

## حساب الجرعة في المعالجة الإشعاعية بالتماس لسرطان عنق الرحم باستخدام طريقة مونت كارلو

أيهم المحمود<sup>(1)</sup> وماجدة نحيلي<sup>(1)</sup> وعبد القادر بيطار<sup>(2)</sup>

<sup>(1)</sup> قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة دمشق - سورية

<sup>(2)</sup> قسم الوقاية والأمان - هيئة الطاقة الذرية - دمشق - سورية

تاريخ الإيداع 2011/12/28

قبل للنشر في 2012/04/02

### الملخص

جرى استخدام الكود الحاسوبي مونت كارلو (MCNP4C2) لحساب الجرعة الإشعاعية في أعضاء مهمة مثل الأمعاء، والمثانة، والمستقيم، والمهبل، والرحم، والبنكرياس، والطحال، والكبد، والنخاع الشوكي والكليتين وذلك في أثناء خضوع مريضة مصابة بسرطان عنق الرحم لجلسات معالجة إشعاعية بالتماس (Brachytherapy) بمعدل جرعة منخفض (LDR: Low Dose Rate) بواسطة مصدر سيزيوم <sup>137</sup>Cs. وتُعطى الجرعات الموصوفة لمعالجة سرطان عنق الرحم بمعدل جرعة منخفض في جلسة واحدة أو مجزأة على أكثر من جلسة بحسب مراحل المرض السرطاني. يمكن أن تكون الجرعة الجزئية في كل جلسة مرتفعة نسبياً، ولذلك من المحتمل بقاء المصدر المشع مدة طويلة في داخل المريضة وأن تتعرض الأعضاء القريبة والبعيدة من عنق الرحم للخطر من خلال تلقيها لجرعات إشعاعية من فوتونات غاما ذات الطاقة 662keV الصادرة عن <sup>137</sup>Cs. نتيجة لذلك، أظهرت النتائج أن الجرعة التي جرى حسابها من المحاكاة للفانتوم الرقمي للمريضة كانت قريبة من الجرعة الموصوفة للمريضة. ودلت النتائج أيضاً أن جرعة الأعضاء القريبة والبعيدة من منطقة المعالجة كانت منخفضة نسبياً ولا تتجاوز 10% من حد جرعة التحمل المسموح به لكل عضو. ولما كانت المعالجة بالتماس لسرطان عنق الرحم هي طريقة معتمدة طبياً ومبررة إشعاعياً، فقد جرى خلال هذه الدراسة التأكد كميّاً من أن هذه الطريقة هي طريقة آمنة من وجهة نظر الوقاية الإشعاعية للمرضى حتى ولو دعت الضرورة إلى جلسات معالجة إضافية، وينصح مستقبلاً بإجراء عملية محاكاة قبل المعالجة للتأكد من دقة حسابات الجرعة.

**الكلمات المفتاحية:** المعالجة الإشعاعية بالتماس، معدل جرعة منخفض، طريقة مونت كارلو، الكود MCNP4C2، الجرعة الإشعاعية الممتصة، مصدر السيزيوم <sup>137</sup>.

## Dosimetry calculations in brachy therapy treatment of cervix cancer using MCNP code.

A. AL-Mahmoud<sup>(1)</sup>; M. Nahili<sup>(1)</sup> and A. Q. Bitar<sup>(2)</sup>

<sup>(1)</sup>Department of Physics, Faculty of Sciences, Damascus University, Syria

<sup>(2)</sup>Protection & Safety department, Atomic energy commission, Syria

Received 28/12/2011

Accepted 02/04/2012

### ABSTRACT

Using the Mont Carlo code (MCNP4C2), doses were calculated for organs of interest such as intestine, urinary bladder, rectum, vagina uterus, pancreas, spleen, liver, spinal cord and kidneys while patient was undergoing cervix brachytherapy by LDR instrument (Cs-137). In this method of treatment, the total dose can be delivered in one or many fractions depending on the stage of cancer. As the dose in each fraction may be relatively high, the source will stay for long time inside the patient. However, the organs near or far from the cervix may be potentially at risk for receiving high doses from 662 keV photons emitted by Cs-137. The results showed that the dose of cervix was very close to the prescribed dose. In addition, dose of organs, near or far from the treated area, was relatively low and does not exceed 10% of the maximum allowed dose for each organ. As the LDR treatment for this kind of cancer is adopted and justified, this study proved quantitatively that it is safe from radiation protection point of view even if the patient needs undergo to additional fractions. Afterwards, it is recommended to make a simulation before the treatment to check the accuracy of calculated doses.

**Key words:** Brachytherapy, Low dose rate (LDR), Mont Carlo method, Code MCNP4C2, Mean absorbed dose, Cesium 137 (Cs-137).

## المقدمة

اكتشف العالم رونجن في العام 1895م الأشعة السينية X-ray التي وجدت طريقها بسرعة لتستخدم في مجال التشخيص والمعالجة الإشعاعية لبعض الأمراض. وباختلاف طرائق المعالجة ونوعية الأمراض، يمكن استخدام الأشعة الصادرة عن بعض النكليدات المشعة أو الأشعة السينية عالية الطاقة أو جسيمات أخرى مثل النترونات والبروتونات أو غيرها (Johns and Cunningham, 1984).

وتكمن فاعلية هذا النمط من العلاج في مقدرة الإشعاع على تدمير الحمض النووي وتفتيته في الخلايا السرطانية. وبصفة عامة الخلايا التي تنمو وتتكاثر بوتيرة سريعة كالخلايا السرطانية التي تتميز بحساسية عالية وتأثر شديد تجاه مفعول الإشعاع. لذا تتخذ تدابير وقائية في أثناء المعالجة الإشعاعية بغية تجنب تعريض أكبر قدر ممكن من الأنسجة والأعضاء الطبيعية السليمة للإشعاع أو خفضه إلى الحد الأدنى، وذلك بحمايتها بواسطة تقنيات مختلفة للمعالجة و/أو دروع واقية (Horton, 1987).

تستخدم المعالجة الإشعاعية إما علاجاً أولياً وأساسياً بديلاً عن الجراحة بالنسبة إلى بعض الأورام، أو بالاشتراك مع معالجات أخرى مثل الجراحة أو المعالجة الكيميائية في بعض الحالات. كما تستخدم قبل المباشرة بالعمليات الجراحية للأورام، فيما يعرف بالعلاج المبدئي المساعد (neoadjuvant therapy) بغية تقليص حجم الورم لتسهيل استئصاله، أو تستخدم عقب جراحة الاستئصال كعلاج مضاف (therapy adjuvant) بغية القضاء على أية خلايا ورمية غير مميزة قد تكون متبقية أو عند تعذر الاستئصال التام للنسيج الورمي (Sproston et al., 1995).

تعد المعالجة الإشعاعية بالتماس (Brachytherapy) من أنواع المعالجة الإشعاعية المستخدمة بكثرة. وهي اصطلاح يستخدم للتعبير عن المعالجة بالإشعاع من مسافة قصيرة بواسطة نكليدات مشعة على شكل مصادر مغلقة (Pierquin, 1997). ويؤدي وضع المصادر بشكل مباشر في داخل الحجم المراد معالجته أو بالقرب منه إلى تشعيع الحجم المستهدف باستمرار، إما خلال مدة زمنية قصيرة (غرس مؤقت: temporary implant) أو طوال حياة المصدر حتى نهاية التفكك (غرس دائم: permanent implant). علماً أن معظم المصادر المستخدمة في المعالجة الإشعاعية بالتماس تطلق فوتونات، وتستخدم مصادر تصدر جسيمات بيتا في حالات معينة (Glasgow, 1999).

## تقنيات المعالجة الإشعاعية بالتماس:

1. المعالجة بمعدل جرعة منخفض (LDR) Low dose rate: وفي هذه الحالة يشكل معدل الجرعة في منطقة الهدف نحو 0.5 غراي/ساعة، ومنه تستغرق المعالجة زمناً

- طويلاً نسبياً يراوح بين اليوم والأسبوع تبعاً لحجم الورم المعالج. وتجرى المعالجة بتقنية معدل الجرعة المنخفض ضمن جناح المرضى (Murtha, 2000).
2. المعالجة بمعدل جرعة متوسط (MDR) Medium dose rate: وفي هذه الحالة يراوح معدل الجرعة من 1 إلى 2 غراي/ساعة، هذا فضلاً عن أن النشاط الموافق للغرس المثالي يكون أعلى مما هو للغرس بمعدل جرعة منخفض، عندئذٍ وللمحافظة على التأثير البيولوجي نفسه ينبغي أن تكون الجرعة الكلية أقل (Waksman et al., 1996).
3. المعالجة بمعدل جرعة عال (HDR) High dose rate: وفي هذه الحالة يستعمل مصدر واحد نشاطه الإشعاعي من مرتبة 370 GBq (10 Ci) يدخل ضمن الحجم المعالج، وتتجز هذه العملية بربط المصدر المشع بسلك جر يتحرك آلياً بواسطة وحدة المعالجة ضمن الحجم الورمي للمريض. وتجدر الإشارة إلى أن تقديم المعالجة بتقنية معدل الجرعة العالي يجري عادة على عدة مدد للوصول إلى التأثير البيولوجي نفسه الموافق لحالة المعالجة بمعدل جرعة منخفض، ولا يقتضي هذا النوع من المعالجة إقامة المريض في المستشفى (Orton, 2001).
4. المعالجة بمعدل جرعة نبضي (PDR) Pulsed dose rate: وفكرة هذه الحالة تماثل المعالجة بتقنية معدل الجرعة العالي، ولكن ينبغي أن يكون النشاط الإشعاعي للمصادر أكبر بنحو عشر مرات، وتدخل المصادر ضمن الحجم الهدف مرة في كل ساعة للمعالجة حيث تعطى جرعة صغيرة في كل نبضة (IAEA, 1992).

#### الهدف من البحث

هَدَفَ هذا البحث إلى تعيين الجرعة الإشعاعية الممتصة لبعض الأعضاء خلال المعالجة الإشعاعية بالتماس لسرطان عنق الرحم بمعدل جرعة منخفض (LDR) باستعمال مصدر للسيزيوم (Cs-137) وهي الطريقة المتوافرة والمستخدمة في مركز الطب النووي بدمشق. وستحسب الجرعة بإجراء محاكاة لعملية المعالجة وفق طريقة مونت كارلو باستخدام الكود MCNP4C2 بعد بناء نموذج رقمي للمريضة.

#### مواد البحث وطرقه

• المطبقات: تصنع المطبقات من مادة الستانلس ستيل، وتكون عادة مجوفة، وتوضع داخل المريضة في غرفة العمليات، ومن ثم توضع المصادر المشعة داخل المطبقات بعد إجراء صور شعاعية للمطبقات للتحقق من تموضع المصادر في المكان المناسب. وتوصل المطبقات بالجهاز عبر أنابيب قنطرة بحيث يمكن أن تتحرك المصادر المشعة بداخلها لتصل في النهاية إلى الموضع المطلوب، إما باستخدام أسلاك جر أو بالهواء المضغوط. وتتوافر هذه الأجهزة على نطاق واسع وتسمح بتطبيق المعالجة والوصول إلى الجرعة الإشعاعية المطلوبة (Aird and Williams, 1993).



الشكل (1) المطبقات المستخدمة في المعالجة بالتماس في هذه الدراسة

• صور إشعاعية من جهاز الطبقي المحوسب (CT) لمنطقة الحوض والبطن على شكل شرائح عددها 62 شريحة وسماكة الشريحة الواحدة 6mm، ومن ثم يكون طول المنطقة المصورة للبطن والحوض هو  $0.6 \times 62 = 37.2 \text{ cm}$ ؛ فضلاً عن صورتين بسيطتين أمامية-خلفية وجانبية.

• الكود (MCNP): يشير الرمز المختصر MCNP إلى "Monte Carlo N-Particles transport code system" ويجري تطوير هذا الكود في مختبرات لوس ألamos الوطنية في الولايات المتحدة الأمريكية، ويعتمد هذا الكود، الذي أُعدَّ أصلاً للنترونات، طرائق مونت كارلو لتتبع حركة جسيمات فردية في الأوساط المادية. وقد جرى تعديله ليشمل محاكاة مصادر أخرى كمصادر غاما والإلكترونات، كما في النسخة MCNP4C2 التي جرى استخدامها في هذه الدراسة، ويشمل الكود MCNP عدداً من مكتبات المقاطع العرضية حيث تتوافر معلومات كافية للعناصر كلها من  $Z=1$  إلى  $Z=98$ . والكود MCNP4C2 يحاكي انتقال النيوترونات في المجال الطاقوي من  $10^{-11}$  إلى 20 MeV، ويحاكي انتقال الفوتونات والإلكترونات في المجال الطاقوي من  $10^{-3}$  إلى 100 MeV (Briesmeister, 2000).

• خطة المعالجة الإشعاعية بالتماس لمريضة مصابة بسرطان عنق الرحم:

نُفذت خطة المعالجة في مشفى البيروني بدمشق وفق الخطوات الآتية:

1. عُيّن التاريخ 2011/1/5 موعداً للمريضة لإجراء معالجة لورم في عنق الرحم باستخدام جهاز المعالجة الإشعاعية بالتماس بمعدل جرعة منخفض (LDR) بواسطة مصدر السيزيوم 137.

2. أدخلت المريضة إلى المشفى في الموعد المحدد مسبقاً ومعها إشعار من طبيب الأورام لإجراء معالجة للمنطقة الورمية مدة (18 ساعة).
3. أدخلت المريضة إلى غرفة العمليات في تمام الساعة 9:30 صباحاً من ذلك اليوم، ووضع تحت التخدير 3 مطبقات (اثتان لمنطقة المهبل وثالث لعنق الرحم)، واستخدمت للمعالجة خمسة مصادر من السيزيوم 137 مختلفة النشاط كما في الجدول (1)، إذ يبلغ طول كل مصدر 2 cm وقطره 3 mm، ويصدر عنه فوتونات طاقتها 662keV.

الجدول (1) نشاط المصادر المستخدمة في المعالجة.

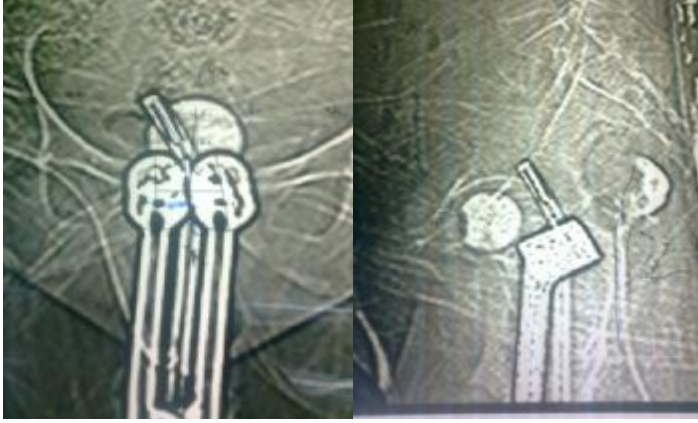
رقم المصدر	النشاط (mCi)	مدة المعالجة (ساعة)
1	38.04	18
2	26.13	18
3	26.13	18
4	38.87	18
5	38.87	18

4. نُقلت المريضة إلى التصوير بجهاز الطبقي المحوسب (CT) (مع الحفاظ على المطبقات داخل المريضة في منطقتي المهبل وعنق الرحم) وأخذت صورتان: صورة أمامية-خلفية وصورة جانبية لمنطقة الحوض والبطن بعد إدخال المادة الظليلة إلى المثانة والمستقيم.
5. نُقلت المريضة بعد التصوير مباشرة إلى غرفة المعالجة التي تحوي جهاز المعالجة الإشعاعية بالتماس (LDR) وحاوية المصادر (الشكل 2).



الشكل (2) الجهاز المستخدم في المعالجة: على اليمين صورة للحاقن وعلى اليسار صورة لحاوية المصادر.

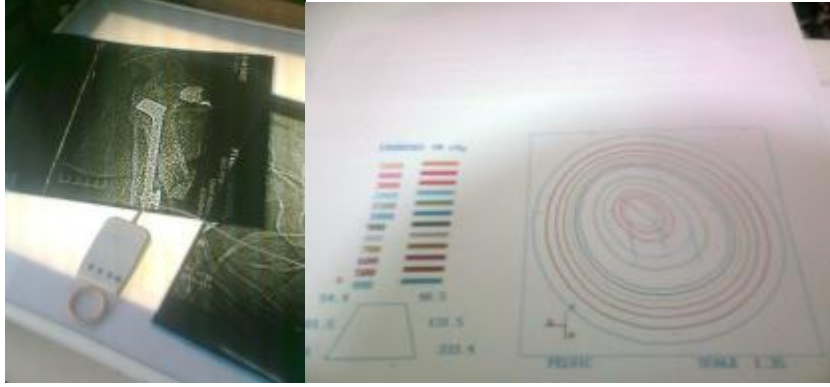
6. استُخدمت الصورتان الأمامية-الخلفية والجانبية (الصور العادية وليس المقطعية) لتعيين أماكن تموضع المصادر والمناطق التي نريد حساب الجرعة عندها؛ وذلك باستخدام البرنامج الحاسوبي الملحق بالجهاز، حيث ثبتت الصور على جهاز إسقاط موصول بالحاسب وحُدِّد موضع كل مصدر (الشكل 3)، وأعطى البرنامج توزيع الجرعة المتوقع لهذه المعالجة (الشكل 4).



الشكل (3) الصورتان الأمامية-الخلفية والجانبية للمريضة مرسومٌ عليها خطة المعالجة.

7. زُود البرنامج الملحق بجهاز المعالجة بالمعطيات الآتية:

- طريقة المعالجة: Brachytherapy isodose ICRU 38 (International ) (Commission on Radiation Units and Measurements)
- اسم المريضة: (Last name)
- رقم الإضبارة: (file number)
- اسم الطبيب: (Dr...)
- عدد المصادر: (number of sources = 5)
- عدد النقاط المراد حساب الجرعة عندها وفق طلب الطبيب المعالج: (number of point=10)
- مجال الرسم لتوزيع الجرعة: (isodose plote (400-5000cGy))
- معامل التكبير: (scale=1.35)
- نوع المصدر: (source type)
- مدة المعالجة: 18 ساعة.

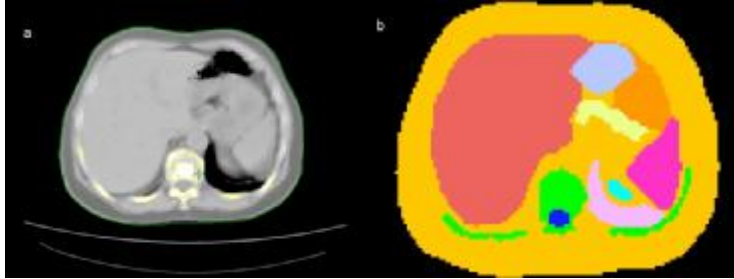


الشكل (4) توزع الجرعة بعد رسم خطة المعالجة.

• النموذج الحاسوبي للمريضة:

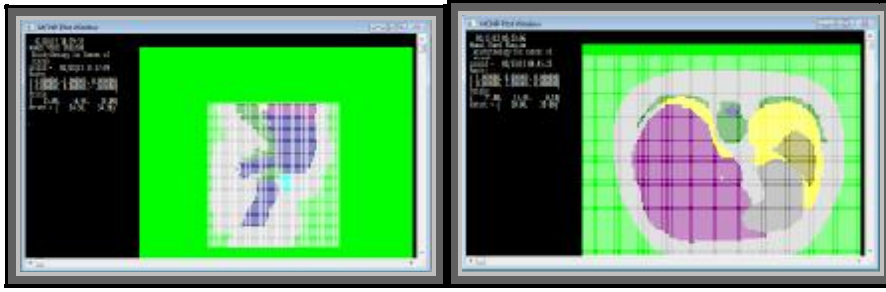
جرى بناء نموذج حاسوبي للمريضة بشكل مشابه لدراسات سابقة (Zubal *et al.*; 1994; Chiavassa *et al.*, 2006)، وجرى بناء النموذج والحسابات في هذا البحث وفق الخطوات الآتية:

1. أخذت صور الطبقي المحوسب (CT) لمنطقة الحوض والبطن للمريضة، ثم حُدِّد (Segmentation) كل عضو في كل شريحة وميَّز بلون معين (الشكل 5) بمساعدة أطلس تشريحي (Moeller and Reif, 2001) وباستخدام برنامج حاسوبي خاص بمعالجة الصور الإشعاعية (ImageJ) (Rasband, 2011). وبعد ذلك حُوِّلت الصور المحددة (Segmented images) إلى صور نصية (Text images) لإدخالها إلى الكود MCNP4C2 لبناء فانتوم (Phantom) ثلاثي الأبعاد ولإجراء عمليات المحاكاة (Simulation) والحسابات اللازمة على هذا النموذج. وجرى بناء الفانتوم وفق طريقة الفوكسل (Voxel: Volume element) وكل فوكسل يمثل بيكسل (Pixel) ثلاثي الأبعاد من الصور المقطعية التي أخذت للمريضة (الشكل 6). ويشبه بناء الفانتوم وفق هذه الطريقة طريقة تشكيل مجسمات ثلاثية الأبعاد من مكعبات أو متوازي مستطيلات.



الشكل (5) صورة لمقطع واحد من المقاطع CT قبل (a) وبعد (b) إجراء التحديد





الشكل (6) صور مقطعية طولية وعرضية للفانتوم الرقمي من رسام MCNP4C2

2. جرت محاكاة للمصادر المستخدمة في المعالجة ضمن الفانتوم الذي أُعدَّ سابقاً. واستخدم العداد (\*F8 (Tally) لحساب الطاقة الممتصة في كل عضو مهم سواء أكان بالقرب من الرحم أم بعيداً عنه، علماً أن \*F8 هو من العدادات المعرفة ضمن الكود MCNP4C2.
3. حُسبت كتلة الأعضاء في الفانتوم من معرفة كثافة كل عضو وحجمه بإحصاء عدد الفوكسل في كل عضو في الشرائح كلها، وضُرب هذا العدد في حجم الفوكسل الواحد لنحصل على الحجم الكلي للعضو، أما كثافة الأعضاء فقد أُخِذت من مراجع متخصصة (ICRU 44, 1956).
4. حسبت الجرعة الوسطية الممتصة في كل عضو بقسمة الطاقة الممتصة (قيمة العداد \*F8) على كتلة العضو.

### النتائج والمناقشة

جرى تمييز 15 عضواً ونسيجاً في الصور المقطعية خلال عملية التحديد، وبعد ذلك حُسبَ وزن كل عضو ونسيج من خلال معرفة حجمه وكثافته (الحجم = عدد الفوكسلات × حجم الفوكسل الواحد). وبعد حساب أوزان الأعضاء والأنسجة، قورنت بالأوزان الوسطية المنشورة في إحدى المقالات العلمية (Lorin de la Grandmaison et al., 2001) فوجدت أنها متقاربة (الجدول 3). وتجدر الإشارة إلى ظهور بعض الأعضاء مثل الرئتين في أول مقطعين لأن التصوير المقطعي للمريضة أخذ فقط لمنطقتي البطن والحوض كما هو معتاد لهذا النوع من المعالجة.

الجدول (3) مقارنة بين الأوزان المحسوبة في هذه الدراسة والأوزان الوسطية لبعض الأعضاء والمنشورة في المرجع (Lorin de la Grandmaison et al., 2001).

العضو	الوزن الوسطي (g)	الوزن المحسوب (g)
الكبد	1475±362	1348
الطحال	140±78	180
الكليتين	271±76	270

بعد عملية المحاكاة بالكود MCNP4C2 أمكن الحصول من ملف الخرج على الطاقة الممتصة لكل عضو مقدرة بوحدة MeV فضلاً عن الخطأ النسبي في حساب الطاقة الممتصة. ووفقاً لدليل المستخدم للكود MCNP4C2 وهذا الخطأ يجب ألا يتجاوز 10% وهذا محقق بالنسبة إلى الأعضاء كلها.

يُظهر الجدول (4) الجرعات الإشعاعية الممتصة في أعضاء مختلفة للمريضة المحسوبة وفق الكود MCNP4C2 خلال المدة المقررة للمعالجة (18 ساعة).

الجدول (4) الجرعة الوسطية الممتصة في الأعضاء المدروسة

اسم العضو	الطاقة الممتصة (J)	الخطأ النسبي (%)	وزن العضو (kg)	الجرعة الوسطية الممتصة (Gy)	جرعات التحمل في المعالجة الإشعاعية (Gy)
الكبد	0.19	0.3	1.348	0.44	26
العضلات والجلد والأنسجة الشحمية والدهنية	13.48	0.03	31.88	0.43	50-60
العظام	1.52	0.11	2.38	0.64	NA
النخاع الشوكي	0.03	0.76	0.07	0.39	45
الرنناتان	0.003	2.13	0.04	0.08	NA
المعدة	0.009	1.22	0.11	0.08	45
الطحال	0.02	0.94	0.18	0.09	NA
البنكرياس	0.004	1.86	0.03	0.13	60
الكليتان	0.05	0.55	0.27	0.19	20
الأمعاء	2.33	0.09	4.37	0.53	40
المستقيم	0.12	0.39	0.08	1.33	60
الرحم	0.77	0.16	0.11	6.93	75-80
المثانة	0.38	0.23	0.08	4.35	60
عنق الرحم	1.89	0.1	0.14	13.66	85
المهبل	1.92	0.1	0.33	5.92	NA

NA: Not available

ويُظهر الجدول (4) أن الجرعة الوسطية الممتصة لمنطقة الورم (عنق الرحم) بلغت (13.7 Gy) وهي قريبة من قيمة الجرعة الموصوفة للمريضة (14-16 Gy).

وتُستخدم طريقة المعالجة بمعدل جرعة منخفض في مركز الطب النووي بسبب عدم وجود جهاز آخر. وعلى الرغم من زيادة انتشار طريقة المعالجة بالتماس بمعدل جرعة عال (HDR) لمعالجة سرطان عنق الرحم إلا أن بعض الدراسات الحديثة أظهرت تقارباً واضحاً بين نتائج طريقتي المعالجة (LDR & HDR) على الورم (Viani et al., 2009).

في حالات المعالجة بمعدل جرعة عالٍ، يبقى مصدر الإيريديوم عادة مدة قليلة (عدة دقائق) في كل خطوة، ومن ثم يسحب خارج المريض (Orton, 2001)، أما في المعالجة بمعدل جرعة منخفض فيبقى المصدر ساعات طويلة داخل المريض.

وتبين المقارنة بين الطيف الطاقي الغاماوي للسيزيوم (Cs-137) وبين طيف الإيريديوم (Ir-192) الذي يستخدم في المعالجة بمعدل جرعة عالٍ، أن للإيريديوم إصدارات غاماوية مرتفعة الطاقة نسبياً ولكن بنسب إصدار منخفضة (الجدول 5) (ICRP, 1983).

ولذلك جرى في هذا البحث مناقشة لنتائج المعالجة بمعدل جرعة منخفض من وجهة نظر الوقاية الإشعاعية لمعرفة تأثير بقاء مصدر السيزيوم 137 في المريض مدة 18 ساعة وإصداره لفوتونات طاقتها 662 keV. ويوضح الجدول (4) الجرعات الوسطية الممتصة للأعضاء المدروسة، وقد لوحظ أن جرعات الأعضاء المحيطة والبعيدة عن منطقة الورم منخفضة نسبياً، ومنه يمكن القول: إن هذه الطريقة في المعالجة لا تعرض الأعضاء غير المستهدفة إلى جرعات عالية من الأشعة، وهذا ما يفترض أن تكون عليه هذه الطريقة.

الجدول (5) الطيف الطاقي لإصدارات غاما للإيريديوم 192 وللباريوم 137م (الذي ينتج عن تفكك السيزيوم 137) للمقارنة بين النظائر المشعة المستخدمة في HDR vs

#### LDR

Ba-137m (daughter of Cs-137)		Ir-192	
الشدة (particle/decay)	الطاقة (MeV)	الشدة (particle/decay)	الطاقة (MeV)
8.98E-01	6.62E-01	4.54E-03	2.01E-01
		3.18E-02	2.06E-01
		2.87E-01	2.96E-01
		2.97E-01	3.08E-01
		8.30E-01	3.17E-01
		7.09E-03	3.74E-01
		6.64E-03	4.16E-01
		4.77E-01	4.68E-01
		3.14E-02	4.85E-01
		4.32E-03	4.89E-01
		4.48E-02	5.89E-01
		8.09E-02	6.04E-01
		5.26E-02	6.12E-01
		2.84E-03	8.85E-01

ومن جهة ثانية، وفي بعض الحالات التي يصل فيها الورم إلى مرحلة متطورة تخضع المريضة لعدة جلسات معالجة بالتماس (Benjamin, *et al.*, 2011). وكما هو واضح أيضاً من الجدول 4 هناك إمكانية لزيادة عدد جلسات المعالجة، في حال دعت الحاجة، دون تجاوز جرعة التحمل المسموح بها لكل عضو (Kushner *et al.*, 2000).

### الاستنتاجات

أجريت محاكاة وفق طريقة مونت كارلو لقياس الجرعة الإشعاعية لمريضة مصابة بسرطان عنق الرحم تخضع لمعالجة إشعاعية بالتماس بمعدل جرعة منخفض باستخدام السيزيوم 137. وقد جرى بناء نموذج رقمي خاص بالمريضة يحتوي على 15 عضواً ونسيجاً مميزاً. وأظهرت النتائج تقارباً جيداً بين الجرعة المحسوبة وفق طريقة مونت كارلو وبين تلك الموصوفة للمريضة. كما دلت النتائج أن جرعة الأعضاء القريبة والبعيدة عن منطقة توضع المصادر المشعة كانت أقل من جرعة التحمل المسموح بها لتلك الأعضاء. وبناء على ذلك، ومن وجهة نظر الوقاية الإشعاعية، يمكن القول: إن هذه الطريقة في المعالجة لا تعرض الأعضاء غير المستهدفة إلى جرعات عالية من الأشعة حتى ولو احتاجت المريضة إلى جلسات معالجة إضافية، وينصح مستقبلاً بإجراء عملية محاكاة قبل المعالجة للتأكد من دقة حسابات الجرعة.

## المراجع REFERENCES

- Aird, E. and Williams, J. 1993. Brachytherapy. In: Williams J; Thwaites D. Radiotherapy physics. Oxford: Oxford University Press, pp. 187-227.
- Benjamin, E. Nadeem, R. Sachin, M. et al., 2011. Clinical Practice Guidelines in Oncology (NCCN Guidelines™) Cervical cancer, V1.
- Briesmeister, JF. 2000. MCNP-4C General Monte Carlo for Neutron and Photon Transport, Version 4C. Technical Report, LosAlamos National Laboratory. X-5: JSH-30(U).
- Chiavassa, S., Aubineau-Laniece, I., Bitar, A., Lisbona, A., Barbet, J., Franck, D., Jourdain, J. R. and Bardies, M. 2006. Validation of a personalized dosimetric evaluation tool (Oedipe) for targeted radiotherapy based on the Monte Carlo MCNPX code. Phys. Med. Biol. 51, 601–616.
- Glasgow, G. P. 1999. “Brachytherapy”, Modern Technology in Radiation Oncology: A Compendium for Teachers and Students (VAN DYK, J., Ed.). Medical Physics Publishing, Madison, WI.
- Horton, J. 1987. Handbook of Radiation Therapy Physics, Prentice Hall. New York.
- ICRP Publication 38. 1983. Radionuclide transformations: energy and intensity of emissions. Annals of the ICRP, 11–13 (Oxford: Pergamon).
- ICRU Report 44, 1989. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement.
- International Atomic Energy Agency. 1992. Series on Practical Radiation Safety Manuals: Manual on brachytherapy. Vienna: IAEA.
- Johns, H.E., and Cunningham, J. R. 1984. The Physics of Radiology. Thomas, Springfield, IL.
- Kushner, BH. Kramer, K. Meyers, PA. Wollner, N. and Cheung, NK. 2000. Pilot study of topotecan and high-dose cyclophosphamide for resistant pediatric solid tumors. Med pediatr Oncol, 35, 468-474.
- Lorin de la Grandmaison, G. Clairand, I. Durigon, M. 2001. Organ weight in 684 adult autopsies: new tables for a Caucasoid population. Forensic Science International, 119, 149-154.
- Moeller, T.B. Reif, E. 2001. Pocket Atlas of Sectional Anatomy: Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging, Vol. 2 (Thorax, Abdomen, and Pelvis). Thieme publisher.
- Murtha, AD. 2000. Review of low-dose-rate radiobiology for clinicians. Semin Radiat Oncol, 10, 133-138.
- Orton, C. 2001. High dose rate brachytherapy may be radiobiologically superior to low dose rate due to slow repair of late responding normal tissue cells. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 49, 18.
- Pierquin, B. and Marinello, G. 1997. A Practical Manual of Brachytherapy, Medical Physics Publishing, Madison, WI.
- Rasband, W. S. 1997. Image J, U. S. National Institutes of Health, Bethesda Maryland. USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997-2011.
- Sproston, AR. Roberts, SA. Davidson SE, et al., 1995. Serum tumour markers in carcinoma of the uterine cervix and outcome following radiotherapy. Br J Cancer. 72:1536–40.

- Sternberg, CN. Mulder, PH. Schornagel, JH. *et al.*, 2001. Randomized phase trial of high-dose-intensity methotrexate, vinblastine, doxorubicin, and cisplatin (MVAC) chemotherapy and recombinant human granulocyte colony –stimulating factor versus classic MVAC in advanced urothelial tract tumors. European Organization for Research and treatment of cancer protocol no. 30924. *J Clin Oncol.* 19:2638-2646.
- Viani, G. A., Manta, G. B., Stefano, E. J., de Fendi L. I. 2009. Brachytherapy for cervix cancer: low-dose rate or high-dose rate brachytherapy – a meta-analysis of clinical trials. *J Exp Clin Cancer Res.*; 28:47.
- Waksman, R. King, S. Crocker, I and Mould, R., n 1996. (eds.). *Vascular brachytherapy.* Veenendaal: Nucletron.
- Zubal, I. *et al.*, 1994. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Med Phys.* 21, 299.