

تحسين توزيع الجرعة في منطقة الاتصال عند المعالجة الإشعاعية الخارجية لأورام الثدي

د. ماجدة نحيلي**

محمد حمودي*

الملخص

تم في هذا البحث دراسة وتقييم أربع تقنيات (T_1, T_2, T_3, T_4) لتوسيع المحددات الثانوية للمساحات المماسية بمقدار 1mm بهدف تحسين توزيع الجرعة في منطقة اتصال مساحات معالجة جدار الصدر والعقد اللمفاوية فوق الترقوة عند المعالجة الإشعاعية الخارجية لأورام الثدي.

في التقنية T_1 أو التقنية التقليدية تم استخدام مركز معالجة مفرد بنصف حزمة وفي التقنية T_2 تم توسيع المساحة المماسية الجانبية فقط وفي التقنية T_3 تم توسيع المساحة المماسية العرضية فقط وفي التقنية T_4 تم توسيع المساحتين المتماسيتين العرضية والجانبية معاً. تم تقييم تقنيات التوسيع (T_2, T_3, T_4) بالمقارنة مع T_1 من خلال دراسة منحنيات جرعة حجم DVH_5 وحساب دليل جانس الجرعة HI وجرعة الأعضاء المتوقع تضررها OAR. للتحقق من وضعية محددات الحزمة الإشعاعية بعد التوسيع تم مقارنة الجرعة المحسوبة باستعمال نظام تخطيط المعالجة TPS مع الجرعة المقاسة تجريبياً عند ثلاثة أعماق مختلفة.

دللت نتائج هذا البحث أن هناك زيادة تدريجية في قيمة الجرعة الصغرى D_{min} ($p < 0.05$) عند استعمال تقنيات التوسيع بنسب 5% و 6% و 9%، وأن هناك ازدياد في حجم الورم الذي

* طالب دراسات عليا (دكتوراه) - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة دمشق - دمشق - سورية.

** أستاذ - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة دمشق - دمشق - سورية.

استلم 95% من الجرعة الموصوفة P_D ($V_{95\%}$) بنسب 50% و 51% و 63%، وبالتالي تحسن في دليل تجانس توزيع الجرعة HI بنسب 10% و 19% و 30%. لم تؤثر تلك التقنيات على جرعة OAR ($p > 0.05$) وبلغ وسطي الارتياح بين القيمة المقاسة والمحسوبة 2%. يمكن استخلاص أهمية استخدام T_4 في تخطيط المعالجة الإشعاعية لأورام الثدي لما لها دور كبير في الوصول لتوزيع جرعة أكثر تجانساً في منطقة الاتصال JA مع ضرورة التحقق التجريبي والدوري لوضعية محددات الحزمة الإشعاعية.

الكلمات المفتاحية: المحددات الثانوية، توزيع الجرعة، منطقة الاتصال، المعالجة الإشعاعية الخارجية، أورام الثدي.

Improving dose distribution in the junction area in external radiotherapy of breast cancer

Mohammad Hmodi*

Majeda Nahili**

Abstract

In this paper we studied and evaluated four techniques (T_1 , T_2 , T_3 , T_4) to expand the secondary collimators by 1mm in order to improve dose distribution in the junction area of the treatment fields of the chest wall and supraclavicular lymph nodes when breast radiotherapy.

In technique T_1 or conventional technique a single isocenter with half beam was used, in T_2 only the lateral tangential field was expanded, in T_3 only the medial tangential field was expanded and in T_4 the medial and lateral tangential fields were expanded together. The expansion techniques (T_2 , T_3 , T_4) were evaluated in comparison with the T_1 by studying the dose volume histograms (DVHs) and calculating dose homogeneity index HI and the dose of organs at risk (OARs). To verify the position of the secondary collimators after expansion, the calculated dose using the treatment planning system (TPS) was compared with the measured dose at three different depths.

The results indicated that there was a gradual increase in the minimum dose D_{min} ($p < 0.05$) when using expansion techniques at rates of 5%, 6%, and 9%, and that there was an increase in the volume of the tumor that received 95% of the prescribed dose PD ($V_{95\%}$) at rates of 50%, 51% and 63%, and thus an improvement in the HI by 9%, 19% and 30%. These techniques did not affect the OAR ($p > 0.05$). the mean uncertainty between the measured and calculated values was 2%.

we can be concluded the importance of using T_4 in planning radiotherapy for breast tumors because it has a significant role in achieving a more

*P.H.D, Department of Physics, Faculty of Sciences, University of Damascus, Syria.

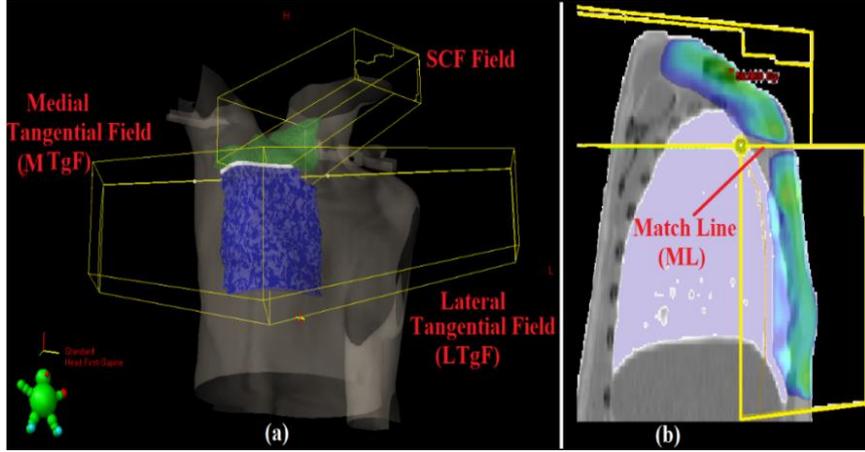
**Professor, Department of Physics, Faculty of Sciences, University of Damascus, Syria.

homogeneous dose distribution in the junction area JA, with the necessity of experimental and frequent verification of the position of the beam collimators

Keywords: secondary collimators; dose distribution; junction area; external radiotherapy; breast tumors.

1. المقدمة والدراسة المرجعية:

يتم إجراء المعالجة الإشعاعية لمرضى الأورام بعد استئصال الكتلة الورمية قي الثدي المصاب أو استئصاله بشكل كامل بهدف ضبط الورم والحفاظ على الثدي المتبقي ومنع حدوث نُكس موضعي في مناطق مختلفة من جدار الصدر [1, 2]. تشمل المعالجة الإشعاعية لأورام الثدي كلاً من جدار الصدر (WL) chest wall والعقد اللمفاوية تحت الإبط وفوق الترقوة -supra clavicular fossa (SCF) لوجود احتمال 40% أن تصبح ورمية مستقبلاً [3]. نظراً لاستحالة تقديم العلاج الشعاعي لكلاً من WL و SCF سوياً كمنطقة واحدة بسبب شكل الثدي وانحدار جدار الصدر [4]، يتم تقسيم مجالات التشعيع الى جزأين، يتم في الجزء الأول تطبيق ساحتين متماستين لتغطية WL، ساحة مماسية جانبية Lateral Tangential Field (LTgF) وساحة مماسية عرضية Medial Tangential Field (MTgF)، وفي الجزء الثاني تُطبق حزم مائلة لتغطية SCF مجاورة للساحات المماسية، كما هو موضح بالشكل (1-a). بناءً على ذلك تتشكل منطقة مشتركة بين هذه الحزم تدعى منطقة الاتصال (JA) Junction Area تتميز بأن توزع الجرعة فيها غير متجانس [5]، حيث ينتج نقاط عالية الجرعة over-dose بسبب تقاطع ساحات المعالجة والتي تؤدي لتليف النسيج السليمة وإحداث مضاعفات خطيرة على المريض، ومن ناحية أخرى تنتج نقاط منخفضة الجرعة under-dose خارج منطقة التقاطع والتي تقلل بشكل كبير احتمالية ضبط الورم، وفي كلتا الحالتين تكون المعالجة الإشعاعية غير ناجعة.



الشكل (1): هندسة الحزمة الإشعاعية عند معالجة أورام الثدي. (a) منطقتي المعالجة المستهدفة وهما منطقة فوق الترقوة SC باللون الأخضر والتي تعالج بساحة أمامي مائل SCF ومنطقة جدار الصدر WL باللون الأزرق والتي تعالج بساحتين متماستين عرضية MTgF وجانبية LTgF ، كما تظهر منطقة الاتصال JA بينهما باللون الأبيض. (b) يظهر الانقطاع الواضح في توزيع الجرعة (المنطقة الملونة) بين منطقتي المعالجة (SCF و WL) أسفل خط التناطبق ML وبالقرب منه.

بهدف تحسين توزيع الجرعة في JA تم تطوير تقنية مركز معالجة مفرد باستعمال نصف حزمة Single-Isocenter Half-Beam (SIHB) [6-9]، تمكنت هذه التقنية من إلغاء انفراج الحزمة مع البعد من خلال جعل محدد الحزمة لكل الحزم المطبقة من جهة JA على الوضع 0 وبذلك تصبح الحزم عمودية عند تلك المنطقة مما أدى لتناطبق تام بين الحد العلوي للساحات المماسية مع الحد السفلي لساحة الترقوة وسمي هذا الحد بخط التناطبق Match Line (ML). إن استخدام هذه التقنية ألغى حدوث نقاط عالية الجرعة في JA. وأعطت نتائج سريرية أفضل مما قبل [10] إلا إنه لوحظ عدم تجانس توزيع الجرعة في تلك المنطقة نتيجة لوجود نقاط منخفضة الجرعة أسفل ML وبالقرب منه [11]، كما هو موضح بالشكل (1-b)، حيث أن 10% من JA استلم 90% فقط من الجرعة الموصوفة (P_D) [12]. يعتبر هذا

الانخفاض في الجرعة غير منطقي من الناحية النظرية كونه عند استعمال ساحات متجاورة فإن الحد الفاصل بين تلك الساحات أي ML يقع في منطقة ظليل الحزمة أي أنه يجب أن يستلم 50% من PD من كل منطقة وبالتالي يجب أن يستلم 100% وهذا لا يحدث عند معالجة الثدي نظراً للشكل الهندسي المعقد لتلك المنطقة من الجسم. عزت بعض الأوراق العلمية أن السبب الرئيسي في عدم التجانس هو عدم الضبط الدقيق للمحددات الثانوية jaws or secondary collimators للحزمة الإشعاعية (أي أن المحدد قد لا يكون على الوضعية 0 تماماً) وذلك في دراسة أجريت على ست مسرعات مختلفة حيث بلغ عدم الدقة القيمة $\pm 3\text{mm}$ وترافق ذلك بعدم تجانس في توزيع الجرعة ما بين 5% إلى 25% وذلك حسب التقنية المستخدمة [13, 14].

تم اعتماد تقنية جديدة باستخدام حزم إلكترونية مجاورة للحزم الفوتونية والتي زادت الجرعة الصغرى (Minimum dose (D_{\min}) بنسبة 6% إلا أن الزيادة في الجرعة العظمى maximum dose (D_{\max}) تجاوزت 110% في مناطق اتصال حزم إلكترون/فوتون وخصوصاً في النسيج القريبة من الجلد [15].

تم في العمل [16] اعتماد طريقة أخرى تستند على تغيير تموضع وريقات المحدد متعدد الوريقات (Multi-leaf Collimator (MLC) لجميع الساحات المستخدمة عند JA بما يتناسب مع الحاجة في زيادة الجرعة أو إنقاصها والتي حسنت من الجرعة الصغرى D_{\min} لتزداد بحوالي 10%، إلا أن العمل [16] لم يعطي أي معلومات عن قيمة الجرعة العظمى D_{\max} . وفي دراسة حديثة [17] تم تطوير تقنية جديدة لتحسين تجانس الجرعة في JA وذلك بإضافة ساحتين متماسيتين subfields لكل ساحة مماسية حيث تمكنت هذه التقنية من زيادة D_{\min} بنسبة 10.8% بالمقارنة مع التقنية التقليدية ووصلت D_{\max} إلى 112%. إن الجرعة الإشعاعية العالية مبررة في مثل هذه الحالات المعقدة لكن الأفضل تحقيق الغاية المرجوة قدر الإمكان كما توصي المنظمة الدولية للوحدات والقياسات الإشعاعية International Commission

on Radiation Units and Measurements (ICRU) ألا تزيد الجرعة عن 107% وألا تقل عن 95% من P_D [18].

على الرغم من أن منطقة الاتصال JA صغيرة مقارنة مع حجم الورم الكلي إلا أنها مهمة جداً وترتكز عليها نتيجة المعالجة كونها جزء لا يتجزأ من الورم وبالتالي فإن تحسين توزيع الجرعة في تلك المنطقة أمر بالغ الأهمية لضمان تحقيق أكبر فائدة ممكنة من العلاج الشعاعي. يتمحور غرض هذا البحث بالحصول على توزيع جرعة أكثر تجانساً في JA عن طريق زيادة الجرعة الصغرى D_{min} أسفل خط التطابق ML ضمن الحدود المسموحة بما يتناسب مع توصيات ICRU وذلك من خلال تطوير وتقييم تقنيات جديدة تعتمد على توسيع المحددات الثانوية للمساحات المماسية بمقدار 1mm عند خط التطابق ML في JA.

2. مواد البحث وطرائقه:

2.1. الحالات السريرية:

اعتمد هذا البحث على اختيار عينة عشوائية تشمل 10 مرضى، من مجمل المرضى الذين تلقوا العلاج الشعاعي في مركز أبحاث وعلاج السرطان في مستشفى تشرين الجامعي في اللاذقية خلال عام 2020، في المستوى المتوسط والمتقدم من الورم ومتوسط أعمارهم $(44 \pm)$ (11y). جميع المرضى بدأوا علاجهم من خلال العمل الجراحي لاستئصال الثدي المصاب كلياً أو جزئياً اتبعه العلاج الكيميائي ثم المعالجة الإشعاعية.

2.2. مرحلة الطبقي المحوري:

تم تصوير المرضى باستعمال جهاز الطبقي المحوري المحوسب Computed Tomography (CT) متعدد الشرائح من النوع (Philips Big Bore, 16 slice) بوضعية الاستلقاء على الظهر مع وجود بورد للثدي بحيث يستطيع المريض رفع كلتا يديه خلف الرأس وتثبيتهما من خلال ذراعي البورد مع إمالة الرأس بالاتجاه المعاكس للثدي المصاب. يبلغ سمك الشريحة 5mm ويتم مسح المنطقة الممتدة من أعلى الفك السفلي إلى عدة سنتيمترات أسفل الثدي المصاب. بعد ذلك يتم نقل صور CT إلى نظام تخطيط المعالجة الإشعاعية (TPS) Treatment

Planning System من النوع (Eclipse®, Varian: version.10)، والذي يتم من خلاله تحديد الورم وتخطيط المعالجة وحساب الجرعة باستعمال خوارزميات رياضية معقدة.

2.3. تعريف الورم في نظام تخطيط المعالجة الإشعاعية TPS:

تم تحديد حجم الهدف السريري (CTV) Clinical Target Volume ويشمل جدار الصدر CTV_{wl} (حده العلوي عند الحافة السفلية لرأس الترقوة وحده السفلي 1cm أسفل الثدي المصاب) والعقد اللمفاوية تحت الإبط وفوق الترقوة CTV_{sc} (حده العلوي عند الغضروف الحلقي السفلي وحده السفلي عند رأس الترقوة) ويكون الـ CTV تحت سطح الجلد بمسافة 3mm ($CTV = 3mm + CTV_{wl} + CTV_{sc}$) ويُحدده طبيب متخصص بمعالجة الأورام. يتم تعريف حجم الهدف المخطط (PTV) Planning Target Volume بإضافة هامش أمان لـ CTV مقداره 5 mm ($PTV = CTV + 5mm$) [19]. للتمكن من قياس الجرعة في منطقة الاتصال JA تم تحديد حجم إضافي يشمل تلك المنطقة فقط وتم تعريفه بمقطعين بعرض 1cm على جانبي خط التتابع ML وعُرف بالرمز PTV_{JA} وهو جزء من PTV، أحد المقاطع هو المقطع العلوي من CTV_{wl} والمقطع الآخر يشمل المقطع السفلي من CTV_{sc} ، على الرغم من صغر حجمه (27 $cm^3 \pm 8$ مقارنة مع حجم الورم الكلي ($1115 \pm 123 cm^3$) إلا أنه جزء من الورم ويحتوي على الخلايا الورمية لذلك من الضروري أن يستلم هذا الحجم الصغير الجرعة الموصوفة كما هو الحال للحجم الكلي.

2.4. تقنيات تخطيط المعالجة:

التقنية الأولى أو التقنية التقليدية (T_1): يتم من خلال هذه التقنية تخطيط المعالجة الإشعاعية لأورام الثدي في أغلب مراكز أورام وعلاج السرطان وتُنجز باستعمال مركز معالجة مفرد مع نصف حزمة SIHB، يتم اختيار خط التتابع ML بحيث يكون أقرب ما يمكن لرأس العضد وذلك لتقليل جرعة الرئة أقل ما يمكن ويوضع الأيزوسنتر ISO بين منطقتي المعالجة (جدار الصدر WL والعقد اللمفاوية فوق الترقوة SC) عند نهاية خط التتابع من جهة رأس الترقوة، ثم يتم إنشاء خطتي معالجة. تستهدف الخطة الأولى منطقة WL وتنفذ باستعمال ساحتين

متماستين جانبية LTgF وعرضية MTgF بزوايا تُغطي كامل حجم الورم CTV_{wl} ، وفي الخطة الثانية يتم معالجة SC بساحة أمامية مائلة (10^0-15^0) أو بساحتين مائلتين متعاكستين وذلك حسب عمق المنطقة لضمان تغطية كامل الورم المستهدف لهذه المنطقة CTV_{sc} . لتطبيق الحزمة النصفية يتم وضع الحد العلوي للساحتين المتماستين على الوضع (0) أي ($Y_2 = 0$) وأيضا بالنسبة للحد السفلي لساحات فوق الترقوة SCF ($Y_1 = 0$) أي أن حدود ساحة المعالجة متطابقة بشكل تام عند ML الذي يقع عليه الأيزوسنتر ISO. تُجمع الخطتان السابقتان بخطة واحدة وذلك لمعرفة الجرعة الإشعاعية المستلمة للورم بما فيها JA من كلتا الخطتين معاً.

لوحظ عند استخدام هذه التقنية من أجل جميع المرضى المعالجين، أن هناك نقاط منخفضة الجرعة في منطقة الاتصال JA، وهذا يقتضي اقتراح ودراسة تقنيات جديدة تساعد على رفع الجرعة في تلك المنطقة.

التقنية الثانية (T₂): تم توسيع الساحة المماسية الجانبية 1mm فقط عند ML أي ($Y_2 = 1mm$) مع الحفاظ على البارامترات الأخرى كما هي.

التقنية الثالثة (T₃): تم توسيع الساحة المماسية العرضية 1mm فقط عند ML أي ($Y_2 = 1mm$) مع الحفاظ على البارامترات الأخرى كما هي.

التقنية الرابعة (T₄): تم توسيع كلا من الساحتين المتماستين العرضية والجانبية 1mm عند ML أي ($Y_2 = 1mm$ لكلا الساحتين) مع الحفاظ على البارامترات الأخرى كما هي.

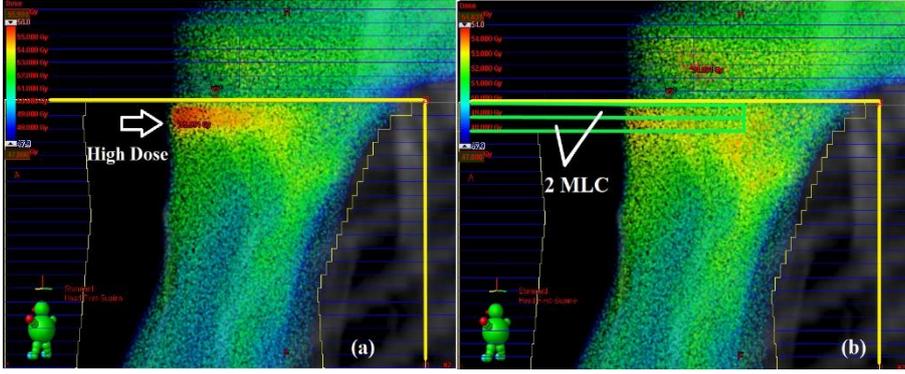
بلغت الجرعة الموصوفة P_D لجميع المرضى 50Gy، وتمت معالجتهم سابقاً باستعمال (T₁). يبين الجدول (1) تفاصيل خطة المعالجة لأحد المرضى لإظهار الاختلاف في التقنيات المدروسة.

الجدول (1): تفاصيل خطة المعالجة لأحد المرضى لإظهار الاختلاف بين التقنيات المدروسة. LTgF: الساحة المماسية الجانبية. MTgF: الساحة المماسية العرضية. SCF: ساحة فوق الترقوة. يلاحظ الاختلاف بين التقنيات في وضعية Y₂ فقط وباقي البارامترات ثابتة. (*): ساحة الترقوة هي نفسها لجميع التقنيات.

المحددان العلويان (cm)		المحددان السفليان (cm)		زاوية الساحة (°)	الطاقة (MV)	الساحات	التقنية
y ₂	y ₁	x ₂	x ₁				
0	20	16.8	0	309	6	LTgF	T ₁
0	20	0	16.8	120	6	MTgF	
+0.1	20	16.8	0	309	6	LTgF	T ₂
0	20	0	16.8	120	6	MTgF	
0	20	16.8	0	309	6	LTgF	T ₃
+0.1	20	0	16.8	120	6	MTgF	
+0.1	20	16.8	0	309	6	LTgF	T ₄
+0.1	20	0	16.8	120	6	MTgF	
8	0	4	13.3	350	18	SCF (*)	

2.5. ساحة ضمن ساحة FIF:

إن توسيع الساحات المماسية 1mm في منطقة الاتصال JA بهدف زيادة الجرعة الصغرى D_{min} قد يولد نقاط عالية الجرعة في تلك المنطقة نتيجة تداخل ساحات المعالجة المماسية مع فوق الترقوة SCF وخاصةً عند توسيع الساحتين المتماستين معاً، لذلك تم استعمال ساحات إضافية مأخوذة من الساحات الأساسية والتي تُسمى ساحة ضمن ساحة Field In Field (FIF) ومركزة في مناطق منخفضة الجرعة لزيادتها من جهة وتقليلها في مناطق عالية الجرعة من جهة أخرى للوصول لتوزيع جرعة متجانس على امتداد كامل الورم. يوضح الشكل (2) تأثير إضافة ساحة ضمن ساحة FIF على توزيع الجرعة بالقرب من خط التطابق ML، حيث تم إغلاق وريقتين من محدد MLC في مكان تموضع الجرعة العليا لتخفيضها قدر الإمكان، ويمكن إضافة أكثر من ساحة حتى تتحقق الغاية المرجوة.

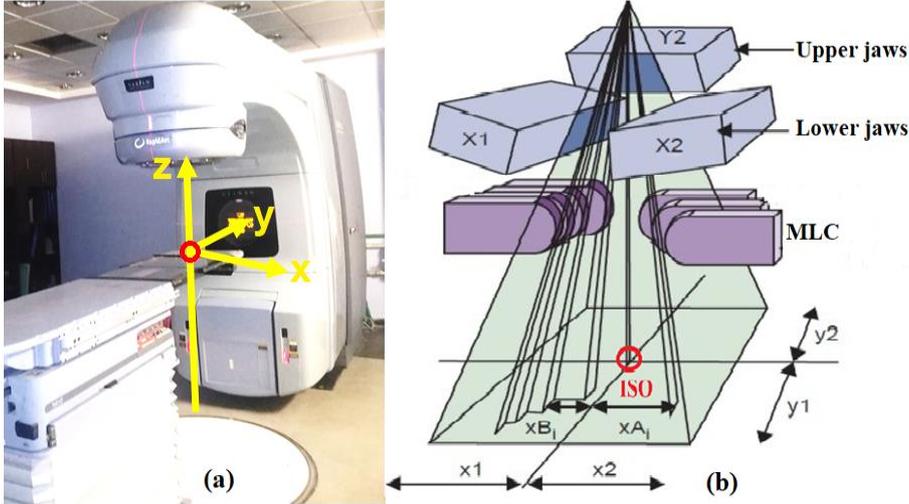


الشكل (2): تأثير استخدام ساحة ضمن ساحة FIF على توزيع الجرعة. (a): مكان ظهور أعلى جرعة High Dose بالقرب من منطقة الاتصال نتيجة توسيع المساحات المماسية 1mm. (b): تسليط ساحة جديدة FIF بتحريك وريقتين من وريقات MLC فقط لإغلاق مكان الجرعة العليا لتقليلها قدر الإمكان (الخطوط الخضراء).

2.6. جهاز المعالجة:

يوضح الشكل (3) جهاز المسرع الخطي الطبي Varian Clinac IX 5365 في مستشفى تشرين الجامعي في اللاذقية والمستخدم في معالجة أورام الثدي. يصدر هذا المسرع حزمتين من الفوتونات MV (6, 18) وستة حزم من الإلكترونات MeV (6, 9, 12, 15, 18, 21)، وتم في هذا البحث استخدام الفوتونات لمعالجة أورام الثدي. تم تحديد أبعاد ساحة المعالجة من خلال زوجين من المحددات الثانوية jaws or secondary collimators الموجودة في رأس المسرع (الشكل (3b))، زوج علوي (y_1, y_2) وآخر سفلي (x_1, x_2) وتم قياس الأبعاد x_1, x_2, y_1, y_2 من خلال بعدها عن المركز ISO وتم الحصول على نصف حزمة يجعل أحد هذه الأبعاد يساوي 0 أي منطبق على ISO.

يمكن مطابقة شكل الساحة الإشعاعية مع شكل الورم بدقة من خلال المحدد متعدد الوريقات MLC والذي يتكون من 120 وريقة وكل وريقة تتحرك بشكل مستقل عن الأخرى وبالتالي يمكن إنقاص الجرعة العالية بإغلاق إحدى الوريقات أو أكثر وزيادة الجرعة المنخفضة بفتح إحدى الوريقات أو أكثر كما هو الحال عند تطبيق تقنية FIF.



الشكل (3): (a) جهاز المسرع الخطي المستخدم لمعالجة أورام الثدي ونظام إحداثياته الثابت. (b) كيفية تموضع المحددات العلوية Y والسفلية X والمحدد متعدد الوريقات MLC في رأس المسرع الخطي. تشير الدائرة الحمراء الى مركز المعالجة ISO، وتشير الأسهم الصفراء الى الاتجاه الموجب لإحداثيات ISO.

2.7. تقييم تقنيات المعالجة:

تم تقييم تقنيات المعالجة والمقارنة فيما بينها من خلال:

2.7.1. منحنيات جرعة-حجم (DVHs): Dose volume histograms

تم تخطيط المعالجة الإشعاعية بحيث 95% من PTV استلم 95% من الجرعة الموصوفة P_D [18]. من أجل كل مريض ولكل تقنية تم توليد منحنيات جرعة-حجم DVH_s والتي تعطي معلومات دقيقة عن الجرعة الإشعاعية في كل نقطة من الورم وتم من خلالها حساب كلاً من الجرعة العظمى D_{max} والوسطية D_{mean} والصغرى D_{min} وكذلك حساب كلاً من $V_{100\%}$ و $V_{95\%}$ اللذان يمثلان حجم الورم الذي استلم 95% و 100% من P_D على الترتيب، وذلك من أجل كامل الحجم المخطط PTV وحجم منطقة الاتصال PTV_{JA} ، بالإضافة للأعضاء المتوقع تضررها (QARS) وهي القلب والرئة المجاورة للثدي المصاب والنخاع

الشوكي. كما تم إيجاد منحنى الجرعة - طول لدراسة تجانس توزيع الجرعة على امتداد خط التظابق ML.

2.7.2. دليل التجانس (HI) Heterogeneity Index:

تم حساب دليل تجانس توزيع الجرعة باستخدام العلاقة (1)، [18]:

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{P_D} \dots \dots \dots (1)$$

حيث:

P_D - الجرعة الموصوفة وهي 50Gy.

$D_{2\%}, D_{98\%}$ - الجرعات التي تغطي 98% و 2% من حجم الورم على الترتيب. تتراوح قيمة HI بين (0 - 1)، حيث تشير قيمة HI الأقرب إلى (0) إلى تجانس أفضل. تم حساب الفرق النسبي % ΔT للتقنيات المدروسة باستخدام العلاقة (2):

$$\Delta T (\%) = \frac{(T_i - T_1)}{\left(\frac{T_i + T_1}{2}\right)} \times 100 \dots \dots \dots (2)$$

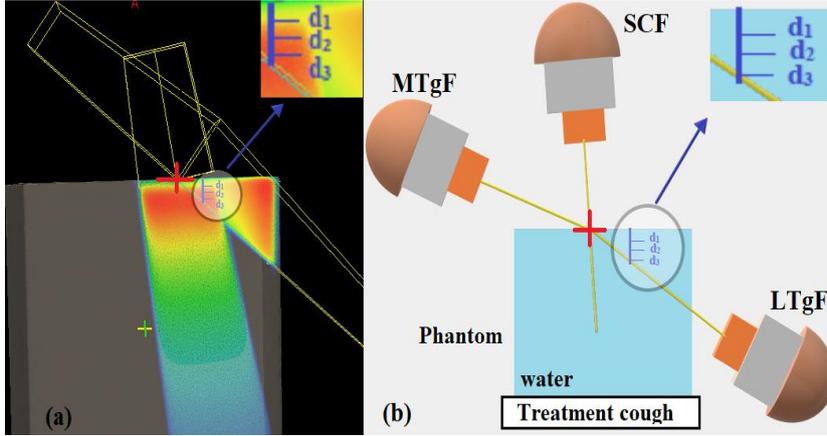
تدل قيم % ΔT الموجبة على أن قيمة المتغير المحسوبة باستعمال تقنيات التداخل (T_i , $i=2, 3, 4$) أعلى من تلك المحسوبة باستعمال التقنية التقليدية T_1 والقيم السالبة بالعكس.

2.7.3. القياسات التجريبية:

يقتضي التحقق من صحة مراعاة توسيع المساحات المماسية بمقدار 1mm في نظام تخطيط المعالجة TPS عند تطبيق خطة العلاج على جهاز المسرع الخطي، التحقق من صحة تموضع المحددات الثانوية للحزمة الإشعاعية (x, y) والذي يعد أمراً مهماً للغاية للوقوف على إمكانية تطبيق هذه التقنيات من عدمه. للتحقق من ذلك تم إجراء مقارنة للجرعة المحسوبة باستخدام برنامج Eclipse® TPS والجرعة المقاسة على المسرع في نفس الشروط تماماً، وذلك باستخدام برنامج ضمان الجودة الخاص بالمرضى حسب توصيات الوكالة الدولية للطاقة الذرية IAEA [20]، كما يلي:

2.7.3.1. الجرعة المحسوبة باستخدام Eclipse® TPS:

تم باستعمال TPS تصميم مجسم مائي أبعاده $(40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3)$ وكثافته (1 g/cm^3) المطابق تماماً للمجسم المائي المستخدم للقياس التجريبي. تم بدايةً ضبط ISO على سطح المجسم بحيث تكون المسافة بين مادة الهدف في رأس المسرع الخطي وسطح المجسم Source to Surface Distance (SSD) عند القيمة 100cm، تم تطبيق ساحات المعالجة كما في الجدول (1) وحساب الجرعة من أجل كل تقنية باستعمال خوارزمية Pencil Beam Convolution (PBC) وتم تسجيل قيم الجرعة عند ثلاث أعماق مختلفة أسفل منتصف خط التطابق ML $(d_1=1\text{cm}, d_2=2 \text{ cm}, d_3= 3 \text{ cm})$ ، كما هو موضح بالشكل (4a).



الشكل (4): الترتيب الهندسي لحساب الجرعة باستعمال المجسم المصمم في TPS (a)، وقياس الجرعة تجريبياً باستعمال المجسم المائي وحجيرة التأين (b)، عند الأعماق $(d_1=1\text{cm}, d_2= 2, d_3= 3 \text{ cm})$.
 LTgF: الساحة المماسية الجانبية. MTgF: الساحة المماسية العرضية. SCF: ساحة فوق الترقوة.

2.7.3.2. الجرعة المقاسة تجريبياً:

يوضع المجسم المائي على طاولة جهاز المعالجة ويضبط بدقة بحيث يكون $SSD=100\text{cm}$. تم استعمال حجيرة تأين من النوع Farmar حجمها الفعال 0.6 cm^3 تضبط بدقة داخل المجسم

ليكون مركز الحجم الفعال للحجيرة عند ISO وموصولة مع جهاز الكتروني PTW Unidos electrometer معاير لتسجيل قيمة الجرعة، تُسحب الحجيرة أفقياً إلى منتصف خط التطابق ML ثم يتم إنزالها شاقولياً تحت سطح الماء ليتم قياس الجرعة عند الأعماق d_1, d_2, d_3 ، كما في الشكل (4b).

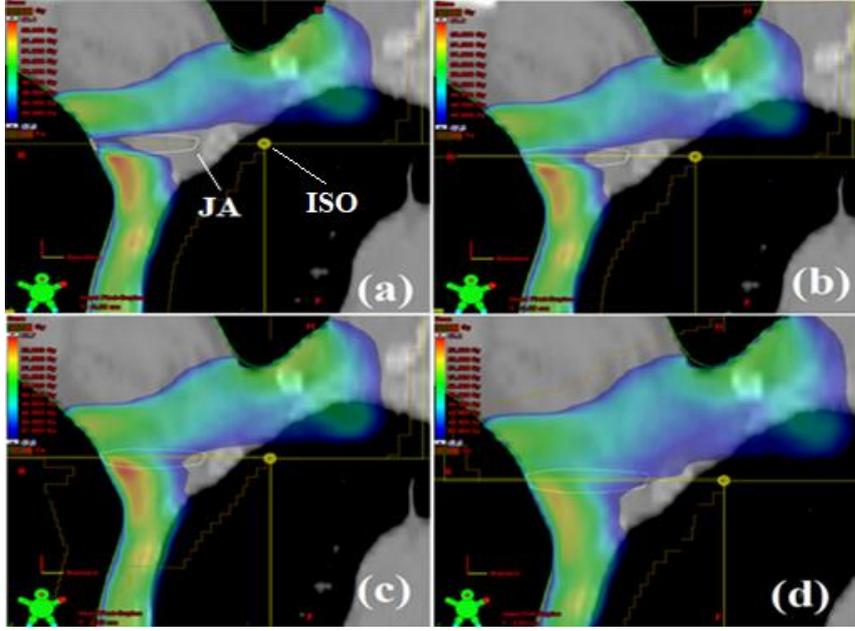
2.8. الدراسة الإحصائية:

تم استعمال اختبار Wilcoxon signed rank في البرنامج الإحصائي IBM SPSS Statistics 22 لحساب القيمة P-value، تم إجراء الاختبار الإحصائي بنسبة خطأ $\alpha = 5\%$ وبدرجة وثوقيه 95% [21]. يعتبر اختلاف الجرعة بين التقنيات جوهرياً وذو أهمية إذا كانت ($p < 0.05$). سيتم عرض البيانات في متن النص بالشكل (P-value, $\Delta T \pm SD$) وفي الجداول بالشكل (average \pm SD)، حيث SD الانحراف المعياري standard deviation.

3. النتائج والمناقشة:

3.1. توزيع الجرعة في منطقة الاتصال JA:

يوضح الشكل (5) توزيع 95% من الجرعة الموصوفة في حجم الهدف المخطط PTV من أجل التقنيات الأربع المدروسة، يلاحظ من هذا الشكل تحسن توزيع الجرعة تدريجياً في منطقة الاتصال JA لتقنيات توسيع محدد الحزمة 1mm بالمقارنة مع التقنية التقليدية T_1 ويبلغ هذا التحسن ذروته عند T_4 حيث تم تغطية أكبر جزء ممكن من JA بالجرعة الموصوفة.



الشكل (5): توزيع 95% من سطوح تساوي الجرعة من أجل التقنيات المدروسة في منطقة الاتصال JA (اللون الأبيض). (a) T1: مركز معالجة واحد باستعمال حزمة نصفية. (b) T2: توسيع الساحة المماسية الجانبي 1mm. (c) T3: توسيع الساحة المماسية العرضية 1mm. (d) T4: توسيع الساحتين الجانبية والعرضية معاً 1mm. تشير الدائرة الصفراء لمركز المعالجة ISO.

يبين الجدول (2) بارامترات قياس الجرعة في منطقة الاتصال JA نتيجة تحليل منحنيات DVH_s لجميع المرضى لمقارنة تقنيات توسيع محدد الحزمة (T₂, T₃, T₄) مع التقنية التقليدية (T₁). بينت نتائج حساب دليل التجانس HI تحسن تجانس توزيع الجرعة في تلك المنطقة فمن أجل T₂ (-9.9 ± 14%, p = 0.08) ومن أجل T₃ (-18.7 ± 17.9%, p = 0.02) ومن أجل T₄ (-29.9 ± 16.9%, p < 0.01).

يُعزى التحسن في تجانس توزيع الجرعة بشكل رئيسي إلى تطبيق تقنية FIF التي ساهمت في زيادة الجرعة عند حواف منطقة الاتصال القريبة من نقطة ISO من جهة وتقليلها في مناطق الجرعة العالية من جهة أخرى، ويظهر هذا التحسن جلياً من أجل الجرعة الوسطية D_{mean} : فمن أجل T_2 ($2.52 \pm 1.67\%$, $p = 0.01$) ومن أجل T_3 ($2.79 \pm 2.30\%$, $p = 0.01$) ومن أجل T_4 ($4.67 \pm 1.68\%$, $p < 0.01$) مما يدل على أن الفروقات ما بين الجرعة العظمى D_{max} والصغرى D_{min} في JA أصبحت أقل بالمقارنة مع T_1 وخاصة عند T_4 التي أعطت أفضل قيمة لمؤشر التجانس HI.

الجدول (2): بارامترات قياس الجرعة في منطقة الاتصال JA. عرضت البيانات بالشكل $(\text{average} \pm \text{SD})$. $D_{98\%}$ و $D_{2\%}$: الجرعة المستلمة من 2% و 98% من حجم منطقة الاتصال PTV_{JA} على الترتيب. HI: معامل تجانس الجرعة، تم حساب قيمته باستخدام المعادلة (1). D_{mean} : الجرعة الوسطية. D_{max} : الجرعة العظمى. D_{min} : الجرعة الصغرى. $V_{95\%}$ و $V_{100\%}$: الحجم الذي استلم 95% و 100% من الجرعة الموصوفة P_D على الترتيب.

T ₄	T ₃	T ₂	T ₁	البارامتر
52.75 ± 0.63	51.98 ± 0.75	52.05 ± 0.58	50.90 ± 1.34	D _{2%} (Gy)
47.29 ± 0.86	47.29 ± 0.87	46.93 ± 1.08	45.25 ± 1.62	D _{98%} (Gy)
0.08 ± 0.01	0.09 ± 0.02	0.10 ± 0.01	0.11 ± 0.02	HI
50.65 ± 0.79	49.70 ± 0.64	49.57 ± 0.83	48.35 ± 1.25	D _{mean} (Gy)
53.63 ± 0.47	52.83 ± 0.69	52.82 ± 0.79	51.49 ± 0.87	D _{max} (Gy)
47.12 ± 0.72	45.59 ± 0.51	45.20 ± 0.83	42.99 ± 1.51	D _{min} (Gy)
95.91 ± 3.58	85.42 ± 4.93	84.05 ± 5.09	50.18 ± 16.52	V _{95%} (%)
59.92 ± 11.65	33.73 ± 10.78	26.01 ± 9.81	16.03 ± 10.11	V _{100%} (%)

كما ويلاحظ أيضاً من الجدول (2) زيادة قيمة الجرعة الصغرى D_{min} :

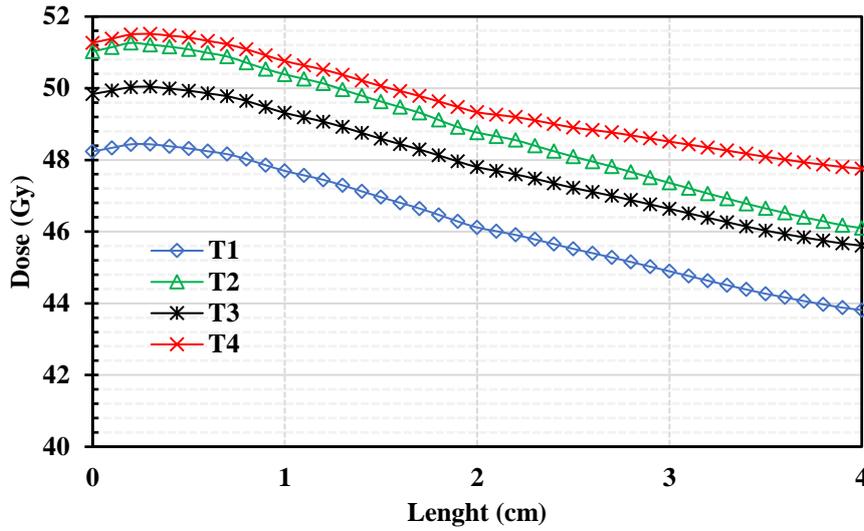
فمن أجل T_2 ($5.06 \pm 2.79\%$, $p = 0.01$) ومن أجل T_3 ($5.92 \pm 3.23\%$, $p = 0.01$) ومن أجل T_4 ($9.21 \pm 3.68\%$, $p < 0.01$)، مما يساعد لتكون قيمة D_{min} أقرب ما يمكن للجرعة الموصوفة P_D .

ومن جهة ثانية يلاحظ أن حجم 95% P_D ($V_{95\%}$) وكذلك حجم 100% P_D ($V_{100\%}$) قد ازدادت قيمه بشكل واضح بالمقارنة مع T_1 ، وخاصة عند T_4 :

حيث بلغت القيمة ($62.61 \pm 29.50\%$, $p < 0.01$) و ($115.59 \pm 35.17\%$, $p < 0.01$) على الترتيب، وبالتالي تغطية أكثر للورم في JA بالجرعة الموصوفة. ويلاحظ أيضاً من الجدول (2) أن قيمة الانحراف المعياري كبيرة في بعض البارامترات المدروسة وذلك لكون المقارنة بين التقنيات تتم بالنسبة لحجم منطقة الاتصال JA وهي صغيرة نسبياً ($27 \pm 8 \text{ cm}^3$) مقارنة مع حجم الورم الكلي ($1115 \pm 123 \text{ cm}^3$) ونظراً لصغر هذا الحجم فمن الصعب جداً أن تكون تغطيته بـ 95% و 100% من الجرعة الموصوفة متقاربة بين الحالات المدروسة.

3.2. توزع الجرعة عند خط التطابق JA:

يوضح الشكل (6) توزع الجرعة على امتداد خط التطابق ML وفق المحور X، الناتج من حساب الجرعة باستعمال خوارزمية PBC في نظام تخطيط المعالجة الإشعاعية TPS. يلاحظ من هذا الشكل تناقص في قيمة الجرعة من أجل جميع التقنيات كلما اقتربنا من مركز المعالجة ISO، ويمكن تفسير ذلك لانحناء جدار الصدر من جهة وسماكة المنطقة تحت الإبط من جهة أخرى مما يجعل اختراق الحزمة للجسم أقل كلما اقتربنا من ISO كونه موجود بالقرب من رأس الترقوة وخط التطابق JA أقرب ما يمكن لرأس العضد. كما ويلاحظ أيضاً من الشكل (6) أن الجرعة تكون أخفض ما يمكن عند T_1 (43.8 Gy (87.6%))، وأنها تزداد تدريجياً إلى (45.6 Gy (91.2%)) من أجل T_2 ثم إلى (46.1 Gy (92.2%)) من أجل T_3 وتبلغ أعلى قيمة ممكنة عند T_4 (47.7 Gy (95.4%))، مما يشير إلى أن هذه التقنية قد حققت ازدياد للجرعة الصغرى D_{min} عند JA بنسبة 8.6%، وهذا يدل على أن توسيع الساحات المماسية من جهة واحدة فقط غير كافي لإحداث التغيير المطلوب كون التحسن يحدث فقط من جهة الساحة الموسعة نظراً لسماكة منطقة المعالجة وتأثيرها في توهين الحزمة، لذلك توسيع الساحتين المتماستين معاً يعطى توازن أكبر بسبب القدرة على الاختراق وتعويض توهين الحزمة مع العمق (سماكة الورم).



الشكل (6): منحنى جرعة-طول لتوزيع الجرعة من أجل التقنيات المدروسة على امتداد خط التطابق ML.

3.3. جرعة الأعضاء المتوقع تضررها QAR_s .

يعطي الجدول (3) جرعة الأعضاء المتوقع تضررها QAR_s بالنسبة إلى جميع التقنيات المدروسة. ويلاحظ عدم وجود فروقات كبيرة بين هذه التقنيات عند حساب توزيع الجرعة في تلك الأعضاء حيث $(P > 0.05)$.

الجدول (3): مقارنة جرعة الأعضاء المتوقع تضررها QAR_s لجميع التقنيات المدروسة. عرضت البيانات بالشكل $(average \pm SD)$. $V_{20\%}$ و $V_{30\%}$: حجم الرئة الذي استلم 95% و 100% من الجرعة الموصوفة على الترتيب. D_{mean} : الجرعة الوسطية. D_{max} : الجرعة العظمى.

T4	T3	T2	T1	البارامتر	العضو
25.53 ± 5.63	25.42 ± 3.73	25.46 ± 5.08	25.25 ± 4.34	$V_{20\%}$ (%)	الرئة المجاورة
20.36 ± 4.24	20.18 ± 3.87	20.27 ± 3.12	20.09 ± 3.66	$V_{30\%}$ (%)	الرئة المجاورة
8.37 ± 3.01	8.37 ± 3.02	8.37 ± 2.11	8.50 ± 2.02	D_{mean} (Gy)	القلب
33.52 ± 4.78	33.52 ± 4.16	33.42 ± 5.83	33.52 ± 4.25	D_{max} (Gy)	النخاع الشوكي

إن عدم حدوث تغير في جرعة القلب والنخاع الشوكي أمر واقعي لعدم حدوث أي تغير بين التقنيات من جهة هذين العضوين، إلا أن سبب عدم ازدياد جرعة الرئة فهو وجود حد التطابق ML بالقرب من رأس العضد وبالتالي حجم الرئة بالكامل تقريباً استلم جل جرعته من الساحات المماسية مع جرعة قليلة من ساحات منطقة الترقوة، بالإضافة الى ذلك فإن استخدام تقنية FIF أتاح المجال لإغلاق بعض وريقات MLC لتغطية جزء الرئة القريب من الورم مما حافظ على جرعة الرئة بدون زيادة ملحوظة.

3.4. القياسات التجريبية:

يعطي الجدول (4) مقارنة بين الجرعة المحسوبة D_C باستعمال TPS والجرعة المقاسة D_M باستعمال حجيرة التأين في نفس الشروط. يلاحظ من الجدول أن الفروقات بينهما من أجل جميع التقنيات وعند الأعماق الثلاث بلغت نحو $(2.03 \pm 0.79\%)$. على الرغم من أن هذه القيمة مقبولة كونها أقل من 3% إلا أنها كبيرة نسبياً، ويُفضل أن تكون أقل من ذلك، باعتبار أن إنجاز القياس والحساب قد تم في نفس الشروط تماماً، هذا فضلاً عن أن خرج المسرع مضبوط بدقة تبلغ $(1\text{Gy}=100\text{MU})$ ، حيث أن MU هي عدد وحدات المراقبة Monitor Unite التي يصدرها المسرع الخطي.

الجدول (4): مقارنة الجرعة المحسوبة مع الجرعة المقاسة لجميع التقنيات المدروسة. d_1, d_2, d_3 : قياس الجرعة عند الأعماق 1cm, 2cm, 3cm تحت سطح الفانتوم وأسفل خط الاتصال ML. D_C : الجرعة المحسوبة باستعمال TPS. D_M : الجرعة المقاسة باستعمال حجيرة التأين.

T ₄		T ₃		T ₂		T ₁		التقنية
D_M	D_C	D_M	D_C	D_M	D_C	D_M	D_C	الجرعة (Gy)
1.90	1.86	1.83	1.78	1.79	1.74	1.72	1.69	$d_1=1\text{ cm}$
1.96	1.93	1.88	1.86	1.89	1.87	1.80	1.78	$d_2=2\text{ cm}$
2.01	1.96	1.93	1.88	1.88	1.84	1.85	1.80	$d_3=3\text{ cm}$
2.06 ± 0.49		2.15 ± 0.94		2.02 ± 0.89		1.87 ± 0.82		$\Delta \bar{D} \mp SD(\%)$

يلاحظ من الجدول (4) أن الفروقات ازدادت عند استعمال تقنيات توسيع محدد الحزمة مما يؤكد على وجود اختلاف في وضعيات محددات الحزمة (X, Y) بين نظام تخطيط المعالجة TPS والمسرّع الخطي وللحصول على نتائج أفضل يجب إجراء معايرة دورية للتحقق من دقة تموضع تلك المحددات.

تم تطوير العديد من الأبحاث بهدف زيادة الجرعة المنخفضة عند المعالجة الإشعاعية لأورام الثدي، ساهم المرجع [15] في زيادة الجرعة الصغرى D_{min} بنسبة 7.23% من 80% الى 86% من خلال تسليط حقول الكترونية بالإضافة للفوتونات لكن الجرعة العظمى D_{max} تجاوزت (120%) 60Gy، بينما من خلال المرجع [16] زادت D_{min} بنسبة 9.35% من 40.44Gy (80.88%) الى 44.41Gy (88.82%) وذلك من خلال سحب كل وريقات MLC مسافة 0.5mm عند خط التطابق ML من أجل كلا من الساعات المماسية وساعات فوق الترقوة SCF مع دوران محدد الحزمة 270^0 . ومن أجل المرجع [17] ازدادت D_{min} بنسبة 13.73% من 36.57Gy (73.14%) الى 41.96Gy (83.92%)، من خلال إضافة ساحتين فرعيتين لكل ساحة مماسية في منطقة الاتصال JA وكل ساحة تعطي 10MU.

بالنسبة لهذا البحث فقد ساهم في زيادة D_{min} بنسبة 9.17% من 85.98% الى 94.24% من خلال توسيع الساعات المماسية 1mm مع تطبيق تقنية ساحة ضمن ساحة FIF. على الرغم من أن نسبة الزيادة في الجرعة الصغرى كانت أعلى في المرجع [17] إلا أنها لم تتجاوز 83.92% في حين بلغت قيمة D_{max} (113%) 56.66Gy بينما كانت D_{max} في هذا البحث 54.6Gy (109%) إضافة لذلك فإن تجانس توزيع الجرعة HI كان أفضل في هذا البحث بالمقارنة مع المرجع [17].

يعطي الجدول (5) مقارنة بارامترات قياس الجرعة بين المرجعين [16, 17] وهذا البحث. يلاحظ تناقص الجرعة العظمى D_{max} في هذا البحث في كل من منطقة الاتصال PTV_{JA} والورم الكلي PTV وبالمقابل زيادة في الجرعة الصغرى D_{min} بالمقارنة مع هذين المرجعين، مما حسن من تجانس توزيع الجرعة في JA.

الجدول (5): مقارنة بين هذا البحث والمرجعين [16, 17] من أجل جرعة PTV. عرضت البيانات بالشكل (average ± SD). PTV_{JA}: حجم منطقة الاتصال JA فقط. PTV_S: كامل حجم الورم والذي يشمل جدار الصدر PTV_{WL} وفوق الترقوة PTV_{SC} مع منطقة الاتصال PTV_{JA}. D_{max}: الجرعة العظمى. D_{min}: الجرعة الصغرى. HI: معامل تجانس الجرعة.

HI	PTV		HI	PTV _{JA}		المرجع
	D _{min} (%)	D _{max} (%)		D _{min} (%)	D _{max} (%)	
1.08 ± 0.02	65.22 ± 6.74	113.32 ± 1.05	1.09 ± 0.03	83.92 ± 6.09	112.12 ± 1.51	Ref. 17
-	-	-	-	88.83 ± 1.27	-	Ref. 16
0.09 ± 0.04	76.01 ± 4.62	109.12 ± 1.31	0.08 ± 0.01	94.25 ± 0.27	107.28 ± 0.47	This work

ناقش المرجع [14] تأثير اجراء تداخل 1mm من جهة ساحة الترقوة فقط والمتبع في بعض مراكز تقديم العلاج الشعاعي حول العالم بهدف تعويض نقص الجرعة في JA، إلا أن هذه الطريقة كان تأثيرها السلبي على كلاً من جرعة الرئة والجرعة العظمى D_{max} أكبر بكثير من إيجابيات الزيادة الحاصلة في D_{min} على خلاف هذا البحث حيث تمت زيادة D_{min} في JA مع الحفاظ على جرعة QAR_s بما فيها الرئة (الجدول (3)).

درس المرجع [13] أسباب عدم تجانس توزيع الجرعة في JA واستنتج أن الارتياح في وضعية المحددات الثانوية للحزمة هو العامل الرئيسي في عدم الدقة مقارنة بالأخطاء الناتجة عن وضعية المريض وخوارزميات حساب الجرعة وقد يصل الى 5% عند تطبيق تقنية مركز معالجة مفرد وذلك حسب عمر المسرع واستخدامه، وهذا ما يفسر الاختلاف بين القيمة المحسوبة D_c والمقاسة D_m في هذا البحث بعد ضبط خرج المسرع الخطي (1Gy = 100MU) مع خوارزمية حساب الجرعة PBC وثبات وضعية الجسم المائي، حيث وصل الارتياح في وضعية المحدد الى 2% وهو أقل من المرجع [13] لكن هذه النسبة قد تزداد مع الزمن لذلك لابد من المراقبة والقياس الدوري والضبط الهندسي.

4. الاستنتاجات:

تم في هذا البحث تطوير وتقييم تقنيات جديدة (T₂, T₃, T₄) لتحسين توزيع الجرعة في JA عند المعالجة الإشعاعية الخارجية لأورام الثدي من خلال توسيع المحددات الثانوية للمساحات

المماسية بمقدار 1mm، دلت نتائج هذا البحث على أن توسيع الساحات المماسية من جهة واحدة فقط T_2 و T_3 أعطى نتائج أفضل عند المقارنة مع التقنية التقليدية T_1 وأقل عند المقارنة مع T_4 حيث تم توسيع الساحتين المتماستين معاً وذلك من أجل جميع البارامترات المدروسة، ويمكن تفسير ذلك بقدرة T_4 على إحداث توزيع جرعة أكثر توازناً بسبب القدرة على الاختراق وتعويض توهين الحزمة مع العمق بالمقارنة مع T_2 و T_3 حيث أن توسيع ساحة واحدة فقط ستخفض الجرعة تلقائياً مع العمق لكن توسيع الساحة المماسية الأخرى سيعوض هذا التوهين ويحدث توازن أكثر على امتداد الحزمة، حيث ساهمت T_4 في:

• تقليل الفارق بين قيمة الجرعة العظمى D_{max} والجرعة الصغرى D_{min} في منطقة الاتصال JA بنسبة 32% حيث كان الفارق بينهما في T_1 18% وأصبح في T_4 13% (الجدول (2)) مما حسن قيمة مؤشر التجانس HI بنسبة 31.6% ($P < 0.05$) من القيمة 0.11 الى القيمة 0.08 (الجدول (2)).

• سحب ظليل الحزمة للساحتين المتماستين معاً 1mm مما أدى إلى ازدياد قيمة D_{min} في كلاً من JA و ML بنسبة 9.2% (الجدول (2)) و 8.5% (الشكل (6)) على الترتيب، وسبب كون الزيادة في JA أكبر لأن ML أقرب الى ظليل الحزمة الجديدة بعد التوسيع (حافة الحزمة) من JA، والذي بدوره أيضاً ساهم في تحسين تغطية JA بالجرعة الموصوفة P_D حيث ازدادت قيمة $V_{95\%}$ و $V_{100\%}$ بنسبة 62.6% و 115% على الترتيب (الجدول (2)).

• تخفيض الجرعة العظمى في كامل الـ PTV بنسبة 1% فقط حيث كانت 110.3% في T_1 وأصبحت 109.1% في T_4 ، على الرغم من ازديادها في JA بنسبة 4% حيث كانت 103% في T_1 وأصبحت 107% في T_4 إلا أن هذا الازدياد كان أقل عند المقارنة مع أبحاث منشورة (الجدول (5)). إن تطبيق تقنية ساحة ضمن ساحة FIF ساهم في جعل الجرعة العظمى خارج JA وهذا الأمر ضروري جداً كون أي ارتياب في ضبط المريض سيكون له تأثير مضاعف لو كانت الجرعة العظمى في JA.

• لم يكن هناك أي تأثير على جرعة الأعضاء المتوقع تضررها OAR ($P > 0.05$) (الجدول (3))، حيث بقيت ضمن الحدود المسموحة.

أظهرت النتائج التجريبية أن الاختلاف بين القيمة المقاسة D_m والمحسوبة D_c للجرعة قد وصل الى 2% نتيجة عدم الدقة في وضعية المحددات الثانوية للحزمة الإشعاعية (الجدول (4)) وهي مقبولة عملياً كونها أقل من 3%، لكن هذا الاختلاف قد يزداد مع الزمن نتيجة الاستعمال المتكرر واليومي للمسرعات الخطية الطبية لذلك لابد من تقليله قدر الإمكان من خلال الضبط الهندسي الدقيق والمتكرر للوصول الى أعلى دقة ممكنة.

لا يوصى بتوسيع المحددات الثانوية للساحات المماسية عند معالجة أورام الثدي باستعمال أجهزة الكوبالت المشع لأنها أجهزة نصف آلية ويتم فيها تخطيط المعالجة يدوياً ولذلك هناك احتمالية كبيرة جداً لحدوث جرعات إشعاعية عالية في منطقة الاتصال JA، ومن جهة أخرى يمكن استخدام تقنيات التوسيع على المسرعات الخطية الطبية التي يتم من خلالها تنفيذ تقنيات حديثة مثل IMRT و VMAT لزيادة الجرعة الصغرى في JA لأن هذه التقنيات تتيح العديد من الخيارات التي يمكن من خلالها تقليل الجرعة العظمى الناتجة عن ذلك.

أكدت نتائج هذا البحث على أهمية تطبيق تقنية توسيع الساحتين المتماستين معاً T_4 في مراكز أبحاث وعلاج السرطان لمعالجة أورام الثدي كونها ساهمت بشكل كبير في تحسن توزيع الجرعة في منطقة الاتصال JA بدون تأثير ملحوظ على الأعضاء المتوقع تضررها OAR، وبالتالي فإن استخدام هذه التقنية سيساعد في تحسين جودة المعالجة وتخفيف المضاعفات الجانبية المحتمل حدوثها عند المعالجة باستعمال الطريقة التقليدية T_1 ، لكن تطبيق هذه التقنية يجب أن يكون مشروط بإجراء ضبط جودة دوري لمحددات الحزمة الإشعاعية لتحقيق أكبر فائدة ممكنة منها، لذلك يوصى بجعل هذا الإجراء ضمن خطة ضمان الجودة المتبعة في مراكز أبحاث وعلاج السرطان.

المراجع

- [1] Hoskin, P.J., Rajan, B., Ebbs, S., et al. (1992). Selective avoidance of lymphatic radiotherapy in the conservative management of early breast cancer. *Radiother Oncol*, 25, 2, p: 83–8.
- [2] Vicini, F.A., Horwitz E., Lacerna M., et al. (1997). The role of regional nodal irradiation in the management of patients with early-stage breast cancer treated with breast-conserving therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 39, 5, p. 1069–76.
- [3] Fisher, B., Jeong, J., Anderson, S., Bryant, J., Fisher, E., (2002). Twenty-five-year follow-up of a randomized trial comparing radical mastectomy, total mastectomy, and total mastectomy followed by irradiation. *N Engl J Med*; 347, 8, p.567–75.
- [4] Mahmoud, A., Somayeh, N., Mahbod E, Mehdi, A., Vahid, C., Ghazale, G., (2013). Optimization of three-dimensional planning dosimetric in breast phantom for match region of supraclavicular and tangential fields. *J Cancer Res Ther*; 9, 1, p. 64-70.
- [5] Miles, E., Venables, K., Hoskin, P., Aird, E., (2009). Dosimetry and field matching for radiotherapy to the breast and supraclavicular fossa. *Radiother Oncol*; 91, 1, p.42-48.
- [6] Marshall, M., (1993). Three-field isocentric breast irradiation using asymmetric jaws and a tilt board. *Radioth Oncol*; 28. 3, p. 228-232.
- [7] Klein, E., Taylor, M., Michaletz, M., Zoeller, D., Umfleet, W., (1994). A mono isocentric technique for breast and regional nodal therapy using dual asymmetric jaws. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 28, 3, p.753-760.
- [8] Romeo, N.; (2012). A new isocentric technique for exact geometric matching in the radiotherapy of the breast and ipsilateral supraclavicular fossa using dual asymmetric jaws. *Phys Med*; 28, 4, p. 281-287.
- [9] John, K., Kalliopi, P., et al., (2017). Review of the three-field techniques in breast cancer radiotherapy. *JBUON*, 22, 3, p. 599-605
- [10] Craig, B., Alexander, W., et al., (2016). A novel dynamic field- matching technique for treatment of patients with para-aortic node-positive cervical cancer: Clinical experience. *Reports of practical oncology and radiotherapy*, 21, 1, p: 37–41.
- [11] Khan, Gibbons, Sperduto. (2016). **Treatment Planning in Radiation Oncology**. 4th. USA: Philadelphia. Wolters Kluwer. P: 949.

- [12] Homann, K., Gates, B., Salehpour, M., et al, (2010). Use of a match line dosimetry analysis tool (MDAT) to quantify dose homogeneity in the region between abutting tangential and supraclavicular radiation fields. *J Appl Clin Med Phys*; 11, 4, p. 3294.
- [13] Han, T., Tailor, R., Melancon, A., et al., (2013). A Comprehensive Investigation of Dosimetric Uncertainties in Junction Region of Breast Supraclavicular and Tangential Fields. *Medical physics*, 40, 6, p: 86-86.
- [14] Emma, H., Anna, B., Roumiana, C., (2015). Jaw position uncertainty and adjacent fields in breast cancer radiotherapy. *Journal of applied clinical medical physics*; 16, 6, p. 240-251.
- [15] Pauliina, W., Sami, S., et al. (2014). Isocentric integration of intensity-modulated radiotherapy with electron fields improves field junction dose uniformity in postmastectomy radiotherapy. *Acta Oncologica*, 53, 8, p. 1019–1026.
- [16] Woo, J., Joo, H., et al., (2019). A study on Dose of the Junction in Radiotherapy of Breast Cancer including SCL. *Radiotherapy and Oncology*, 133, 1, p: S1205.
- [17] Suyan, B., Qian, W., (2020). Novel method of radiotherapy planning to improve the dose homogeneity at the junction region for breast cancer. *Precision Radiation Oncology*, 4, 4, p: 106–112.
- [18] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), (2010). The ICRU Report 83: prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy. *Journal of the ICRU*, 10, 1, p: 27–40.
- [19] Frank, V., Kathryn, W., William, S., et al., (2005). A phase I/II trial to evaluate three-dimensional conformal radiation therapy confined to the region of the lumpectomy cavity for Stage I/II breast carcinoma: initial report of feasibility and reproducibility of Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) Study 0319. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 63, 5, p:1531-7.
- [20] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2013). **Record and verify systems for radiation treatment of cancer: acceptance testing, commissioning and quality control.** Vienna: Austria. IAEA human health reports No. 7. p: 31-37.

- [21] Chaikh, A., Giraud, JY., Perrin, E., et al., (2014). The choice of statistical methods for comparisons of dosimetric data in radiotherapy. *Radiation oncology*, 9, 1, p: 205.