تأثير لوحات التكثيف المتفلورة ($CaWO_4$) على الجرعة الإشعاعية المستلمة عند التصوير بالأشعة السينية

محسن وليد محمد البدراني
قسم الفيزياء / كلية التربية
جامعة الموصل

قصي خطاب عمر الدليمي
قسم الفيزياء / كلية العلوم
جامعة الموصل

الاستلام **القبول**
2007 / 11 / 12 **2008 / 03 / 03**

Abstract

The present study aims to investigate the effect of using ($CaWO_4$) as intensifying screen on radiation dose received by patients exposed to dental investigation by x-ray. It was found that intensifying screen increases, the radiation dose from (4-6) times according to the properties of the intensifying materials used. The optical density of the x-ray film was measured by using densitometer. According to our measurements, a decrease in radiation dose was approximately 24% for the same condition .Am^{241} was used because its energy (59.5keV) is close to the energy of x-ray in dental radiography.

الملخص

تهدف الدراسة الحالية إلى تقصي تأثير استخدام ($CaWO_4$) بوصفها ألواح مكثفة على الجرعة الإشعاعية المستلمة من قبل المرضى المعرضين إلى الأشعة السينية خلال فحص الأسنان. إذ وجد ان لوحات التكثيف تكبر من مقدار الجرعة الإشعاعية من (4-6) مرات وذلك تبعاً لخواص مادة التكثيف المستخدمة. تم قياس الكثافة الضوئية للفلم الشعاعي باستخدام مقياس الكثافة الضوئية (الدنسيتوميتر) وحسب قياسات هذا البحث فان مقدار التخفيض لمقدار الجرعة الإشعاعية هو بحدود (24%) لنفس الظروف. استخدام المصدر Am^{241} لإجراء القياسات لان طاقته (59.5keV) قريبة من طاقة الأشعة السينية في طب الأسنان.

1) المقدمة

تمتاز لوحات التكثيف بقدرتها على تقليل مخاطر التعرض للإشعاع حيث تحمي هذه اللوحات المريض عند تعرضه للإشعاع المصاحب للتصوير الشعاعي وكذلك يقلل من فرصة الحركة على صورة الأشعة السينية. هنالك ثلاث صفات تحدد كفاءة مادة لوحات التكثيف (BAHS, 2005) هي:-

1- اللوحات التي تكبر الشدة يجب إن تمتلك امتصاصاً عالياً للأشعة السينية فضلاً عن إمكانيتها في تحويل الأشعة السينية إلى ضوء امتصاصيته عالية بتردد معين.
2- يجب أن يكون توهج اللاحق قليل أو لايوجد عندما يتوقف الإشعاع (التوهج اللاحق هو استمرار إعطاء الضوء بعد التعرض للأشعة السينية).

أولى لوحات تكثيف الشدة (فسفورية) أنتجها سنة 1896 توماس أديسون (Tomas,1896)، صنعت من تنكستنات الكالسيوم ($CaWO_4$) الذي اختير لان الضوء المنبعث منه يكون في المناطق القريبة من الطيف للأشعة فوق البنفسجية وهو مهم بسبب الحساسية العالية لهاليد الفضة ضمن مستحلب الغشاء لهذا الطيف من الضوء، تنكستنات الكالسيوم ($CaWO_4$) لها قابلية امتصاص عالية نسبياً. وهناك نوع أخر من لوحات التكثيف يسمى بالتربة النادرة (Rare earth) اويسمى بسلسلة النثاتيدات لأنها تتألف من لنثنوم وهي عناصر تبدأ بالعدد الذري La^{57} Lanthanum وتنتهي بالعنصر لوتنيوم Lu^{71} Lutetium . تم اكتشافها سنة 1972 وهي بلورات فسفورية ساطعة مربوطة مع بعضها البعض ومركبة على لوح كاربوني أو قاعدة بلاستيكية ومن ثم توضع داخل كاسيت مطليا بمادة مستحلبة على جانبيه لغرض التصوير فعندما تصطدم الأشعة السينية بالبلورات الفسفورية فتتوهج ومن ثم تبعث بضوء مرئي، ان زمن امتصاص فوتونات الأشعة السينية وإعادة إشعاعها بوصفه ضوءاً مرئياً اكبر في حالة استخدام لوحات تكثيف من نوع تنكستنات الكالسيوم ($CaWO_4$) إلا أن كفاءة لوحات التربة النادرة في امتصاص الأشعة السينية اقل (Fugate & Professor,2005). تم تخفيض الجرعة الإشعاعية الممتصة في التصوير الشعاعي لعظام وجه الإنسان حسب (Julin,1984) عند استخدام دوزميترات التألق الحراري بوصفه كاشف للأشعة السينية بنسبة (18%) عند وضع لوحات التكثيف عند سطح العين أثناء التصوير الشعاعي للوجه. إن الجرعة المستلمة حسب (NRPB,2001) للأشعة السينية في طب الأسنان هي بحدود (0.25 m Gy) والتي تقابل (28.8 mR) وحسب قياسات هذا البحث فان مقدار التخفيض هو بحدود (24%). تم استخدام فلم الأشعة السينية في كثير من البحوث ككاشف للأشعة السينية حيث قام بلانتون (Blanton,2003) باستخدام الفلم بوصفه كاشف ذو بعدين (اتجاهين) للأشعة السينية X-Ray Diffraction(XRD) مع لوحات التكثيف.

تم استخدام الأشعة السينية للفحص الطبي لكافة أجزاء الجسم بالتصوير الشعاعي مع استخدام لوحات التكثيف لتقليل الجرعة الإشعاعية خصوصاً عند تعرض الأعضاء الحساسة من الجسم (العين، الفم، الفكين، الصدر، الأعضاء التناسلية) إلى جرع عالية، فقد تم استخدامها عند

تعرض أجزاء من الصدر مع الفلم للتصوير بالأشعة السينية التي تعمل بجهد (70 kV) حسب (Kodak, 2005). استخدمت لوحات التكثيف أيضا لتقليل مخاطر الجرعة الساقطة على الاعضاء التناسلية عند إجراء التصوير الشعاعي للورك (Geist and Katz, 2002) كما تم تقليل مقدار الجرعة الإشعاعية بالطريقة الكيميائية بوصفها احدى تقانات الحديثة حسب (Dental, 2005). فضلاً عن استخدامه لتقليل مقدار الجرعة الإشعاعية المستخدمة في طب الأسنان على الفك البشري والوجه حسب (الزبيدي، 2005). استخدم فلم الأشعة السينية حسب (Queensland Government,2005) بوصفه كاشف للأشعة فوق البنفسجية ذات الطاقات العالية (UVC) والأشعة السينية ذات الطاقات الواطئة أما في حالات التشخيص العامة لأعضاء الجسم باستخدام الفلم. يتم استخدام لوحات التكثيف لزيادة الكثافة الضوئية على الفلم حتى يكون مقدار التعرض للجرعة الإشعاعية اقل مايمكن وذلك (Kodak, 2005)، هنالك بعض منتجات شركة كوداك (Kodak High Speed Film) تحتوي على لوحات التكثيف التي هي مواد فسفورية تلتصق على جانبي الفلم لها القابلية على زيادة الجرعة الإشعاعية إلى الضعف، في حين نجد ان لوحات التكثيف المستخدمة في هذا البحث تجاوزت هذه النسبة، فضلاً عن كونها مكلفة اقتصادياً حيث تنتهي مع انتهاء تحميض الفلم.

إن سبب استخدام لوحات التكثيف ($CaWO_4$) لفلم الأشعة المستخدم في طب الأسنان، في هذه الدراسة، هو لتقليل الجرعة الإشعاعية التي يستلمها المريض إلى اقل مايمكن عن طريق زيادة الكثافة الضوئية للفلم ولنفس الظروف.

2) الجانب العملي

2.1 مواصفات لوحات التكثيف (P.I.S.)(Properties of Intensifying Screen)

إن المواد المتفلورة التي تستعمل في لوحات التكثيف والشاشات المتفلورة لها خاصية امتصاص الأشعة السينية ومن ثم إعادة إشعاع ما امتصته من طاقة على شكل ضوء مرئي، وتعرف هذه المواد بالمواد المتفلورة متى ماكان الفارق الزمني بين امتصاص الفوتون من الأشعة وإعادة إشعاعه بوصفه ضوءا مرئي قصيرا جدا في حدود (10^{-8} sec) .. إن لون الضوء المنبعث من البلورات الفلورية المشعة لايعتمد على طاقة الأشعة السينية الساقطة بل يعتمد على المادة المتفلورة نفسها وعلى نوع الشوائب فيها. ولغرض استخدام المواد المتفلورة في مجال التشخيص الطبي يجب أن تتوفر الشروط الآتية:-

1) لها قابلية عالية لامتصاص الأشعة السينية، أي أن يكون لها معامل امتصاص مرتفع. ولهذا السبب فان المواد المستعملة لهذا الغرض تكون ذات عدد ذري كبير.
2) ان تقوم بإشعاع كمية مناسبة من الضوء المرئي ذي لون مناسب.
3) أن تكون ألفترة لزمنية بين امتصاص الإشعاع وانبعاث الضوء المرئي قصيرة جداً.

إن الخاصية التفلور تستعمل في مجال التشخيص الطبي اذ ان لوحات التكثيف تتكون عادة من قاعدة قوية قد تكون من ورق سميك يطلى سطحها بمادة ناصعة البياض مثل اوكسيد المغنيسيوم أو ثاني اوكسيد التيتانيوم، وفوق هذا السطح الأبيض توضع البلورات الفلورية مكونة طلاء رقيقاً بسبب صغر حجم البلورات. يستفاد من لوحات التكثيف في عملية التصويرالشعاعي حيث توضع هذه اللوحات ملاصقة للأفلام الفوتوغرافية والفلم الإشعاعي ثنائي الطلاء يحاط من جانبيه بهذه الألواح، وذلك لغرض زيادة الكثافة الضوئية على الفلم دون الحاجة إلى زيادة مقدار التعرض للإشعاع وقاية للمريض المراد فحصه إشعاعياً.

2.2 الفلم المستخدم (مواصفاته) (Dental X-ray Film Properties)

إن الكاشف المستخدم في هذا البحث هو الفلم الشعاعي الذي هو من صنع شركة كوداك (Kodak Dental X-ray Film) يصنف إلى نوع (E class speed) توضع داخل الفلم وهي أفلام ذات قياس (3.1cm×4.1cm) ويحتوي كل فلم على طبقتي مستحلب (double side emulsion film) وكما يتكون اللوح أو الفلم الفوتوغرافي المستعمل لإغراض التصوير الشعاعي بواسطة الأشعة السينية من صفيحة رقيقة من مادة شفافة إما من مادة السليلوز (Cellulose) أو من مادة البولستر (Polyester) مضافة إليها صبغة ذات لون ازرق، إن بلورات بروميد الفضة يجب أن تتوزع بشكل متساو داخل طبقتي المستحلب لغرض الحصول على حساسية متساوية في كافة أجزاء الفلم. فعند تعريض الفلم لحزمة إشعاعية فان بلورات بروميد الفضة المتأثرة بالإشعاع تتحول كيميائياً مكونة ظلال مستترة (Latent Image) لايمكن أن تظهر قبل إجراء بعض العمليات الكيميائية على الفلم. إن مراحل إظهار الصورة الإشعاعية على الفلم تتلخص بمرحلتين:

المرحلة الأولى: هي عملية التحميض (Developing)، في هذه العملية يتم إظهار الظلال المستترة التي تكونت في المواضع المعرضة للإشعاع.

المرحلة الثانية: هي مرحلة التثبيت (Fixing) حيث يتم إزالة بلورات بروميد الفضة غير المتأثرة بالإشعاع وفصلها عن طبقة المستحلب حيث تترك مكاناً خالياً وشفافاً يعبر عن عدم التعرض للإشعاع في هذه المناطق. إن الصورة الإشعاعية التي تظهر على الفلم تعد سالبة وذلك لان الأجزاء المعرضة للإشعاع تظهر داكنة (سوداء) في حين الأجزاء غير المعرضة للإشعاع تظهر شفافة. ومن الجدير بالذكر أن الزمن الكلي لإظهار الصورة على الفلم الشعاعي تم اختصاره بدرجة كبيرة باستخدام جهاز معاملة الفلم الأوتوماتيكي (Automatic Processor).

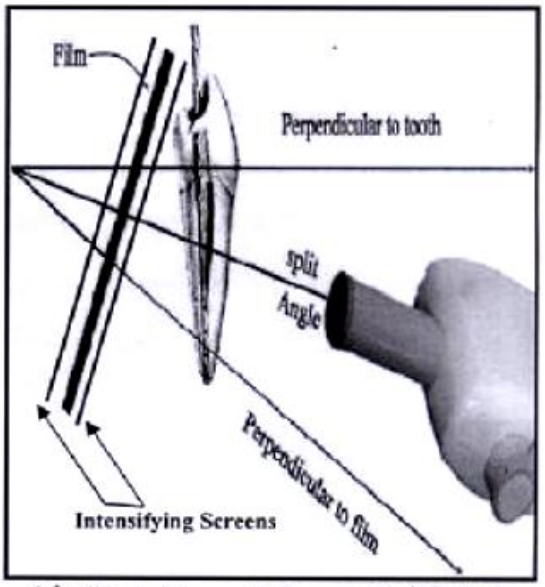
2.3 طريقة العمل

لقياس الكثافة الضوئية على الفلم الشعاعي، يستخدم جهاز مقياس الكثافات الضوئية او الدنسيتوميتر (Densitometer). الجهاز المستخدم من نوع DT1105، وهو يستخدم لقياس الكثافة الضوئية لفلم الأشعة من بقعة إلى أخرى أو من فلم إلى آخر. ويتضمن هذا الجهاز وحدتين: وحدة القاعدة نوع 305، ووحدة المقياس الضوئي نوع 205. إن شدة الضوء المارة خلال فلم الأشعة يتم قياسها بواسطة ثنائي ضوئي (Photodiode). إن وظيفة الثنائي الضوئي هو تحويل الضوء إلى نبضات كهر بائية (إشارات) ليتم تكبيرها بواسطة المكبر (Amplifier)، وتحويلها إلى الشاشة الرقمية Digital Panel Meter (D.P.M) بشكل أعداد تعبر عن الكثافة الضوئية. لنقطة على الفلم الشعاعي وهي ما يعبر عنها بالمعادلة الآتية:

$$D = Log_{10} \frac{I_o}{I_t} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots(1)$$ (Fugate & Professor,2005)

حيث إن I_o تمثل شدة الضوء الساقط على مساحة صغيرة من الفلم وتمثل (I_t) شدة الضوء الذي يمر خلال تلك المساحة الصغيرة والكثافة الضوئية لفلم الأشعة عند نقطة على الفلم تمثل مقياساً لدرجة الاسوداد عند تلك النقطة.

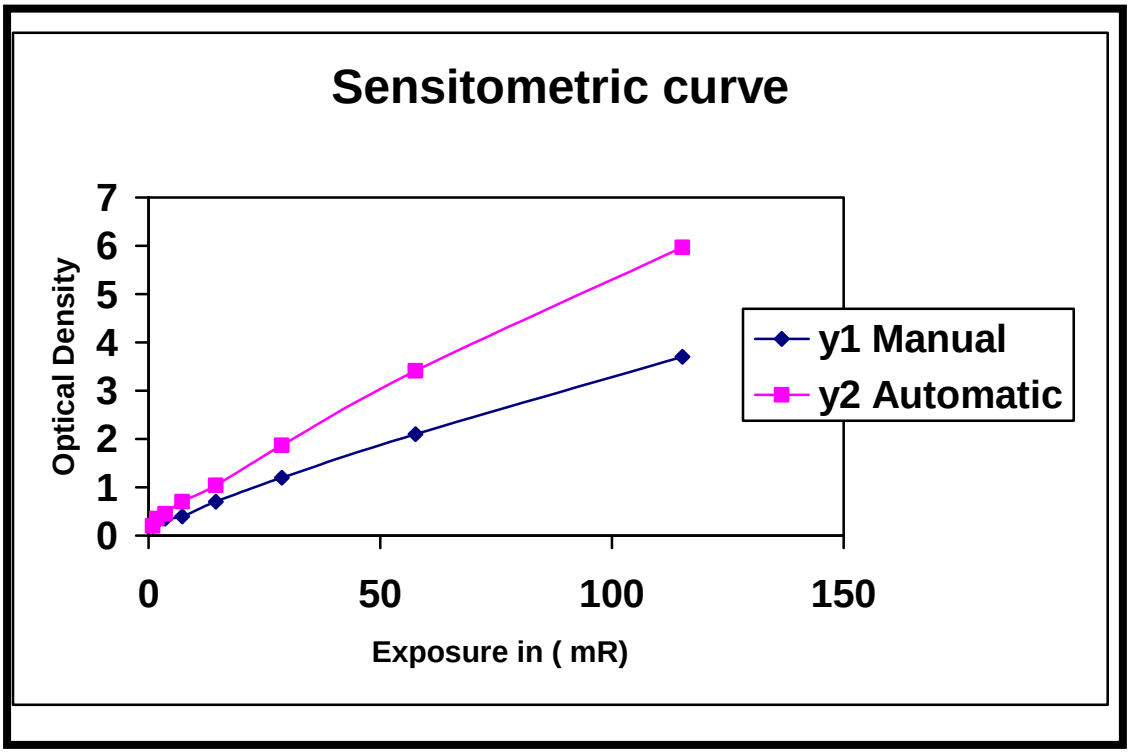
في هذا البحث تم استخدام مصدر مشع من نوع Am^{241} حيث تنبعث منه أشعة كاما بطاقة 59.5keV. تم أولا قياس الكثافة الضوئية للأشعة الخلفية الطبيعية للفلم الشعاعي لفرض معرفة مقدار التعرض حيث كان مقداراً لكثافة (0.089 Counts) حيث تم طرحها من جميع قراءات الكثافة الضوئية للفلم الشعاعي. تم تثبيت عدة أفلام شعاعيه على مسافة ثابتة (3 cm) من المصدر المشع وبأزمان مختلفة، بعد ذلك أجريت المعاملة الكيميائية تلقائياً لغرض أظهار درجة الاسوداد التي تمثل الكثافة الضوئية للفلم الشعاعي والتي قيست من خلال جهاز الدنسيتوميتر كما هو موضح في الشكل رقم (1) و الشكل رقم (2).



الشكل(1) الترتيب الهندسي لالواح التكثيف.

الشكل (2) جهاز الدنسيتوميتر المستخدم.

بعد إجراء المعاملة الكيميائية تلقائياً للحالتين بوجود وعدم وجود لوحات تكثيف للفلم الشعاعي ولنفس الظروف ومن ثم إجراء القياس لدرجة الاسوداد بواسطة مقياس الكثافات الضوئية حيث يتم بعد ذلك الرجوع إلى العلاقة بين الكثافة الضوئية ومقدار التعرض بوحدة mR للفلم الشعاعي حسب الشركة المصنعة للأفلام الإشعاعية كوداك الموضحة في الشكل رقم (3) ومن ثم حساب ما تقابله من جرعة شعاعيه (Kodak, 2002).



الشكل رقم (3): العلاقة بين الكثافة الضوئية للأفلام الإشعاعية ومقدار التعرض بوحدة mR لخطوط المعايرة العالمية المعتمدة (Kodak,2002)

3) النتائج والمناقشة

إن الأخطاء المرتبطة بتقدير قيمة الجرعة بوحدة (mR) وحسابها عند الموقع (3 cm) يعود إلى خطأ في قياس الكثافة الضوئية لأحد الأفلام المستخدمة مثلاً والخطأ في قراءة الكثافة الضوئية لفلم الأشعة الخلفية وحسب المصدر سكوايرز (Squires, 1968) الذي يحوي جدولاً للعلاقات بين الأخطاء. إن الخطأ في قياس أية كثافة ضوئية بالدنسيتوميتر يساوي 0.01 ±، إذن يصبح الخطأ في الكثافة الضوئية النهائية كما يأتي:

$$(\Delta Df)^2=(\Delta D1)^2+(\Delta D2)^2 \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots (2) \quad \text{(Squires, 1968)}$$

حيث أن ΔDf يمثل الخطأ في الكثافة الضوئية النهائية لفلم معين.

$\Delta D1$ الخطأ في الكثافة الضوئية لنفس الفلم.

$\Delta D2$ الخطأ في الكثافة الضوئية لفلم الأشعة الخلفية.

وبالتعويض عن ΔD1 و ΔD2 بالقيمة 0.01 ± في المعادلة (2) ينتج:

$(\Delta Df)^2=(0.01)^2+(0.01)^2$(Squires, 1968)

$\therefore \Delta Df= \pm 0.014$

حيث ان (0.014 ±) تمثل الخطأ في الكثافة الضوئية النهائية ومن ثم نحسب الخطأ النسبي في الكثافة الضوئية حسب العلاقة الآتية:

$$\frac{\Delta O.D}{O.D} \times 100\% \quad \text{.....(3)}$$

على سبيل المثال الخطأ النسبي للكثافة الضوئية (0.27) كما في جدول (1) يمكن حسابه حسب المعادلة (3)، كالأتي :

$$\frac{0.014 \pm \Delta O.D}{O.D 0.27} \times 100\% = 5.18\% \quad \text{.....(4)}$$

إن هذا الخطأ في الكثافة الضوئية النهائية يؤدي إلى خطأ في تقدير التعرض (mR)، باستخدام منحني الخواص في شكل (3)، مقداره ضعف الخطأ في الكثافة الضوئية ويساوي (±0.028mR) ومن ثم تم حساب الخطأ النسبي الذي يرتبط مع كل قيمة من قيم التعرض في الجدول (1) حسب العلاقة الآتية:

$$\frac{\Delta mR}{mR} \times 100\% \quad \text{.....(5)}$$

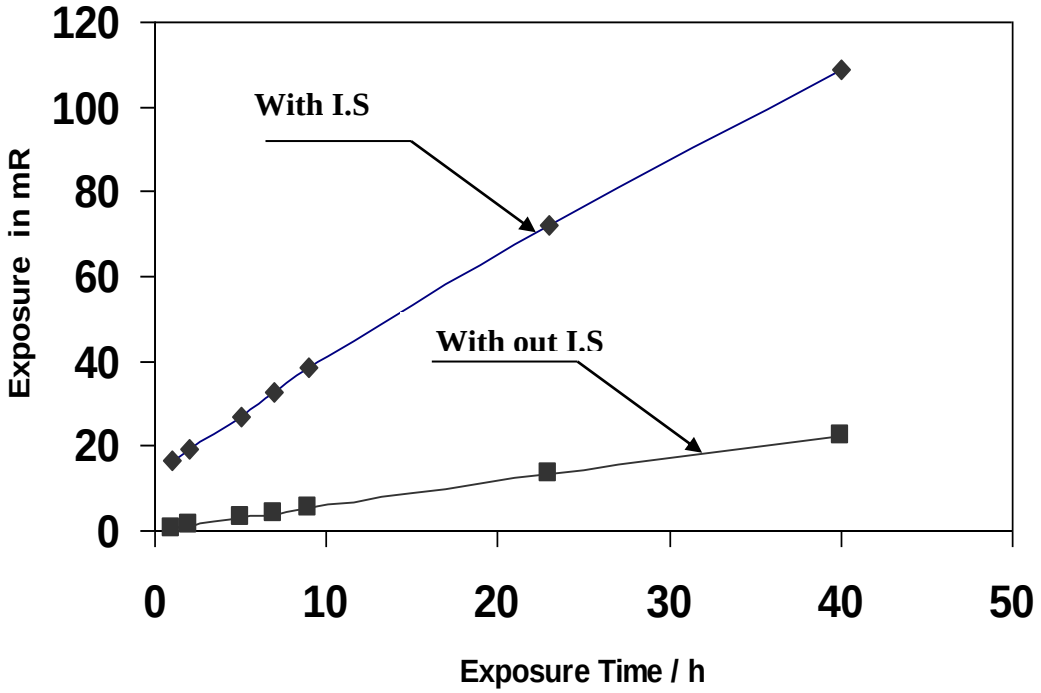
على سبيل المثال فان الخطأ النسبي للجرعة (0.61mR) حسب المعادلة (5) كما في جدول (1) هو

$$\frac{\pm 0.028\ \Delta mR}{0.61\ mR} \times 100\% = 4.59\% \quad \text{.....(6)}$$

الجدول رقم (1): قياسات للكثافة الضوئية مع مقدار التعرض بوحدة (mR)

Film No.	Exposure Time /h	O.D Auto. with out (I.S.) $\pm\frac{\Delta O.D}{O.D}\times 100\% = \pm\%$	Exposure in mR Auto. with out (I.S.) $\pm\frac{\Delta mR}{mR}\times 100\% = \pm\%$	O.D Auto. with (I.S.) $\pm\frac{\Delta O.D}{O.D}\times 100\% = \pm\%$	Exposure In mR Auto. with (I.S.) $\pm\frac{\Delta mR}{mR}\times 100\% = \pm\%$	Reducation in Dose %(mR) when I.S.are used
1	1	0.27±5.1	0.61±4.5	1.24±1.13	17.67±0.15	3.5
2	2	0.30±4.6	1.17±2.3	1.38±1.01	20.31±0.13	5.4
3	5	0.39±3.5	2.88±0.9	1.79±0.78	28.05±0.09	10
4	7	0.45±3.1	3.99±0.7	2.07±0.67	33.33±0.08	11.7
5	9	0.51±2.7	5.07±0.5	2.35±0.59	38.61±0.07	13.1
6	23	0.92±1.5	12.69±0.2	4.24±0.33	74.27±0.03	17
7	40	1.2±1	20.7±0.13	5.53±0.22	112.57±0.02	18.4

عند رسم العلاقة بين مقدار التعرض بوحدة (mR) مع زمن التعرض اعتمادا على جدول (1) كما موضح في الشكل (4)



الشكل رقم (4): علاقة مقدار التعرض بوحدة mR مع زمن التعرض

نلاحظ ان لوحات التكثيف لها دور كبير في زيادة مقدار التعرض للجرعة الإشعاعية بوحدة (mR) والتي تتناسب طردياً مع زمن التعرض اعتمادا على خواص الفلم الشعاعي حسب الشكل (4)، إذ إن ذلك يجعلنا نستعيض عن الجرع العالية التي يحتاجها المريض عند التشخيص في طب الأسنان وذلك بتقليل زمن التعرض (Exposure Time) أو شدة الأشعة المنبعثة من أنبوب الأشعة السينية أي تقليل التعرض Exposure حيث أن E=It ، تمثل E التعرض وتمثلI الشدة ويمثل t الزمن وتقليل أي منهما يؤدي إلى تقليل التعرض. وهذا يؤدي إلى تقليل الجرعة على المريض وفي الوقت نفسه الحصول على نفس الدرجة من الاسوداد والتباين على الفلم الشعاعي. من الجدول (1) نلاحظ إن مقدار النسبة بين الكثافة الضوئية لحالة وجود لوحات التكثيف مقارنة مع الكثافة الضوئية بدونها هي بحدود (4.59-4.610) مرة وهي تتفق مع ما استنتجه (Fugate & Professor,2005) إذ وجد ان لوحات التكثيف تكبر من مقدار الجرعة الإشعاعية من (4-6) مرات وذلك تبعا لخواص مادة التكثيف المستخدمة، إذ تم في هذا البحث استخدام لوحات التكثيف المحتوية على مادة ($CaWO_4$) الفلورية التي تمتاز بقدرتها على امتصاص الأشعة السينية وإعادة جزء مما امتصته على شكل ضوء مرئي. إن حساسية الفلم (ميل الخطوط المستقيمة) الحالية اقل من ماورد في مطبوعات الشركة العالمية ومنها شركة كوداك وشركة أكفا حسب (Kodak, 2002) وربما يعود السبب إلى قلة كفاءة جهاز

الدنسيتوميتر والمعاملة الكيميائية وكذلك انه عند المسافة (3 cm) فان تطبيق قانون التربيع العكسي غير دقيق حسب المعادلة رقم (1) لان تطبيق قانون التربيع العكسي أفضل عند المسافات البعيدة بسبب خواص الأشعة السينية التي تنتقل بشكل مخروطي حيث تزداد القاعدة كلما ابتعدنا عن المصدر مما يعطي للكاشف إمكانية أفضل لإجراء القياسات، وبذلك يفضل دائما إيجاد خطوط المعايرة بعد كل فترة زمنية ولكل تقانة خاصة بالمعاملة الكيميائية. ممكن إجراء استقراء للجرع الإشعاعية للحالتين (بوجود اللوحات وبدونها). إن أهمية استخدام المصدر المشع Am^{241} في هذه الدراسة تعتمد على كون طاقته قريبة من طاقة فوتونات الأشعة السينية المتولدة من أنابيب التفريغ المستخدمة في الأجهزة الطبية للأسنان والتي تعمل بفرق جهد مقداره (50 -70 kV) (BDA,2003). إن قراءات الجرعة الإشعاعية لحالة التحميض التلقئي (بوجود اللوحات وبدونها) قريبة من بعضها البعض خصوصاً عند التعرض للجرعة الواطئة وتزداد نسبة الخطأ كلما زاد زمن التعرض للجرعة المستلمة حسب خواص الفلم الشعاعي.

إن الهدف من وضع الفلم الإشعاعي على مسافة (3 cm) هو الحصول على اكبر جرعة إشعاعية وذلك لان اقل جرعة إشعاعية يتحسس بها الفلم هو (6700 nSv/h) (*Al-Dulaymey*,2006)، وان الجرعة المستلمة من أنبوبة الأشعة السينية بحدود 0.25 m (Gy) (NRPB,2001) كما أن وجوده عند المسافة نفسها يجنبنا التعرض لأشعة جسيمات ألفا مما يؤدي إلى خطأ في القياسات، فضلا عن تغطية الأشعة السينية معظم أجزاء الفلم بشكل كامل ولأقل مسافة ممكنة. إن نوع مادة لوحات التكثيف يوثر على تغير منحني المعايرة لفلم الأشعة السينية، إذ استخدمت لوحات من مادة ($CaWO_4$).

5) الاستنتاجات

إذ لا يوجد حد عتبة للإشعاع فالخطر يبدأ من (اصغر جرعة إشعاعية) لذا من الضروري استخدام لوحات التكثيف ($CaWO_4$) في مجال التشخيص في طب الأسنان (في حالة تكرار مراجعة عيادات الأشعة) لغرض التقليل من مخاطر التعرض للجرعة الإشعاعية ولنفس الظروف.

المصادر

1) **الزبيدي، إيناس غازي، 2005**، توزيع الجرع الإشعاعية على مناطق الجسم المختلفة المصاحبة لعملية التصوير الإشعاعي للفك البشري، رسالة ماجستير، كلية العلوم–جامعة الموصل. ص30–37

2) Al-dulaymey Q. KH., 2006, X-ray Hazard ftom Colour Television Sets and Video Display Terminals. Rafidain Journal of Science. Vol.17, No.2 physics Issue, pp.1-5..

3) **Blanton T. N., 2003**, x-ray film as a two–dimensional detector for x-ray diffraction analysis, Eastman Kodak Company, Imaging Materials and Media Research and Development Rochester, Ne, page1-3.

4) **British Dental Association (BDA), 2003,** radiation indensity, 64Wimpde Street, London WIGBYS, pp12.

5) **Butler Animal Health Supply (BAHS), 2005, Intensifying Screens Why Rare-earth?. www.AccessButler.compp 1_ 4**

6) **Dental P2 Project, 2005**, Reducing Dental X-ray Chemical Use, Apollution Prevention Perspective, page 6,7.

7) **Fugate M. Ed., and Professor R. T., 2005**, Radiographic Technique II, Course Packet, Radiography Program, Santa Fe Community College, Gainesville, Full, pp 649.

8) **Geist J. R. and Katz J. O.,2002**, The Use of Radiation Dose–Reduction Techniques in the Practices of Dental Faculty Members, journal of Dental Education, page 2,5

9) **Julin P. A.; 1984**, Reduction of Absorbed Doses in Radiography of the Facial Skeleton, Department of Oral Radiology, Karolinska institute, Odontologiska Klinikerma, Sweden, page 1-3.

10) **Kodak Dental Film-Data sheet, 2002**, Germany.

11) **Kodak, 2005,** Using Intensifying Screen in Autoradiography to Improve Your Results, Scientific Insights, Germany. page1-10

12) **National Radiological Protection Baord (NRPB), 2001,** Gwidance Notes for Dental Practitioners on the Save Use of X-ray Equipment, Department of Health (DH) pp 35.

13) **Queensland Government, Queensland** Healh, 2005, Film–Screen Combinations in Veterinary Radiography, Germany. page1-5

14) **Squires E; 1968,** practical physics – McGraw – HA Publishing Company Ltd Table 4.1 Vol.12, pp23-26.

15) **Tomas A. Jon, 1896,** Intensifying Screen: An overview Diagnostic Imaging System, Inc, 2325 East Saint Charles Street, Rapid City, SD 57701, P.O.Box 3390 pp 1.