر للأطفال، وتصوير الرأس للبالغين، وتصوير الحوض للأطفال. يمكن تفسير الاختلاف في بعض القيم بالاعتماد على ما ورد في الفقرة (5.4) في محدودية قياس الجرعات في التصوير المقطعي المحوسب باستخدام حجيرة التأيين القلمية وإلى الطريقة التقريبية المتبعة في الحساب العملي لدليل الجرعة $CTDI_w$ التي وردت في الفقرة (5.1)، ففي المرجع (د. م ح خريطة، 2010) أجري مسح ميداني لحساب معاملات الجرعة باستخدام حجيرة التأيين القلمية، وحسب دليل الجرعة $CTDI_w$ وفقاً للعلاقة (3)، في حين قدّر دليل الجرعة $CTDI_w$ في البرنامج المقترح بالاعتماد على حساب متوسط كمية الطاقة المودعة في كامل الفانتوم الذي يجري انتقاؤه تلقائياً في البرنامج (فانتوم الجسم أو فانتوم الرأس)، وذلك تبعاً للعمر، ومنطقة الفحص وفق ما ورد في المرجعين (Shrimpton، 2004)، (ImPACT، 2003):

- للأطفال بالأعمار جميعها، ولمناطق الفحص جميعها يستخدم البرنامج فانتوم الرأس (بقطر 16 cm) لإجراء المحاكاة وتقدير الجرعات.

- أما بالنسبة إلى البالغين فيعتمد البرنامج فانتوم الرأس لإجراء المحاكاة من أجل مناطق الرأس والرقبة فقط، في حين يعتمد البرنامج فانتوم الجسم (بقطر 32 cm) لبقية مناطق الجسم.

من أسباب الاختلاف في بعض القيم أيضاً اختلاف نوعية المرشحات المستخدمة وسماكتها بين الدراسات المرجعية، وتلك المستخدمة في البرنامج، إذ اعتمدنا في

دراستنا لمعاملات الجرعة على سماكة محددة لكل من مرشح البيريليوم والألمنيوم لكل منطقة تصوير، كما هو موضح في الجدول (5)

الجدول (5) سماكة مرشح الألمنيوم والبيريليوم التي اعتمدت في البرنامج المصمم لحساب معاملات الجرعة.

سماكة مرشح البيريليوم (cm)	سماكة مرشح الألمنيوم (cm)	
0.05	0.10	تصوير الصدر للأطفال
0.06	0.20	تصوير الحوض للأطفال
0.10	0.10	تصوير الرأس للبالغين
0.05	0.10	تصوير الرأس للأطفال
0.10	0.15	تصوير الصدر بدقة عالية للبالغين

وتجدر الإشارة إلى أن طرائق المحاكاة المستخدمة هي طرائق تقريبية تعطي قيماً تقريبية لمعاملات الجرعة ضمن مجال خطأ محدد. من العوامل الأساسية التي تدخل في تعيين هذا الخطأ:

- زمن تشغيل الكود: كلما زاد زمن التشغيل انخفض الخطأ النسبي المرتكب.
- التوصيف الدقيق للمسألة المدروسة.

(9) إيجابيات البرنامج:

- يقدم هذا البرنامج للمستخدم والباحث طريقة ملائمة وموثوقاً بها لدراسة الطيف الطاقي الناتج عن أنبوبة الأشعة السينية المستعملة في التصوير المحوسب كتابع لجهد الأنبوبة، وجداء التيار بزمن التعرض، ونوع المرشح المستعمل، وسمك المرشح.
- سهولة التعامل مع البرنامج الذي لا يحتاج الى مستخدم ملم بكودات مونتي كارلو (MC-codes) وطرائقها، فالتعامل مع البرنامج يكون من خلال أزرار وخانات تمكّن المستخدم من إدخال البيانات ومعالجتها بسهولة ويسر.

- يؤمن البرنامج طريقة تقريبية ومقبولة نوعاً ما (من خلال ما ورد في المقارنة) لحساب معاملات الجرعة المختلفة المستعملة في التصوير المقطعي المحوسب (دليل الجرعة المرجحة، ومعامل دليل الجرعة الحجمي، وجداء الجرعة- طول، والجرعة الفعالة) تبعاً لكل من عمر المريض، ومنطقة الفحص، وطول المسح، وعدد الدورات، ومعاملات أنبوية الأشعة،....الخ.
- سهولة معالجة النتائج واطهارها، مما يتيح للمستخدم حفظ نتائج كل دراسة على حدة، والعودة إليها إن لزم الأمر.

10) سليات البرنامج:

- يستعمل البرنامج نوعين من المرشحات (مرشح البيريليوم ومرشح الألمنيوم) فضلاً عن محدد شكل الحزمة، لكن يجري حالياً العمل على تطوير البرنامج لاستعمال عدد أكبر من المرشحات.
- يعتمد البرنامج على استنهاض الكود (MCNP) للقيام بالحسابات اللازمة، ويقتضي هذا إدخال زمن تشغيل كبير نسبياً لتخفيض الارتياح النسبي المرتكب والحصول على نتائج أكثر دقة.
- إن طرائق المحاكاة الحاسوبية التي اعتمدت في هذا البحث لقياس الجرعات جميعها قد لا تعطي بالضرورة النتائج العملية نفسها، وهذا مردّه إلى وجود أجزاء على أرض الواقع لا تدخل في المحاكاة (طاولة المريض، وجدران غرفة الفحص، وأجزاء آلة التصوير التي تحوي أنبوية المصدر ومجموعة الكواشف....الخ) وجميعها تؤثر تأثيراً مباشراً في نتائج القياس، إلا أن طرائق المحاكاة قد تؤمن وسيلة تقريبية نوعاً ما للتنبؤ بقيم الجرعة ومعاملاتها.

11) الخلاصة والتوصيات:

تعدّ أجهزة التصوير المقطعي المحوسب في عصرنا أدوات مهمة لا غنى عنها في التشخيص السريري للأمراض، إلا أن جرعة المريض الناتجة عن عملية الفحص

أعلى من قيمتها في حالة التصوير بالأشعة التقليدية. ونظراً إلى أهمية هذا الموضوع صمّم برنامج حتمي مساعد يعتمد على طرائق مونتج كارلو يمكن من خلاله التنبؤ بقيم معاملات الجرعة بتقريب مقبول، حيث يلاحظ من خلال هذا البرنامج أنه بالنسبة إلى البالغين قيمة الجرعة الفعالة في حالة التصوير المقطعي لمنطقة الصدر (7.06 mSv) وهو ما يعادل الجرعة المكتسبة خلال 400 صورة بالأشعة التقليدية للصدر، وأن قيمة الجرعة الفعالة في حالة التصوير المقطعي للرأس تبلغ (2.19 mSv) ما يعادل الجرعة المكتسبة خلال 115 صورة بالأشعة التقليدية للصدر، وبالنسبة إلى الأطفال أعلى جرعة في حالة التصوير المقطعي للحوض التي تبلغ نحو (8.83 mSv) وأقلها عند التصوير المقطعي لمنطقة الرأس إذ تبلغ قيمة الجرعة الفعالة (1.48 mSv). لذلك لا بدّ من السعي (قدر الإمكان) إلى تخفيض قيمة الجرعة الفعالة الناتجة عن التصوير المقطعي لمنطقة البطن والحوض عند الأطفال والصدر عند البالغين، وإحدى الطرائق هي استخدام واقيات مناسبة من الرصاص، لمناطق الجسم القريبة من موضع التصوير، التي قد تسهم (إلى حد كبير) في تخفيض قيمة الجرعة الفعالة.

(12) دراسات مستقبلية:

يجري العمل حالياً على تطوير هذا البرنامج لإدخال أنواع أخرى من المرشحات يمكن استخدامها في الدراسة، فضلاً عن ادخال الفانتوم الحسابي (computational phantom) الأمر الذي يسمح بقياس جرعة الأعضاء المختلفة من جسم الإنسان في أثناء عملية التصوير، وتقدير الجرعة الفعالة التي يتعرض لها كامل الجسم خلال عملية التصوير بشكل أكثر دقة منه في حالة استخدام فانتوم دليل الجرعة (CTDI (Cylindrical Phantom).

قائمة المصادر والمراجع:

المراجع الأجنبية:

- Chang-Lae Lee, Hee-Joung Kim,. April 2009. GATE Simulations of CTDI for CT Dose. [Online] April 2009. [Cited: 7 12, 2014.]
- Daniel J. Long, Choonsik Lee, Christopher Tien, Ryan Fisher. 18 December 2012. Monte Carlo simulations of adult and pediatric computed tomography exams: Validation studies of organ doses with physical phantoms. *2013 American Association of Physicists in Medicine*. [Online] 18 December 2012. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4771934>.
- Dixon, L. 2003. *A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI*. s.l. : Med. Phys., 30 (6):1272-1280, 2003.
- Healthcare, GE. 2012. *A Guide to CT Radiation Dose Management*. NewYork–Presbyterian : GE Healthcare, 2012.
- ImPACT. 2003. *CT patient dosimetry*. s.l.: <http://www.impactscan.org>., 2003.
- Impact Group. 2009. *Buyers' guide : Multi-slice CT scanners*. UK-London : www.impactscan.org, 2009.
- KIDware. 1998. *Learn Visual Basic 6.0*. Bellevue : <http://www.jetcity.com/~kidware>, 1998.
- Liang, Qing. 2013. *A dissertation submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy: Patient-specific CT dose determination from CT images using Monte Carlo simulations*. University of Wisconsin-Madison : s.n., 2013.
- M R Ay, M Shahriari, S Sarkar, M Adib and H Zaidi. 2004. *Monte Carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C*. UK : 2004 IOP Publishing Ltd Phys. Med. Biol. 49 (2004) 4897–4917, 2004. Vols. doi:10.1088/0031-9155/49/21/004.
- M. R. Ay, S. Sarkar, M. Shahriari. 2005. *Assessment of different computational models for generation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography*. USA : American Association of Physicists in Medicine, 2005. Vol. fDOI: 10.1118/1.1906126g.
- Martin, James E. 2006. *A Handbook. Physics for Radiation Protection: Copyright* . 2006. Vols. _ ISBN: 3-527- 40611-5.

- Poonam Yadav, Velayudham Ramasubramanian. 2011. *Validation of Radiation Dose from a four slice CT scanner using Monte Carlo*. USA : Scholars Research Library: (<http://scholarsresearchlibrary.com/archive.html>), 2011. Vols. ISSN 0975-508X.
- Shrimpton, P C. 2004. *Assessment of Patient Dose in CT*. European Commission (EC) : National Radiological Protection Board, 2004.
- X-5 Monte Carlo Team. April 24, 2003. *MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5*. s.l. : Los Alamos National Laboratory, April 24, 2003. Vols. LA-CP-03-0245.

المراجع العربية:

- د م ح خريطة, خ م والي. 2010. *إجراء مسح تطبيقي لقياس جرعة المريض في جهاز التصوير الطبقي المحوسب مع التركيز بشكل خاص على جرعة الأطفال*. دمشق : هيئة الطاقة الذرية السورية ,قسم الوقاية والأمان.2010.