

## قياس التبعر الناجم عن رأس المسرع الخطي الطبي عند المعالجة الإشعاعية بساحات غير المتناظرة

محمد حمودي<sup>1</sup> د. ماجدة نحيلي<sup>2</sup>

<sup>1</sup> طالب دراسات عليا (دكتوراه) - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة دمشق - دمشق - سورية.

<sup>2</sup> أستاذ - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة دمشق - دمشق - سورية.

### الملخص

تم في هذا البحث قياس التبعر الناجم عن رأس المسرع الطبي فاريان H<sub>S</sub> لساحة نصفية مربعة غير متناظرة ASH-F وساحة ربيعية مربعة غير متناظرة ASQ-F والمقارنة مع الساحة المربعة المتناظرة SSF المكافئة لها باعتبار أن أنظمة تخطيط المعالجة تعتمد على الساحة المكافئة لحالة الساحات غير المتناظرة.

قيست H<sub>S</sub> في الهواء باستعمال حجيرة تأين حجمها الفعال 0.6cc وقمعيين من النحاس الأصفر بسمك جدران 1.8mm و 3.5mm ومن أجل الطاقنتين 6MV و 18MV على الترتيب. تم إجراء القياس من أجل SSF في مركز المعالجة IC ومن أجل ASH-F و ASQ-F في مركز الساحة الفعلي EFC.

أظهرت نتائج هذا البحث أن قيمة H<sub>S</sub> تختلف عند استعمال ASH-F و ASQ-F بالمقارنة مع SSF وذلك من أجل الساحات التي تتجاوز 10×10 cm<sup>2</sup> ويصل هذا الفرق إلى 2.3% و 3.8% من أجل 6MV بينما يكون أقل من ذلك لحالة 18MV ويبلغ 1.5% و 1.7%. لا يتعلق H<sub>S</sub> بطاقة حزمة الفوتونات الصادرة حيث كان الفرق أقل من 1% باستثناء حالة ASQ-F حيث بلغ الفرق 2% من أجل الساحات الأكبر من الساحة المرجعية.

أكدت هذه الدراسة أن تحسين جودة المعالجة الإشعاعية يتطلب إجراء قياسات إضافية للساحات المربعة غير المتناظرة التي تتجاوز بأبعادها أبعاد الساحة المرجعية وإدخالها إلى نظام تخطيط

المعالجة وعدم الاعتماد على مفهوم الساحة المكافئة لهذا النوع من الحالات.

**الكلمات المفتاحية:** تبعر الرأس، ساحة متناظرة، ساحة غير متناظرة، الساحة المكافئة، مركز المعالجة.

تاريخ الإيداع: 2022/04/13

تاريخ القبول: 2022/06/01



حقوق النشر: جامعة دمشق -  
سورية، يحتفظ المؤلفون بحقوق

النشر بموجب الترخيص

CC BY-NC-SA 04

# Measuring the medical linear accelerator head scatter for asymmetric fields radiotherapy

Mohammad Hmodi<sup>1</sup>

Dr. Majeda Nahili<sup>2</sup>

<sup>1</sup> P.H.D, Department of Physics, Faculty of Sciences, University of Damascus, Syria.

<sup>2</sup> Professor, Department of Physics, Faculty of Sciences, University of Damascus, Syria.

## Abstract

In this paper we were measured head scatter ( $H_s$ ) of Varian medical accelerator when radiotherapy with an asymmetric square half-field (ASH-F) and quarter-field (ASQ-F) and compared with the equivalent symmetric square field (SSF) where treatment planning systems depend on it for asymmetric fields.

$H_s$  was measured in air using 0.6cc ion-chamber and two brass build-up caps with thicknesses of 1.8mm and 3.5mm for 6MV and 18MV, respectively. The measurement was performed in the iso-center (IC) for SSF and at effective fields center (EFC) for ASH-F and ASQ-F.

The results confirmed that the  $H_s$  value differs when using ASH-F and ASQ-F compared to SSF for the fields exceeding  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  and this difference reaches 2.3% and 3.8% for 6MV, while it is 1.5% and 1.7% for 18MV.  $H_s$  is not related to the photon beam energy as the difference was less than 1% except ASQ-F where the difference was 2% for fields larger than the reference field.

This study indicated that improving the quality of radiotherapy requires additional measurements of asymmetric fields whose dimensions exceed the area of the reference field, and their inclusion in the treatment planning system. Thus, the equivalent field cannot be relied for this cases.

Received :2022/04/13

Accepted:2022/06/01



Copyright: Damascus University- Syria, The authors retain the copyright under a CC BY- NC-SA

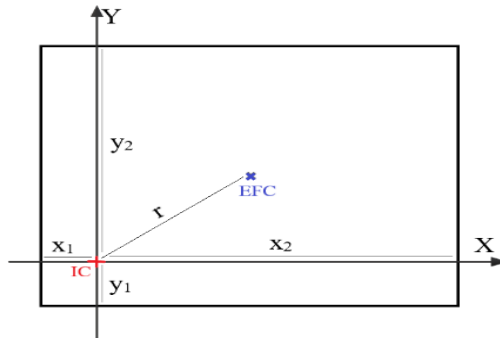
**Keywords:** HEAD SCATTER; SYMMETRY FIELD; ASYMMETRY FIELD; EQUIVALENT FIELD; ISOCENTER.

## 1. المقدمة والدراسة المرجعية:

من المعلوم؛ أن الجرعة الممتصة المقاسة عند أي نقطة داخل الجسم المائي تُقسم إلى قسمين، أحدهما ينجم عن الإشعاع الأولي والآخر عن الفوتونات المتبعثرة بواسطة رأس جهاز المعالجة (المسرّع) والتي تدعى بمعامل الخرج أو معامل تبعثر المحدد أو معامل تبعثر الرأس  $H_S$  head scatter [1-4]. يمثل الإشعاع الأولي الفوتونات المتولدة من مصدر الأشعة X-rays والتي تصل إلى المريض مباشرة دون أن تخضع لأي نوع من التفاعلات، بينما يشمل الإشعاع المتبعثر الفوتونات التي تخضع لعملية التبعثر على المكونات الرئيسية لرأس جهاز المعالجة. أكدت بعض الدراسات أن المساهم الأكبر في عملية تبعثر الفوتونات هي المواد المكونة للمحددات الأولية للحزمة [5]، حينما تتحكم المحددات الثانوية بكمية الفوتونات المتبعثرة الخارجة من رأس جهاز المعالجة من خلال تحديد أبعاد ساحة المعالجة، حيث يزداد التبعثر بازدياد أبعاد الساحة فتزداد قيمة  $H_S$  [6-8] مما يؤدي إلى ازدياد الجرعة الممتصة بنسبة قد تصل إلى 12% من قيمة الجرعة الكلية [9].

وفقاً للمنشور TG74 الذي صاغته الجمعية الأمريكية للفيزياء الطبية AAPM، يُعرف  $H_S$  بأنه نسبة الخرج الإشعاعي لساحة معينة إلى الساحة المرجعية  $(10 \times 10 \text{ cm}^2)$ ، ويتم قياسه في الهواء باستخدام قمع أسطواني الشكل build-up caps، يُركب شاقولياً على حجيرة التأين ويتمحور معها من جهة، ويوازي المحور المركزي لحزمة الفوتونات الساقطة من جهة أخرى، ويكون بُعد الحجيرة عن السطح الخارجي للقمع على مسافة مكافئ مائي واحد  $10 \text{ g/cm}^2$  لمنع وصول الإلكترونات الملوثة للحجيرة، ويدعى هذا القمع بالمجسم الصغير mini phantom [10].

يتم قياس  $H_S$  من أجل ساحات الحقل المربعة المتناظرة (Symmetric square field (SSF) في مركز المعالجة (IC) iso-center، وفي حالة ساحات الحقل غير المتناظرة المستطيلة أو العشوائية فيتم القياس في مركز الساحة الفعلي Effective field center (EFC)، مع إدخال ما يُسمى نسبة خارج المحور (OAR) off-axis ratio والتي تأخذ بالاعتبار البعد  $r$  بين المركزين IC و EFC [7,16] كما هو موضح بالشكل (1).



الشكل (1): ساحة غير متناظرة للحقل بأبعادها  $(x_1, x_2, y_1, y_2)$  مركزها الفعلي EFC يبعد مسافة  $r$  عن مركز المعالجة IC (نقطة التقاء محور دوران ذراع جهاز المعالجة ومحور دوران محدد الحزمة ومحور دوران طاولة جهاز المعالجة ويبعد  $100 \text{ cm}$  عن مصدر X-rays)

يمكن بواسطة فتحة المحدد الثانوي للحزمة الحصول على عدد لانهائي من الساحات الحقلية للمعالجة ذات أبعاد وأشكال مختلفة، ولكن لا يمكن قياس  $H_S$  لكل الساحات الممكنة، لذلك ولغاية خفض عدد القياسات، تم تعريف الساحة الحقلية المكافئة equivalent field من خلال تطوير علاقات رياضية مختلفة تتناسب مع شكل الساحة الحقلية وطاقة حزمة المعالجة ونوع جهاز المعالجة [11-16]، ومن أبسط هذه العلاقات نذكر نسبة مساحة الساحة الحقلية غير المتناظرة إلى محيطها، حيث يمثل الرقم الناتج ساحة حقلية مربعة متناظرة SSF مكافئة للساحة غير المتناظرة [17].

أكدت العديد من الأبحاث المنشورة أن قيمة  $H_S$  للساحة الحقلية غير المتناظرة تساوي تقريباً قيمته بالنسبة إلى الساحة الحقلية المربعة المتناظرة المكافئة لها [7, 16, 18, 19]، وبناء عليه، في جميع مراكز تقديم العلاج الإشعاعي، في الوقت الحاضر، يتم حساب  $H_S$  بالنسبة إلى الساحات الحقلية المربعة المتناظرة فقط، ويتم إدخالها إلى أنظمة تخطيط المعالجة الإشعاعية، ثم تقوم خوارزميات حساب الجرعة باعتماد قيمة  $H_S$  للساحة الحقلية غير المتناظرة من الساحة المربعة المتناظرة المكافئة لها. تم في بعض أنواع المعالجات الإشعاعية تطوير تقنيات جديدة باستعمال أشكال مختلفة غير متناظرة لساحات المعالجة منها تطبيق ساحة نصفية غير متناظرة Asymmetric square half-field (ASH-F) (مثلاً:  $x_1=0$ ) لمعالجة أورام الثدي والرأس والرقبة بالإضافة لأورام المحور العصبي لمنع حدوث جرعات إشعاعية عالية في منطقة التداخل [20-22]، أيضاً جرى استخدام ساحة ربيعية غير متناظرة Asymmetric square quarter-field (ASQ-F) (مثلاً:  $x_1=y_1=0$ ) بشكل خاص لمعالجة جدار الصدر عند أورام الثدي بهدف تقليل جرعة الرئة المجاورة [23].

تتعامل خوارزميات حساب الجرعة في أنظمة تخطيط المعالجة مع هذا النوع من الساحات بطريقة الساحة المكافئة أيضاً [24-28]، مع العلم أنه في هذه الساحات تكون الحزمة عمودية من أحد أطرافها أي سيكون مركز المعالجة IC عند طرف الحزمة على خلاف الساحات غير المتناظرة حيث يكون IC ضمن الساحة (كما في الشكل (1))، أي عند الساحات النصفية والرابعة يمكن إهمال انفراج الحزمة مع البعد، مما يؤثر على عدد الفوتونات المتبعثرة الخارجة من رأس جهاز المعالجة، والتي تصل إلى نقطة القياس.

لذلك وبناءً على ما سبق سيتم في هذا البحث التحقق من قيمة  $H_S$  لحالتي ساحة نصفية وساحة ربيعية من خلال المقارنة مع حالة الساحة المربعة المتناظرة المكافئة لهم، وسيقتصر هذا البحث على دراسة الساحات المربعة فقط لأنها تتوافق مع جميع المعادلات الرياضية لحساب الساحة المكافئة للساحات غير المتناظرة، مثلاً ساحة نصفية مربعة غير متناظرة ASH-F أبعادها (0, 10, 5, 5) وساحة ربيعية مربعة غير متناظرة ASQ-F أبعادها (0, 10, 0, 10) فستكون الساحة المربعة المتناظرة SSF المكافئة لهم هي (5, 5, 5, 5) أو (5, 5)  $(10 \times 10 \text{ cm}^2)$  [15]، وبالتالي فإن الاختلاف في قيمة  $H_S$  لهذه الساحات ستكون ضمن  $\pm 1\%$  طالما لهم نفس المساحة [16, 18-19, 29]، والهدف الثاني لهذا البحث هو دراسة تأثير طاقة حزمة الفوتونات الصادرة على قيمة  $H_S$  في حالتي ASH-F و ASQ-F.

## 2. مواد البحث وطرائقه:

أجريت هذه الدراسة على جهاز المسرع الخطي الطبي Varian Clinac IX المتوفر في مستشفى تشرين الجامعي في مدينة اللاذقية، وهو يصدر حزمتين من الفوتونات MV (6, 18). تم تحديد أبعاد الساحة الإشعاعية باستعمال زوجين من المحددات الثانوية الموجودة في رأس المسرع، زوج علوي  $(y_1, y_2)$  وزوج سفلي  $(x_1, x_2)$  ويتم قياس الأبعاد  $x_1, x_2, y_1, y_2$  من خلال بعدها عن مركز المعالجة IC، وأكبر ساحة مربعة متناظرة SSF يمكن الحصول عليها هي  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  عند IC وأكبر ساحة نصفية أو ربيعية هي  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ .

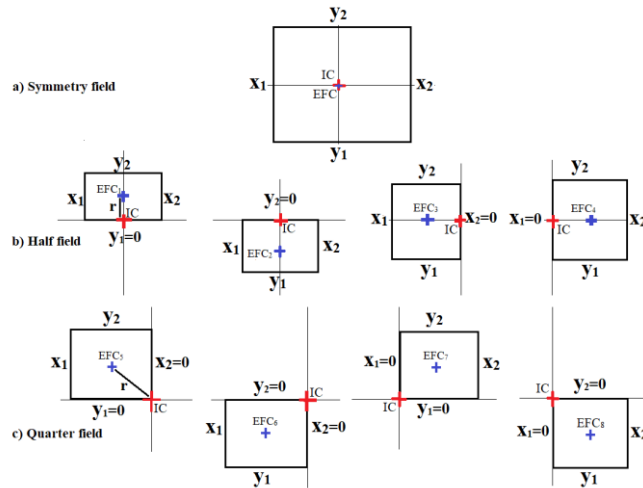
تُكتب أبعاد ساحة المعالجة بطريقتين إما  $(x, y)$  حيث  $(x = x_1 + x_2, y = y_1 + y_2)$  أو  $(x_1, x_2, y_1, y_2)$ . وتُعد الساحة متناظرة في حالة تساوي بُعد محدداتها عن IC  $(x_1 = x_2 = y_1 = y_2)$  وعندها ينطبق المركز الفعلي للساحة EFC على مركز المعالجة IC، كما في الشكل (2, a). تكون الساحة غير متناظرة إذا اختلف أحد تلك الأبعاد وفي هذه الحالة EFC لا ينطبق على IC ويبعد عنه مسافة  $(r)$  كما في حالتي نصف وربع ساحة.

تم الحصول على ساحة نصفية مربعة غير متناظرة ASH-F بجعل أحد هذه المحددات مساوياً للقيمة 0 أي منطبق على IC وبُعد المحدد الآخر من نفس الزوج مساوياً لمجموع بعدي الزوج الآخر. هناك أربع حالات ممكنة للحصول على حزمة نصفية توافق حالات سريرية عند معالجة أورام الرأس والرقبة وأورام الثدي (جدار الصدر مع الترقوة) وأورام المحور العصبي وهذه الحالات تكون عندما  $(y_1=0)$  أو  $(y_2=0)$  أو  $(x_2=0)$  أو  $(x_1=0)$ ، كما في الشكل (2, b).

تم الحصول على ساحة ربيعية مربعة غير متناظرة ASQ-F بجعل المحدد من كل زوج مساوياً للقيمة 0 وبساوي أبعاد المحددين الآخرين، وهذه الحالة تستخدم بشكل رئيسي عند معالجة أورام جدار الصدر وتوافق  $(y_1=x_2=0)$  أو  $(y_2=x_1=0)$  أو  $(y_1=x_1=0)$  أو  $(y_2=x_2=0)$ ، كما في الشكل (2,c).

يتم حساب المسافة (r) بين IC و EFC في حالة ساحة ربيعية من العلاقة (1).

$$r = \sqrt{\left(\frac{x_i}{2}\right)^2 + \left(\frac{y_i}{2}\right)^2} \dots \dots \dots (1) \quad \text{حيث } i= 1 \text{ or } 2$$



الشكل (2): الشكل الهندسي لساحات المعالجة المدروسة. (a): ساحة مربعة متناظرة SSF.

(b): ساحة نصفية مربعة غير متناظرة ASQ-F. (c): ساحة ربيعية مربعة غير متناظرة ASQ-F.

تشير إشارة (+) الحمراء إلى مركز المعالجة IC والزرقاء إلى مركز الحقل الفعلي EFC. r: البعد بين IC و EFC.

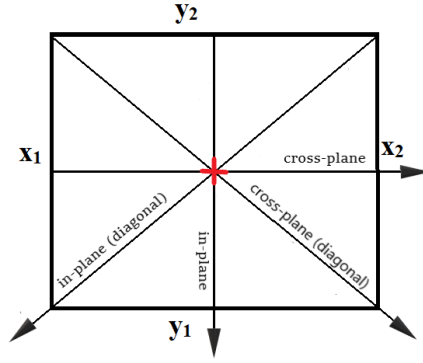
## 2.1. منحنيات (OAR(d)) off-axis radio

تم استعمال مجسم مائي أبعاده  $50 \times 50 \times 48 \text{ cm}^3$  وحجيرة تأين من النوع PTW Farmer حجمها الفعال  $0.6 \text{ cm}^3$  (وتم ضبطها على عمق 10cm ضمن المجسم المائي وعلى بعد 100cm من المنبع) لقياس منحنيات توزع الجرعة  $D(x,y)$  بدلالة البعد d عن المركز  $(0,0)$  وعلى امتداد أكبر ساحة ينتجها المسرع ( $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ) ومن أجل الطاقين 6-18 MV. تقتصر العديد من الأبحاث في دراسة OAR على أحد المحاور العامودية فقط، باعتبار أن مرشح تسطح الحزمة متجانس، كون OAR يمتلك نفس القيمة من أجل أي نقطة تبعد نفس المسافة عن المركز IC وفق الاتجاهات المختلفة، لكن في هذا البحث، ولغرض الحصول على نتائج أكثر دقة والتي تراعي إمكانية وجود نقاط غير متجانسة على كامل مرشح الحزمة أو احتمالية عدم الدقة الكافية في المعايير الهندسية لتجانس تسطح الحزمة، فقد تم القياس وفق المحاور الآتية: المحور العرضي (CP) cross-plane والمحور الطولي (IP) in-plane والمحور العرضي القطري (CPD) cross-plane diagonal والمحور الطولي القطري (IPD) in-plane diagonal، كما هو موضح بالشكل (1).

تم حساب OAR(d) لأي نقطة من الساحة على المحاور المعتمدة وتبعد مسافة d عن المركز باستعمال العلاقة (2):

$$OAR(d) = \frac{D(x, y, d)}{D(0,0)} \dots \dots \dots (2)$$

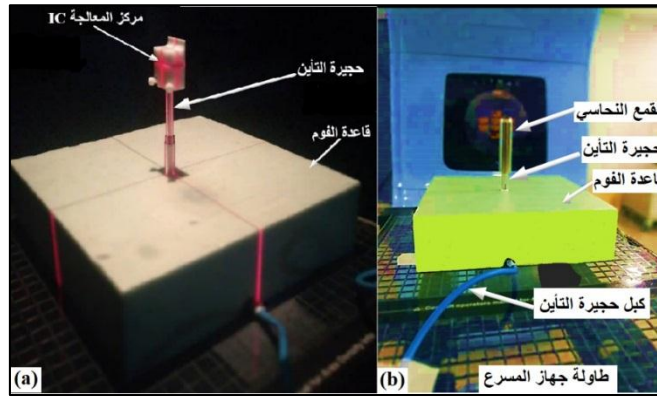
$D(x,y,d)$  قيمة الجرعة المقاسة على بعد d من مركز المعالجة IC وفق المحاور المعتمدة.  $D(0,0)$  الجرعة المقاسة عند IC.



الشكل (3): محاور قياس توزع الجرعة على امتداد الساحة الإشعاعية (40×40 cm<sup>2</sup>).  
 تشير الأسهم إلى الاتجاه الموجب والإشارة (+) إلى مركز المعالجة IC (0,0).

### 2.2. تصميم التجربة لقياس تبعر الرأس H<sub>S</sub>:

تم تصميم مجسم بسيط يتكون من قاعدة من الفوم foam مصنوعة من مادة الـ polystyrene ذات الكثافة 1.04g/cm<sup>3</sup> والأبعاد 30×30×10 cm<sup>3</sup>، وتم ثقب القاعدة من منتصفها لتثبيت حجيرة التأين 0.6 cm<sup>3</sup>. تم ضبط حجيرة التأين باستعمال أجهزة الليزر الموجودة في غرفة المسرع في الوضع الشاقولي وبحيث يتوازي محورهما مع المحور المركزي لحزمة الفوتونات الصادرة من رأس المسرع، وبحيث ينطبق مركز الحجيرة على مركز المعالجة IC، كما هو موضح بالشكل (4-a). بعد الضبط الدقيق لمكان حجيرة التأين، وفي أعلاها تم بالتناوب وضع قمعين (سمك جدران الأول 1.8mm والثاني 3.5mm مصنوعان من مادة النحاس الأصفر بالكثافة 8.515 g/cm<sup>3</sup>) وتم قياس الشحنة الكهربائية التي تسجلها حجيرة التأين عند الطاقتين 6MV باستعمال القمع الأول وعند 18MV باستعمال القمع الثاني، تم وصل الحجيرة بمقياس إلكتروني PTW Unidos electrometer معاير لتسجيل قيمة الشحنة الكهربائية المتشكلة في الحجم الفعال للحجيرة، كما هو موضح بالشكل (4-b).



الشكل (4): (a) ضبط حجيرة التأين. (b) الشكل النهائي للتجربة بوجود القمع النحاسي الذي يغطي الحجيرة.

### 2.3. قياس التبعر المحدث بالرأس H<sub>S</sub>:

من أجل الساحات المتناظرة: تم تثبيت حجيرة التأين في مركز المعالجة IC من أجل جميع الساحات المربعة العشرة المراد قياس التبعر الموافق لها وهي 4×4cm<sup>2</sup>, 5×5cm<sup>2</sup>, 8×8cm<sup>2</sup>, 10×10cm<sup>2</sup>, 15×15cm<sup>2</sup>, 20×20cm<sup>2</sup>, 25×25cm<sup>2</sup>, 30×30cm<sup>2</sup>, 35×35cm<sup>2</sup>, 40×40cm<sup>2</sup>. تم حساب H<sub>S</sub> لحالة الساحات المتناظرة من العلاقة (2):

$$H_S(IC) = \frac{R(X, Y)}{R(10, 10)} \dots \dots \dots (2)$$

حيث:

$-R(x, y)$  هي الشحنة الكهربائية المقاسة في مركز المعالجة IC للساحات المتناظرة.

$-R(10, 10)$  هي الشحنة الكهربائية المقاسة في IC للساحة المرجعية  $10 \times 10 \text{cm}^2$ .

من أجل الساحات غير المتناظرة (ساحة نصفية أو ربيعية): تم تحريك طاولة جهاز المسرع بحيث تقع حجيرة التأين في مركز الحقل الفعلي EFC بدلاً من مركز المعالجة IC، وتم اعتبار الساحات الستة  $4 \times 4 \text{cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{cm}^2$ ,  $8 \times 8 \text{cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{cm}^2$ ,  $20 \times 20 \text{cm}^2$ . تم حساب  $H_S$  لحالة الساحات غير المتناظرة من العلاقة (3):

$$H_S(\text{EFC}) = \frac{R(x_1, x_2, y_1, y_2, r)}{R(10, 10) \times \text{OAR}(d)} \dots \dots \dots (3)$$

حيث:

$-R(x_1, x_2, y_1, y_2, r)$  هي الشحنة الكهربائية المقاسة في مركز الحقل الفعال EFC.  $\text{OAR}(d)$  هي النسبة خارج المحور وتؤخذ من منحنيات  $\text{OAR}(d)$  للنقطة المدروسة التي مسافتها  $r$  عن IC، مثلاً إذا كانت نقطة القياس هي  $\text{EFC}_5$  (الشكل (2-c))، فيلاحظ أن هذه النقطة تقع على المحور العرضي القطري CPD وفق الاتجاه السالب (الشكل (3)) وعلى مسافة  $r$  من IC، وبالتالي تُؤخذ قيمة  $\text{OAR}(d)$  المقابلة لتلك النقطة على نفس المحور والاتجاه والبعد ومن أجل نفس الطاقة المدروسة.

من أجل كل ساحة يتم إجراء تسع قياسات لجميع الحالات الموضحة في الشكل (2)، قياس واحد في مركز المعالجة IC (الشكل (2-a)) وبحسب التبعر من العلاقة (2) وأربع قياسات عند المركز الفعلي للساحة النصفية ( $\text{EFC}_1, \text{EFC}_2, \text{EFC}_3, \text{EFC}_4$ ) (الشكل (2-b)) وأربع قياسات عند المركز الفعلي للساحة الربعية ( $\text{EFC}_5, \text{EFC}_6, \text{EFC}_7, \text{EFC}_8$ ) (الشكل (2-b)) ويتم حساب التبعر في حالي ساحة نصفية وساحة ربيعية لكل حالة كل على حدة من العلاقة (3) وحساب التبعر الكلي من العلاقة (4) وحساب الفرق بين الساحات المتناظرة وغير المتناظرة بواسطة العلاقة (5).

تم تكرار هذه القياسات بالنسبة إلى الطاقنتين (6, 18) MV، وفي كل قياس تم تعريض حجيرة التأين إلى 100MU بمعدل 300MU/minute وتم تسجيل قيمة الشحنة الكهربائية من مقياس الألكتروميتر.

$$\overline{H_S(\text{EFC})} = \sum \frac{H_S(\text{EFC})_i}{4} \dots \dots \dots (4)$$

حيث:

$i=1,2,3,4$  في حالة الساحة النصفية (الشكل (2-b)).

$i=5,6,7,8$  عند الساحة الربعية (الشكل (2-c)).

$$D\% = \frac{[H_S(\text{Asymmetry}) - H_S(\text{Symmetry})]}{\frac{H_S(\text{Asymmetry}) + H_S(\text{Symmetry})}{2}} \times 100 \% \dots \dots \dots (5)$$

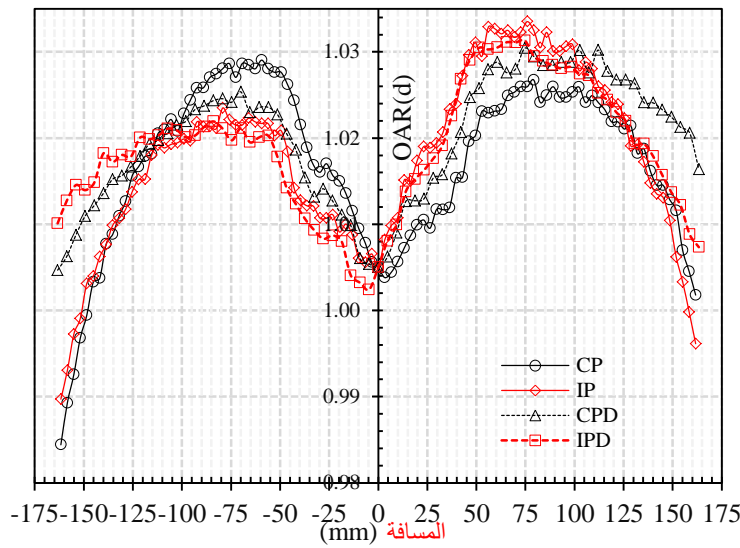
### 3. النتائج والمناقشة:

#### 3.1. منحنيات $\text{OAR}(d)$ :

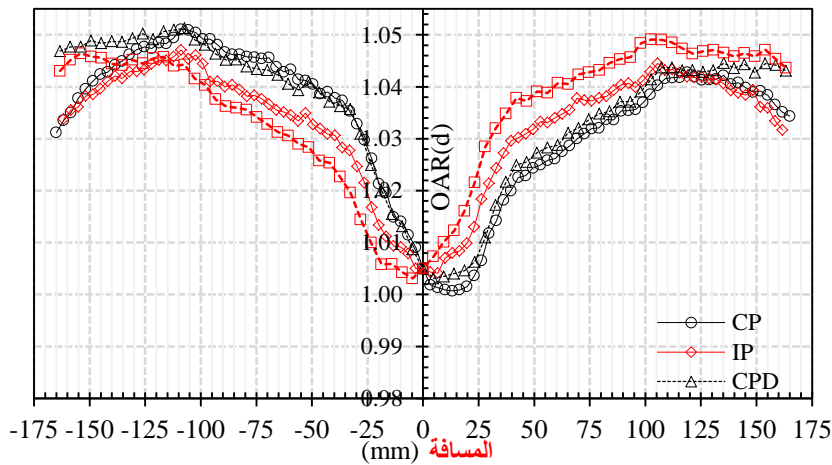
يُظهر الشكلان (5) و (6) منحنيات  $\text{OAR}(d)$  على امتداد المحور العرضي CP والطولي IP والعرضي CPD والعرضي الطولي IPD على عمق 10cm ضمن الجسم المائي من أجل الطاقنتين (6-18) MV، يُلاحظ من هذين الشكلين أن هناك ازدياد تدريجي لقيم OAR بالنسبة إلى جميع المحاور المدروسة ومن كلا الاتجاهين مع ازدياد المسافة عن مركز المعالجة IC، وهذا يرتبط بتوزع تدفق الحزمة الواردة الذي يزداد ويبلغ قيمة عظمى وبعدها يبدأ بالانخفاض تدريجياً بسبب ازدياد توهين الحزمة على مسافات أكبر باتجاه حافة الساحة.

على الرغم من أن توزع الجرعة على كامل الساحة وعند أي اتجاه يجب أن يكون متجانساً لدرجة كبيرة ليضمن أن يأخذ الورم بجميع أبعاده جرعة واحدة إلا أنه من الملاحظ اختلاف في قيم OAR بين المحاور المدروسة لنقاط تبعد نفس المسافة عن مركز المعالجة IC، مثلاً من أجل نقطة تبعد مسافة 56mm من IC تأخذ OAR القيم 1.021 و 1.028 و 1.023 و 1.034 وفق الاتجاهات الموجبة للمحاور CP و IP و CPD و IPD من أجل الطاقة 18MV على الترتيب، كما ويلاحظ أن أكبر فرق يكون بين المحورين CP و IPD.

يبين الجدول (5) الفروق النسبية المئوية لقيم OAR بالنسبة للمحورين CP و IPD والمقاسة عند مركز الساحة الفعلي EFC للساحات المعتبرة من أجل الطاقين 6MV و 18MV، يُلاحظ من هذا الجدول أن الفرق النسبي المئوي يبلغ 1.2% و 1.5% بالنسبة إلى الطاقين 6MV و 18MV على الترتيب. يُمكن أن يُفسر السبب في اختلاف قيم OAR بين النقاط التي لها نفس المسافة من المركز وتختلف بالاتجاه بالنسبة إليه، بتفاوت تجانس مرشح تسطح الحزمة على كامل مساحته.



الشكل (5): منحنيات OAR(d) لحالة الطاقة 6MV على العمق 10cm في الجسم المائي.



الشكل (6): منحنيات OAR(d) لحالة الطاقة 18MV على العمق 10cm في الجسم المائي.

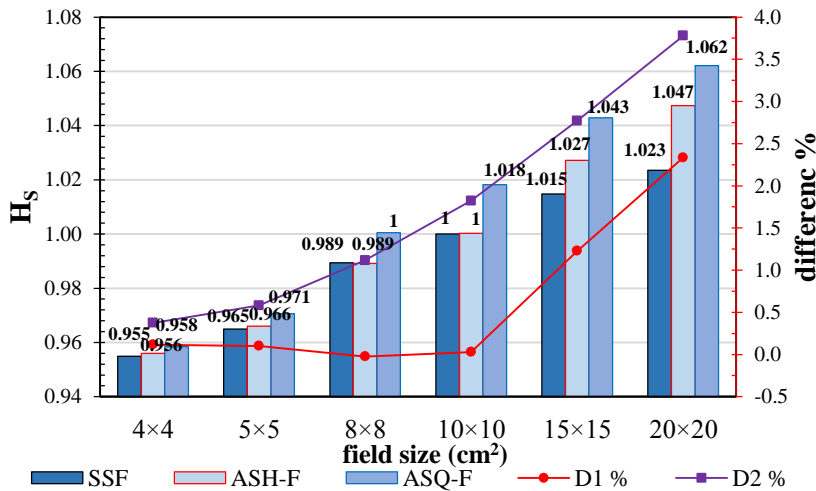


الجدول (1): الفروق النسبية المئوية لقيم OAR بالنسبة للمحورين CP و IPD والمقاسة عند مركز الساحة الفعلي EFC للساحات المعتبرة. تم حساب r من العلاقة (1) وتم استنتاج قيم الفروق من الشكلين (5, 6).

Difference %		r (mm)	شكل الساحة المربعة	قياس الساحة (cm <sup>2</sup> )
18 MV	6 MV			
1.4	0.7	20	ساحة نصفية	4×4
1.5	0.9	28.3	ساحة ريعية	
1.5	0.9	25	ساحة نصفية	5×5
1.3	1.1	35.3	ساحة ريعية	
1.4	1.2	4	ساحة نصفية	8×8
1.3	1	56.6	ساحة ريعية	
1.5	1.1	50	ساحة نصفية	10×10
1	1.2	70.7	ساحة ريعية	
1.1	1.1	75	ساحة نصفية	15×15
0.9	0.4	106.1	ساحة ريعية	
1.1	0.6	100	ساحة نصفية	20×20
0.7	1	141.4	ساحة ريعية	

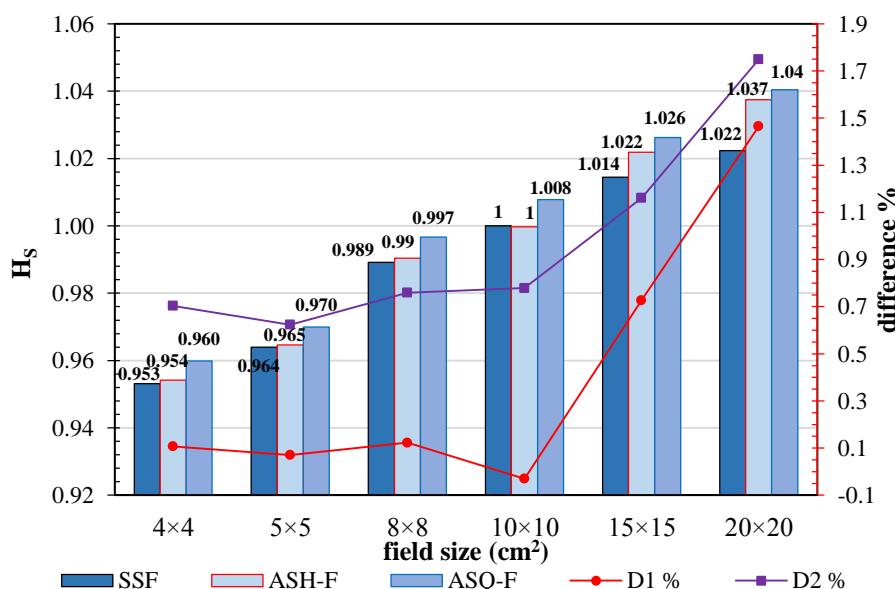
### 3.2. تأثير شكل الساحة على قيمة H<sub>S</sub>:

يوضح الشكلان (7,8) التبعر الذي يحدث بالرأس H<sub>S</sub> للساحات المربعة SSF المكافئة والساحات المربعة غير المتناظرة في حالتها ساحة نصفية ASH-F وساحة ريعية ASQ-F ومن أجل الطاقتين 6MV و 18MV، يلاحظ من هذين الشكلين أن قيم H<sub>S</sub> لحالة الساحات غير المتناظرة قريبة من قيم H<sub>S</sub> لحالة الساحة المكافئة من أجل الساحات الأقل من 10×10 cm<sup>2</sup> وهذا ما يتوافق مع الدراسات [24-28] ثم تزداد قيم H<sub>S</sub> للساحات غير المتناظرة بالمقارنة مع الساحة المكافئة تدريجياً وبشكل ملحوظ من أجل الساحات الأكبر، حيث تبلغ نسبة هذا الازدياد من أجل ساحة أبعادها 20×20 cm<sup>2</sup> القيمة 2.34% لحالة ASH-F والقيمة 3.78% لحالة ASQ-F عند الطاقة 6MV (الشكل (7))، حينما عند الطاقة 18MV تبلغ هذه النسبة القيمة 1.47% من أجل ASH-F والقيمة 1.75% من أجل ASQ-F (الشكل (8)).



الشكل (7): مقارنة تبعر الرأس H<sub>S</sub> لساحة نصفية مربعة غير متناظرة ASH-F وساحة ريعية مربعة غير متناظرة ASQ-F مع الساحات المربعة المتناظرة SSF المكافئة من أجل الطاقة 6 MV. D<sub>1</sub>% و D<sub>2</sub>%: الفرق بين SSF وكل من ASH-F و ASQ-F على الترتيب.

على الرغم من أن مساحة فتحة المحدد هي نفسها للمساحة الواحدة على اختلاف شكلها وبالتالي من المفترض أن يكون عدد الفوتونات المتبعثرة الخارجة من رأس المسرع والواصلة لنقطة القياس هي نفسها في كل مرة إذا اسلمنا بأن المساهم الرئيسي في تبعثر الفوتونات هي المحددات الأولية للحزمة [5]، إلا أنه كما هو واضح أن هذه الفوتونات تزداد من أجل ساحة نصفية مربعة غير متناظرة ASH-F ثم تزداد أكثر من أجل ساحة ربيعية مربعة غير متناظرة ASQ-F وبالتالي لا بد من وجود عامل آخر مساهم في ازدياد تبعثر الفوتونات عما هو عليه للساحات المتناظرة ألا وهو المحددات الثانوية للحزمة، فكلما اقترب أحد محددات الساحة من المحور المركزي للحزمة (أقرب لمركز المعالجة IC) كلما ازدادت مساحة سطح المحدد الذي يعترض مسار الحزمة، ومنه يزداد عدد الفوتونات المتبعثرة على مادة المحدد، حيث يصل جزء منها إلى نقطة القياس وينضاف إلى التبعثر الناتج عن المحددات الأولية مسبباً بازدياد قيمة  $H_S$ ، ففي حالة ساحة نصفية يُستعمل محدد واحد فقط مضبوط على الوضعية 0، ولحالة ساحة ربيعية يُستعمل محددان يُضبطان عند الوضعية 0، وهذا بدوره يُفسر ازدياد التبعثر  $H_S$  في حالة الساحة الربعية مقارنة مع حالة الساحة النصفية وحالة الساحة المربعة المكافئة لهم.



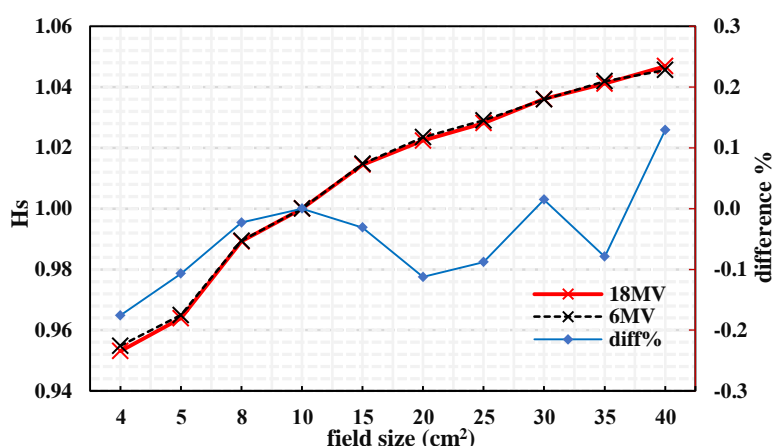
الشكل (8): مقارنة تبعثر الرأس  $H_S$  لساحة نصفية مربعة غير المتناظرة ASH-F وساحة ربيعية مربعة غير متناظرة ASQ-F مع الساحة المربعة المتناظرة SSF المكافئة من أجل الطاقة 18 MV.  $D_1\%$  و  $D_2\%$ : الفرق بين SSF وكل من ASH-F و ASQ-F على الترتيب.

### 3.3. تأثير طاقة الحزمة على $H_S$ :

يبين الشكل (9) تبعثر الرأس  $H_S$  للساحات المتناظرة SSF من أجل الطاقتين (6, 18) MV المقاس في مركز الساحة IC ويلاحظ من هذا الشكل أن التبعثر يزداد مع ازدياد أبعاد ساحة المعالجة، وهذا ما يتوافق مع جميع الدراسات المرجعية الواردة في هذا البحث بالنسبة لجميع أنواع المسرعات على اختلافها، ولا يتأثر التبعثر بطاقة حزمة الفوتونات الصادرة من المسرع، حيث أعلى فرق في قيم التبعثر بين الطاقتين عند أي ساحة أقل من 0.2% وهذا ما يتوافق مع المرجع [8] عند دراسة  $H_S$  للطاقتين (6,10) MV الصادرة عن المسرع Versa HD وأيضا مع الدراسة [16] من أجل الطاقتين (6, 18) MV للمسرّع Varian 2100C. من أجل الساحات غير المتناظرة، يلاحظ من الجدول (2) أن قيم  $H_S$  تتأثر بطاقة الفوتونات من أجل الساحات التي تتجاوز  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  فقط عند استعمال ساحة ربيعية مربعة غير متناظرة ASQ-F حيث بلغ الفرق 2%.

الجدول (2): قيم فروق  $H_s$  بالنسبة إلى الطاقتين (6-18) MV. تمثل  $D_3\%$  و  $D_4\%$  و  $D_5\%$  الفرق بالنسبة إلى الطاقتين لحالات ساحة مربعة متناظرة SSF وساحة نصفية مربعة غير متناظرة ASH-F وساحة ربيعية مربعة غير متناظرة ASQ-F على الترتيب.

ابعاد الساحة cm <sup>2</sup>	20×20	15×15	10×10	8×8	5×5	4×4
$D_3\%$	0.11	0.03	0	0.02	0.11	0.18
$D_4\%$	0.95	0.53	-0.11	0.43-	-0.26	0.12-
$D_5\%$	2.07	1.60	1.03	0.37	0.07	-0.14



الشكل (9): تابعة  $H_s$  للساحات المربعة المتناظرة SSF لحالة الحزمة الفوتونية للطاقتين (6-18) MV.

#### 4. الاستنتاجات:

تم في هذا البحث قياس تبعثر الرأس  $H_s$  للمسرّع الخطي الطبي Varian Clinac IX عند الطاقتين (6-18) MV في حالتها ساحة نصفية مربعة غير متناظرة ASH-F وساحة ربيعية مربعة غير متناظرة ASQ-F ومقارنتها مع قيم  $H_s$  بالنسبة إلى الساحات المتناظرة المكافئة لها التي تعتمد على أنظمة تخطيط المعالجة الإشعاعية عند حساب الجرعة، كما تم دراسة تأثير كلا من تغيير أبعاد ساحة المعالجة وطاقة حزمة الفوتونات على قيمة  $H_s$ .

تم القياس باستخدام حجرة تأين  $0.6\text{cm}^3$  ومجسمين صغيرين من النحاس الأصفر بسمك جدران 1.8mm و 3.5mm لكل منهما، ومن أجل الطاقتين 6MV و 18MV على الترتيب.

دلّت نتائج هذا البحث أن:

- التبعثر الناتج عن رأس المسرع  $H_s$  يزداد بشكل عام بزيادة أبعاد ساحة المعالجة بغض النظر عن شكل الساحة (متناظرة أو غير متناظرة) وطاقة الحزمة الفوتونية الصادرة عن المسرع.
- لا يتأثر  $H_s$  بطاقة حزمة الفوتونات من أجل الساحات المربعة المتناظرة SSF حيث لم يتجاوز الفرق 0.2% (الشكل (9)) وكذلك الأمر من أجل ساحة نصفية مربعة غير متناظرة ASH-F حيث كان الفرق أقل من 1% (الجدول (2)) بينما من أجل ساحة ربيعية مربعة غير متناظرة ASQ-F يلاحظ أن قيمة  $H_s$  تزداد عند الطاقة 6MV من أجل الساحات الأكبر من الساحة المرجعية بنسبة وصلت إلى 2% عند ساحة ربيعية أبعادها  $20 \times 20\text{cm}^2$  (الجدول (2)).
- تتأثر قيمة  $H_s$  بشكل ساحة المعالجة فهي تزداد من أجل ساحة نصفية مربعة غير متناظرة ASH-F بالمقارنة مع الساحة المربعة المتناظرة SSF المكافئة لها بنسب تصل إلى 2.34% و 1.47% من أجل طاقة الحزمة الفوتونية 6MV و 18MV على الترتيب، وكذلك الأمر تزداد من أجل ساحة ربيعية مربعة ASQ-F بنسب تصل إلى 3.78% و 1.75% من أجل طاقة

الحزمة الفوتونية 6MV و 18MV على الترتيب (الشكلان (7, 8))، تنجم هذه الزيادة عن الفوتونات الإضافية المتبعثرة من المحددات الثانوية للحزمة والتي تزداد باقتراب المحدد من مركز المعالجة IC. تتوافق نتائج هذا البحث بمجملها مع الدراسات المنشورة فيمكن اعتماد مفهوم الساحة المكافئة للساحات غير المتناظرة لحالة نصف وربع ساحة التي تقل أبعادها عن أبعاد الساحة المرجعية ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) حيث أن الفرق أقل من 1% لكن وحسب نتائج هذا البحث فإن هذا الاختلاف تجاوز 3% من أجل نصف وربع ساحة أبعادها أكبر من الساحة المرجعية. لذلك يوصى بإعادة النظر بمفهوم استخدام الساحة المكافئة عند المعالجة باستعمال ساحات نصفية أو ربعية التي تتجاوز بأبعادها الساحة  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، كما ويُصح بإجراء قياسات تراعي هذا النوع من ساحات المعالجة تضاف إلى تلك القياسات الخاصة بالساحات المربعة المتناظرة وإدخالها إلى أنظمة تخطيط المعالجة الإشعاعية.

## المراجع

1. Khan, F., 3rd ed (2003). The physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p: 178–198.
2. Spicka, J., Herron, D., Orton, C., (1998). Separating output factor in collimator and phantom scatter factor for megavoltage photon calculations. *Med Dos*, 13, 1, p: 23–24.
3. Luxton, G., Astrahan, M., (1988). Output factor constituents of a high energy photon beam. *Med Phys*, 15, 1, p: 88–91.
4. Bjarngard, B., (1993). Scatter factors for a 25-MV x-ray beam. *Med. Phys*, 20, 2 Pt 1, p: 357–361.
5. David, Foster, Indra, Marc, Joseph, (2021). Dosimetry of Photon Beams in Water. In: Basic Radiotherapy Physics and Biology. Springer, New York, p: 75-90.
6. Dunscombe, P., Nieminen, J., (1992). On the field-size dependence of relative output from a linear accelerator. *Med. Phys*, 19, 1, p: 1441–4.
7. Timothy, C., Bengt, E., (2003). Head scatter off-axis for megavoltage x rays. *Med. Phys*, 30, 4, p: 533-43.
8. Mukesh, N., Saravana, K., et al., (2016). Dosimetric properties of equivalent-quality flattening filter-free (FFF) and flattened photon beams of Versa HD linear accelerator. *Journal of applied clinical medical physics*, 17, 3, p: 358-70.
9. Zhu, T., Bjarngard, B., et al., (2001). Modeling the output ratio in air for megavoltage photon beams. *Med. Phys*, 28, 1, p: 1352–8.
10. Zhu, C., Lam, L., Li, X., (2009). Report of AAPM Therapy Physics Committee Task Group 74: in-air output ratio, SC, for megavoltage photon beams. *Medical physics*, 36, p:5261–5291.
11. Yu Jin, H., et al., (2005). A simplified method for the calculation of equivalent squares of irregular photon fields. *ConfProc IEEE Eng Med BiolSoc*, 7, p. 7091-4.
12. McCurdy, B., and Pistorius, P., (1999). Determination of equivalent photon fields through integrated 1D convolution kernels. *Phys Med Biol*, 44, 12, p. 2971-85.
13. Day, M., Aird, E., (1996). The equivalent field method for dose determinations in rectangular fields. *British Journal of Radiology Suppl*, 25, 1, p: 138-51
14. Vadash, P., Bjarngard, B., (1993). An equivalent-square formula for headscatter factors. *Med Phys*, 20, 3, p: 733-4.
15. Chegeni, N., Tahmasebi, M., (2013). Equivalent Field Calculation to Irregular Symmetric and Asymmetric Photon Fields. *International Journal of Physical and Mathematical Sciences*, 7, 9, p: 1430-5.
16. Shin, R., Li, A., Chu, H., Hsu, W., (1999). Calculation of head scatter factors at isocenter or at center of field for any arbitrary jaw setting. *Med Phys*, 26, p: 506–511.
17. Sterling, T., H. Perry, H., L. Katz, L., (1964). Automation of radiation treatment planning. *Br. J. Radiol*, 37, p: 544–550.
18. Khan, F., Gerbi, B., Deibel, F., (1998). Dosimetry of asymmetric x-ray collimators. *Medical physics*, 13, 6, p: 936-41.
19. John, P., John A., et al., (2014). Monitor unit calculations for external photon and electron beams: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group No. 71. *Med. Phys*, 41, 3, p: 031501-30.
20. John, K., Kalliopi, P., et al., (2017). Review of the three-field techniques in breast cancer radiotherapy. *JBUON*, 22, 3, p. 599-605.
21. Rosenthal, DI, McDonough, J., Kassae, A., (1998). The effect of independent collimator misalignment on the dosimetry of abutted half-beam blocked fields for the treatment of head and neck cancer. *Radiother Oncol*, 49, 1, p.273–8.
22. Kathpal, M., Davis, R., (2014). Use of a Noncoplanar Half-beam Block on the Lower Spinal Field to Decrease the Maximum Bowel and Cumulative Dose in Craniospinal Irradiation.
23. 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.
24. Chan, J., Russell, D., et all., (2002). Comparison of monitor unit calculations performed with a 3D computerized planning system and independent “hand” calculations: Results of three years clinical experience. *J Appl Clinic Med Phys*, 3, 4, p:293-301.

25. Ian, K., Peter, D., (2006). Verifying monitor unit calculations for tangential breast fields. *J Appl Clinic Med Phys*, 7, 2, p:50-57.
26. Mayivaganan, A., Athiyaman, H., et al., (2018). Verification of Monitor Unit Calculations for Eclipse Treatment Planning System by in-House Developed Spreadsheet. *Iran J Med Phys*, 15, p:87-100.
27. Nouredine, S., Hmad, O., Naima, E., (2018). Comparison of an in-house developed monitor unit double-check program for 3D conformal radiation therapy and treatment planning system verification. *Journal of Radiotherapy in Practice*, doi: 10.1017/S1460396918000742.
28. Ian, K., Tyler, M., (2008). Verifying monitor unit calculations for tangential whole breast fields in three-dimensional planning. *J Appl Clinic Med Phys*, 9, 1, p:47-53.
29. Rosenberg, I., Chu, J., Saxena, V., (1995). Calculation of monitor units for a linear accelerator with asymmetric jaws. *Med. Phys*, 22, 1, p: 55-61.