قياس النسبة المئوية لجرعة السطح المستخدمة في العلاج الطبي النووي ومجموعة العوامل المؤثرة عليه

روعة ناجي ألشمري
قسم الفيزياء الطبية
كلية الطب
جامعة الموصل

خالد عبد الله الحمداني
قسم الفيزياء
كلية العلوم
جامعة الموصل

(تاريخ الاستلام 2006/11/8 ، تاريخ القبول 2007/3/12)

الملخص

ترافق جميع حزم الفوتونات المستخدمة في العلاج إلكترونات ثانوية منبعثة من تفاعل هذه الأشعة مع المسددات الرصاصية، وصينيات الظل، والهواء الذي ينفذ منه الإشعاع. ويؤثر هذا التلوث الإلكتروني على: الجرعة الإشعاعية المسلطة على السطح، وعلى شكل المنحني في منطقة التراكم الإلكتروني. ان الهدف من هذه الدراسة هو قياس الجرعة الاشعاعية في منطقة التراكم الالكتروني (Electron build -up) وعلي سطح الجلد (Skin - surface) وتقدير كمية التلوث الالكتروني والعوامل التي يعتمد عليها كالمسافة بين المصدر والسطح (Source-surface distance) (SSD) وحجم الحقل الاشعاعي (Field size) (FS).

استخدمنا في هذه الدراسة التي أنجزت على أشعة مصدر الكوبلت - 60 المستخدمة في العلاج – الطبي، كواشف التألق الحراري المصنوعة من فلوريد الليثيوم المندمج مع التفلون لقياس الجرعة الإشعاعية على السطح داخل مادة البيرسبكس وقيست النسبة المئوية لجرعة السطح للمسافات (SSD) من (60 cm) إلى(90 cm) للحقل المفتوح على الحقول الإشعاعية (5×5 cm^2، 10×10 cm^2، 15×15cm^2، 20×20 cm^2، 25×25 cm^2) المقاسة على السطح.

Measurement of the Percentage Surface Dose Using in Nuclear Medicine and the Factors Acting on it

Rawaa N. Al-Shammary
Department of Medical physics
College of medicine
Mosul University

Khalid A. Jassim
Department of physics
College of Science
Mosul University

ABSTRACT

All radiotherapy photon beams are accompanied to some extent by secondary electrons, which originate by interactions with lead collimators, shadow trays and the air through which the beam passes.

Surface dose, the shape of the dose build-up curve and the depths of the maximum dose are all influenced by this electron contamination.

The aim of this study is to measure the radiation dose in electron build-up region, the skin surface and to qualify the electron contamination and the factors acting on it such as source – surface distance (SSD) and field size (FS). The present study of a Co-60 teletherapy source employs a LiF / Teflon thermoluminescent detectors to measure the surface dose in perspex phantom. Percentage surface dose was measured at source-surface distances of (60 cm) to (90 cm), with an open beam using (5x5 cm^2, 10x10 cm^2, 15x15 cm^2, 20x20 cm^2, 25x25 cm^2) beam size as defined at the surface.

المقدمـة

تكمن الفائدة الأساسية من استخدام أشعة (γ) أو (χ) ذات الطاقة العالية (Mega voltage) في العلاج الإشعاعي في إعطاء جرعة إشعاعية عالية إلى مكان الورم من غير إلحاق ضرر كبير بالجلد (Skin – sparing)، والأنسجة الأخرى المجاورة للورم قياساً بالأشعة ذات الطاقة المنخفضة (Kilo voltage). قام الباحث Rao وأخرون (1973) بقياس جرعة السطح، والجرعة في منطقة التراكم باستخدام مسحوق فلوريد الليثيوم (LiF Powder) ولأنواع مختلفة من أشعة كاما مثل (Co – 60) واشعة الميكافولط (6 MeV, 2 MeV) وتوصلوا إلى أن زيادة حجم المجال الإشعاعي يعمل على زيادة جرعة السطح والجرعة في المليمترات الأولى من الجلد أي منطقة التراكم. فقد زادت نسبة جرعة الجلد لأشعة (6 MeV) من (26 %) لحجم المجال الإشعاعي (15 x 15 cm^2) إلى (73 %) ولحجم المجال (25 x 25 cm^2) وعند المسافة (S.S.D.) 100 cm. ووضـح الباحثـان Padikal و Deye (1978) إن تأثير إلكترونات التلوث تقل بشكل كبير في العمق ويكاد يصل تأثيرها عند عمق أعلى جرعة صفراً.

إن شكل المنحني في منطقة التراكم الالكتروني يعتمد على حجم الحقل (المحدد بالمجال الإشعاعي، والمسافة بين المصدر والسطح (الجلد)) بسبب تلوث الحزمة الإشعاعية بالإلكترونات المنبعثة من نظام المسددات ومجمع المصدر وقليل من الفوتونات المتشتتة عن المريض اذ يكون تأثير الإلكترونـات

المنبعثة من مجمع المصدر كبيراً عند المسافات القريبة، أما عند المسافات البعيدة فان تأثير الإلكترونات في الهواء يكون هو السائد (Nilsson and Brahme, 1979).

وقد تنبه عدد من الباحثين Ling و Biggs (1979) و Ling وأخرون (1982) إلى إن النسبة المئوية لجرعة السطح عندما تكون الحزمـة الإشعاعية خالية من الإلكترونات لا تعتمـد على حجـم الحقل الإشعاعي.

أما الباحث Attix وأخرون (1983) فقد قام بدراسة التغير الكبير الذي يحدث بجرعة السطح وجرعة منطقة التراكم لمصدر (Co–60) باستخدام حجرة التأين الموضوعة داخل شبح من البولي ستايرين (Polystyrene) عندما تتراوح المسافة بيـن (72 cm) و(200 cm) ولقيم مختلفة من حجم المجال الإشعاعي. وتزداد نسبة جرعة السطح من (17 %) لمجال حجمه (5×5 cm^2) إلى (72 %) لمجال حجمه (35×35 cm^2) وهذا يؤدي إلى خـسارة كبيرة في حماية الجلد عند المسافة (SSD= 72 cm) وهذا ما اتفق مع الدراسة الحالية التي قمنا بها ولنفس الجهاز لكن لمسافات وحجوم إشعاعية مختلفة.

إ ن اعتماد النسبة المئوي لجرعة السطح على حجم المجال قد تمت درا ستها من قبل Rustgi وأخرون (1983) للفوتونات ذات الطاقة (4 MeV)، وتوزيع الجرع في منطقة التراكم باستخدام حجرة التأين ذات الصفائح المتوازية (Parallel plate) المغمورة في شبح من البولي ستايرين (Polystyrene). إن زيادة الجرعة عند كل من السطح ومنطقة التراكم الإلكتروني ليست إلا نتيجة لزيادة حجم المجال، وإن هذه الالكترونات قادمة من مجمع الرأس (Treatment head) والمسددات، وعندما يتم استخدام مجال مغناطيسي ذو شدة (0.23 T) لإزالة الإلكترون من الحزمة كان هناك انخفاض بالجرعة في منطقة التراكم.

كما أشـار الباحـث Purdy (1986) إلى ان جرعة السطح تزداد من (8 %) لمجال حجمه (5×5 cm^2) إلى (36 %) لمجال حجمه (40×40 cm^2) عند المسافة (SSD) (100 cm) باستخدام حجرة التأيـن، ولأشعة (χ) بطاقة (6 MeV).

اما الباحث Rao وأخرون (1988) فقد قاس النسبة المئوية لجرعة السطح باستخدام حجرة التأين لثلاثة أنواع من المعجلات الخطية وبطاقة (10 MeV)، ووجد أن هناك زيادة في جرعة السطح مع نقصان المسافة وان هذه الزيادة بالجرعة عند المسافات القليلة ليست إلا نتيجة لتولد الإلكترونات من راس المعجل، والملحقات. ثم بعد زيادة المسافة إلى اكبر من المدى المحدد له الجهاز فان الجرعة تبدأ تزداد مع زيادة المسافة وسبب زيادة الجرعة عند المسافات الكبيرة يرجع إلى إنتاج الإلكترونات في عمود الهواء.

وهذا ما تنبه إليه Harper وأخرون (1991) أيضا وذلك عندما قاس الجرعة في منطقة التراكم للأشعة ذات الطاقة (10 MeV, 4 MeV)، ولاحظ إن جرعة السطح تزداد مع زيادة حجم المجال.

ووجد Kim وأخرون (1998) ان جرعة الجلد تزداد مع زيادة كبر المجال من ($5 \times 5\ cm^2$) إلى ($40 \times 40\ cm^2$) فان حزمة الفوتون الذي طاقته (8 MeV) عملت على زيادة جرعة السطح من (6 %) إلى (38 %)، أما الحزمة التي طاقتها (18 MeV) فقد سببت زيادة في الجرعة من (5 %) الى (44 %).

وقد تمت دراسة التلوث الإلكتروني الناتج من الحزمة (20 MeV) من قبل Siogren و Karlsson (1996)، وتوصلت هذه الدراسة الى إن الإلكترونات المتولدة من الهواء يكون تأثيرها اقل من الإلكترونات المتولدة من نظام المسددات.

اما عن الجديد في هذه الدراسة ما قام به Rogers (2002) حيث استخدم صفائح من مواد مختلفة مثل الالمنيوم والنحاس والرصاص كمرشحات وذلك لمعرفة تاثيرها في ازالة الكترونات التلوث لاشعة (X) بطاقة (23.7 MeV) عند المسافة (SSD= 100 cm) ولمجال حجمه ($10x10\ cm^2$) فاظهرت النتائج بان الرصاص من افضل المرشحات المستخدمة في هذه الطاقة.

واخيرا قام الباحث Butson وأخرون (2002) بدراسة التلوث الالكتروني باستخدام المجال المغناطيسي لازاحة الكترونات التلوث من الحزمة الاشعاعية للطاقة (6 MeV), توصل فيها الى ان جرعة السطح قلت من (29 %) الى (14 %) ومن (59 %) الى (37 %) لحقل اشعاعي($20 \times 20\ cm^2$) و ($35 \times 35\ cm^2$) على التوالي.

إن حماية الجلد (Skin – sparing) من الإشعاع الناتج من الجرعـة الإشـعاعية القليلة الساقطة على الجلد قد تفقد كلياً إذا تلوثت حزمة الأشعة بالإلكترونات الثانوية (Secondary electron) الناتجة من تصادم فوتونات أشعة (γ) مع نظام المسددات (Collimator system) والهواء، أو الملحقات الثانوية (Accessories) الأخرى لغرض العلاج والموضوعة في طريق الحزمة الإشعاعية، مثل صينية الظل (Shadow tray) والاسـفين (Wedge) (Venselaar, 2000).

أجهزة القياس

1. جهاز قراءة اقراص التألق الحراري:

استخدمنا الجهازمن نوع (Pitman Model 205C) والخاص لقراءة أقراص التألق الحراري لفلوريد الليثيوم المندمج مع التفلون (12.7 mm x 0.4 mm) وقد وضحنا الرسم العام لهذا الجهاز في الصورة (1). يحضر هذا الجهاز بسحب المجر (Drawer) الـى الخارج ثم يوصـل به التيار الكهربائي (Power) وينتظر مدة مـن الزمن حتى يصـل المسخن الـى الحرارة المـطلوبة، ويـستدل على وصوله الى درجة الحرارة المطلوبة بإشارة البدء (Heater ready) ويفضل عدم قراءة أي قرص ألا بعد خمس دقائق من ظهور علامة (Heater ready). ثم تقرأ الأقراص بوضعها على صينية التسخين المصنوعة من الكروم والموجودة داخل الدرج.

الصورة 1 : تبين الشكل العام لجهاز قراءة اقراص فلوريد الليثيوم / تفلون.

2. الكواشف الاشعاعية:

كواشـف التألـق الحراري التي تم استخدامـها ليست الأقراصـاً من نـوع (P – LiF7–30)، وبقطر (12.7 mm)، وسمك (0.4 mm)، هذه الأقراص تحـتوي على (30 %) من فسفور فلوريد الليثيوم، و(70 %) من مادة التفلون. معـدل كثافـة الأقراص تسـاوي ($2.2\ g - cm^{-3}$) المصنع من قبل شركة بت مان (D.A. Pitman, England).

3. المواد المكافئة للنسيج (الشبح):

هي المواد التي يكون امتصاصها وتشتيتها للإشعة مشابهاً للنسيج الحي كما تكون مقاربة له من حيث العدد الذري، والكثافة، وعدد الإلكترونات في الغرام الواحد من المادة. وتستخدم هذه المواد في تجارب قياس الجرع الإشعاعية كبديل عن المريض.

والشبح الذي استخدم في هذا البحث والمكافئ للنسيج الحي مصنوع من مادة صلبة تدعى البولس (Polus) المصنع في انكلترا من قبل Batjer و Co.Ltd. موضوعة داخل صندوق مصنوع من مادة البيرسبكس أبعاده ($30 \times 30 \times 10\ cm^3$). وتتكون هـذه المـادة من (87 %) مـن السكر، و(13.0 %) مـن النشـا وتـكون على شكـل كـرات صغيرة قـطر الواحدة (0.25 mm). كمـا اسـتخدمت الـواح البيرسبكـس بسمـك ($0.5\ g/cm^2$) المساويـة لسمـك التراكـم الإلكـتروني لـطاقـة الكـوبلت –60. وكانت كثافـة البيرسبكـس (1.18 g/cm) وعـددهـا الـذري (6.56)، وعـدد الكتروناتها ($3.248 \times 1023\ g/cm^3$) (Johns and Cunningham, 1983) .

4. وحدة الكوبلت – 60 العلاجية:

وحدة الكوبلت – 60 المستخدمة في هذا البحث هي من نوع (Theratron–780) المصنع من قبل الطاقة الذرية في كندا (AECL, Ltd , 1979, اوتاوا, كندا)

يتكون الجهاز من الاجزاء الأتية:

1 . الـرأس. 2 . المصدر. 3 . المسددات. 4 . مصباح تحديد الحقل الإشعاعي ومؤشر المسافة.

الحسابـ ـات

النسبة المئوية لجرعة السطح:

يمثل مصطلح النسبة المئوية لجرعـة السطـح (Percentage surface dose) (% S.D) المستخدمة في هذه الدراسة الجرعة الإشعاعية على سطح الشبح (الجلد) (Ds)، قياساً بأكبر جرعة إشعاعية للتراكم الإلكتروني (Dm) على عمق ($0.5\ g/cm^2$) من مادة البيرسبكس، كما مبين من الشكل (2) أي أن:

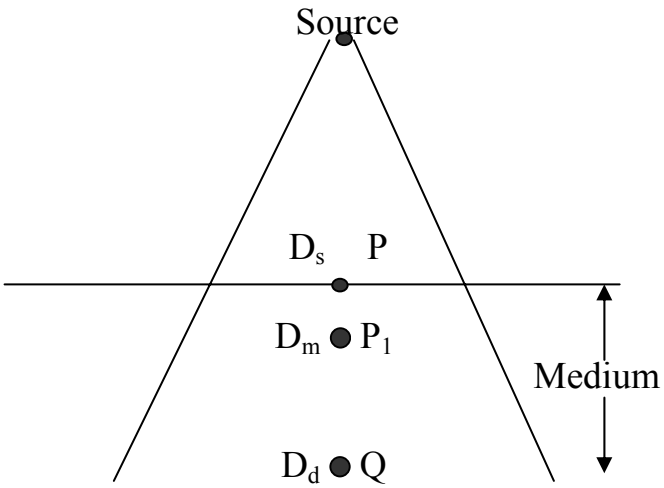
$$\%\ S.D = \frac{Ds}{Dm} \times 100 \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots (1)$$

وهذه النسبة (% S.D) هي المقياس المباشر للتلوث الإلكتروني الناتج من تصادم الأشعة مع كل ما يعترضها من مواد صلبة، او الهواء أثناء مسار الأشعة من المصدر حتى سقوطها على السطح.

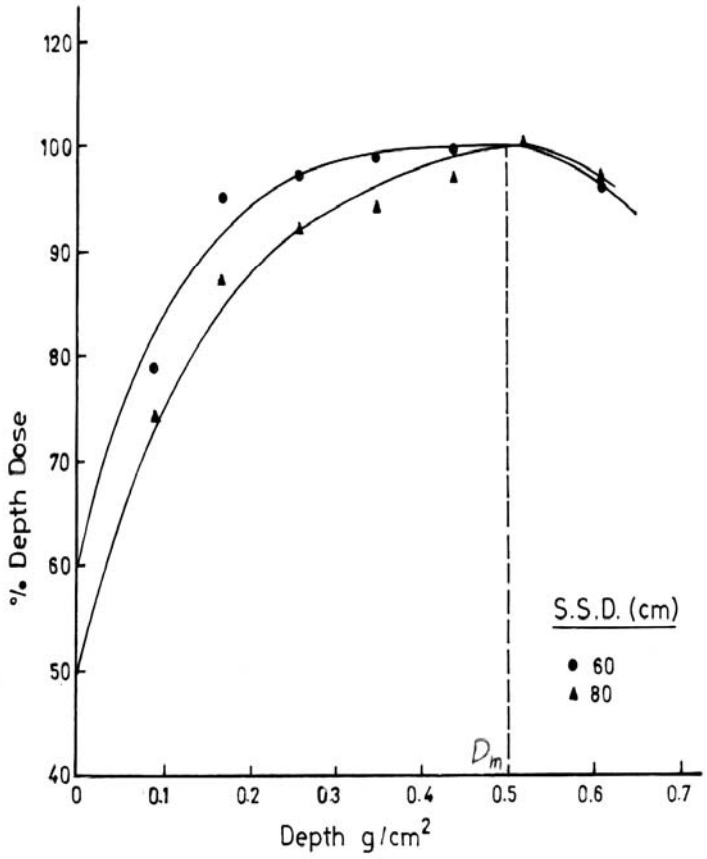
النسبة المئوية لجرعة العمق:

تم قياس النسبـة المئويـة لجرعـة العمـق (% D.D) لمـنحنيات التراكم لمصدر (Co – 60) ولحجم المجال الاشعاعي ($10x10\ cm^2$) عند المسافة (SSD) (60 cm) و(80 cm) حيث ان نسبة الجرعة (Dd) عند النقطة (Q) الى الجرعة (Dm) عـند النقطة (P1) – التي تمثل عمق اعلى جرعة – يطلق عليها النسبة المئوية لجرعة العمق (% D.D) كما مبين في المعادلة (2). ونـتائج هذه القياسات مبيـنة في الشكل (3)، وقد تم الحصول على منحنيات التراكم من غير وجود صينية الظل الثانوية.

$$\%\ D.D = \frac{Dd}{Dm} \times 100 \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots (2)$$



الشكل 2 : يوضح بصورة بسيطة عملية قياس النسبة المئوية لجرعة العمق للمريض او للشبح (Hine and Brownell, 1956)



الشكل 3 : النسبة المئوية لجرعة العمق (D.D %) لاشعة الكوبلت (Co-60) مع العمق (D) بوحـدة g/cm² ولحجم مجال (10 x 10 cm²).

العوامل المؤثرة على النسبة المئوية لجرعة السطح

1. تأثير حجم الحقل الإشعاعي:

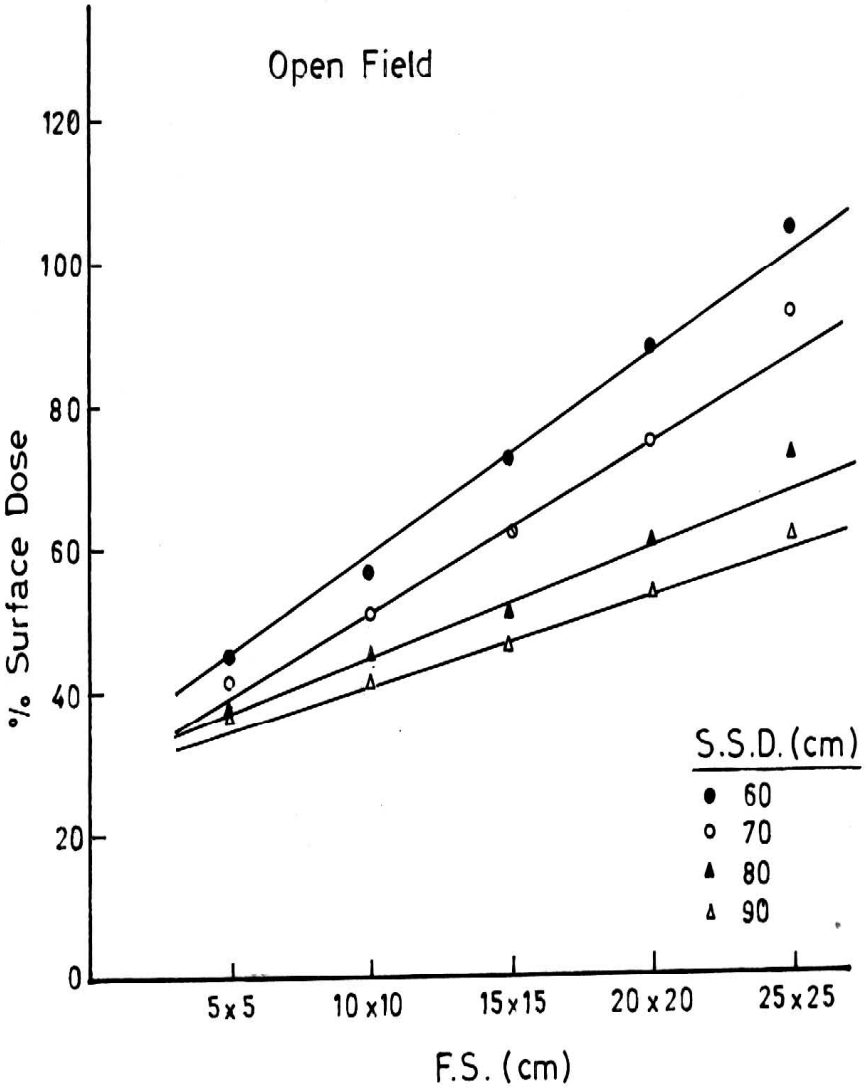
تم قياس تأثير حجم الحقل الإشعاعي (F.S.) على نسبة جرعة السطح ويتراوح حجم الحقل من ($5 \times 5\ cm^2$) إلى ($25 \times 25\ cm^2$) ولمسافات تتراوح من (60 cm) إلى (90 cm). ونتائج هذه القياسات موضحة في الشكل (4) وقد رسمت (S.D %) مع ابعاد المجال الاشعاعي عند سطح الشبح . فحصلنا على مجموعة من الخطوط التي تزداد مع زيادة مساحة الحقل الإشعاعي والتي تدل على أن التلوث الإلكتروني يتناسب طردياً مع زيادة حجم الحقل الإشعاعي .

ومن الشكل نفسه نلاحظ أن (S.D %) تزداد من حوالي (45 %) لحقل إشعاعي ($5 \times 5\ cm^2$) وللمسافة (SSD= 60 cm) إلى (105.36 %) لحقل إشعاعي ($25 \times 25\ cm^2$) وللمسافة نفسها.

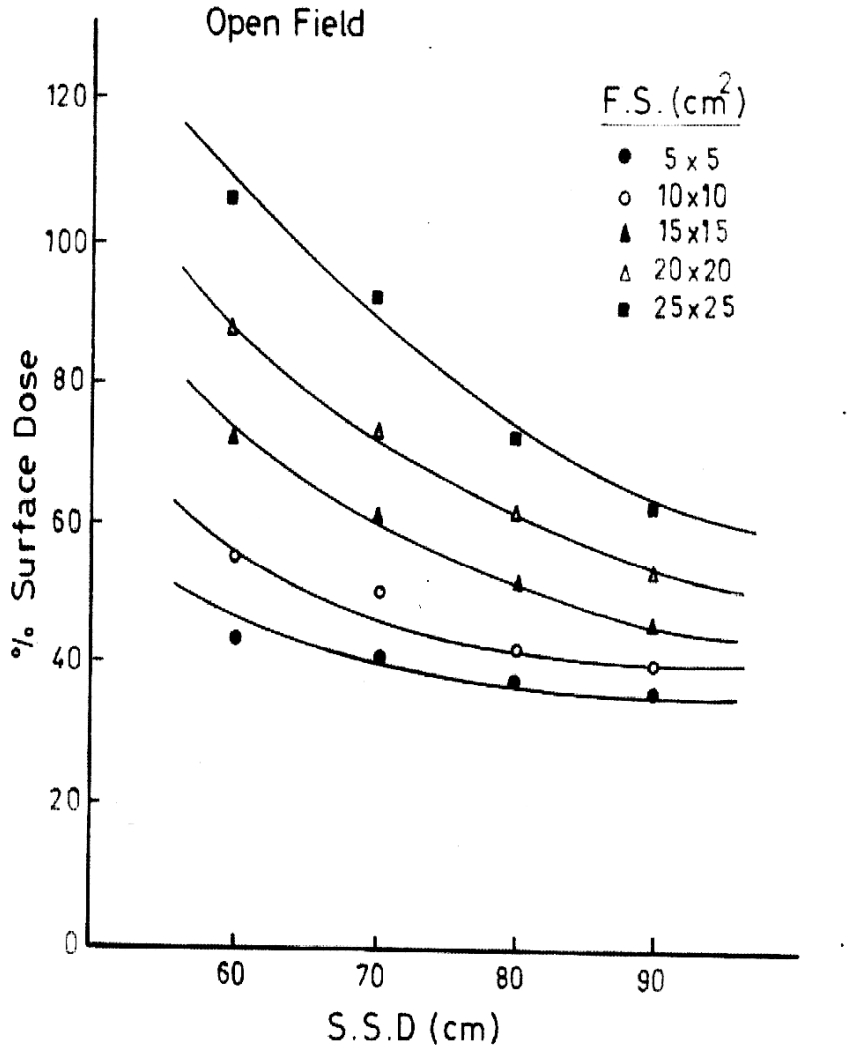
2. تأثير المسافة بين المصدر والسطح:

تم قياس المجموعة الكاملة من المنحنيات التي تمثل النسبة المئوية لجرعة السطح (S.D %) مع حجم الحقل الاشعاعي (F.S.) ولعدة مسافات (S.S.D.) وهي: (60 cm) و(70 cm) و(80 cm) و(90 cm).

والشكل (5) يوضح تغير النسبة المئوية لجرعة السطح كدالة للمسافة بين المصدر والسطح ولحجوم مجالات إشعاعية تتراوح بين ($5 \times 5\ cm^2$) و ($25 \times 25\ cm^2$)، اذن نسبة جرعة السطح تقل عندما تزداد المسافة، لان إلكترونات التلوث الناتجة من المسددات والواصلة إلى السطح تقل عند زيادة المسافة، وذلك لتشتتها نتيجة تصادمها مع الهواء الموجود بين المسددات والسطح. وبلغت النسبة المئوية لجرعة السطح (105.36 %) عند المسافة(SSD = 60 cm) بينما صارت (62 %) عند المسافة(SSD = 90 cm) وللحقل الإشعاعي ($25 \times 25\ cm^2$). أما للحقل ($10 \times 10\ cm^2$) فإن نسبة جرعة السطح المئوية قلت من (57.9 %) عند المساف (SSD = 60 cm) الى (41.4 %) عند المسافة (SSD = 90 cm).



الشكل 4 : يبين تأثير حجم المجال الإشعاعي (F.S.) على النسبة المئويـة لجرعـة الـسطح (% S. D.) للمجال المفتوح وعند مسافات (S. S. D.) مختلفة.



الشكل 5 : تأثير المسافة (S. S. D.) على النسبة المئوية لجرعة السطح (S.D. %) للمجال المفتوح ولحجوم مجال إشعاعية مختلفة.

النتائـج والمناقشة

تأثير حجم المجال الإشعاعي والمسافة بين المصدر والسطح:

يتضح من القياسات التي أنجزت في هذه الدراسة ان كثافة التلوث الالكتروني لأشعة الكوبلت - 60 العلاجية تتناسب طردياً مع المساحة الداخلية للمسددات ولجميع الحقول الإشعاعية المدروسة كما مبين في الشكل (4)، وتتناسب عكسياً مع المسافة كما موضح في الشكل (5). علماً ان زيادة التلوث الإلكتروني مع زيادة الحقل الإشعاعي يدل على ان الإلكترونات منبعثة من السطوح الداخلية للمسددات.

أما زيادة جرعة السطح بنقصان المسافة فيكون ناتجاً من زيادة عدد الالكترونات الساقطة على الجلد من المسددات، وان عدد الالكترونات التي تصل الى السطح تقل عندما تزداد المسافة لتشتت الالكترونات

في الهواء، وعليه فان اقل قيمة للتلوث الالكتروني تكون عند المسافة (SSD = 90 cm) كما مبين في الشكل (4)، وعند زيادة المسافة لأكثر من ذلك فان الإلكترونات الناتجة من تفاعل الأشعة مع الهواء تكون هي المصدر الأساسي للإلكترونات ومن ثم تزداد جرعة السطح ببطئ مرة ثانية بزيادة المسافة.

ان تأثير المسافة (S.S.D.) على جرعة السطح يكون كبيراً خاصةً عند المسافة (60 cm)، وقد زادت جرعة السطح من (73.6 %) عند المسافة(SSD = 80 cm) الى (105.3 %)، عند المسافة (SSD) (60 cm) للحقل الإشعاعي ($25 \times 25\ cm^2$) . ومن هذا نستنتج ان فائدة حماية الجلد باستخدام أشعة الطاقة العالية (مثل أشعة الكوبلت - 60) قد فقدت كلياً في هذه الحالة، وان أعلى جرعة إشعاعية كانت على سطح الجلد بدلا من على عمق ($0.5\ g/cm^2$).

المصادر الأجنبية

Attix, F.H., Lopez, F., Owlolabi, S. and Paliwal, B.R., 1983. Electron Contamination in Co-60 Gamma-Ray Beams. Med. Phys.Vol. 10, 301 p.

Butson, M.J., Cheung, T. and Yu., P., 2002. Calculation of Electron Contamination Doses Produced Using Blocking Trays for 6 MeV X-rays. Radiation Measurements .Vol. 35, 99 p.

Harper, N.R., Metcalfe, P.E. and Haban, P.W., 1991. Electron Contamination in 4 MeV and 10 MeV Radiotherapy X-ray Beams. Aust. Phys., Eng. Sci. Med. Vol. 14,141p.

Hine, G.J. and Brownell, G.L., 1956. Radition Dosemetry Academic Press Inc. Publishers, New York 932 p.

Johns, H.E. and Cunningham, J.R., 1983. Phsics of Radioligy Charles C. Thomas. Publisher, Springfield, Illinois, 796 p.

Kim, S., Liu, C.R. and Zhu, T.C., 1998. Photon Beam Skin Dose Analyses for Different Clinical Setups. Med. Phys. Vol. 25, 860 p.

Ling, C.C. and Biggs, P.J., 1979.Improving the Build-Up and Depth-Dose Characteristics of High Energy Photon Beams by Using Electron Filters. Med. Phys.Vol. 6, 296 p.

Ling, C.C., Schell, M.C. and Rustgi, S.N., 1982. Magnetic Analysis of the Radiation Components of a 10 MeV Photon Beam. Med. Phys. Vol. 9, 20 p.

Nilssson, B. and Brahme, A., 1979. Absorbed Dose from Secondary Electron in High Energy Photon Beams. Phys. Med. Biol.Vol. 24, 901 p.

Padikal, T.N. and Deye, J.A., 1978. Electron Contamination of a High-Energy X-ray. Phys. Med. Biol. Vol. 23, 1086 p.

Purdy, J.A., 1986. Build-Up/ Surface Dose and Exit Dose Measurement for a 6 MeV Linear Accelerator .Med. Phys.Vol. 13, 259 p.

Rao, B.M., Prasad, S.G., Parthasaradhi, K. and lee, Y., 1988. Investigations on the Near Surface for Three 10 MeV X-ray Beam Accelerator with Emphasis on the Reduction of Electron Contamination. Med. Phys. Vol. 15, 246 p.

Rao, P.S., Pillai, K. and Greeg, E.C., 1973. Effect of Shadow Trays on Surface Dose and Build-Up for Megavoltage Radiation. AJR. Vol. 117, 168 p.

Rogers, D.W., 2002. Mont Carlo Techniques in Radiotherapy. Physics in Canada, 70 p.

Rustgi, S.N., Gomadzi, Z.C. and Ling, C.C., 1983. Contamination Electron in the Build-Up Region of a 4 MeV Photon Beam. Phys. Med. Biol. Vol. 28, 659 p.

Siogren, R. and Karlsson, M., 1999. Electron Contamination in Clinical High Photon Beams. Med. Phys. Vol. 23, 1873 p.

TLD Reader 205, 1979. D.A. Pitman Ltd. Weybridge, Surrey, England.

Venselaar, J.L., 2000. Accuracy of Dose Calculation in Megavoltage Photon Beams. J.L.M. Venselaar ,Tilburg, the Netherlands, 104 p.