مجلة جامعة طرطوس للبحوث والدراسات العلمية_ سلسلة العلوم الأساسية المجلد (٩) العدد (١) ٢٠٢٥

Tartous University Journal for Research and Scientific Studies –Basic Sciences Series Vol. (9) No. (1) 2025

"مقارنة بين تقنيات مختلفة لعلاج سرطان الثدي باستخدام العلاج الإشعاعي المطابق $(3D-CRT)$ "

الدكتور آصف يوسف*

الدكتور بسام سعد**

سوزان حسن***

(تاريخ الإيداع ٢/٥/ ٢٠٢٥ – تاريخ النشر ٤/٢٣/ ٢٠٢٥)

□ ملخّص □

جرى في هذا البحث تقييم توزع الجرعة الإشعاعية باستخدام تقنيات مختلفة تستخدم في علاج أورام الثدي، وهي تقنية مركز معالجة مفرد T_1 وتقنيات مركزي معالجة T_2 و T_3 و T_4 مع تطبيق حزم نصفية وكاملة لجدار الصدر ومنطقة الترقوة. تم حساب عدد وحدات المراقبة Monitor Unit (MU) وإعطاء منحنيات(جرعة_ حجم) Dose Volume Histograms (DVH_S) وتحليلها وحساب دلائل الجودة للمقارنة بين التقنيات. كما تم حساب الجرعة الممتصة من الأعضاء السليمة المجاورة للورم والمقارنة بين جرعات D_{min} و D_{mean} وD_{max} لكل خطة علاج. بالأضافة لاستخدام اختبار Wilcoxon لحساب القيمة الإحصائية p–value، وعرض نتائج جميع حجوم الهدف المخططة Planning Target Volume $(n = 22PTV)$ بالشكل: (المتوسط ± الانحراف المعياري) والقيمة الوسطى و القيمة الاحصائية P–value التي تبرز الاختلاف الجوهري بين التقنيات. أظهرت النتائج أن T_1 تقلل عدد وحدات المراقبة MU أي $(P < 0.05)$، وتحليل منحنيات جرعة حجم ل T_1 و T_2 و T_3 و T_4 يبين أن T_1 تُدخل تحسناً للجرعة العظمى D_{max} والجرعة الصغرى D_{min} و $V_{100\%}$ و $D_{95\%}$ بدون جرعة عالية في منطقة الاتصال، ولا يوجد أي اختلاف جوهري بين التقنيات لجرعة Organs At Risk (OAR). تُظهر نتائج T_1 توزع جرعة أكثر تجانساً داخل المنطقة المخططة للورم، وأيضاً تغطية الجرعة الموصوفة للهدف المخطط يكون أفضل مما هو عليه في التقنيات الاخرى، وبالتالي يمكننا استخدام T_1في أنظمة تخطيط المعالجة الإشعاعية لأورام الثدي بدرجة وثوقية عالية.

الكلمات المفتاحية: أورام الثدي، المعالجة الإشعاعية المطابقة $3D_$ ، تقنية مركز معالجة مفرد T_1، أنظمة تخطيط المعالجة TPS .

*أستاذ مساعد – قسم الفيزياء – كلية العلوم – جامعة طرطوس – طرطوس – سورية.

** أستاذ – قسم المعالجة الإشعاعية – مستشفى اللاذقية الجامعي – اللاذقية – سورية .

***طالبة دراسات عليا (ماجستير) – قسم الفيزياء – كلية العلوم – جامعة طرطوس – طرطوس – سورية.

مجلة جامعة طرطوس للبحوث والدراسات العلمية_ سلسلة العلوم الأساسية المجلد (٩) العدد (١) ٢٠٢٥

Tartous University Journal for Research and Scientific Studies –Basic Sciences Series Vol. (9) No. (1) 2025

Comparison of Different Techniques for Breast Cancer Treatment Using Comformal Radiation Therapy $(3D-CRT)$

Dr. Asif Youssef*
Dr. Bassam Saad**
Suzan Hasan***

(Received 5/2/2025.Accepted 23/4/2025)

□**ABSTRACT** □

In this research, the radiation dose distribution of different techniques used in the treatment of breast tumors, namely single treatment center T_1 and two treatment center T_2, T_3 and T_4 with the application of half and complete beams to the chest wall and clavicle area, were evaluated. The number of Monitor Units (MU) was calculated, Dose Volume Histograms (DVHS) were given, analyzed, and quality indicators were calculated for comparison between techniques. The dose of healthy organs adjacent to the tumor was also calculated and the doses of Dmin, Dmean and Dmax were compared for each treatment plan. In addition to using the Wilcoxon test to calculate the p-value statistic, and display the results of all planned target sizes $(n = 22PTV)$ in the form: (Average ± standard deviation), mean value and statistical value P-value that highlight the fundamental difference between the techniques. The results showed that T_1 reduces the number of MUs $(\mathrm{P} < 0 \cdot 05)$, analysis of volume dose curves for T_1, T_2 , T_3 and T_4 shows that T_1 Intervention for maximum dose Dmax and minimum dose Dmin, $V_{100\%}$ and $D_{95\%}$ without high dose in the contact area, and there is no significant difference between the techniques for the dose of OAR Organs At Risk. The results of T_1 show a more homogeneous dose distribution within the planned area of the tumor, and also the dose coverage prescribed for the planned target is better than in other techniques, so we can use T_1 In radiation therapy planning systems for breast tumors with a high degree of reliability.

Key Words: breast tumors, comformal radiotherapy _ $3D$, single treatment center technology T_1 , treatment planning systems TPS.

*Assistant Professor, department of physics, Faculty of science, Tartous University, Tartous, Syria.
** Professor, department of Radiotherapy, Lattakia University Hospital, Lattakia, Syria.
*** Postgraduate student, Department of physics, Faculty of Sciences, Tartous University, Tartous, Syria.

مقدمة:

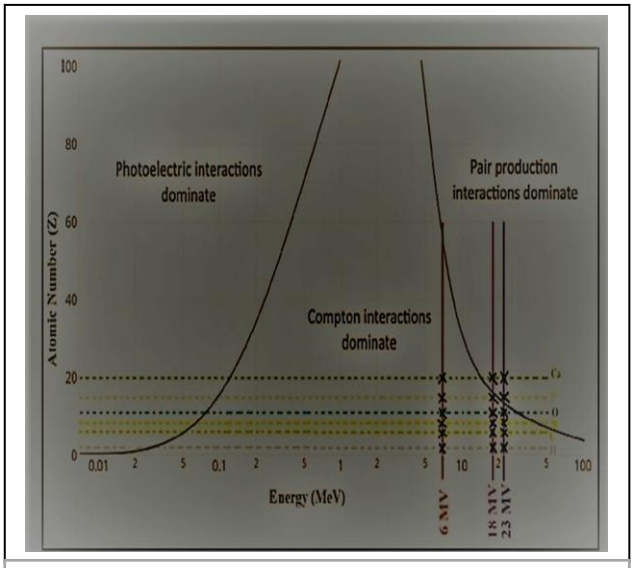
يُعد سرطان الثدي من أكثر الأورام شيوعاً وانتشاراً حول العالم. يُستخدم لعلاج سرطان الثدي أنواع محتلفة للعلاجات ومنها العلاج الإشعاعي.

تعتمد فكرة المعالجة الإشعاعية على التهديم الذي يحدثه الإشعاع المؤين في الحمض النووي (DNA)الخلية، ونستخدم في مجال دراستنا الإشعاع المؤين الفوتوني.

هذه الفوتونات تمتلك طاقة تقدر ب (J) تساوي إلى:

$$E = h * v$$

حيث(h)هي ثابت بلانك يقدر ب$(J * S)$ و(v)تواتر الإشعاع يقدر ب(S^{-1}). تتفاعل الفوتونات مع أنسجة المريض، على اختلاف مكوناتها وعناصرها المتمايزة بعددها الذري(Z)بآليات مختلفة ومن أهم هذه التفاعلات المفعول الكهرضوئي$(Photoelectric\ Effect)$ومفعول كومبتون$(Compton\ Effect)$ومفعول توليد الأزواج إلكترون–بوزيترون$(Pair\ Producion)$فتنتقل طاقة هذه الفوتونات إلى إلكترونات ذرات(DNA) (تفاعل مباشر)أو إلى الإلكترونات التي نتجت في أثناء عملية التفاعل مع جزيئات (H_2O)في هيولى الخلية (تفاعل غير مباشر)، لينتج لدينا إلكترونات وجزيئات مؤينة(جذور حرة)تتفاعل بدورها مع(DNA)الخلية السرطانية وهذا يعبر عن آلية إيداع الجرعة في الأنسجة [1].



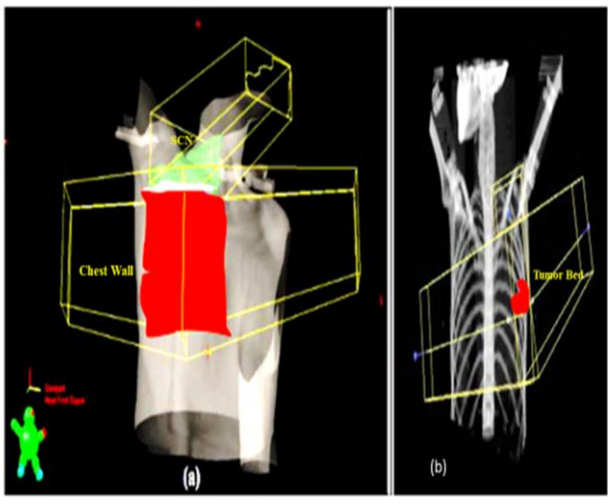
الشكل (1): يمثل تبعية التفاعلات الرئيسية للفوتون مع طاقة الحزمة والعدد الذري لمادة الوسط.

يعتمد نجاح ودقة تخطيط المعالجة الإشعاعية في أورام الثدي على عاملين مهمين الأول: تغطية المنطقة المراد تشعيعها بشكل كامل أثناء المعالجة لذلك يتُّم تقسيم منطقة المعالجة في الثدي إلى منطقتين: تضم المنطقة الأولى الثدي المصاب أو جدار الصدر Chest Wall (CW) مع سرير الورم Tumor Bed (TB)، وتضم المنطقة الثانية العقد اللمفاوية فوق الترقوة Supraclavicular(SCN)، وكلا المنطقتين لها أشكال وأعماق مختلفة [2,3].

العامل الثاني: إيصال الجرعة الموصوفة للورم بدقة عالية من خلال طريقتين:

i. استعمال حقول إشعاعية بطاقات معينة تناسب أبعادها شكل منطقة المعالجة وعمقها.
ii. موقع مركز المعالجة لكل منطقة.

يبين الشكل (2) تطبيق حقول فوتونية مماسية على المنطقة الأولى جدار الصدر وسرير الورم لحماية الرئة المجاورة والقلب، بينما يطبق على المنطقة الثانية حقول فوتونية أمامية أو أمامية خلفية مائلة لحماية النخاع الشوكي



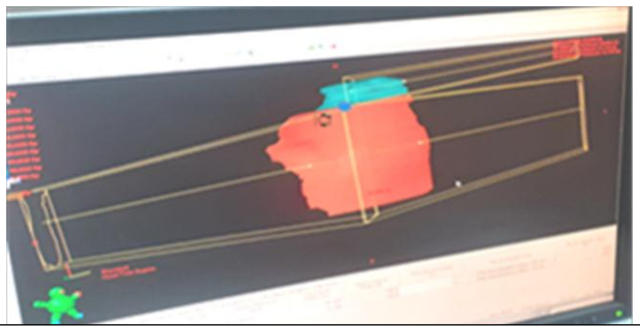
الشكل (2): (a) حقلان مماسيان لمعالجة منطقة جدار الصدر chest wall وحقل أمامي مائل لمعالجة منطقة فوق الترقوة SCN. (b) حقلان مماسيان متعاكسان لمعالجة منطقة سرير الورم Tumor Bed.

[5]. تتشكل بين المنطقتين السابقتين منطقة اتصال Junction Area (JA) تتقاطع فيها حقول المعالجة مما يؤدي لتوزع جرعة غير متجانس. [4].

أما بالنسبة لمركز المعالجة فتم دراسة أربع تقنيات تعتمد على تغيير موقع مركز المعالجةIsoCenter(IC) لحل مشكلة عدم التجانس وهي [5-8] :

تقنية المعالجة الإشعاعية بمركز مفرد مع حزم نصفية T_1:

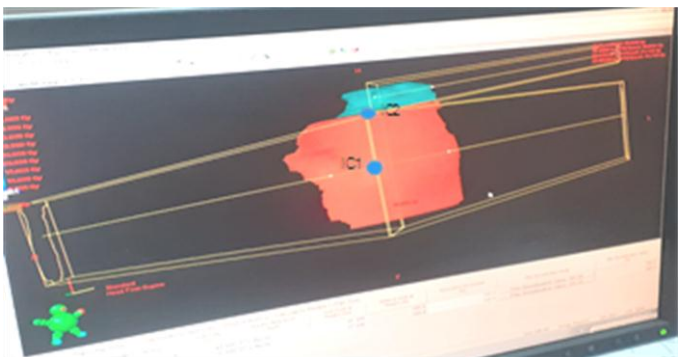
يتم وضع مركز المعالجة في منطقة اتصال الحقول عند الحافة السفلية لرأس الترقوة. تتولد حقول منطقة الترقوة باستعمال الحزم النصفية حيث يتم ضبط الفك السفلي للحقول على الوضعية $Y1 = 0$. تتولد الحقول المماسية لمنطقة جدار الصدر باستعمال حزم نصفية حيث تم ضبط الفك العلوي للحقول على الوضعية $Y2 = 0$ كما في الشكل (3).



الشكل(3): يمثل تقنية المعالجة بمركز واحد IC1 يقع في منتصف منطقة الاتصال مع تطبيق حزم نصفية لجدار الصدر ومنطقة الترقوة.

تقنية المعالجة الإشعاعية بمركزي معالجة مع حزم نصفية T_2 :

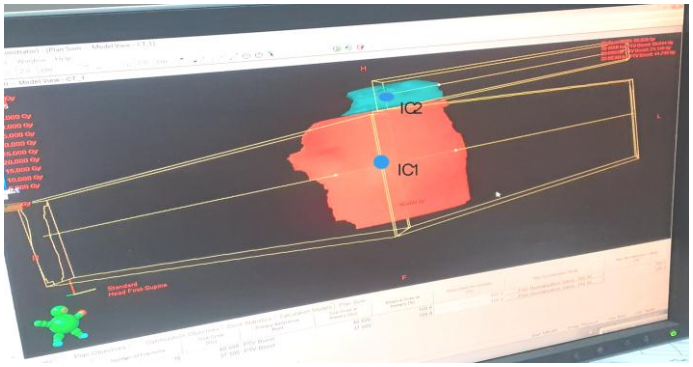
يوضع مركز معالجة في كل منطقة، وتطبق حقول المعالجة باستعمال نصف حزمة لكل منها. يتموضع مركز المعالجة لمنطقة جدار الصدر في منتصف المسافة بين الحد العلوي والسفلي لساحة المعالجة، حيث يضبط الفك الخلفي على الوضعية $Y2 = 0$ لتقليل جرعة الرئة والقلب. يتموضع مركز المعالجة الثاني في منطقة فوق الترقوة في الحد السفلي للساحة في منتصف منطقة الاتصال ويضبط الفك السفلي للمحدد على الوضعية $Y1 = 0$، كما في الشكل (4).



الشكل(4): يمثل تقنية المعالجة بمركزين مع تطبيق حزم نصفية حيث IC1 مركز معالجة يقع في منتصف WC، IC2 مركز معالجة يقع في منتصف منطقة الاتصال .

تقنية المعالجة الإشعاعية بمركزي معالجة مع حزم نصفية T_3 :

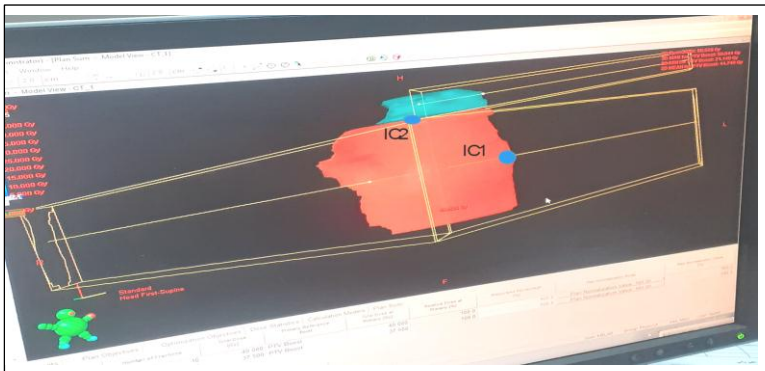
لكل منطقة مركز معالجة IC، تتولد حقول المعالجة باستعمال نصف حزمة. يتموضع مركز المعالجة لمنطقة جدار الصدر في الثدي في منتصف المسافة بين الحد العلوي والسفلي لساحة المعالجة، حيث يضبط الفك الخلفي على الوضعية $Y2 = 0$ لتقليل جرعة الرئة والقلب. يتموضع مركز المعالجة لمنطقة فوق الترقوة أيضاً في منتصف المسافة بين الحد العلوي والسفلي لساحة المعالجة ويضبط الفك السفلي للمحدد على الوضعية $Y1 = 0$، كما هو موضح بالشكل (5).



الشكل(5): يمثل تقنية المعالجة بمركزين مع تطبيق حزم نصفية حيث IC1 مركز معالجة يقع في منتصف WC ، IC2 مركز معالجة يقع في منتصف SCN

تقنية المعالجة الإشعاعية بمركزي معالجة مع حزم كاملة T_4:

تطبق حزم كاملة في كل منطقة. يتموضع مركز المعالجة الأول لمنطقة جدار الصدر في منتصف الحافة اليسرى لجدار الصدر، حيث تكون الفكوك على الوضعية $(X1X2\ Y1Y2)$. يتموضع مركز المعالجة لمنطقة فوق الترقوة في الحد السفلي للساحة في منتصف منطقة الاتصال وتكون الفكوك على الوضعية $(X1X2\ Y1Y2)$ ، كما هو موضح بالشكل (6).



الشكل(6): يمثل تقنية المعالجة بمركزين مع تطبيق حزم كاملة حيث IC1 مركز معالجة يقع في الحافة اليسرى لجدار الصدر، IC2 مركز معالجة يقع في منتصف منطقة الاتصال.

يُقصد بالحزم الكاملة والنصفية [1] :

شكل الساحة الإشعاعية للحقول المطبقة وتكون مربعة أو مستطيلة يحدد أبعادها زوجي المحددات الثانوية الموجودة في رأس المسرع وهما زوج علوي $(y1y2)$ وزوج سفلي (x1x2) ويوجد نوعين من الساحات:

-ساحات الحقل المتناظرة Symmetric Field (SF): تكون في حالة تساوي أبعاد المحددات الثانوية $(x1 = x2 = y1 = y2)$ عن مركز المعالجة IC فينطبق المركز الفعلي للساحة Effective Field Center (EFC) على IC وتدعى هنا الحزمة المطبقة بالكاملة، يوضحها الشكل $(7 - a)$.

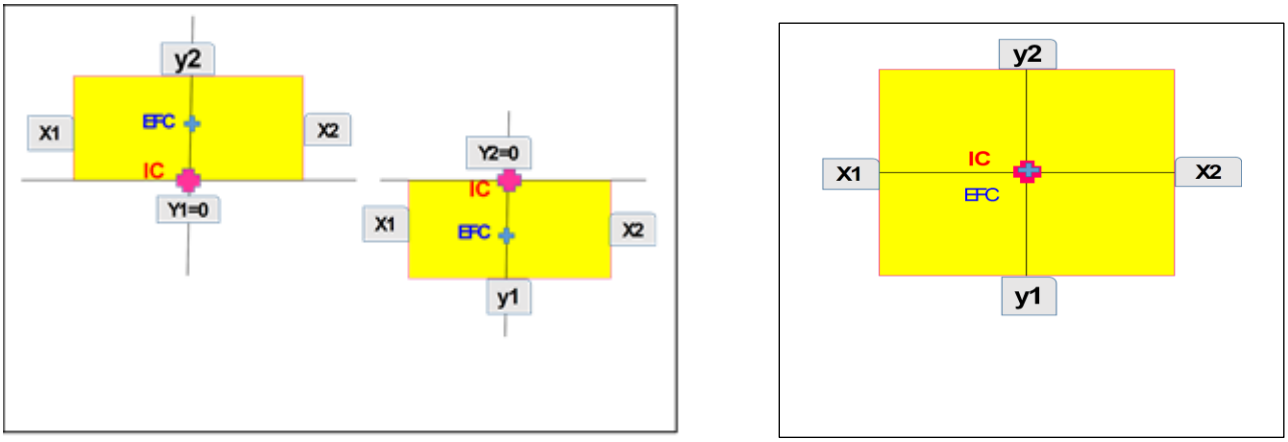
-ساحات الحقل غير المتناظرة Asymmetric Field (ASF): تكون في حالة اختلاف أحد أبعاد المحددات الثانوية وبالتالي لا ينطبق EFC على IC، وتدعى الحزمة المطبقة بالنصفية عندما يكون أحد تلك الأبعاد يساوي الصفر $(y1 = 0$ أو $y2 = 0$ أو $x1 = 0$ أو $x2 = 0)$،

يوضحها الشكل$(7 - b)$.

الغرض من البحث وأهميته:

تقييم تقنيات تخطيط المعالجة الإشعاعية (3D – CRT) واختيار التقنية التي تؤمن أفضل تغطية وتجانس في منطقة الورم وأكبر حماية للأعضاء المجاورة للثدي.

أساليب البحث ومواده:



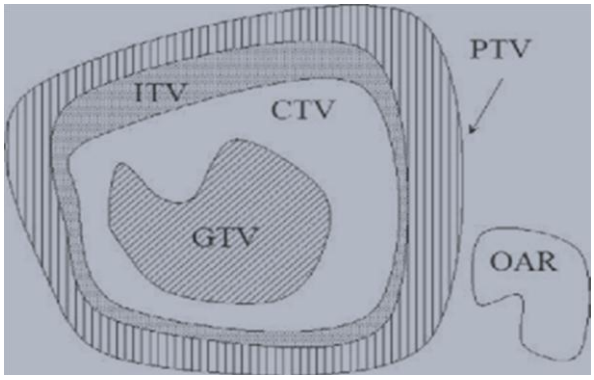
الشكل (7): يمثل (a) ساحات الحقل المتناظرة، (b) ساحات الحقل غير المتناظرة.

تم في هذا البحث ما يلي:

- العمل على المسرع الخطي الطبي Varin Clinac IX المتوفر في مستشفى تشرين الجامعي في اللاذقية الذي يصدر نوعين من الحزم الفوتونية بطاقتين $6MV$ و $23MV$

*ملاحظة: $(6MV)$: دلالة على استخدام حزم فوتونية بينما $(6MeV)$: دلالة على استخدام حزم إلكترونية في المعالجة.

- وضع أربع خطط معالجة لحجوم هدف مخططة تخص 8 مرضى.
- كما جرى تصوير المرضى باستعمال جهاز الطبقي المحوري المحوسب بوضعية الاستلقاء على الظهر ويتم المحافظة على نفس الوضعية في كل جلسة معالجة، ثم نقل الصور ثلاثية الأبعاد إلى نظام تخطيط المعالجة من نوع Eclipse® TPS (Varian, version.10) الموجود في مستشفى اللاذقية.
- بالاعتماد على نظام تخطيط المعالجة TPS جرى تحديد حجوم منطقة الورم ثلاثية الابعاد 3D الموضحة بالشكل (8) والجدول(1)، حيث:
  - GTV حجم الورم العياني أي الخلايا الورمية الواضحة عيانياً.
  - CTV حجم الهدف السريري يشمل هامش إضافي وفق الآتي: CTV= GTV+0.5(cm)
  - ITV هو حجم CTV مضاف إليه هامش داخلي يأخذ بالحسبان الاختلافات النسبية في حجمCTV أثناء حركة أعضاء المريض بسبب التنفس.
  - PTV حجم الهدف المخطط يشمل: PTV= CTV+1(cm)



الشكل (8): يوضح الاحجام المستهدفة والمعرضة للخطر في خطة العلاج.

- OAR الأعضاء المتضررة المجاورة للثدي.

الجدول(1): حجوم CTV وPTV وOAR باستعمال النظام TPS [9].

الحجم	CTV	PTV	الرئة المجاورة	القلب	النخاع الشوكي*	الثدي المقابل
cm^3	532 · 1	708 · 1	894 · 6	815 · 8	23 · 8	770 · 2

*جزء من حجم النخاع الشوكي (تم رسم منطقة النخاع القريبة من الورم فقط).

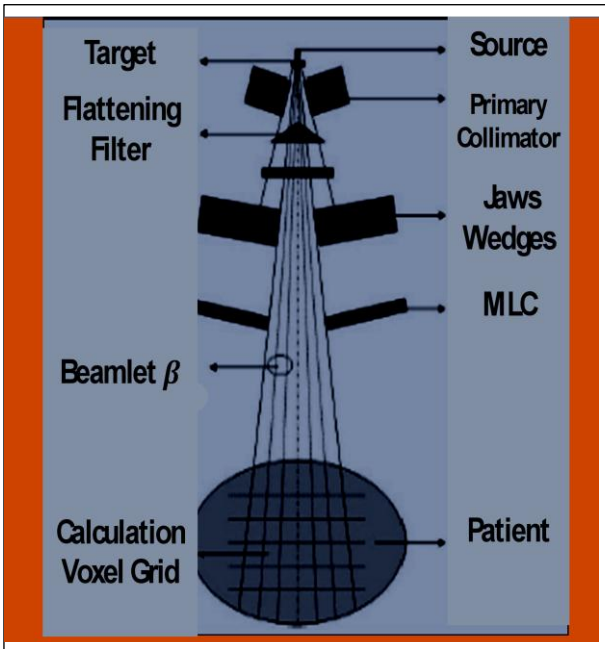
استخدام برنامج Eclipse : يتم حساب الجرعة ثلاثية الأبعاد باستخدام خوارزمية Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) التحليل اللامتماثل المناحي حيث تتألف من قسمين [10]:

١- خوارزمية هيكلية الجرعة (the configuration algorithm):

تُستخدم هذه الخوارزمية لتوصيف الحزمة الإشعاعية بناءً على نوع الجسيمات والتدفق والطاقة. تُخزن هذه المعلومات ضمن ملف يدعى (Phase Space File "PSF")، الذي يتم إنشاؤه بواسطة نموذج متعدد المصادر يتكون من: منبع الفوتونات الأساسي، منبع فوتونات بؤري إضافي، ومنبع إلكترونات التلوث.

٢- خوارزمية حساب الجرعة (Dose calculation algorithm) يتم فيها:

- تقسيم جسم المريض إلى شبكة من المكعبات الحسابية تدعى بالعناصر الحجمية (voxel) يتم تحديد حجمها وفقا لشبكة الحساب المختارة.
- تقسيم الحزمة الإشعاعية التي تدخل جسم المريض إلى حزم صغيرة (Beamlets) أحادية الطاقة، من خلال انشاء ما يُعرف بنواة الحزمة الضيقة (Pen Beam Kernel)، حيث تكون أبعاد الحزمة الصغيرة متوافقة مع أبعاد العناصر الحجمية كما يوضح الشكل (9).



الشكل (9): مخطط يوضح محاكاة الحزمة الإشعاعية بواسطة خوارزمية الحساب AAA.

تجري المقارنة بين تقنيات التخطيط المختلفة لأورام الثدي باعتبار قيم T_2 و T_3 و T_4 قيم مرجعية للمقارنة مع قيم T_1 وذلك

باستخدام العلاقات الآتية:

$$\Delta Dose\ (\%) = \frac{(D_1 - D_2)}{D_2} \times 100 \quad \dots\dots\dots\dots\dots (1)$$

$$\Delta Dose\ (\%) = \frac{(D_1 - D_3)}{D_3} \times 100 \quad \dots\dots\dots\dots\dots (2)$$

$$\Delta Dose\ (\%) = \frac{(D_1 - D_4)}{D_4} \times 100 \quad \dots\dots\dots\dots\dots (3)$$

حيث D_1 و D_2 و D_3 و D_4 الجرعة المودعة في الورم بكل تقنية ولكل مريض.

وتدل قيم ΔDose% الموجبة على أن الجرعة المحسوبة باستعمال T_1 أعلى من تلك المحسوبة باستعمال T_2 و T_3 و T_4 والقيم السالبة بالعكس.

❖ **لتقييم تقنيات التخطيط نضع أربع خطط علاج لكل مريض باستخدام إحدى التقنيات الموضحة سابقاً ونجري الحسابات ونقارن حسب القيم المرجعية للبروتوكولات المتبعة في مستشفى اللاذقية الجامعي.**

أولاً: حساب عدد وحدات المراقبة (زمن المعالجة) Monitor Unit(MU):

هي عبارة عن عدد التأينات التي تحدث ضمن حجرة التأين، ويكافئ حساب زمن التشعيع لكل حقل معالجة. فالحزمة الصادرة عن المسرع الخطي تعاير قبل بدء عملية المعالجة لتعطي $(1Gy = 100MU)$. و يتم حساب عدد وحدات المراقبة بالعلاقة [11]:

$$\mathrm{MU} = \frac{Dose * 100}{CF * TPR * S_C * S_P * OAR * ICF * BCF} \quad \dots (4)$$

حيث: Dose: الجرعة المطلوبة عند المحور المركزي.

TPR: نسبة الجرعة عند العمق المطلوب D_d إلى الجرعة عند العمق المرجعي D_{dref}.

النسبة نسيج مجسم TPR تحسب نظرياً من المعادلة الآتية [12]:

$$\mathrm{TPR} = \frac{D_d}{D_{dref}} \quad \cdots\cdots (5)$$

CF: معامل المعايرة.

S_C: معامل تصحيح التبعثر الناتج عن رأس المسرع.

S_P: معامل تصحيح التبعثر الناتج عن المجسم(الفانتوم).

OAR: معامل تصحيح الجرعة خارج المحور المركزي.

ICF: معامل تصحيح عدم التجانس.

BCF: معامل تصحيح الحجب.

ثانياً: منحنيات كمية الجرعة (جرعة _ حجم) Dose Volume Histograms (DVH_S):

تعطي معلومات دقيقة عن توزع الجرعة الإشعاعية $3D$ ضمن المريض وقيمة الجرعة في كل نقطة من نقاطه.

تمكننا من تحديد: الجرعة الصغرى D_{min}، الجرعة الوسطية D_{mean}، الجرعة العظمى D_{max}، حساب جرعة 95% من حجم PTV $(D_{95\%})$ بالإضافة لحجم PTV الذي استلم 100%. 95% من الجرعة الموصوفة $(V_{95\%}.V_{100\%})$ على الترتيب.

ثالثاً: مؤشرات الجودة Quality Indexes:

- لتقييم خطة المعالجة لكل تقنية تم حساب دليل المطابقة Conformity Index (CI) ودليل تغطية الهدف Target Coverage Index (TCI) ودليل تجانس الجرعة Heterogeneity Index (HI) ضمن PTV، من خلال العلاقات [13]:

$$CI = \frac{PTV_{95\%\,PD}}{PTV} \quad \dots\dots\dots\dots\dots (6)$$

$PTV95\%\,PD$ حجم الهدف الذي استلم 95% من الجرعة الموصوفة.

$$TCI = \frac{PTV_{PD}}{PTV} \quad \dots\dots\dots (7)$$

PTV_{PD} حجم الهدف الذي استلم الجرعة الموصوفة PD.

$$HI = \frac{D_{5\%}}{D_{95\%}} \quad \dots\dots\dots (8)$$

حيث يمثل $D_{95\%}$, $D_{5\%}$ الجرعة التي يستلمها 5% . 95% من حجم الهدف المخطط PTV على الترتيب.

رابعاً: التحليل الإحصائي Statistical Analysis:

نستخدام البرنامج الإحصائي SPSS لحساب القيمة الاحصائية P–value باعتماد الاختبار Wilcoxon Signed Rank.

ملاحظة: نجري الاختبار الإحصائي بنسبة خطأ لا تتجاوز $\alpha = 5\%$ ما يعادل درجة وثوقيه 95% [14].

للقيمة الاحصائية P–value **حالتين:**

- **إذا كان** $(P - value > 0.05)$ **فلا يوجد اختلاف جوهري عند المقارنة بين التقنيتين.**
- **أما إذا كانت** $(P - value < 0.05)$ **فهناك اختلاف جوهري بين التقنيتين.**

ولإظهار الاختلاف بين نتائج خطط المعالجة المنجزة واعتباره ذو أهمية واختيار الأفضل نحسب بالإضافة ل P–value القيمة الوسطى والمتوسط الحسابي وايضاً الانحراف المعياري من العلاقة:

$$SD = \sqrt{\frac{1}{10-1}\sum_{i=1}^{10}(D_i - \bar{D})^2} \quad \dots\dots\dots\dots\dots (9)$$

وسيتم عرض النتائج بالشكل (المتوسط ± الانحراف المعياري).

❖ **التوصيات المعمول بها في مركز معالجة الأورام في مستشفى اللاذقية الجامعي حيث تم إجراء البحث:**

تم التقييم بناءً على توصيات المنظمة الدولية للوحدات الإشعاعية International Commission on Radiation Units (ICRU)، كما يلي [15]:

- جرعة الهدف يجب أن تكون بين $5\% -$ و $7\% +$ من الجرعة الموصوفة.
- 100% من حجم الهدف يجب أن يأخذ على الأقل 95% من الجرعة الموصوفة.
- ألا تتجاوز جرعة الأعضاء المتضررة OAR السليمة المجاورة للورم الحدود المسموح بها، حسب مركز معالجة الأورام في مستشفى اللاذقية حيث تم إجراء هذا البحث، كما هو موضح بالجدول(2).

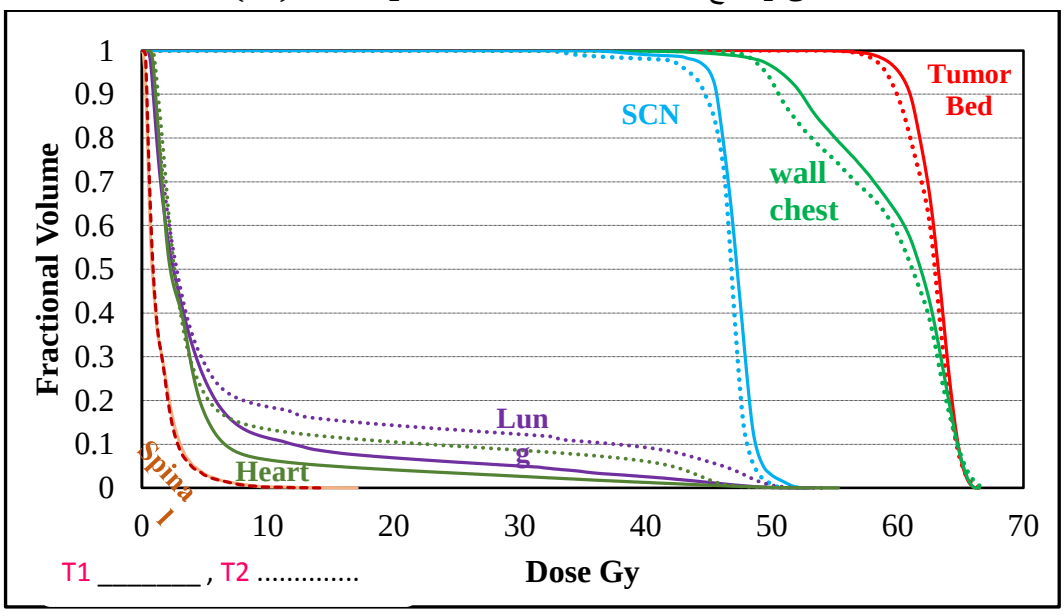
الجدول (2): جرعات التحمل للأعضاء المتضررة OAR [16]:

الرئة	جرعة 20% من حجم الرئة يجب ألا تتجاوز $30Gy$.
القلب:	الجرعة القصوى 35Gy على كامل القلب.
النخاع الشوكي:	الجرعة القصوى 45Gy في أي نقطة منه.

- تأخذ D_{min} القيم من 0 إلى الجرعة الموصوفة Prescribed dose (PD) وكلما كانت كبيرة وقريبة من PD كانت التقنية أفضل.
- أما D_{max} تأخذ القيم من PD حتى 115% وكلما كانت صغيرة وقريبة من PD كانت التقنية أفضل.
- تأخذ CI, TCI القيم من 0 إلى 1 وكلما كانت قريبة من 1 كان شكل منحنيات DVHs أكثر تجانساً.
- أفضل وأصغر قيمة تأخذها HI هي 1 وكلما كانت أكبر يعني هناك جرعة عظمى زائدة أكبر من الجرعة الموصوفة [27–29].

النتائج والمناقشة:

نبدأ النتائج بمثال : لأحد منحنيات (الجرعة _ حجم) DVH الذي يتضمن حجوم الهدف المخططة والأعضاء المتوقع تضررها OAR للمريض (1) التي تم استنتاج القيم التجريبية منها، و يوضح المثال مقارنة بين الخطوط البيانية للتقنية الأولى T_1 مع الخطوط البيانية للتقنية الثانية T_2 الشكل (10).



الشكل (10): منحنيات DVH للمريض 1 . من أجل T_1 و T_2 . يلاحظ الاختلاف الواضح بين التقنيتين.

حساب عدد وحدات المراقبة MU: تم ذلك باستخدام العلاقة (4) ويعبر عن النتائج بالجدول (3).

الجدول(3): يمثل عدد MU لجميع المرضى باستعمال T_1 و T_2 و T_3 و T_4 وقيم الاختلاف $\Delta Dose_{MU}$ (%)

MU							
Patient	T1	T2	T3	T4	$\Delta Dose(T1.T2)$	$\Delta Dose(T1.T3)$	$\Delta Dose(T1.T4)$
1	703	739	725	744	−4.8714	−3.034	−5.5107
2	440	434	442	438	1.3373	−0.452	0.4566
3	682	673	678	683	−0.6954	0.589	−0.1464
4	714	719	720	723	−3.523	−0.833	−1.2448
5	712	738	743	740	−5.3476	−4.1722	−3.783
6	708	748	736	742	−3.0702	−3.8043	−4.5822
7	442	456	462	458	−2.3504	−4.329	−3.4934
8	457	468	464	471	−2.6089	−1.5086	−2.9723

Average ± SD	−2.7 ± 2.3%	−2.2 ± 2.1%	−2.6 ± 2.4%
Median	3.1%	2.90%	2.98%
p−value	0.04	0.03	0.02

نلاحظ من خلال قيمة (المتوسط ± الانحراف المعياري) والقيمة الوسطى و القيمة الاحصائية P−value، أن المعالجة باستعمال T_1 تُعطي عدد MU أقل منه في حالة T_2 و T_3 و T_4 . هذه القيمة الأقل لعدد MU بسبب الحاجة لإعطاء حقول أكثر عند استعمال تقنيات بمركزي معالجة T_2 و T_3 و T_4 واختلاف أبعاد ساحة المعالجة المطبقة أو ما يعرف بفتحة محدد الحزمة.

منحنيات (الجرعة _ حجم) DVHs: كانت نتائج $D_{95\%}$ و $V_{100\%}$ و $V_{95\%}$ من خلال منحنيات **DVHs** لجميع المرضى بالشكل الآتي:

الجدول(4): يمثل حساب جرعة 5% و 95% من حجم PTV (D5% و D95%) بالإضافة لحجم PTV الذي استلم 95%. 100% من الجرعة الموصوفة ($V95\%.V100\%$) في منطقة جدار الصدر CW .

Chest Wall	D95%				D5%			
Patient	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4
1	50.79	49.28	48.32	48.89	63.818	64.09	66.65	65.85
2	48.03	47.6	46.75	47.88	53.376	52.39	52.44	53.02
3	51.84	50.45	50.3	50.21	66.063	65.33	64.87	65.01
4	50.4	48.95	48.961	49.4	64.691	63.99	63.752	63.22
5	49.89	50.81	51.64	50.78	63.902	64.8	65.18	64.82
6	50.99	49.75	48.63	48.75	65.316	65.45	66.19	65.79
7	48.52	47.58	47.13	46.91	53.094	53.78	53.96	54.34
8	47.95	48.2	48.52	49.23	53.605	54.29	55.106	54.98

Chest Wall	V100%				V95%			
Patient	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4

1	96.295	93.712	94.63	94.88	98.78	97.04	96.68	96.83
2	76.789	56.062	63.29	66.41	96.1	95.29	95.12	94.74
3	97.893	96.353	96.17	96.28	99.13	99.16	99.26	99.52
4	96.176	91.534	92.73	92.36	99.06	97.48	96.83	97.43
5	94.417	98.15	96.27	97.48	98.42	99.75	98.63	99.28
6	96.882	93.533	94.14	94.63	98.91	99.48	99.3	99.43
7	70.204	72.229	73.62	72.85	98.26	95.34	95.84	96.62
8	71.362	75.349	75.02	74.93	96.8	96.46	95.98	96.34

قمنا بحساب قيم اختلاف $\Delta Dose - V100\%$ و $\Delta Dose - V95\%$ و $\Delta Dose - D95\%$ و $\Delta Dose - D5\%$ لجميع المرضى في منطقة CW وفق الجدول (5). تم حساب $\Delta Dose\ \%$ من المعادلات (3.2.1) على الترتيب. القيم السالبة تعني أن القيمة المحسوبة باستعمال T_2 و T_3 و T_4 أكبر منها باستعمال T_1 .

الجدول (5): يمثل قيم اختلاف $\Delta Dose - V100\%$ و $\Delta Dose - V95\%$ و $\Delta Dose - D95\%$ و $\Delta Dose - D5\%$ لجميع المرضى في منطقة CW.

Chest Wall											
ΔDose-D5%			ΔDose- D95%			ΔDose-V95%			ΔDose- V100%		
T1,T2	T1,T3	T1,T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4
−0.42	−4.25	−3.09	3.06	5.11	3.88	3.07	2.18	2.02	−2.84	1.76	1.49
1.40	1.78	0.67	5.54	2.73	0.31	−0.19	1.03	1.34	12.71	21.3	15.63
1.88	1.84	1.62	0.89	3.05	3.24	0.33	−0.13	−0.39	5.58	1.79	1.68
0.69	1.47	2.33	0.73	2.93	2.02	0.2	2.3	1.45	2.05	3.72	4.13
1.12	−1.96	−1.42	2.74	−3.4	−1.75	−1.34	−0.22	−0.87	−3.8	−1.92	−3.14
0.63	−1.32	−0.7	2.44	4.85	4.59	0.05	−0.39	−0.52	18.58	2.91	2.38
1.09	−1.61	−2.29	2.95	2.96	3.44	−0.57	2.53	1.7	3.58	−4.87	−3.63
−0.70	−2.72	−2.5	−0.15	−1.2	−2.6	3.99	0.85	0.47	7.73	−4.88	−4.76
Average ± SD	0.71 ± 0.8	− 0.85 ± 2.3	− 0.67 ± 2.1	2.27 ± 1.7	2.13 ± 2.9	1.64 ± 2.7	0.69 ± 1.8	1.02 ± 1.2	0.65 ± 1.1	5.45 ± 7.5	2.47 ± 8.3	1.73 ± 6.5
Median	0.89	− 1.46	− 1.06	2.58	2.94	2.63	0.13	0.94	0.91	4.58	1.77	1.58
p−value	0.46	0.32	0.38	0.02	0.04	0.051	0.11	0.19	0.25	0.01	0.03	0.02

الجدول(6): يمثل جرعة 5% و 95% من حجم PTV (D5% و D95%) بالإضافة لحجم PTV الذي استلم 100%. 95% من الجرعة الموصوفة ($V95\%$. $V100\%$) في منطقة فوق الترقوة SCN.

Supraclavicular	D95%				D5%			
Patient	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4
1	43.64	41.35	40.872	41.032	48.38	47.71	46.72	47.37
2	44.4	44.08	43.59	42.87	50.62	50.27	50.17	49.81
3	44.78	43.72	43.68	42.791	47.93	47.63	46.79	47.12
4	44.04	44.1	44.754	45.08	49.76	50.11	50.79	51.04
5	45.29	44.96	44.86	44.305	49.12	52.58	50.32	51.08
6	45.23	43.62	43.662	43.513	49.44	48.7	47.74	48.38
7	45.04	44.88	43.959	44.627	48.5	48.76	49.94	49.3
8	45.81	45.61	44.977	45.279	48.78	49.26	49.56	50.19

Supraclavicular	V100%				V95%			
Patient	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4
1	73.35	36.97	62.37	43.92	94.79	83.13	90.82	88.15
2	79.022	73.29	74.8	76.81	98.07	97.32	97.52	96.84
3	78.93	71.44	73.61	74.29	99.13	99.16	99.34	98.64
4	81.38	70.86	78.73	76.54	95.96	97.08	97.16	96.55
5	89.33	75.33	77.28	84.92	97.86	97.81	96.75	97.09
6	85	78.9	81.07	83.17	98.18	94.78	96.82	93.65
7	84.357	74.84	79.24	75.88	98.89	99.08	99.37	98.5
8	92.95	91.09	90.18	91.3	99.85	99.65	98.77	97.89

قمنا بحساب قيم اختلاف $\Delta Dose-V100\%$ و $\Delta\text{Dose}-\text{V95}\ \%$ و $\Delta\text{Dose}-\text{D95}\ \%$ و $\Delta\text{Dose}-\text{D5}\ \%$ لجميع المرضى في منطقة SCN وفق الجدول (7). تم حساب ΔDose % من المعادلات (3.2.1)على الترتيب. القيم السالبة تعني أن القيمة المحسوبة باستعمال T_2 و T_3 و T_4 أكبر منها باستعمال T_1 .

الجدول (7): يمثل قيم اختلاف $\Delta Dose-V100\%$ و $\Delta\text{Dose}-\text{V95}\ \%$ و $\Delta\text{Dose}-\text{D95}\ \%$ و ΔDose – D5 %
لجميع المرضى في منطقة SCN.

Supraclavicular											
ΔDose–D5%			ΔDose– D95%			ΔDose–V95%			ΔDose– V100%		
T1,T2	T1,T3	T1,T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4
–1.38	3.55	2.13	–1.81	6.77	6.31	–0.04	4.37	7.53	1.59	17.6	14.75
–6.56	0.89	1.62	0.75	1.85	3.56	4.34	0.56	1.27	10.49	5.64	2.88
–0.21	2.44	1.72	2.49	2.52	4.65	1.62	–0.21	0.49	5.07	7.23	6.25
1.52	–2.03	–2.51	3.69	–1.6	–2.32	–1.16	–1.24	–0.62	14.85	3.37	6.33

−1.27	−2.38	−3.83	1.97	0.96	2.23	1.72	1.15	0.79	2.76	15.59	5.19
−0.53	−2.28	2.19	0.35	3.58	3.94	14.03	1.41	4.84	98.41	4.85	2.2
−1.27	−2.88	−1.63	−0.51	2.46	0.93	0.84	−0.48	0.4	36.97	6.46	11.17
−0.98	−1.58	−2.69	0.43	1.84	1.16	0.76	1.09	2.01	7.83	3.07	1.81

Average ± SD	−1.34 ± 2.32	−0.5 ± 2.47	−0.37 ± 2.53	0.92 ± 1.75	2.29 ± 2.36	2.58 ± 2.67	2.76 ± 4.82	0.83 ± 1.69	2.08 ± 2.7	22.25 ± 32.7	7.97 ± 5.53	6.32 ± 4.55
Median	−1.11	−1.8	−0.01	0.58	2.15	2.89	1.23	0.83	1.03	9.16	6.05	5.72
p−value	0.46	0.32	0.38	0.02	0.04	0.051	0.11	0.19	0.25	0.01	0.03	0.02

أظهر تحليل منحنيات DVHs لجميع المرضى بأن $D_{95\%}$ أفضل عند استعمال T_1 :

حيث كانت $P_{T1.T2} = 0.02$، $P_{T1.T3} = 0.04$ ، $P_{T1.T4} = 0.05$ ،وكذلك أيضا بالنسبة ل $V_{100\%}$ حيث كانت $P_{T1.T2} = 0.01$ ، $P_{T1.T3} = 0.03$ ، $P_{T1.T4} = 0.02$ أما بالنسبة ل $V_{95\%}$ لم يلاحظ أي اختلاف جوهري بين التقنيات.

تعود أفضلية T_1 ذات المركز الواحد إلى: إدخال وريقات محدد الحزمة متعدد الشرائح Multi Leaf Collimators (MLC) الموجودة في رأس المسرع الخطي في تنفيذ خطط العلاج T_1 و T_2 و T_3 و T_4 وذلك ضمن حجم الهدف المخطط لتقليل الجرعة العظمى في منطقة الاتصال مما يؤدي لحجب جزء بسيط من حجم الورم وبالتالي تغطية أقل عند $V_{100\%}$ عند استعمال تقنيات مركزي المعالجة بينما لم تؤثر على $V_{95\%}$.

تم استنتاج قيم D_{min} و D_{mean} و D_{max} من منحنيات DVHs يوضحها الجدول (8).

ونبين الاختلاف بين التقنيات لكل منطقة معالجة في الجدول (9) .

الجدول (8): يوضح قيم D_{min} و D_{mean} و D_{max} في مناطق المعالجة (جدار الصدر Chest Wall ، فوق الترقوة Supraclavicular).

	Chest Wall											
	Dmin				Dmax				Dmean			
Patient	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4
1	28.65	27.1	28.21	27.43	56.58	65.76	58.774	60.14	59	57.91	58.32	57.23
2	24.2	24.4	25.46	24.94	54.9	54.71	53.881	54.43	50.88	50.04	50.37	49.82
3	24.0	21.7	23.2	22.8	68.0	67.5	67.646	67.2	59.8	58.7	58.7	58.2

	2		3	9	4				2	7	6	5
4	21.38	15.28	19.97	17.89	65.87	65.61	64.41	64.76	59.01	58.48	58.37	58.42
5	26.1	20.93	20.14	21.53	66.43	66.23	65.42	64.15	57.74	58.88	59.74	58.97
6	23.92	19.09	21.56	20.78	66.5	67.2	67.97	68.63	60.14	59.75	58.65	59.36
7	24.77	24.78	24.23	24.08	54.14	55.91	55.17	55.72	50.89	50.98	51.88	51.68
8	14.81	13.07	12.67	13.20	55.18	55.77	56.09	55.97	50.88	51.93	51.71	52.64

	Supraclavicular											
	Dmin				Dmax				Dmean			
Patient	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4
1	27.56	24.63	25.73	26.13	49.11	49.15	50.24	49.86	46.57	45.25	44.94	45.02
2	39.09	37.01	37.78	37.22	51.46	51.2	51.26	50.44	47.85	47.37	47.11	47.34
3	35.26	18.02	24.15	26.29	49.6	48.34	48.07	47.49	46.66	46.2	45.56	46.4
4	27.3	27.15	26.87	27.12	51.22	58.23	54.76	55.96	47.36	46.78	46.49	46.32
5	30.23	28.1	28.98	28.3	50.77	56.67	52.73	53.32	47.33	47.41	48.81	48.87
6	29.57	24.73	25.16	24.26	52.95	52.55	52.12	51.66	47.27	46.61	45.94	46.06
7	33.16	32.91	32.9	32.29	49.31	52.44	51.42	52.33	47.03	46.89	46.7	46.43
8	40.16	38.08	38.87	38.43	49.65	50.15	51.34	50.96	47.39	47.54	48.08	47.96

الجدول (9): يمثل قيم الاختلاف ل D_{min} و D_{mean} و D_{max} في مناطق المعالجة (جدار الصدر Chest Wall ، فوق الترقوة Supraclavicular).

		Chest Wall								
		ΔDose-Max			ΔDose- Mean			ΔDose- Min			
		T1,T2	T1,T3	T1,T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4	
		-13.72	-3.739	-5.925	1.887	1.154	3.087	-0.048	1.592	5.610	

		−0.067	1.695	0.852	2.919	1.010	2.129	0.757	−4.930	−2.959	
		0.338	0.575	1.241	1.677	1.792	2.701	13.287	3.405	4.900	
		0.500	2.262	1.720	0.000	1.098	1.015	5.449	7.007	19.482	
		−3.164	1.539	3.543	−0.175	−3.356	−2.093	24.723	29.628	21.218	
		−5.958	−2.168	−3.099	−0.099	2.525	1.302	7.573	10.937	15.084	
		−1.062	−1.876	−2.847	−1.945	−1.918	−1.532	25.291	2.229	2.848	
		−0.993	−1.639	−1.426	−0.291	−1.603	−3.345	19.550	16.807	12.171	
Average ± SD		−3.016 ± 4.834	−0.419 ± 2.209	−0.743 ± 3.122	0.497 ± 1.550	0.088 ± 2.091	0.408 ± 2.410	12.073 ± 10.221	8.334 ± 10.802	9.794 ± 8.539	
Median		−1.027	−0.532	−0.287	−0.049	1.054	1.159	10.430	5.206	8.891	
p-value		0.78	0.53	0.61	0.37	0.49	0.38	0.046	0.017	0.021	

Supraclavicular										
		ΔDose-Max			ΔDose- Mean			ΔDose- Min		
		T1,T2	T1,T3	T1,T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4
		0.157	−2.247	−1.500	1.213	3.638	3.440	10.331	7.136	5.516
		−10.416	0.388	2.028	1.422	1.564	1.065	95.628	3.242	4.804
		−1.039	3.197	4.441	1.787	2.425	0.568	39.887	46.011	34.083
		0.752	−6.472	−8.478	1.004	1.867	2.245	0.552	1.626	0.679
		0.772	−3.722	−4.771	0.910	−3.029	−3.141	5.742	6.802	4.310
		2.617	1.581	2.493	1.240	2.895	2.638	11.937	17.507	21.851
		0.402	−3.858	−5.524	0.311	0.722	1.292	−0.844	0.790	2.691
		−12.05	−3.280	−2.563	−2.026	−1.428	−1.182	5.623	3.308	4.483
Average ± SD		−2.350 ± 5.59	−1.802 ± 3.24	−1.734 ± 4.47	0.733 ± 1.19	1.082 ± 2.26	0.866 ± 2.15	21.107 ± 32.70	10.803 ± 15.17	9.802 ± 11.77

Median	0.28	−2.76	−2.03	1.11	1.72	1.18	8.04	5.06	4.64
p−value	0.78	0.53	0.61	0.37	0.49	0.38	0.046	0.017	0.021

يلاحظ من الجدول أن قيم D_{min} أعلى باستعمال T_1 و يوجد اختلاف جوهري بين التقنيات لأن قيم p−value كانت $P_{T1.T2} = 0.046$ ، $P_{T1.T3} = 0.017$ ، $P_{T1.T4} = 0.021$ بينما لم يظهر اختلاف جوهري بين التقنيات من أجل D_{max} ، وكذلك الأمر من أجل D_{mean}.

الأعضاء المتوقع تضررها OAR: يبين الجدول (11.12.13) نتائج قياس الجرعة D_{max} و D_{mean} والدراسة الإحصائية لقيم الاختلاف بين التقنيات من أجل الرئة والقلب والنخاع الشوكي.

الجدول(10): يوضح نتائج جرعة D_{max} و D_{mean} و قيم الاختلاف لهما في الرئة من منحنيات DVHs.

	Lung													
	Dmax				Dmean				ΔDose−Max			ΔDose− Mean		
Patient	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4	T1T2	T1T3	T1T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4
1	63.7	63.14	62.73	63.03	12.415	11.85	11.67	12.11	0.93	1.57	1.09	0.13	6.34	2.6
2	53.74	51.91	52.36	51.78	14.499	15.98	16.04	14.96	3.51	2.65	3.78	0.316	9.62	−3.1
3	63.51	61.96	62.29	62.85	15.074	17.96	18.43	17.7	2.51	1.96	1.05	−34.85	18.21	−14.8
4	57.94	59.7	59.89	60.54	10.596	10.77	11.12	11.44	−2.87	−3.25	−4.29	−18.15	−4.74	−7.34
5	61.89	62.55	63.25	63.42	7.801	9.53	9.48	8.97	−1.06	−2.15	−2.4	−1.63	−17.72	−13.1
6	53.3	54.11	53.97	54.67	5.69	8.73	7.98	8.45	−1.49	−1.24	−2.5	−16.11	−28.67	−32.8
7	51.98	53.15	54.55	52.98	13.646	13.6	14.33	14.7	−2.18	−4.7	−1.89	−9.28	−4.75	−7.2
8	52.62	51.59	50.89	51.03	15.05	15.04	15.11	14.95	1.99	3.4	3.11	4.71	−0.35	0.65

Average ± SD	0.17 ± 2.38	−0.22 ± 3.01	−0.26 ± 2.9	9.36 ± 13.17	−2.8 ± 15.04	−9.4 ± 11.2
Median	−0.07	0.17	−0.42	−5.45	−2.54	−7.26
p−value	0.398	0.410	0.364	0.634	0.494	0.720

الجدول(11): يوضح نتائج جرعة D_{max} و D_{mean} و قيم الاختلاف لهما في القلب من منحنيات DVHs.

	Heart													
	Dmax				Dmean				ΔDose−Max			ΔDose− Mean		
Patient	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4	T1T2	T1T3	T1T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4
1	60.48	52.54	55.98	54.76	4.32	3.43	3.03	3	15.11	8.026	10.4	−	42.65	43.93

											4.22		
2	40.64	44.04	42.87	43.72	1.76	2.65	3.21	2.78	−7.71	−5.21	−7.04	16.27	−44.97	−36.46
3	5.86	11.46	10.76	12.35	1.18	1.23	1.77	2.08	−48.8	−45.5	−52.5	−36.28	−32.89	−42.98
4	49.359	57.47	56.87	55.76	7.26	7.37	7.78	8.04	−14.1	−13.2	−11.4	−4.76	−7.19	−10.17
5	5.315	9.54	8.63	9.08	1.44	1.51	1.49	1.56	−44.3	−38.4	−41.5	−2.06	−3.74	−7.75
6	55.76	53.44	52.69	53.02	4.45	6.98	5.89	6.249	4.3	5.83	5.16	−3.26	−24.46	−28.78
7	49.34	49.83	51.05	50.12	5.946	5.11	4.88	5.11	−0.9	−3.33	−1.56	−33.37	21.62	16.43
8	51.75	51.20	51.02	50.66	8.723	9.11	9.46	10.02	1.1	1.43	2.15	25.82	−7.78	−12.97

Average ± SD	−11.9 ± 23.03	−11.3 ± 20.14	−12.03 ±22.79	−5.23 ± 21.4	−7.10 ± 28.6	−9.85 ±28.69
Median	−4.34	−4.27	−4.30	−3.74	−7.49	−11.57
p−value	0.240	0.450	0.320	0.309	0.440	0.250

الجدول(12): يوضح نتائج جرعة D_{max} و D_{mean} و قيم الاختلاف لهما في النخاع الشوكي من منحنيات DVHs.

	Spinal Cord													
	Dmax				Dmean				ΔDose−Max			ΔDose− Mean		
Patient	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4	T1T2	T1T3	T1T4	T1,T2	T1,T3	T1,T4
1	28.51	25.15	26.25	26.74	1.98	1.64	1.86	2.02	13.34	8.62	6.59	−16.5	6.5	−1.58
2	29.41	28.49	28.66	28.94	1.43	1.87	1.96	2.41	3.24	2.62	1.62	−2.8	−27.2	−40.7
3	30.3	14.8	22.6	25.7	1.3	1.1	1.5	1.2	14.4	33.6	17.7	0.19	−13.7	7.14
4	34.2	30.1	32.2	31.7	2.2	1.9	1.8	1.9	13.7	6.44	7.84	2.94	21.16	14.6
5	24.21	24.22	25.13	24.65	2.03	1.97	1.33	1.87	−0.04	−3.65	−1.7	16.07	52.67	8.15

6	16.53	14.19	14.64	15.23	1.52	1.51	1.48	1.42	16.42	12.85	8.5	17.04	1.88	6.5
7	26.8	27.9	27.57	28.12	2.02	2.07	2.1	2.2	−3.98	−2.81	−4.7	−23.5	−2.4	−6.7
8	13.79	21.33	19.03	17.95	1.46	1.75	1.97	1.65	−35.3	−27.5	−23	20.8	−25.6	−11.4

Average ± SD	13.98 ± 40.1	3.77 ± 17.23	1.58 ± 12.15	1.79 ± 16.02	1.67 ± 26.28	−2.98 ± 17.46
Median	8.29	4.53	4.11	1.57	−0.27	2.47
p−value	0.379	0.270	0.180	0.352	0.100	0.330

يلاحظ عدم وجود اختلاف جوهري بين التقنيات $(p > 0.05)$. حيث كانت الجرعة المستلمة من أجل الرئة عند$V_{20\%}$ و $V_{30\%}$ أقل من 20% و30% من الجرعة الموصوفة، على الترتيب. كما كانت الجرعة العظمى للنخاع الشوكي ولكامل حجم القلب أقل من 45Gy و $35Gy$ بالترتيب.

مؤشرات الجودة: تم حساب (CI) و (TCI) و (HI) ضمن PTV بكل تقنية، وذلك من العلاقات (6) و (7) و (8) على الترتيب ، وأظهار النتائج كما في الجدول(13):

الجدول(13): نتائج مؤشرات الجودة لدلائل المطابقة وتغطية الهدف وتجانس الجرعة لكل تقنية على الترتيب.

Patient	CI−T1	CI−T2	CI−T3	CI−T4
1	0.983	0.953	0.946	0.991
2	0.989	0.991	0.994	0.997
3	0.968	0.965	0.987	0.955
4	0.999	0.997	0.991	0.983
5	0.984	0.998	0.988	0.992
6	0.979	0.978	0.980	0.968
7	0.989	0.995	0.968	0.990
8	0.982	0.944	0.976	0.979
Average ± SD	0.979 ± 0.016	0.982 ± 0.014	0.978 ± 0.02	0.984 ± 0.01
Median	0.97	0.97	0.984	0.987
p−value	T1,2=0.15	T1,3=0.13	T1,4= 0.11	

Patient	HI−T1	HI−T2	HI−T3	HI−T4
1	1.257	1.301	1.325	1.312
2	1.109	1.154	1.177	1.143
3	1.111	1.101	1.106	1.109
4	1.140	1.140	1.141	1.144
5	1.274	1.295	1.279	1.301
6	1.070	1.090	1.082	1.060
7	1.284	1.307	1.301	1.304

8	1.130	1.136	1.139	1.133
Average ± SD	1.17 ± 0.085	1.19 ± 0.093	1.194 ± 0.094	1.188 ± 0.1
Median	1.135	1.147	1.159	1.144
p−value	T1,2=0.02	T1,3=0.01	T1,4=0.03	

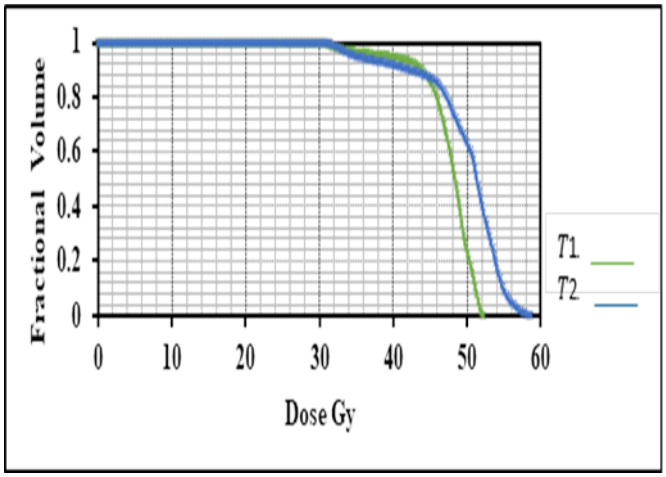
Patient	TCI−T1	TCI−T2	TCI−T3	TCI−T4
1	0.702	0.722	0.733	0.726
2	0.844	0.748	0.812	0.788
3	0.753	0.714	0.756	0.735
4	0.930	0.911	0.922	0.928
5	0.944	0.982	0.967	0.972
6	0.893	0.753	0787	0.765
7	0.969	0.935	0.911	0.944
8	0.850	0.789	0.799	0.793
Average ± SD	0.86 ± 0.094	0.82 ± 0.11	0.84 ± 0.086	0.83 ± 0.09
Median	0.87	0.77	0.81	0.79
p−value	T1,2=0.01	T1,3=0.02	T1,4=0.01	

إن الاختلاف في قيم HI, TCI ناجم تلقائياً عن اختلاف توزع الجرعة عند $V_{100\%}$ و$D_{95\%}$ والموضحة في الجداول السابقة. تزود هذه المؤشرات مقارنة نوعية بين T_1 وكل من T_2 و T_3 و T_4 كما أنها تقيس درجة التطابق بين منحنيات تساوي الجرعة والجرعة الموصوفة، حيث أن تغيرات صغيرة في توزع الجرعة تؤدي لتغير كبير في قيم التطابق ولذلك يجب توخي الحذر عند تقييم خطة المعالجة بالاعتماد على دلائل الجودة.

منطقة الاتصال:

عند تحليل بيانات جميع المرضى في منطقة الاتصال لوحظ أن قيمة الجرعة العظمى D_{max} هي أعلى باستعمال تقنيات مركزي المعالجة ويظهر اختلاف جوهري بينها من خلال قيم **p−value** ، بينما لم يظهر اختلاف جوهري بين التقنيات من أجل الجرعة الصغرى D_{min} .

يعزى السبب في كون الجرعة في منطقة الاتصال باستعمال T_2 ، T_3 ، T_4 أكبر من T_1 لحدوث التداخل بين وريقات MLC للحقول المطبقة على الرغم من دوران طاولة المسرع ومحدد الحزمة، مما ينتج جرعة عالية (Over Dose) غير مرغوب بها في منطقة الاتصال، كما هو موضح بالشكل (11).



الشكل (11): منحنيات DVH لمريض يأخذ جرعة $50Gy$ في منطقة اتصال الحقول الناتجة من معالجة منطقتي جدار الصدر وفوق الترقوة لكلٍ من T_2 و T_1.

الاستنتاجات والتوصيات:

الاستنتاجات:

قدم هذا البحث تقييم شامل عن جودة تقنيات المعالجة الإشعاعية $(3D-CRT)$ لمرضى أورام الثدي باستعمال مركز معالجة مفرد، ومركزي معالجة. وأظهرت النتائج:

- أن تقنية المعالجة بمركز واحد T_1 تُخفض عدد وحدات المراقبة MU $(p < 0.05)$ مما يقلل زمن المعالجة ويساعد على أطاله عمر الجهاز من جهة وتقليل التعرض الإشعاعي للمرضى والعاملين من جهة أخرى.
- من ناحية تحليل منحنيات جرعة حجم DVH وجدنا أن T_1 تُدخل تحسيناً للجرعة العظمى D_{max} والجرعة المنخفضة D_{min} و $V_{100\%}$ و $D95\%$ بدون جرعة عالية في منطقة الاتصال، بينما ليس هناك أي اختلاف جوهري بين التقنيات من أجل جرعة OAR $(p > 0.05)$.
- إن استخدام T_1 يلغي الحاجة لتحريك طاولة جهاز المعالجة أو تحريك المريض أثناء عملية المعالجة وهذا له إسهام بتقليل الأخطاء البشرية المتوقعة.

من الأمور المهمة والتي تعتبر من حدود استعمال T_1 هو ألا تتجاوز منطقة المعالجة $20cm$ من كل جانب من جوانب مركز المعالجة Isocenter بسبب استعمال الحزم النصفية (أكبر حزمة يمكن الحصول عليها $40 \times 40\ cm2$ وذلك عند استعمال حزمة كاملة).

التوصيات:

وبالمقارنة مع مراجع ودراسات سابقة كما في المراجع [5–8] نجد أن نتائج التقنية أحادية المركز تتفق مع هذه الدراسة وتدخل تحسيناً للجرعة في حجم الهدف PTV .

وبناءً على ما سبق يوصى باستخدام تقنية المعالجة بمركز واحد T_1 عند المعالجة الشعاعية لمرضى أورام الثدي وبدرجة وثوقيه عالية.

المراجع:

[1] – نحيلي، ماجدة; حمودي، محمد. *أمثلة الحقول المتاخمة في المعالجة الإشعاعية بحزم خارجية*، أطروحة دكتوراه، جامعة دمشق، 2023 .

[2]- Ayfer Haydaroglu, Gokhan Ozyigit. *Principles and Practice of Modern Radiotherapy Techniques in Breast Cancer,* 2013. P. (183-202)

[3]- Nancy Y. Lee, Jiade J. Lu. *Radiation Therapy Techniques and Treatment Planning for Breast Cancer,* Switzerland 2016. P (4-24).

[4]- Gregory M. M. Videtic, MD, CM, FRCPC. *Handbook of Treatment Planning in Radiation Oncology,* 2015. P (71.84).

[5]- F. Gulşen Kara1, Haydaroğlu1. A, Eren1. H. *Comparison of Different Techniques in Breast Cancer Radiotherapy Planning*. J Breast Health 2014; 10: 83-87.

[6]- Abdus Sattar Mollah and Meher Niger Sharmin. *Dosimetric Comparison of Different 3DCRT Techniques in Left Breast Cancer Radiotherapy Planning. Banglade*sh J. Nucl. Med 2014; Vol. 17 No. 2.

[7] Assaoui F, Toulba A, Nouh M. *Mono-Isocentric Technique in the Breast Cancer and Organ at Risk Tolerance.* Nucl Med Radiat Ther 2012; S:2.

[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.** 28:281-287.

[9] M. Hmodi. *Dosimetric evaluation of whole breast radiotherapy using field in field FIF and hard wedge HW techniques in early stage breast cancer***.** J Basic Sci. Damascus University; 2015.

10]- | Varian Medical Systems. *"Eclipse Photon and Electron Algorithms* Reference Guide." (2015).

[11]- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2000). *Absorbed dose determinationin external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry*

based on standards of absorbed dose to water. Technical Report Series No. 398,IAEA, Vienna, p:59.

[12]- John P, John A, David S, et al. (2014*). Monitor unit calculations for external photon and electron beam*s: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group No. 71. **Med Phys**. 41(3):031501.

[13]- H. A. Sharyan, A. R. Tolba. Dosimetric *Comparison of 3DCRT Versus RapidArc in Terms of Iso-dose Distribution,* Dose Volume Histogram and Dosimetric Results for the PTV and Critical Organs for Glioblastoma (GBM). American Journal of Medicine and Medical Sciences 2015, 5(5): 208-219.

[14]- 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.

[15]- Warlick WB, O'Rear JH, Earley L, Moeller JH, Gaffney DK, Leavitt DD, 1997. *Dose to the contralateral breast: a comparison of two techniques using the enhanced dynamic wedge versus a standard wedge*. Med Dosim, 22: 91-183

[16]- Seppenwoolde Y, Lebesque JV, de Jaeger K, et al, 2003: *Comparing different NTCP models that predict the incidence of radiation pneumonitis*. Normal tissue complication probability. Int J Radiat Oncol Biol Phys 55:724-735.