وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

جامعة القادسية

كلية التربية

قسم الفيزياء

((دراسة خصائص الاشعة السينية المستخدمة في التشخيص الطبي))

بحث مقدم الى قسم الفيزياء كجزء من متطلبات نيل درجة البكالوريوس في علوم الفيزياء

من قبل الطلبة:-

- **كرار مهدي بادي**
- **سهير حمزة كاظم**
- **كمال حاكم فاضل**

بأشراف:-

م. د. أنيس علي حسن الجبوري

١٤٣٩هـ **٢٠١٨م**

الخلاصة abstract

تم التطرق في هذا البحث الى دراسة الاشعة السينية ، تكوينها ومميزاتها ، ودراسة خصائص افلام الاشعة السينية المستخدمة في التشحيص الطبي.

حيث تختلف خواص الافلام الاشعاعية المستخدمة في التشخيص الطبي باختلاف اجزاء الجسم التي تخترقها الاشعة السينية والتقنيات المستخدمة لاجراء هذه الفحوصات . لقد تعددت الدراسات والابحاث في قياسات السيطرة النوعية والتصوير الاشعاعي وخواص الافلام من حيث الكثافة الضوئية ومعدل التعرض ومقادير الجرعة التشخيصية وعلاقتها بسمك النسيج ومعدل التعرض وذروة الفولتية (KVP)

الفصل الاول :----------

1-1- المقدمة Introduction

عن طريق الصدفة شاهد العالم الامريكي كود سبيد في عام ١٨٩٥ ظهور صورة قطعتي نقود على صحيفة فوتوغرافية موجودة بجانب انبوب كروكوس ولكنه لم يتعرف عليها ولم يتابعها .

واثناء اجراء تجاربه على سلوك الالكترونيو في نفس العام حصول على تفريغ كهربائي داخل انبوب مفرغ جزئياً من الهواء ، وعند تسليط فولتية عالية بين طرفي الانبوب لاح رونتجن ظهور ضوء باهت نتيجة لتأين جزيئات الهواء بواسطة الالكترونات السريعة .

وعند تسليط فولتية داخل مختبر مظلم لاحظ ضوء باهت على قطعة ورق صغيرة مثبتة مغطاة بسيانيد البوتاسيوم موجودة بالقرب من الانبوب .

ان فلورة سيانيد البوتاسيوم هي سبب الضوء الباهت ولا يعود الى الالكترونات المنبعثة من الكاثود لانها لا تخترق الزجاج ولا من عملية التفريغ الكهربائي لان الانبوبة مغطاة بقطعة سميكة من الورق الاسود .

ان اشعة غير معرفة تولدت نتيجة لتسليط جهد عالي على الكاثود والانود نتيجة استنتاج العالم الالماني رونتجن والتي لها القابلية على اختراق الزجاج وفلورة بعض المواد ، وسميت بالاشعة السينية (x ray) وعندما وضع في طريق هذه الاشعة عدة مواد بالتناوب لاحظ ان شدة الفلورة تختلف باختلاف نوع المادة . وكانت الدهشة الكبيرة عندما لاحظ صورة عظام زوجته على ورقة مغطاة بمادة متفلورة في عام ١٨٩٥ والتي تعد بداية التشخيص بالاشعة السينية . استخدمت الاشعة السينية في التشخيص منذ ذلك الوقت وتطورت بسرعة هائلة حيث استطاع كوليرج في عام ١٩١٣ من تصميم انبوب يبعث الاشعة السينية والذي يتكون من فتيل التنكستن له القدرة على بعث الالكترونات عند التسخين .

تمكن كل من الالماني يوكي والامريكي بوتر عام ١٩١٧ من صناعة المصفاة التي تعمل على زيادة التباين في الصورة نتيجة لتقليل الاشعة المتشتتة في جسم المريض .

تمكن بووزر عام ١٩٢٠ في شركة فيلبس الهولندية من تصميم الانود الدوار بدلا من الانود الثابت .

استطاع العالم كوتمان عام ١٩٤٨ من تصميم انبوب يولد صورة اكثر وضوحاً وبامكانية عرض الصورة تلفزيونيا وتخزينها . وبهذه التقنية امكن تصوير القلب والشرايين والجهاز الهضمي .

استطاع العالم هاتشفيلد في بريطانيا عام ١٩٦٨ من استخدام التصوير الطبقي (tomography) حيث اخذت اول صورة للدماغ باستخدام هذه التقنية في عام ١٩٧١ بلندن .

في عام ١٩٧٧ استخدم التصوير الرقمي بالاشعة السينية (الطبقي المحوسب CT) حيث استعمل الحاسوب للتسجيل والمعالجة والعرض وطورت هذه التقنية الى ما يسمى بالتصوير الطبقي المحوسب الدوار (المفراس) . وتم تصوير الشرايين لاول مرة وذلك بحقنها بصبغة لزيادة التباين في الوريد او الشرايين ولكن هذه الصورة تحتوي على خلفية صورة العظام التي تغطي صورة الشرايين لذلك يقوم الحاسوب بحذف صورة العظام واظهار صورة الشرايين وحركة الصبغة داخلها بشكل واضح .

وهنالك تقنيات جديدة للاشعة السينية التشخيصية باعتماد الصور وعرضها وتخزينها واعادة الصورة الشعاعية مع تطوير وسائل ارشفة الاتصالات بالصور وطريقة استخدام الاشعة السينية عن بعد وبشكل موسع .

2-1– الاشعة السينية : ماهيتها ومميزاتها

يمكن تعريف الاشعة السينية هي عبارة عن اشعة كهرومغناطيسية ، كالضوء والموجات الراديوية ولكن هذه الموجات تختلف عن بعضها البعض بالطول الموجي وهو الذي يحدد قدراتها على اختراق وتأين الذرات .

ان اشعة كاما تختلف عن الاشعة السينية ، تكون اصل الاشعة السينية ناتج عن انتقال الالكترونات بين مستويات الطاقة المختلفة للمدارات المحيطة بالنواة ، وتسمى بالاشعة المميزة (characteristic radiation) او نتيجة للتوقف المفاجئ للالكترونات السريعة عند اصطدامها بمادة الهدف داخل انبوب الاشعة السينية وتسمى باشعة الكبح (bermstraiung radiation) بينما اصل اشعة كاما ناتج من انتقال مكونات النواة من مستويات عالية الى مستويات اوطأ داخل النواة . كما ان الاشعة السينية تمتلك عادة مدى اوسع من الطيف او الطاقات المستمرة ابتداءً من قيمة قصوى للطاقة فما دون ، بينما اشعة كاما تمتلك قيم محددة من الطاقة .

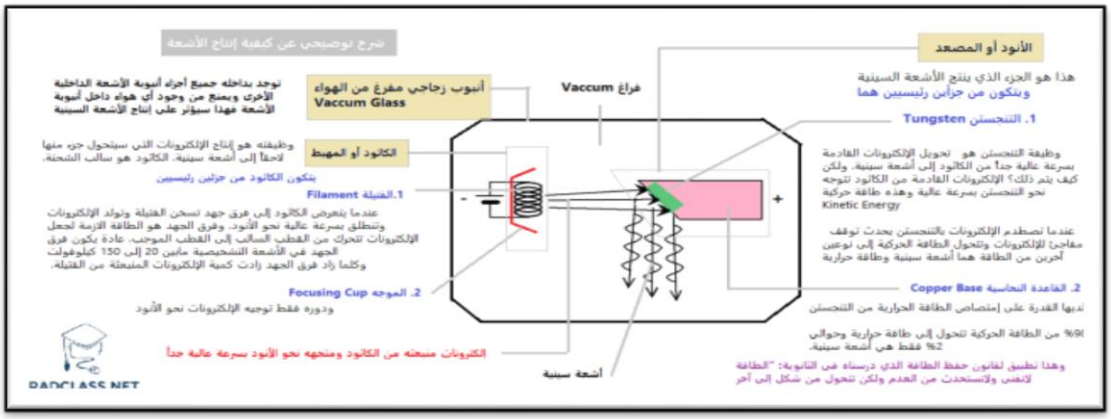
تمتاز الاشعة السينية بالخصائص الاتية :-

١- تخترق الاشعة السينية المواد بنسب متفاوتة وتضعف عند مرورها خلال صفيحة من الالمنيوم ذات سمك 15mm الى حد كبير ولكنها لايمكن ان تمحو تأثيرها كلياً ويمكن مشاهدة فلورة الشاشة اثناء مرور حزمة الاشعة خلالها . ان هذه الاشعة تضعف كثيراً في الزجاج الرصاصي . ولكنها يمكن ان تخترق الانواع الاخرى من الزجاج التي لها نفس السمك بسهولة .

٢- قدرتها على تأين ذرات الغازات التي تمر من خلالها ، حيث يمكن استخدام هذه الظاهرة في الكواشف وقياس كمية الاشعة السينية المارة خلال المادة ومعرفة التعرض الاشعاعي .

٣- تؤثر على الشاشة المطلية بسيانيد الباريوم البلاتيني ومواد اخرى مثل الملح الحجري واملاح الكالسيوم والزجاج واليورانيوم وتؤدي الى فلورتها .

٤- تؤثر على الالواح الفوتوغرافية والافلام السريعة ولذا يعد التصوير الشعاعي وسيلة مهمة لدراسة خواص وتأثير هذه الاشعة .



شكل (١ – ١) انبوبة الاشعة السينية

1-3- انبوب الاشعة السينية ومكوناته x ray tube

يتكون انبوب الاشعة السينية من غلاف زجاجي او معدني مفرغ من الهواء تحت ضغط واطئ كما في الشكل (1-1) واهم اجزاء انبوب الاشعة السينية .

١ـ الكاثود :

يمكن تعريف الكاثود على انه سلك من التنكستن بشكل ملف يسمى بالخويط (filament) موضوع داخل تجويف يسمى بالكاس المجمع . ان وظيفة هذا الوعاء هو تركيز وتسديد حزمة الالكترونات الخارجة من الكاثود نحو الانود (الهدف) ان طول وقطر الخويط وشكل الكأس (الوعاء) وخواصه هي من العوامل المؤثرة على شكل وحجم تلك المنطقة من الانود التي تصدم بها تلك الالكترونات . كما ان درجة حرارة الخويط تتحكم بكمية الالكترونات المنبعثة منه . حيث يزداد عدد الالكترونات المنبعثة بزيادة درجة حرارة التنكستن وبالتالي يزداد
تيار الالكترونات الذي يكون متغيراً ويقاس بالملي امبير (ma) خلال الانبوب .

٢- الانود :

ان الانود الذي يمتلك توصيلة حرارية عالية يصنع من النحاس وتدفن داخل صفيحة من التنكستن او المولبدينيوم تسمى بالهدف الذي يكون موجهاً للكاثود . يعود سبب استخدام التنكستن كمادة الهدف الى :

أ – عدده الذري العالي (٧٤) مما يزيد من كفائة انتاج الاشعة السينية .

ب- درجة انصهاره عالية (٣٤٠٠ س) لذلك تمكنه من مقاومة درجات الحرارة العالية الناتجة من قذف الالكترونات ، لان ٩٩% من طاقة الالكترونات تتحول الى حرارة .

تنتج الاشعة السينية من المساحة الصغيرة من الهدف التي تصطدم بها الالكترونات المنبعثة من الكاثود والتي تسمى بالبقعة البؤرية تؤدي دوراً مهماً في تكوين الصورة الشعاعية فكلما صغر حجمها كانت الصورة اكثر حدة ولمعالجة هذه المشكلة تم استخدام مبدأ التبؤر الخطي (line-focus-principle) حيث يميل الهدف بزاوية معينة مابين (١٥-٢٠) ويتم تبريد الانود بامرار الماء من خلاله .

تنقسم انابيب الاشعة السينية الى نوعين تبعاً لنوع الانود المستخدم وهما انابيب الانود الثابت والمتحرك .

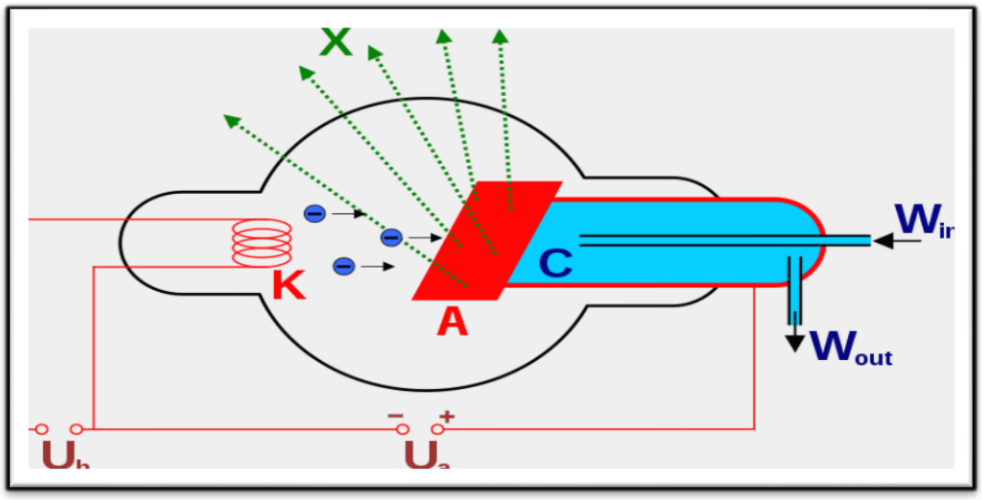
ان الانود لا يصمد للحرارة العالية يكون ثابت ولذلك تم اختراع الانود الدوار (المتحرك) من قبل شركة فيلبس في عام ١٩٣٠ وهذا الانود يتحمل درجات حرارة عالية وذلك لتوزيع الحرارة على مساحة كبيرة من الانود .

1-4- بعض انواع الانابيب المنتجة للاشعة السينية :

1-4-1- انبوب مملوء بغاز تحت ضغط منخفض :

يحتوي على الكاثود والانود وهو عبارة عن انبوب زجاجي مفرغ من الهواء ومملوء بغاز خامل تحت ضغط منخفض تنبعث الالكترونات من الكاثود وتسقط على هدف من المعدن ف T كما في الشكل (١-٣) ويكون ضغط الغاز داخل الانبوب حوالي (0.001) ملم زئبق وفرق الجهد بين الكاثود والهدف (T) يتراوح بين (3x10-5x10) فولت . تنبعث الالكترونات من الكاثود نتيجة

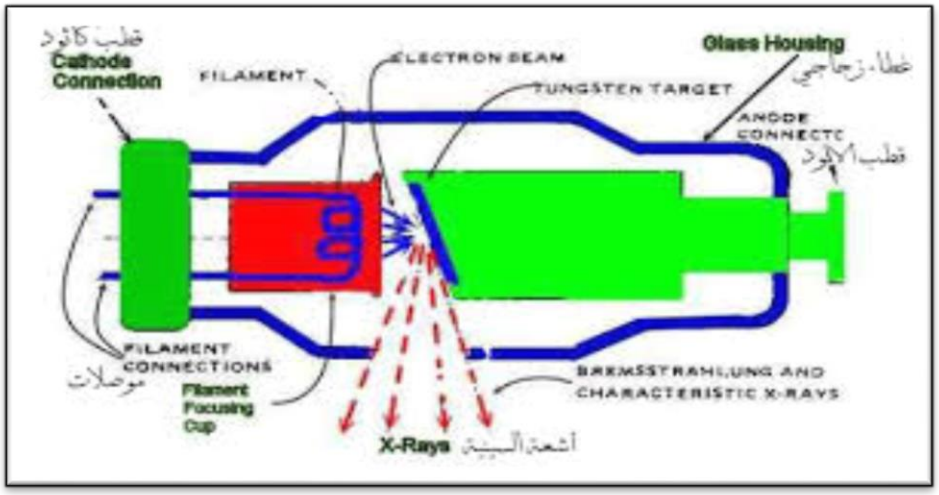
التسخين وعند اصطدامها بالهدف تفقد طاقتها بشكل حرارة والجزء الباقي من الطاقة ينبعث بشكل فوتونات الاشعة السينية وتنتشر هذه الاشعة من الهدف الى جميع الجهات .



الشكل (١- ٢) انبوبة لاشعة السينية مملوء بغاز تحت ضغط منخفظ

2-4-1-انبوب كولج الحديث (coolidge tube) .

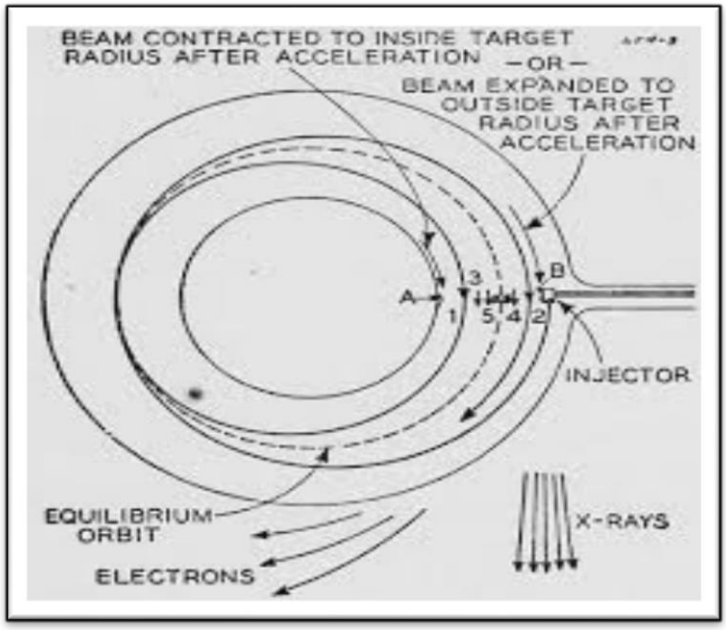
وهو الذي يكون فيه الكاثود من فتيلة التنكستن التي يسخن الى درجة الابيضاض بامرار تيار كهربائي من بطارية او قطب بمصدر قدرة واطئ الجهد فتنبعث منه الالكترونات وهو عبارة عن انبوب حراري وتتحرك هذه الالكترونات نحو الهدف بسبب فرق الجهد العالي بين الهدف والكاثود ويفرغ الانبوب من الهواء . من مزايا هذه الانابيب التحكم في مقدار الانبعاث الحاصل منها وذلك بالتحكم في مقدار الانبعاث الحاصل منها وذلك بالتحكم بتيار الانود الذي يمكن بواسطته تغيير درجة حرارة الفتيل وهذه الانابيب اكثر استقرار اثناء عملها من الانابيب الغازية .



الشكل (١- ٣) انبوب كولج الحديث لتوليد الاشعة السينية .

3-4-1- انبوب البيتاترون (betatron tube).

تسرع الالكترونات الى طاقة عالية باستخدام البيتاترون في هذا النوع من الانابيب حيث تقوم قاذفة الالكترونات مقام الكاثود من انبوب الاشعة السينية وبعد ان تجعل الالكترونات الى سرعة عالية جداً بتأثير القوة المؤثرة عليها والناشئة عن مجال كهربائي واخر مغاطيسياً متناوب البيتاترونات تستعمل لاكساب الالكترونات تعجيلاً ربما بلغت طاقته 100 mev وتوجه الالكترونات المعجلة لتسقط على هدف حيث تنبعث من الهدف الاشعة السينية .



الشكل (١- ٤) مسار الالكترون في انبوب البيتاترون

1-5- انتاج الاشعة السينية x-ray production

عندما تصطدم الالكترونات السريعة جداً بمادة الهدف داخل الانبوب تفقد طاقتها بشكل مفاجئ يسخن الخويط لدرجات حرارة عالية تؤدي الى تحرير الالكترونات التي تنجذب نحو الانود نتيجة لتسليط فرق جهد عالي بين الكاثود والانود فتنتج الاشعة السينية وعندما تصطدم هذه الالكترونات بمادة الهدف فانها تفقد طاقتها خلال عدة طرق مختلفة من التفاعلات ينتهي بعضها الى انتاج الاشعة السينية بطاقات واطوال موجية مختلفة .

ان الالكترونات تفقد معظم طاقتها خلال سلسلة من التفاعلات تسمى بالتصادمات الايونية والتي تتضمن انتقالات صغيرة من الطاقة تؤدي الى تأين ذرات مادة الهدف كما تنتج من التصادمات حرارة تؤدي الى ارتفاع درجة حرارة الهدف والنوع الثاني من التفاعلات يحدث عندما يصطدم الالكترون مباشرةً باحد الالكترونات المدارية وبخاصة المدار K والذي يؤدي الى انتزاع احد هذه الالكترونات مخلفا وراءه فراغاً (فجوة) في هذا المدار وعندما يهبط الالكترون من احد المدارات الخارجية لمليء هذا الفراغ فان الفرق في الطاقة بين المدارين ينبعث على شكل اشعة مميزه لهذا المدار تسمى بالاشعة السينية المميزة .

وان الالكترون قد يقترب من النواة وبسبب قوة التجاذب الكبيرة بين النواة الموجبة والالكترون السالب فأن الالكترون يجبر على الدوران جزئياً حول النواة مغيراً بذلك مساره . ان التباطؤ

المفاجئ للالكترونات نتيجة لذلك والنقصان في الطاقة يؤدي الى انبعاث فوتونات بطاقة عالية تسمى اشعة الكبح وهي اشعة سينية

1-6– طيف الاشعة السينية x-ray spectrumويمكن تعريف طيف الاشعة السينية انه عدد فوتونات الاشعة السينية المتولدة عند كل طاقة على امتداد الطاقة الكلي للحزمة . ان الطيف الناتج من الانبوب يتضح انه يتكون من جزئين منفصلين ناتجين بطريقين مختلفين هما :

١ـ الطيف المستمر :

ان التفاعلات بين الكترونات المنطقة من الكاثود والالكترونات المحيطة بالنواة لذرات الهدف او المجال الكولومي ينشأ منها الطيف المستمر حيث ان هذا الطيف يمتلك جميع الطاقات ابتداءاً من قيمة قصوى محددة فما دون . ان السبب في امتلاك هذا الطيف لمدى واسع من الطاقات وليست طاقة محددة يعود الى الطريقة التي تتفاعل بها الالكترونات مع مادة الهدف لانتاج فوتونات الاشعة السينية والتي تحدث في اعماق مختلفة خلال هذه المادة مما يؤدي الى انتاج فوتونات بطاقات مختلفة ابتداءً من القيمة القصوى فما دون .

٢ـ الطيف المميز (الخطي) :

ان تفاعل الكترونات المنطقة من الكاثود مع احد الالكترونات المدارية من مادة الهدف وبخاصة المدارات الداخلية ينشأ منها الطيف المستمر ونتيجة لهذا التفاعل يتحرر الكترون مداري اي تأين الذرة . لكن سرعان ما يتم ملئ هذا الفراغ الذي خلفة الالكترون بأحد الالكترونات من المدارات الاخرى ذات الطاقة الاعلى . والفرق في طاقة الالكترون بين المدارين ينبعث على شكل فوتونات الاشعة السينية التي تعد مميزة لمادة الهدف . لذلك فان الطيف المميز يعتمد على مادة الهدف ولا يعتمد على الفولتية . كما في الطيف المستمر الا بقدر ان تكون طاقة الالكترونات كافية لانتزاع الالكترون المداري وبالتالي انتاج الاشعة المميزة . تعد الاشعة المميزة غير مهمة في التشخيص بالاشعة السينية لانها تشكل نسبة صغيرة من طيف الاشعة السينية مقارنةً بالاشعة السينية بل بالعكس فان وجودها يؤدي الى زيادة الجرعة الاشعاعية لذا من المهم التخلص منها بالترشيح .

1-7– تفاعل الاشعة السينية مع المادة interaction of x-ray with-matter

تواجه فوتونات الاشعة السينية احدى الاحتمالات الاتية عند مرورها خلال مادة الهدف

أ- ان تنحرف عن مسارها الاصلي دون تغير او فقدان في طاقتها وتسمى هذه العملية بالاستطارة المرنة

ب- ان تنحرف عن مسارها الاصلي مع فقدان لجزء من طاقتها وتسمى هذه العملية باستطارة كومبتن او الاستطارة الغير مرنة .

ت- تمتص طاقة هذه الفوتونات خلال المادة تماماً كما في التأثير الكهرو ضوئي .

ث- ان تنتقل هذه الفوتونات خلال المادة دون حدوث اي تغيير فيها .

ان الاحتمالات الثلاث الاولى تمثل طرق التفاعل الرئيسية للاشعة السينية مع المادة بينما يمثل الاحتمال الاخير النقصان في عدد الفوتونات المخترقة للمادة اي تغيير في شدتها .

حيث ان احتمالية حدوث اي من التفاعلات السابقة يعتمد على طاقة الفوتونات الساقطة وعلى الطبيعة الذرية للمادة المارة خلالها .

فيما يتعلق بالتشخيص بالاشعة السينية فان التأثير الكهرو ضوئي واستطارة كومبتن هما التفاعلان المهمان في هذا المجال بينما يعد التفاعلان الاخران غر مهمين فالاستطارة المرنة غير مهمة لانها لاتتضمن اي امتصاص للطاقة وتشكل نسبة صغيرة جداً من التوهين الكلي لحزمة الاشعة السينية .

اما انتاج الازواج فيحدث عند الطاقات العالية غير المستخدمة في التشخيص بالاشعة السينية .

1-7-1– الظاهرة الكهروضوئية (photo electric-effect)

ان الظاهرة الكهروضوئية تمثل هي احدى عمليات تفاعل الاشعة السينية مع المادة . فنتيجة للتصادم المباشر بين الفوتون الساقط والالكترونات الداخلية تنتقل طاقة الفوتون الى الالكترون باكملها تاركاً ذرته ويسمى الالكترون المنطلق بالالكترون الضوئي ويمكن التعبير عن طاقته طبقاً لقانون بقاء الطاقة بالعلاقة الاتية

$$E_e = E - B \quad \text{.....(1-1)}$$

$$= h_u - B$$

حيث :

B طاقة الترابط .

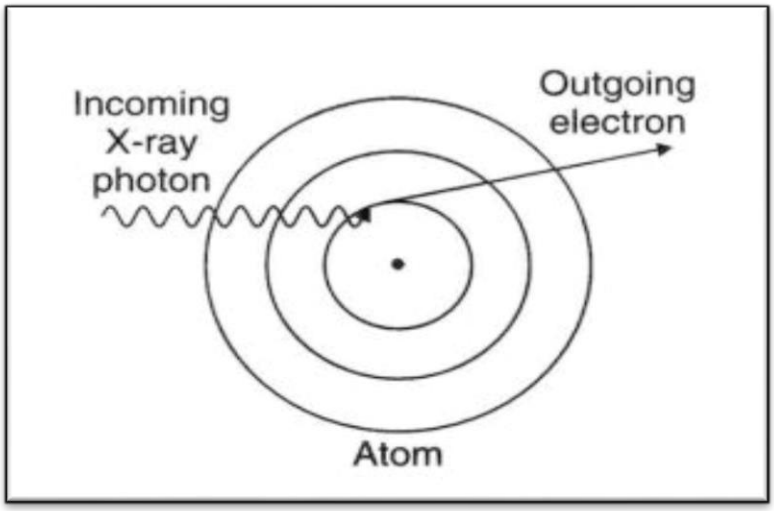
h_u طاقة الفوتون الساقط .

E_e طاقة الالكترون المنطلق .

h ثابت بلانك ، u تردد الفوتون الساقط

اذا كانت طاقة الفوتون اكبر من طاقة ترابط الالكترون بالذرة أي (hu^B) في المدار K سوف لا تحدث هذه الظاهرة . وتكون احتمالية تفاعل الفوتونات مع الالكترونات الداخلية بالذرة اكبر من تفاعلها مع الالكترونات المدارات الخارجية .

وعندما تزداد طاقة الفوتون حين تصبح اكبر من طاقة ترابط الالكترون (B) في المدار K . عندئذ تشترك جميع الكترونات الذرة في الظاهرة الكهروضوئية وعندها ينبعث الالكترون من المدار K .ويحل محله الكترون من المدار L و M وبالتالي تنطلق من الذرة اشعة سينية مميزة لها وهي عبارة عن فرق طاقة الترابط في المدارين K و L او K و M كما في الشكل (1-6)



الشكل (١- ٥) ظاهرة الكهروضوئي

١- الظاهرة الكهروضوئية احتمالية الحصول عليها تتناسب عكسياً مع مكعب طاقة الفوتون وطردياً مع مكعب العدد الذري

p.E effect a Z^3/E^3

P.E effect a Z^3/E^3 p.....(1-2)

الظاهرة الكهروضوئية لها مزايا في التشخيص الطبي بالاشعة السينية لان الصورة المتكونة ذات نوعية جيدة جداً . والسبب في ذلك ان الاشعة السينية تمتص باجمعها من قبل المادة (الانسجة الحية للجسم) وتعتمد هذه بشكل كبير على العدد الذري للمادة لذلك فان التباين في الصورة بين

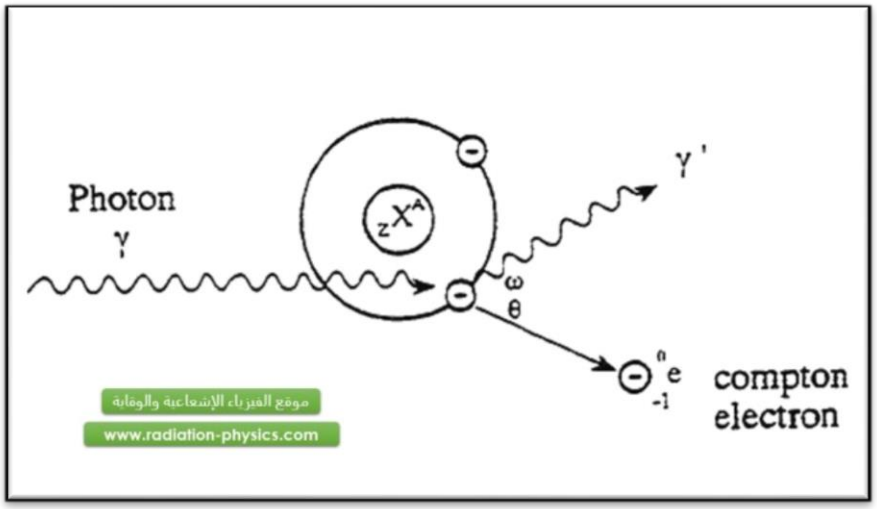
الانسجة المختلفة تكون كبيرة ولكن مساوئ هذه الطريقة هي الجرعة العالية التي يتعرض لها المريض لان جميع الفوتونات تمتص .

1-7-2 -ظاهرة كومبتن compton effect

عندما تتفاعل فوتونات الاشعة السينية مع الالكترونات الحرة والالكترونات ذات الارتباط الضعيف بالذرة تحدث ظاهرة كومبتن ويتلخص هذا النوع من التفاعل بانه عند سقوط فوتون طاقته Hv على الكترون حر يكسب الالكترون جزءاً من هذه الطاقة فينطلق بسرعة معينة وبينما يفقد الفوتون جزءاً من طاقته فتصبح طاقته -Hv وينحرف عن مساره بزاوية تعتمد على طاقة الفوتون الساقط ويطلق عليه بالفوتون المستطار حيث

$$\lambda^{1} - \lambda = 0.024(1\text{-}COS\ 0) \quad \text{.....(1-3)}$$

حيث λ^{1}, λ الطول الموجي للفوتون الساقط والمستطار على التوالي ، 0 زاوية الاستطارة كما في الشكل (7-1)



الشكل (١- ٦) ظاهرة كومبتن

فكلما زادت زاوية الاستطارة تزداد كمية الاشعة المفقودة اما انحراف الفوتونات بزاوية صغيرة بسبب مشاكل في الاشعة التشخيصية لان الفوتونات لا تفقد من طاقتها الا جزء قليل جداً وبذلك

يمكنها من اختراق الجسم والوصول الى الفلم . ويمكن تقليل عدد الفوتونات المستطارة باستخدام المرشحات او المصفاة لذلك فانها تكون قليلة في الصورة الاشعاعية .

ان هذه الظاهرة احتمالية الحصول عليها تعتمد على عدد الكترونات المادة وعلى كثافة المادة وطاقة الفوتونات حيث كلما ازدادت الطاقة قلت احتمالية الحصول على هذه الظاهرة . والبرغم من ذلك فان معظم التشخيص الطبي للاشعة السينية يعتمد على هذه الظاهرة لان طاقة الفوتونات المستطارة كافية للوصول الى الفلم وتكوين الصورة الخفية وكذلك فان جرعة المريض تكون قليلة ويمكن تلافي الضلال المتكونة في الصورة نتيجة لتشتت الاشعة السينية بجسم المريض باستخدام المصفاة .

3-7-1- ظاهرة توليد الازواج pair production

عندما تكون طاقة الفوتون الساقط اكبر من ضعف طاقة السكون للالكترون اي اكبر من (1.022 mev) نحصل على ظاهرة توليد الازواج فانه يحدث تفاعل بين الفوتون الساقط والمجال الكهربائي للنواة وينتج عنه فناء الفوتون وتوليد الكترون سالب وبوزترون موجب وينطلقان بطاقتي Te- , Te+ على الترتيب .

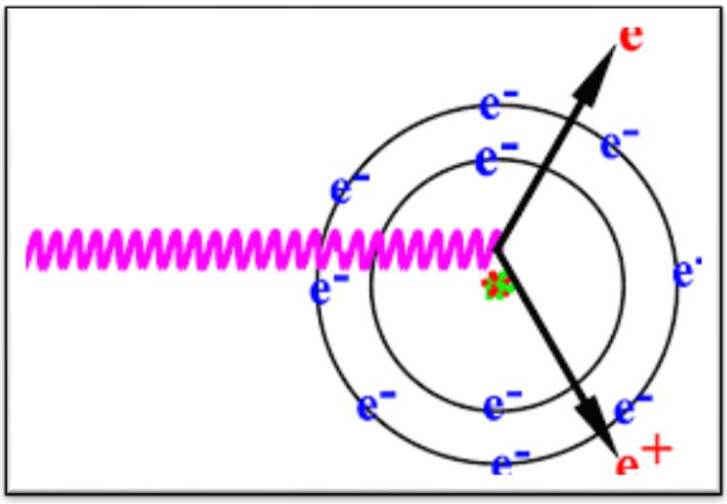
hu=Te+Te- +2mc2.....(1-4)

hu-2mc2=Te- +Te+

حيث ان hu طاقة الفوتون الساقط (hu>2mc2)

Te-, Te+ تمثب الطاقة الحركية لكل من البوزترون والالكترون .

2mc2 طاقتي سكون الالكترون والبوزترون ، تعتبر هذه الظاهرة غير مفيدة في عملية التشخيص الطبي للاشعة السينية .



الشكل (١-٧) ظاهرة توليد الزوج

1-8 – توهين الاشعة السينية x-ray attenuation

ان حزمة الاشعة السينية عندما تسقط على مادة من المواد وكانت شدة الحزمة الخارجة اقل من شدة الحزمة الساقطة فان الفوتونات تتفاعل مع ذرات المادة ويعتمد هذا التفاعل على العدد الذري لمادة الهدف وطاقة الاشعة السينية وسمك الهدف . يسمى هذا النقصان في الشدة بتوهين الاشعة السينية .

وعندما تمر حزمة من اشعة شدتها (Io) خلال وسط معترض فان الفوتونات تتفاعل مع الوسط ويزال بعض منها خلال قطعها مسافة مقدارها (dx) خلال الوسط واحتمال ازالة الفوتون من الحزمة لكل وحدة مسار تتمثل بالعلاقة الاتية :

pa u dx .....(1-5)

حيث p احتمالية التفاعل ، dx المسافة المخترقة .

u مقدار ثابت يسمى بمعامل التوهين الخطي ويتوقف على :

١- طاقة الفوتون الساقط

٢- نوع التفاعل الذي يخضع له الفوتون

٣- العدد الذري والكثافة للوسط المعترض .

يمثل معامل التوهين u جزء من الطاقة الذي يختزل من الحزمة لوحدة المسار لذا يطلق عليه احياناً بمعامل الامتصاص الكلي للمادة ويمكن كتابته على النحو

-dI=uI.....(1-6)

حيث

dI مقدار النقصان في شدة الحزمة .

Iْ شدة الحزمة الساقطة .

dx سمك المادة المخترقة .

ويمكن كتابة هذه المعادلة بصيغة :

dI/I= udx.....(1-7)

يأخذ التكامل

I=I.-eux.....(1-8)

حيث I شدة الحزمة بعد اختراق المسافة

نلاحظ من المعادلة (1-8) ان الحزمة النافذة قد عانت تناقصاً اسياً في شدتها على طول المسار (x) الذي قطعته بمقدار (-u) ولتطبيق هذه المعادلة يشترط ان تكون :

أ- الاشعة السينية ذات طاقة واحدة .

ب-سمك الوسط الماص صغيراً .

ت- حزمة الاشعةالساقطة ضيقة ومجمعة (مبؤرة)

1-9- التشخيص الطبي باستخدام الاشعة السينية x-ray diagnosis

مازالت الاشعة السينية تعد من الطرائق الفعالة والمهمة في معرفة مكونات الجسم وما يطرا عليه من تغييرات وتعد كذلك اكثر استخداماً في التشخيص الطبي وخاصةً بعد استخدام التقنيات الرقمية للحصول على الصور .

ان هذه العملية تعتمد على انتاج صورة اشعاعية مرئية ذات كثافة ضوئية مختلفة من حيث الشكل والحجم ودرجة الاسوداد لذلك الجزء المراد فحصه بعد تعريضه للحزمة الاشعاعية والتي من خلالها يتم الحصول على المعلومات الخاصة بالبناء التشريحي والوظيفي وبالتالي تحديد الوضع الصحي لذلك الجزء .

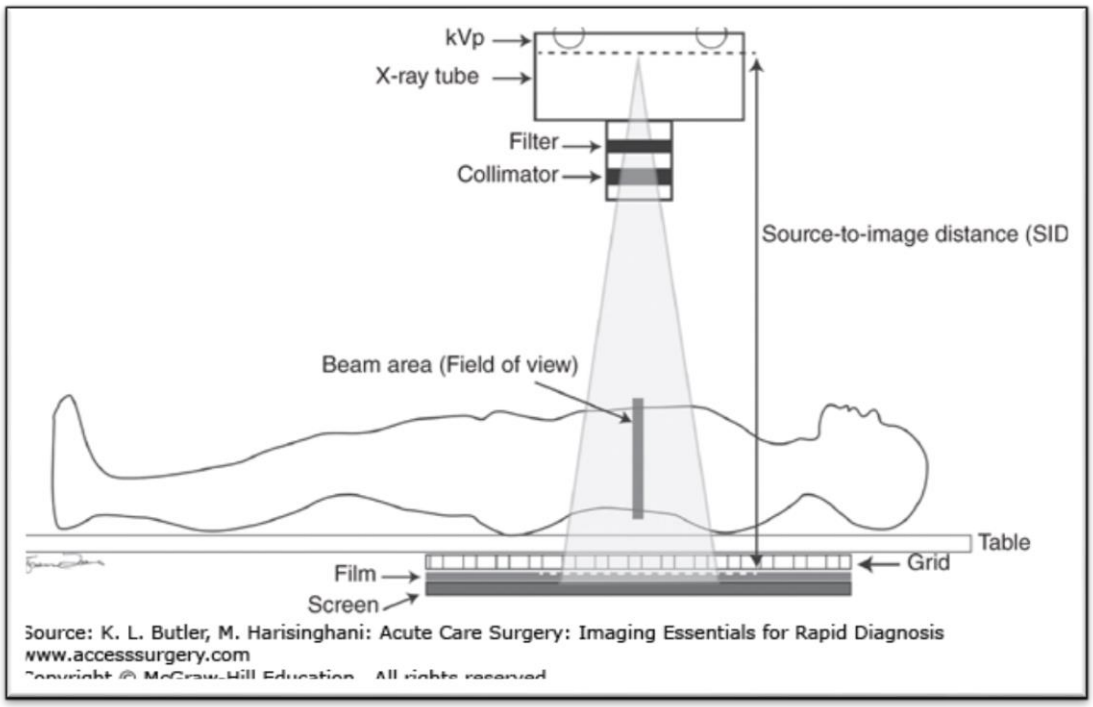
المعلومات التي يتم الحصول عليها تعتمد على كفاءة الصورة الاشعاعية والتي تتغير اعتماداً على نوعية الفحص والبناء التشريحي للعضو المراد فحصه .

المقدرة على استخراج هذه المعلومات من الصورة الاشعاعية تعتمد على التمييز بين مكونات البناء التشريحي المختلفة لجسم الانسان متباين في تكوينه من عضو لاخر وكذلك من جزء لاخر داخل كل عضو فيه فهويتكون من انسجة مختلفة كالعضلات وشحوم وغضاريف وفجوات مختلفة في كثافتها واحجامها وكذلك في عددها الذري . حيث تمر الاشعة بسهولة من خلال الانسجة الطرية وتمتص بكمية اكبر في العظام لاحتوائها على الكالسيوم ذي الوزن الذري العالي .

ان الجسم البشري عندما تمر حزمة من الاشعة السينية خلاله فانه يحدث توهين لهذه الاشعة داخل الجسم بدرجات مختلفة اعتماداً على العدد الذري وكثافته وسمك ذلك الجزء الذي تمر من خلاله الاشعة ونتيجة لذلك فان الاشعة الخارجة تختلف في شدتها من موضع لاخر محكوماً بطبيعة البناء التشريحي لذلك العضو من الجسم وبالتالي فان الاشعة النافذة التي مرت خلاله تحمل جميع التفاصيل الخاصة بذلك العضو ، لذلك يطلق عليها بالصورة الاشعاعية .

بما ان العين غير حساسة للاشعة السينية الخارجة من الجسم على الفلم الاشعاعي الموجود خلف المريض وبعد ان يتم تحميض الفلم كيميائياً تظهر صورة مرئية ثابتة يمكن مشاهدتها . او عرضها على شاشة متفلورة او اضهارها رقمياً على الحاسبة .

ان مكونات الصورة على الفلم هي صورة سالبة حيث ان المناطق السوداء على الفلم تقابل تلك المواضع التي تم فيها امتصاص قليل لطاقة الاشعة السينية والمناطق فاتحة اللون (بيضاء) تقابل تلك المواضع التي حدث فيها امتصاص كبير لتلك الطاقة .



الشكل (١- ٨) يوضح الرسم التخطيطي لتكوين صورة اشعاعية اساسية.

الدراسات السابقة :

ان خواص الافلام الاشعاعية المستخدمة في التشخيص الطبي تختلف باختلاف اجزاء الجسم التي تخترقها الاشعة السينية والتقنيات المستخدمة لاجراء هذه الفحوصات . لقد تعددت الدراسات والابحاث في قياسات السيطرة النوعية والتصوير الاشعاعي وخواص الافلام من حيث الكثافة الضوئية ومعدل التعرض ومقادير الجرعة التشخيصية وعلاقتها بسمك النسيج ومعدل التعرض وذروة الفولتية (kvp) . فيما يلي استعراض لبعض الدراسات السابقة في هذا المجال .

قام العالمان (فكلو فل وكاميرون) بحساب معدل التعرض في الهواء عند موضع سطح جسم المريض الناتج من اجهزة الاشعة السينية وحيدة الطور لمدى واسع من (kvp) والمرشحات المستخدمة في التشخيص بالاشعة السينية وذلك عند مسافة (100) سم من الهدف الى السطح . وتوصلت هذه الدراسة الى وجود العلاقة الخطية بين معدل التعرض (mAS) وذروة الفولتية (KvP) لعدد من المرشحات والجرعة الاشعاعية .

وقام كل من اتوكا و راسل في عام 1971 بحساب الجرعة الاشعاعية للرأس والغدد التناسلية والجلد بالتصوير الاشعاعي التقليدي وذلك باستخدام الشبح (phantom) وغرفة التأين لقياس هذه الجرعة ونتجت من هذه الدراسة ان الجرعة الاشعاعية تختلف من موقع لأخر وكذلك باختلاف (kvp) والتعرض (mAs) مع اختلاف نوعية الانسجة المراد فحصها . لقد جرت مثل هذه الدراسة في العراق (حساب تقريبي للجرع ذات التأثير الوراثي لسكان العراق عام 1972 من اجهزة التشخيص والفحص بالاشعة السينية للاغراض الطبية) من قبل د.موسى السيد عباس ، المؤتمر العلمي العربي السابع في القاهرة لغرض تقليل خطر الاشعاع على الحاضر والاجيال المقبلة وباعتبار جرعة الاعضاء التناسلية السنوية ذات التأثير الوراثي هي الاساس في تقدير هذه الخطورة .

ان دراسة الفحص اجريت على 124 جهاز لعموم الجسم وكان معدل التعرض 196104 شخص في السنة ، 78 جهاز للاسنان وكان معدل التعرض 30398 شخص في السنة كما تم فحص الجرع ذات التأثير الوراثي على عموم الجسم كما في الجدول الاتي :

الجدول (2-1) يبين الجرع ذات التأثير الوراثي حسب نوع الفحص والجنس

نوع الفحص	الجرع بالملي راد الاناث الذكور	المجموع الكلي بالملي راد
التصوير الجماعي	0.110.15	0.26
الصدر	0.12 0.08	0.20
المعدة والحوض	25.74 25.20	50.94
الرأس والرقبة	0.040.05	0.09
الاطراف	0.60.10	0.16
الاسنان	0.150.15	0.30
الجرعة الوراثية لكافة المواطنين	26.1825.77	51.95

وقام هاريسون وزملاؤه عام 1982 باجراء دراسة مسحية لمعرفة الجرعة الاشعاعية للمرضى الناتجة من الفحوصات التشخيصية بالاشعة السينية .

ان الباحثون استخدموا الطريقة غير المباشرة لقياس الجرعة الداخلة للفحص لعدد من المرضى (502) مريض اثناء فحص الصدر اشعاعياً في بريطانيا . واستنتج من هذا البحث ان الجرعة الاشعاعية السطحية تتغير بمعامل مقداره (4) ويعزى ذلك الى اختلاف نوعية الفلم والشاشة المستخدمة في كل الدراسات التي سجلت فيها اعلى وادنى جرعة .

وان في هذه الدراسات توصل الباحثون الى ان الجرعات الاشعاعية العالية يمكن تقليلها بتغيير التقنية وظروف التعرض .

وقام فوكتور وزملاؤه في عام 1985 بقياس الجرعة الاشعاعية بوساطة (TLD) لمجموعة من المرضى لفحص الصدر في غرفتين منفصلتين في نفس المستشفى وكل غرفة مجهزة بمولد يحتوي على لوحة التحكم او اوتوماتيكي حيث قام الباحثون بقياس الجرعة الداخلة والخارجة للمرضى في كل من الغرفتين ومقارنتها بتلك الجرعه الناتجه باستخدام المولد ذي لوحه التحكم اليدوي. لقد استنتجه من هذه النتائج ان الجرعه الاشعاعيه الناتجه باستخدام لوحة التحكم الاوتماتيكي اقل من تلك الجرعه الناتجه من استخدام لوحه التحكم اليدوي .

وقام العالم هدي واخرون فيعام 1989 بقياس متوسط التعرض الداخل والخارج بوساطة غرفة التأين باستخدام الشبح ثم تحويلها الى الجرعة الممتصة في العضلات باستخدام معامل التحويل الى رونتجن الى الكرى . كما قاموا بحساب الجرعة التأثيرية المكافئة ومقدار الكثافة الضوئية مقابلة لكل قيمة من قيم (KVP) لثلاثة

اوضاع مختلفة ونتج عن ذلك القياس نقصان الجرعة السطحية الداخلة بزيادة (KVP) وزيادة الجرعة الخارجة بزيادة (KVP) وكذلك تعتمد على الطاقة الممنوحة والجرعة التأثيرية المكافئة على مقدار (KVP) كما في الجدول (2-1) .

الجدول (2-2) يبين الاختلاف في مقدار الجرع الداخلة والخارجة المختلفة.

	الحالة الاولى	الحالة الثانية	الحالة الثالثة	الحالة الرابعة
الفولتية (kvp)	80	100	125	135
الجرعة الداخلة (ملي كرى)	0.088	0.073	0.059	0.056
الجرعة الخارجة (ملي كرى)	2.08	2.1	2.6	2.8

في عام ١٩٩٩ قام مركز Medicine Department of radiology-Baylor College بدراسة العوامل المستخدمة في التصوير التقليدي المؤثرة في الجرعة الاشعاعية وتوصلت الى نتيجة يمكن تقليص الجرعة الاشعاعية في التصوير الاشعاعي باستخدام الافلام ذات سرعات عالية كما وجد ان الجرعة الاشعاعية الممتصة في الجلد تتناسب طردياً مع كل من تيار الانبوب وطول مدة التعرض ومع مربع الفولتية .

وعند ثبوت العوامل الاخرى فان الجرعة عند اي موقع تكون متناسبة عكسياً مع مربع المسافة للمصدر (الجرعةتقل بزيادة المسافة)

قام العالم فرانسيس في عام 1999 من شعبة الاشعاع بالمستشفى (Royalfree) بلندن بدراسة خواص الافلام الاشعاعية وشملت الدراسة حدود تعرض الفلم والعوامل المؤثرة على نوعية الصورة الاشعاعية مثل الكثافة والتباين ووضوح الصورة وكانت نتيجة الدراسة ما يأتي :

ان منحني خواص الفلم هو العلاقة اللوغاريتمية الناتجة بين التعرض الخارجي للاشعة السينية والكثافة الضوئية في التصوير الاشعاعي وان انحدار الخط المستقيم (الميل)

يتغير باستمرار بتغير طول المنحني والكثافة الضوئية ما بين (0.25 – 4) وتزداد وضوح الرؤيا بزيادة انحدار المنحني .

وقام المعهد البريطاني في عام 2001 للاشعاع بعدة دراسات ومنها العلاقة بين الجرعة الاشعاعية ونوعية الصورة وتوصل الى ان الحصول على التقنية الجيدة للتصوير وافضل الحالات لجودة الصورة والمخاطر الناتجة من تعرض المريض للجرعة الاشعاعية يجب ان تستخدم فولتية مقدارها (141 eVk) في الافلام الاشعاعية ذات شاشة التقوية سرعة 320 وكثافة ضوئية 1.8 .

خواص افلام الاشعة السينية properties of X-ray films

المقدمة : introduction

فلم الاشعة السينية X-ray films

ان ذلك الوسط الذي تتحول فيه الاشعة السينية الى صورة مرئية يسمى بمستقبل الصورة ومن اهمها افلام الصورة الاشعاعية والطبية . لقد اصبح انتاج الافلام من التقنيات المهمة والمتطورة وذلك لكثرة انواع الافلام المستخدمة في التصوير الاشعاعي والطبي والصناعي .

مكونات فلم الاشعة السينية

ان فلم الاشعة السينية يتكون من عدة اجزاء وهي كما يأتي :

أ- قاعدة الفلم film base

في الوقت الحاضر تتكون قاعدة الفلم من مادة البوليستر والتي يمكن خزنها في ظروف رطوبة مختلفة دون تغير خواصها وكذلك يمكن التعامل معها بطريقة سهلة . تضاف الى البوليستر صبغة زرقاء لتسهيل عملية الرؤية بعد تحميض الفلم .

ان هذه القاعدة تطلى من الجهتين بمستحلب حساس للاشعاع لغرض توفير مادة ساندة للمستحلب وغير قابلة للانكسار وتتميز هذه القاعدة بالاتي :

١- تكوينها لصورة مرئية على المستحلب وكذلك عدم امتصاصها لكمية كبيرة من الضوء عند سقوطه عليها.

٢- مرونتها او سهولة التعامل معها عند التحميض والتشخيص .

٣- استقرار ابعادها وشكلها وحجمها اثناء عملية التحميض او الخزن .

ب – المستحلب Emulsion

ان في افلام الاشعة السينية يعتبر المستحلب هو الجزء الرئيسي ويتكون المستحلب من مادة جيلاتينية وهاليدات الفضة التي يتغير سمكها بتغير انواع الفلم ولكن لا يتعدى سمكها ٠،٥ ملم لافلام الشاشة لان المستحلب السميك لا يمكن للضوء من اختراق الطبقات العميقة منه . تستخلص المادة الجيلاتينية من عظام الماشية وفائدتها تثبيت دقائق مركبات الفضة بشكل منتظم ويمكن المواد الكيميائية للتحميض والتثبيت من اختراقها بسهولة دون تأثير على خواصها الميكانيكية .

ت – طبقة الطلاء الامامية super coating

ان هذه الطبقة تغطي المستحلب لغرض حمايته من الاضرار الميكانيكية وتكون عبارة عن طبقة رقيقة وهذه الطبقة تحتوي على بعض المواد التي تجعل سطح الفلم ناعماً وصقيلاً .

3-3- فلم الاشعة السينية x-ray film

ان فلم الاشعة السينية كما بينا سابقاً يتكون من طبقة رقيقة من مادة شفافة تعرف بقاعدة الفلم (film base) تطلى هذه القاعدة بمادة جيلاتينية تحتوي على عدد كبير من بلورات مادة حساسة للاشعاع وغالباً ما تكون من بروميد الفضة التي تحتوي على عدد كبير من بلورات مادة الفضة كمادة شائبة وقد يكون الفلم وحيد الطلاء اي يطلى بالمادة الجيلاتينية من جهة واحدة او ثنائي الطلاء حيث يطلى من الجهتين اعتماداً على الغرض من الاستخدام . عند تعرض الفلم لحزمة من الاشعة السينية فان بعض الفوتونات يتم امتصاصها من بلورات بروميد الفضة تحدث الفوتونات بعض التحولات الكيميائية في البلورات مكونة ما يسمى بالصورة الكاملة (Latent image) وهي صورة غير مرئية .

ان كمية المساحة المتأثرة من الفلم بالأشعة السينية تعتمد على عدد الفوتونات الساقطة على تلك المساحة والصورة التي تحملها حزمة الاشعة الساقطة والتي يتم طبعه على الفلم . لكي تكون الصورة المتكونة على الفلم مرئية فلابد من اجراء بعض العمليات الكيميائية على الفلم والتي تتمثل في المراحل الاتية :

المرحلة الاولى: مرحلة التطهير والتحميض تتحول خلالها بلورات بروميد الفضة التي تأثرت بالاشعة خلال عملية التعرض الى بقع سوداء معتمة لاظهار الظلال المستترة لتطهير الصورة الاشعاعية مرئية .

المرحلة الثانية : مرحلة التثبيت (fixing stage) ويتم فيها ازالة البلورات التي لم تتأثر بالاشعة ولا تحمل معالم الصورة المتكونة حيث تنحل في المحلول المستخدم في التثبيت مخلفة ورائها مناطق شفافة .

المرحلة الثالثة : يستخدم الماء لغسل الفلم لازالة المواد الكيميائية التي تم استخدامها في المراحل السابقة وكذلك نواتج التفاعلات الكيميائية التي جرت على الفلم .

المرحلة الرابعة : هي مرحلة التجفيف (drying stage) حيث يتم فيها تجفيف الفلم ليصبح جاهزاً للمشاهدة وتشخيص الصورة المتكونة عليه .

3-4- انواع الافلام

يسمى الوسط الذي تتحول فيه الاشعة السينية الى صورة مرئية بمستقبل الصورة ومن اهمها افلام الصورة الاشعاعية والطبية . لقد اصبح انتاج الافلام من التقنيات المهمة والمتطورة وذلك لكثرة انواع الافلام المستخدمة في التصوير الاشعاعي والطبي والصناعي .

ان شركات الافلام السينية لها ثلاثة انواع وهي افلام ذات حساسية عالية للاشعاع مثل (kodak) التي تستخدم في تصوير الانسجة الطرية وافلام متوسطة الحساسية مثل (acfa) وهي المفضلة في معظم استخدامات التصوير الاشعاعي والطبي وافلام قليلة الحساسية (عادية) مثل (acma) التي تستخدم في التصوير العادي . كلما كان الفلم حساساً للاشعاع قل زمن التعرض الاشعاعي ولكن معالمالصورة غير واضحة ويعود ذلك الى حجم البلورات التي تغطي الفلم .

2-5 – خواص افلام التصوير الاشعاعي characteristic of radiographic film

ان جودة ونوعية الصورة الاشعاعية تعتمد على دقة التفاصيل الموضحة على الفلم والتي تعتمد بدورها على مقدار تعرض (mAs) الفلم للاشعة السينية . وهو عبارة عن حاصل ضرب التيار (mA) في زمن التعرض (s) . اما فولتية (kvp) انبوب الاشعة السينية فانها تؤثر على تباين الصورة وجودتها . ومن اهم العوامل المؤثرة على الصورة الاشعاعية هي :

١- عوامل الفلم (film factors) والتي تتضمن الكثافة الضوئية والتباين ومنحني الخواص وسرعة الفلم وعملية التحميض .

٢- العوامل الهندسية (geometrical factors) والتي تتضمن التكبير والمسافة بين الفلم والهدف وتماس الفلم مع الشاشة والتشتت والظلال وسمك الشاشة .

٣- العوامل الجسمية (subject factors) والتي تتضمن كثافة الجسم والعدد الذري للجسم وحركة الجسم .

3-5-1- عوامل الفلم (film factors)

3-5-1-1- الكثافة الضوئية optical density

ان درجة الاسوداد المتكونة على الفلم يعبر عنها بالكثافة الضوئية للفلم والتي قياسها بواسطة مقياس الكثافة densitometer ان كثافة الفلم في نقطة معينة هي قياس لمقدرا الاسوداد في هذه النقطة والتي يعبر عنها رياضياً بالعلاقة :

optical density =Log I/I .....(3-1)

حيث I تمثل شدة الضوء المرئي الساقط على تلك النقطة من الفلم .

I تمثل شدة الضوء المرئي النافذ من تلك النقطة .

ان مقدار (I/I) هو قياس لقدرة الفلم لحجب الضوء . اما مقلوب هذا المقدار فيمثل مقدار جزء من الضوء الساقط والذي ينفذ من الفلم بالنفوذية .

الكثافة الضوئية دالة لوغاريتمية يتراوح مقدارها بين (0-4) وتمثل (0) كثافة المناطق المضيئة وتكون كمية الضوء النافذة من الفلم كاملة تقريباً (100%) . وتمثل (4) كثافة المناطق المظلمة اي نسبة الضوء النافذ قليلة جداً (1%) .

ان الكثافة الضوئية لمعظم الافلام الاشعاعية غير المعرضة للاشعاع تتراوح ما بين (0.15 - 0.1) اما عندما يتعرض الفلم للاشعة السينية لتكوين الصورة الاشعاعية فان مدى الكثافة الضوئية لفلم الاشعة السينية المستخدمة في التشخيص الطبي تتراوح ما بين (0.50 – 2.50) وتزداد الكثافة الضوئية بزيادة درجة اسوداد الصورة الاشعاعية .

3-5-1-2- المنحني المميز للفلم characteristic curve of film

ان العلاقة البيانية بين الكثافة الضوئية واللوغاريتمية معدل التعرض للاشعة السينية تسمى بمنحني الخواص للفلم . ان اهمية هذا المنحني هي توضيح منطقة التعرض اي تحديد كمية التعرض اللازم اعطائها للفلم للحصول على درجة اسوداد جيدة وتباين كبير والتي تحدد بمنطقة الخط المستقيم للفلم .

يعرف ميل المنحني لهذه المنطقة بمعامل الاشعة السينية للفلم ويعرف بأنه اقصى ميل لمنحني الخواص وتعطى بالعلاقة الاتية :

حيث :

y معامل الاشعة السينية للفلم

E2,E1 مقدار التعرض عند النقطتين الاولى والثانية على الترتيب .

D1,D2 مقادر الكثافة الضوئية عند هاتين النقطتين .

مقدار معامل (y) للافلام المستخدمة في التصوير الاشعاعي حوالي (4) تقريباً .

يستفاد من هذا المنحني لمعرفة مقدار التباين والسرعة ومدى حساسية الفلم .

3-1-5-3- التباين contrast

ان فلم الاشعة السينية اهم ميزة له هي مقدرته على انتاج صورة ذات درجات اسوداد مختلفة .

ان الفرق في الكثافة الضوئية بين نقطتين على الصورة الاشعاعية للفلم يسمى بالتباين والذي يعبر عنه بالعلاقة الاتية .

contrast (C) =D2-D1.....(3-3)

حيث D1 و D2 الكثافة الضوئية عند النقطتين الاولى والثانية على الترتيب .يعبر التباين عن القدرة على ملاحظة الفرق بين اي نقطتين على الفلم حيثان اقل تباين يمكن ملاحظته بصرياً حوالي (0.02) تحت افضل الظروف . ويعتمد التباين على العوامل الاتية :

أ- تباين الفلم film contrast

هو الاختلاف الناتج في فلم الاشعة السينية نتيجة التأثر بعملية التحميض ويمكن ايجاده عملياً من ميل الخط المستقيم لمنحني خواص الفلم .

ب- تباين الجسم subject contrast

ان الجزء المراد دراسته من الجسم هو العامل الاول الذي يحدد التباين النسبي للصورة الاشعاعية التي تظهر على الاشعة السينية او على الشاشة المتفلورة لاحد انسجة الجسم مقارنةً بانسجة الجسم الاخر و بوجود وسط التباين الذي تتم اضافته الى الجسم الذي يحدد نوعية الصورة ويعتمد تباين الجسم على الاختلاف في مقدار توهين الاشعة السينية المارة خلال مكونات الجزء المراد فحصة من المريض .

اما العوامل المؤثرة على تباين الجسم فهي :

١- سمك المريض

٢- كثافة النسيج

٣- العدد الذري للانسجة المراد فحصها

٤- الفولتية المسلطة

يمثل هذا التباين الاختلاف في شدة الاشعة السينية النافذة من جزء من الجسم مقارنةً بتلك التي تنفذ من جزء اخر من الجسم ، فعندما تمر الاشعة السينية في جزئين مختلفتين من الجسم احدهما سميك والاخر نحيف وكانت شدة الاشعة النافذة من الجزء النحيف هي IS وتلك النافذة من الجزء السميك هي IL فان تباين الجسم هو :

$$\text{تباين الجسم} = \frac{IS}{IL}$$

هذا التباين يكون واضحاً في التصوير الاشعاعي للدماغ ، حيث لا تؤدي الفجوات الهوائية في الدماغ الى توهين الاشعة السينية بشكل كبير مقارنةً بالعظام او الانسجة اللحمية .

4-1-5-3- سرعة الفلم film speed

تعرف قدرة الفلم على الاستجابة لاقل مقدار للتعرض الاشعاعي تعرف بحساسية الفلم او سرعة الفلم .عندما يتعرض الفلم الى الاشعة فان تباين الصورة الناتجة يعتمد على مقدار سرعة الفلم وتختلف السرعة من فلم لاخر اعتماداً على كثافة الفلم والشاشة والعدد الذري وحجم البلورات المكونة للمستحلب .

ان سرعة الفلم تقاس بمقلوب التعرض (مقاسة بالرونتجن) اللازمة لتوليد كثافة مقدارها فوق الجزء الافقي لكثافة القاعدة والكثافة الضبابية .

$$\text{سرعة الفلم} = \frac{1}{\text{التعرض (رونتجن)}}$$

كما نلاحظ من خلال خواص الافلام المختلفة الحساسية ان سرعة الفلم تتغير باختلاف شكل المنحني الناتج من التباين .

يزداد مقدار التباين بنقصان سرعة الفلم اي ان الافلام ذات التباين القليل اسرع من الافلام ذات التباين الكثير (علاقة سرعة الفلم ومقدار التباين علاقة عكسية).

5-1-5-3- معالجة الفلم film processing

ان المواد المستخدمة في درجة الحرارة والتحميض وزمن كل مرحلة من مراحل التحميض تؤثر على الصورة الاشعاعية التي تظهر على الفلم من حيث درجة اسودادها ووضوحها وعلى كمية الاشعة اللازمة لذلك .ان مقدار التعرض اللازم قد يتغير بمعامل مقداره (3) من الفلم لاخر لانتاج نفس الكثافة اعتماداً على المواد الكيميائية المستخدمة والظروف التي يتم بها التحميض .

تعد عملية التحميض بمثابة عملية اظهار وتكبير الحبيبات ، حيث يمكن ان يزداد حجمها بواقع (10 مرات) .وبعد تحميض الفلم واضهاره يتم تثبيته في حمام يحتوي على مادة الهيبو (Hypo) لازالة مادة بروميد الفضة التي لم تتأثر بالاشعاعات والضوء .

للحصول على نتائج طيبة ومقبولة وصورة واضحة يجب اختيار :

١- الاحماض بتركيز قياسي مناسب

٢- تحديد انسب درجات الحرارة للحامض

٣- تحدد الزمن المناسب لعملية الاظهار والتثبيت

درجة الحرارة المناسبة لعملية التحميض . ان الدرجة المثلى هي (20) درجة سيليزية لمدة 5 ثواني ، وان التغير في درجة الحرارة يؤدي الى تغير خواص منحني الفلم .

3-5-2- العوامل الهندسية geometric factor

هي احد واهم العوامل التي كانت سبب في التصوير الاشعاعي هو اخذ كل من زمن التعرض والكثافة الضوئية بقدر مناسب وذلك لان الاشعة السينية وفوتونات الضوء المرئي تنتقل في خط مستقيم وكما يجب السيطرة على الضوء المنبعث .

ان الصورة الاشعاعية هي دالة لعدد من العوامل الهندسية كالبعد بين مصدر الاشعة والجسم وبين مصدر الاشعة والفلم لان كلا منهما يؤثر على وضوح الصورة ويفضل ان يكون تحت سيطرة المصور الاشعاعي .

هناك عوامل مهمة يجب اخذها بنظر الاعتبار في التصوير الاشعاعي لغرض الحصول على صورة اشعاعية ذات نوعية جيدة وجودة عالية :

١- التكبير

٢- التشوه

3-5-2-1- التكبير magnification

يتم امتصاص حزمة الاشعة السينية عند سقوطها على جسم بنسب مختلفة حسب نوع مادة الجسم ثم امرارها لتسقط على الفلم لتكون صورة اشعاعية اكبر من الجسم في كل التطبيقات الطبية .

يمكن قياس التكبير بواسطة عامل التكبير (MF) حيث :

$$\text{عامل التكبير} = \frac{\text{حجم الصورة}}{\text{حجم الجسم}}$$

لايمكن تحديد حجم الجسم في بعض الفحوصات الاشعاعية الاعتيادية بينما يمكن تحديد حجم الصورة المباشرة . لمثل هذه الحالات يقاس عامل التكبير من النسبة :

$$MF=\frac{SI}{SO} \quad \text{.....(3-4)}$$

حيث SI تمثل بعد الصورة عن المصدر (source image distance)

SO تمثل بعد الجسم عن المصدر (source object distance)

نستنتج من هذه العلاقة ان عامل التكبير MF يعتمد على شرطان اساسيان يجب اخذهما بنظر الاعتبار للابقاء على افضل تكبير . فيجب على المرء ملاحظة القاعدتين الاساسيتين :

أ- استخدام ابعد مسافة ممكنة بين المصدر ومستقبل الصورة (SI اكبر ما يمكن).

ب- وضع الجسم على اقرب مسافة ممكنة بين المصدر من مستقبل الصورة (SO اصغر ما يمكن)

حيث يكون التكبير افضل ما يمكن حند اخذ الشروط السابقة .

ان بعد المصدر عن الصورة يوحد قياساً في معظم اقسام الفحوصات الاشعاعية بـــ 180 سم لتصوير الصدر و 100 سم التي على وتيرة واحدة و 90 سم لبعض الدراسات الخاصة مثلاً في حالة الافلام المحمولة وافلام الجمجمة .

يجعل معظم اطباء الاسنان هذه المسافة 40 سم بدلاً من 20سم في حالة التصوير الاشعاعي لتيجان الاسنان العليا والسفلى معاً وفي حالة تصوير الثدي فان البعد SI يتراوح ما بين 50 الى 70 سم نظراً للطاقة الواطئة للاشعة السينية المستخدمة في هذا التصوير .

3-5-2-2- التشوه Distortion

ان سبب التشوه يحصل عند اختلاف التكبير للاجزاء المختلفة من الجسم المراد فحصه بسبب ان بعض الاجزاء تكون مائلة بالنسبة للفلم (مستوى اشعة لا يوازي مستوى الفلم) وبذلك تكون ابعادها عن نقطة التبؤر مختلفة مما يؤدي الى اختلاف تكبيرها او اذا كان الجسم غير موضوع عند مركز حزمة الاشعة السينية . فان درجة التشوه تتأثر بزاوية ميل الجسم وموضعه الجانبي من المحور المركزي للحزمة .

وان التشوه يحصل عادة في الصورة الاشعاعية عند تصوير الاجزاء السميكة من الجسم والتي تبتعد اجزائها بابعاد مختلفة من الفلم .

ان التشوه يعيق من التشخيص المناسب للتصوير الاشعاعي ويعتمد على عاملين هما :

١- سمك الجسم حيث يكون التشوه اكبر للجسم السميك من الجسم النحيف .

٢- موقع الجسم .

3-5-3- العوامل الجسمية subject factor

هناك عوامل جسيمة ثلاثة تؤثر في التصوير الاشعاعي وتتعلق هذه العوامل بشكل وحجم نسيج الجسم المراد تصويره وتركيبه . وترتبط هذه العوامل بالعوامل الهندسية المؤثرة في نوعية التصوير الاشعاعي ومنها تباين الصورة الاشعاعية وهي دالة التباين للفلم . كما يمكن التعبير عن تباين الجسم بالعلاقة الاتية:

تباين الصورة الاشعاعية = تباين الفلم x تباين الجسم

يعتمد تباين الجسم على عدة عوامل منها :

3-5-3-1- سمك المريض

ان الاشعة السينية يمتصها جسم المريض عند مرورها من خلاله حيث ان الجزء السميك يمتص الاشعة السينية اكثر من الجزء النحيف .

ولغرض الحصول على صورة اشعاعية ذات نوعية جيدة يجب تغيير الفولتية (kvp) بين الكاثود والانود او معدل التعرض (mas) بما يناسب سمك النسيج المراد فحصه .

3-5-3-2- حركة المريض

ان حركة الجسم اثناء تعرضه للاشعة السينية تعتبر من الاسباب الشائعة لتشويش الصورة الاشعاعية . ان حركة الجسم قد تنشأ من عدم استقرار المريض او من وقت التعرض الزائد الذي يستلزمه التيار (ملي امبير) .

ان استخدام الفولتية (kvp) العالية نسبياً والشاشات سريعة التكثيف وكذلك الافلام السريعة سوف تساهم جميعاً في تقليل وقت التعرض الاشعاعي .

3-5-3-3- العدد الذري للنسيج

يؤثر العدد الذري للانسجة المراد تصويرها بشكل فعال على نوع الصورة فعندما يكون العدد الذري كبيراً فان الحصول على الظاهرة الكهروضوئية لامتصاص الاشعاع يكون كبيراً وتكون الصورة ذات نوعية جيدة ولكن الجرعة الاشعاعية تكون كبيرة وفي حالة ظاهرة كومبتن فان العدد الذري للنسيج ليس له تاثر مهم للحصول على هذه الظاهرة .

4-3-5-3- كثافة النسيج

ان من اهم العوامل المؤثرة على التباين في التصوير الاشعاعي هي كثافة النسيج اي ان بعض اجزاء الجسم المتجاورة تكون متساوية السمك وذات نفس التركيب الكيميائي لكنها تختلف في كثافتها الكتلية بدرجة كبيرة مما يؤدي الى اختلاف مساهمتها في تباين الجسم.

المصادر

١- د. عذاب طاهر الكناني ، الاشعة السينية التشخيصية ٢٠٠٤

٢- محمد عبد الرزاق محمد ، التعرض الاشعاعي للاشخاص اثناء فحص الصدر باستخدام الاشعة السينية ، رسالة ماجستير ، كلية العلوم – جامعة بغداد ١٩٩٤

٣- هنري سيمات ، ترجمة عبد الجبار عبد الله وصلاح عزت تحسين ، المقدمة في الفيزياء النووية والذرية ، العراق –بغداد ١٩٦٣

٤- د. محمد فاروق احمد و د. احمد محمد السريع ، اسس الفيزياء الاشعاعية ، السعودية جامعة الملك سعود ١٩٨٩

٥- د. موسى السيد عباس ، استجابة مقاييس الجرع الضوئية لاشعة بيتا والاشعة السينية واشعة كاما ذات الطاقة الواطنة ، مؤسسة الطاقة الذرية ١٩٧٢

٦- محمد احمد جمعة ، الوقاية من الاشعاع المؤينة للمرضى والاطباء ، بيروت ، ١٩٩٥

الخلاصة abstract

تم التطرق في هذا البحث الى دراسة الاشعة السينية ، تكوينها ومميزاتها ، ودراسة خصائص افلام الاشعة السينية المستخدمة في التشحيص الطبي.

حيث تختلف خواص الافلام الاشعاعية المستخدمة في التشخيص الطبي باختلاف اجزاء الجسم التي تخترقها الاشعة السينية والتقنيات المستخدمة لاجراء هذه الفحوصات . لقد تعددت الدراسات والابحاث في قياسات السيطرة النوعية والتصوير الاشعاعي وخواص الافلام من حيث الكثافة الضوئية ومعدل التعرض ومقادير الجرعة التشخيصية وعلاقتها بسمك النسيج ومعدل التعرض وذروة الفولتية (KVP)

الفصل الاول :----------

1-1- المقدمة Introduction

عن طريق الصدفة شاهد العالم الامريكي كود سبيد في عام ١٨٩٥ ظهور صورة قطعتي نقود على صحيفة فوتوغرافية موجودة بجانب انبوب كروكوس ولكنه لم يتعرف عليها ولم يتابعها .

واثناء اجراء تجاربه على سلوك الالكترونيو في نفس العام حصول على تفريغ كهربائي داخل انبوب مفرغ جزئياً من الهواء ، وعند تسليط فولتية عالية بين طرفي الانبوب لاح رونتجن ظهور ضوء باهت نتيجة لتأين جزيئات الهواء بواسطة الالكترونات السريعة .

وعند تسليط فولتية داخل مختبر مظلم لاحظ ضوء باهت على قطعة ورق صغيرة مثبتة مغطاة بسيانيد البوتاسيوم موجودة بالقرب من الانبوب .

ان فلورة سيانيد البوتاسيوم هي سبب الضوء الباهت ولا يعود الى الالكترونات المنبعثة من الكاثود لانها لا تخترق الزجاج ولا من عملية التفريغ الكهربائي لان الانبوبة مغطاة بقطعة سميكة من الورق الاسود .

ان اشعة غير معرفة تولدت نتيجة لتسليط جهد عالي على الكاثود والانود نتيجة استنتاج العالم الالماني رونتجن والتي لها القابلية على اختراق الزجاج وفلورة بعض المواد ، وسميت بالاشعة السينية (x ray) وعندما وضع في طريق هذه الاشعة عدة مواد بالتناوب لاحظ ان شدة الفلورة تختلف باختلاف نوع المادة . وكانت الدهشة الكبيرة عندما لاحظ صورة عظام

زوجته على ورقة مغطاة بمادة متفلورة في عام ١٨٩٥ والتي تعد بداية التشخيص بالاشعة السينية . استخدمت الاشعة السينية في التشخيص منذ ذلك الوقت وتطورت بسرعة هائلة حيث استطاع كوليرج في عام ١٩١٣ من تصميم انبوب يبعث الاشعة السينية والذي يتكون من فتيل التنكستن له القدرة على بعث الالكترونات عند التسخين .

تمكن كل من الالماني يوكي والامريكي بوتر عام ١٩١٧ من صناعة المصفاة التي تعمل على زيادة التباين في الصورة نتيجة لتقليل الاشعة المتشتتة في جسم المريض .

تمكن بووزر عام ١٩٢٠ في شركة فيلبس الهولندية من تصميم الانود الدوار بدلا من الانود الثابت .

استطاع العالم كوتمان عام ١٩٤٨ من تصميم انبوب يولد صورة اكثر وضوحاً وبامكانية عرض الصورة تلفزيونيا وتخزينها . وبهذه التقنية امكن تصوير القلب والشرايين والجهاز الهضمي .

استطاع العالم هاتشفيلد في بريطانيا عام ١٩٦٨ من استخدام التصوير الطبقي (tomography) حيث اخذت اول صورة للدماغ باستخدام هذه التقنية في عام ١٩٧١ بلندن .

في عام ١٩٧٧ استخدم التصوير الرقمي بالاشعة السينية (الطبقي المحوسب CT) حيث استعمل الحاسوب للتسجيل والمعالجة والعرض وطورت هذه التقنية الى ما يسمى بالتصوير الطبقي المحوسب الدوار (المفراس) . وتم تصوير الشرايين لاول مرة وذلك بحقنها بصبغة لزيادة التباين في الوريد او الشرايين ولكن هذه الصورة تحتوي على خلفية صورة العظام التي تغطي صورة الشرايين لذلك يقوم الحاسوب بحذف صورة العظام واظهار صورة الشرايين وحركة الصبغة داخلها بشكل واضح .

وهنالك تقنيات جديدة للاشعة السينية التشخيصية باعتماد الصور وعرضها وتخزينها واعادة الصورة الشعاعية مع تطوير وسائل ارشفة الاتصالات بالصور وطريقة استخدام الاشعة السينية عن بعد وبشكل موسع .

2-1– الاشعة السينية : ماهيتها ومميزاتها

يمكن تعريف الاشعة السينية هي عبارة عن اشعة كهرومغناطيسية ، كالضوء والموجات الراديوية ولكن هذه الموجات تختلف عن بعضها البعض بالطول الموجي وهو الذي يحدد قدراتها على اختراق وتأين الذرات .

ان اشعة كاما تختلف عن الاشعة السينية ، تكون اصل الاشعة السينية ناتج عن انتقال الالكترونات بين مستويات الطاقة المختلفة للمدارات المحيطة بالنواة ، وتسمى بالاشعة المميزة (characteristic radiation) او نتيجة للتوقف المفاجئ للالكترونات السريعة عند اصطدامها بمادة الهدف داخل انبوب الاشعة السينية وتسمى باشعة الكبح (bermstraiung radiation) بينما اصل اشعة كاما ناتج من انتقال مكونات النواة من مستويات عالية الى مستويات اوطأ داخل النواة . كما ان الاشعة السينية تمتلك عادة مدى اوسع من الطيف او الطاقات المستمرة ابتداءً من قيمة قصوى للطاقة فما دون ، بينما اشعة كاما تمتلك قيم محددة من الطاقة .

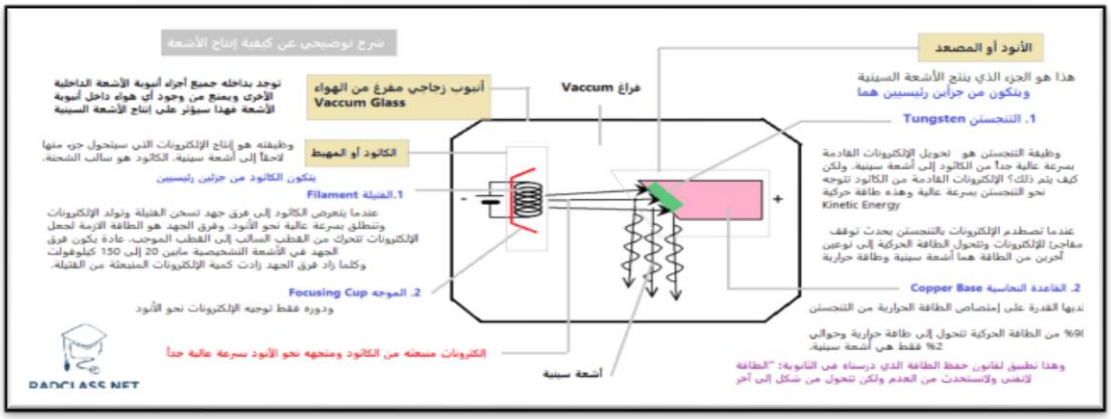
تمتاز الاشعة السينية بالخصائص الاتية :-

٥- تخترق الاشعة السينية المواد بنسب متفاوتة وتضعف عند مرورها خلال صفيحة من الالمنيوم ذات سمك 15mm الى حد كبير ولكنها لايمكن ان تمحو تأثيرها كلياً ويمكن مشاهدة فلورة الشاشة اثناء مرور حزمة الاشعة خلالها . ان هذه الاشعة تضعف كثيراً في الزجاج الرصاصي . ولكنها يمكن ان تخترق الانواع الاخرى من الزجاج التي لها نفس السمك بسهولة .

٦- قدرتها على تأين ذرات الغازات التي تمر من خلالها ، حيث يمكن استخدام هذه الظاهرة في الكواشف وقياس كمية الاشعة السينية المارة خلال المادة ومعرفة التعرض الاشعاعي .

٧- تؤثر على الشاشة المطلية بسيانيد الباريوم البلاتيني ومواد اخرى مثل الملح الحجري واملاح الكالسيوم والزجاج واليورانيوم وتؤدي الى فلورتها .

٨- تؤثر على الالواح الفوتوغرافية والافلام السريعة ولذا يعد التصوير الشعاعي وسيلة مهمة لدراسة خواص وتأثير هذه الاشعة .



شكل (١ – ١) انبوبة الاشعة السينية

1-3- انبوب الاشعة السينية ومكوناته x ray tube

يتكون انبوب الاشعة السينية من غلاف زجاجي او معدني مفرغ من الهواء تحت ضغط واطئ كما في الشكل (1-1) واهم اجزاء انبوب الاشعة السينية .

٣- الكاثود :

يمكن تعريف الكاثود على انه سلك من التنكستن بشكل ملف يسمى بالخويط (filament) موضوع داخل تجويف يسمى بالكاس المجمع . ان وظيفة هذا الوعاء هو تركيز وتسديد حزمة الالكترونات الخارجة من الكاثود نحو الانود (الهدف) ان طول وقطر الخويط وشكل الكأس (الوعاء) وخواصه هي من العوامل المؤثرة على شكل وحجم تلك المنطقة من الانود التي تصدم بها تلك الالكترونات . كما ان درجة حرارة الخويط تتحكم بكمية الالكترونات المنبعثة منه . حيث يزداد عدد الالكترونات المنبعثة بزيادة درجة حرارة التنكستن وبالتالي يزداد
تيار الالكترونات الذي يكون متغيراً ويقاس بالملي امبير (ma) خلال الانبوب .

٤- الانود :

ان الانود الذي يمتلك توصيلة حرارية عالية يصنع من النحاس وتدفن داخل صفيحة من التنكستن او المولبدينيوم تسمى بالهدف الذي يكون موجهاً للكاثود . يعود سبب استخدام التنكستن كمادة الهدف الى :

أ – عدده الذري العالي (٧٤) مما يزيد من كفائة انتاج الاشعة السينية .

ب- درجة انصهاره عالية (٣٤٠٠ س) لذلك تمكنه من مقاومة درجات الحرارة العالية الناتجة من قذف الالكترونات ، لان ٩٩% من طاقة الالكترونات تتحول الى حرارة .

تنتج الاشعة السينية من المساحة الصغيرة من الهدف التي تصطدم بها الالكترونات المنبعثة من الكاثود والتي تسمى بالبقعة البؤرية تؤدي دوراً مهماً في تكوين الصورة الشعاعية فكلما صغر حجمها كانت الصورة اكثر حدة ولمعالجة هذه المشكلة تم استخدام مبدأ التبؤر الخطي (line-focus-principle) حيث يميل الهدف بزاوية معينة مابين (١٥-٢٠) ويتم تبريد الانود بامرار الماء من خلاله .

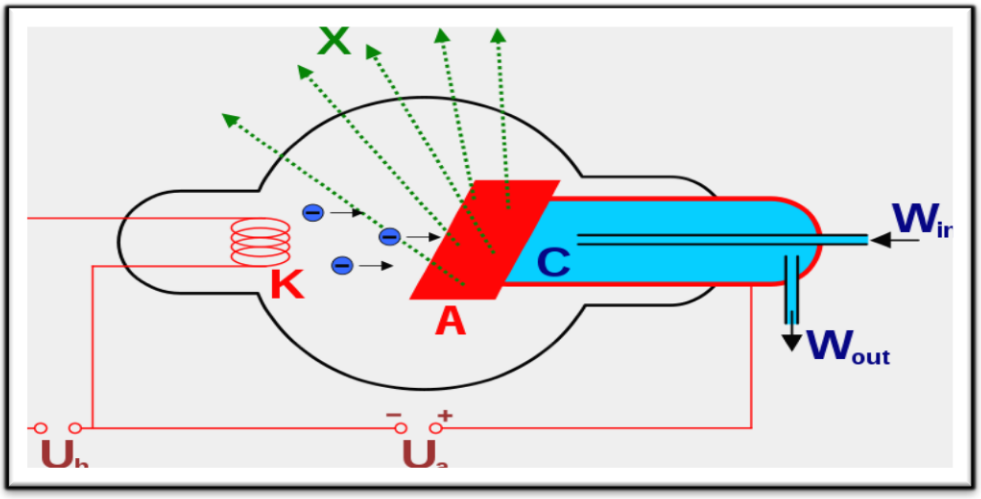
تنقسم انابيب الاشعة السينية الى نوعين تبعاً لنوع الانود المستخدم وهما انابيب الانود الثابت والمتحرك .

ان الانود لا يصمد للحرارة العالية يكون ثابت ولذلك تم اختراع الانود الدوار (المتحرك) من قبل شركة فيلبس في عام ١٩٣٠ وهذا الانود يتحمل درجات حرارة عالية وذلك لتوزيع الحرارة على مساحة كبيرة من الانود .

1-4- بعض انواع الانابيب المنتجة للاشعة السينية :

1-4-1- انبوب مملوء بغاز تحت ضغط منخفض :

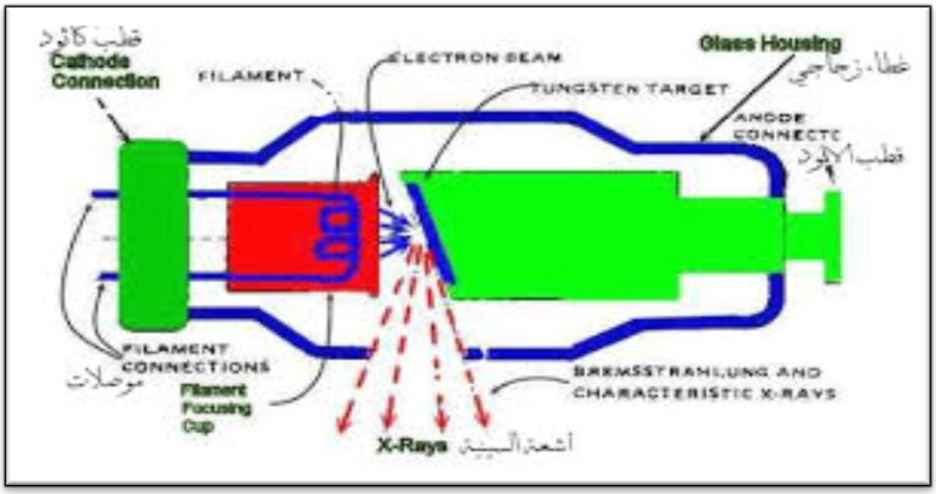
يحتوي على الكاثود والانود وهو عبارة عن انبوب زجاجي مفرغ من الهواء ومملوء بغاز خامل تحت ضغط منخفض تنبعث الالكترونات من الكاثود وتسقط على هدف من المعدن ف T كما في الشكل (١-٣) ويكون ضغط الغاز داخل الانبوب حوالي (0.001) ملم زئبق وفرق الجهد بين الكاثود والهدف (T) يتراوح بين (3x10-5x10) فولت . تنبعث الالكترونات من الكاثود نتيجة التسخين وعند اصطدامها بالهدف تفقد طاقتها بشكل حرارة والجزء الباقي من الطاقة ينبعث بشكل فوتونات الاشعة السينية وتنتشر هذه الاشعة من الهدف الى جميع الجهات .



الشكل (١- ٢) انبوبة لاشعة السينية مملوء بغاز تحت ضغط منخفظ

1-4-2-انبوب كولج الحديث (coolidge tube) .

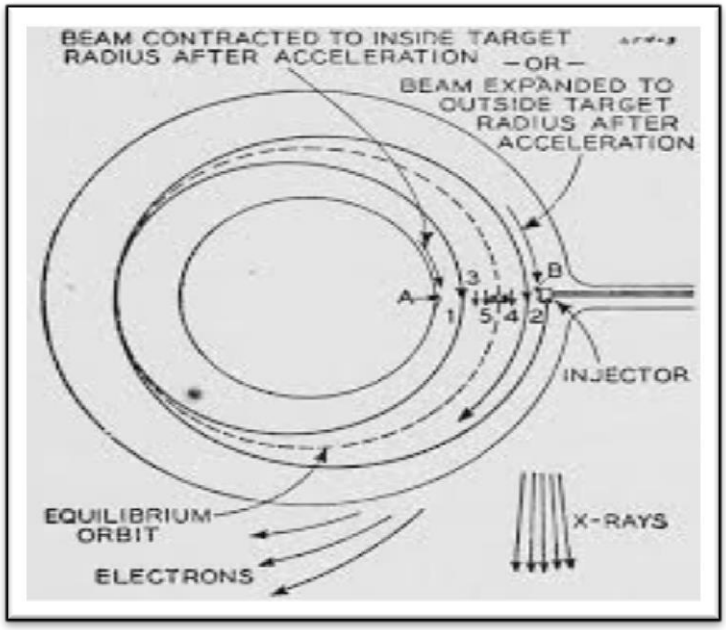
وهو الذي يكون فيه الكاثود من فتيلة التنكستن التي يسخن الى درجة الابيضاض بامرار تيار كهربائي من بطارية او قطب بمصدر قدرة واطئ الجهد فتنبعث منه الالكترونات وهو عبارة عن انبوب حراري وتتحرك هذه الالكترونات نحو الهدف بسبب فرق الجهد العالي بين الهدف والكاثود ويفرغ الانبوب من الهواء . من مزايا هذه الانابيب التحكم في مقدار الانبعاث الحاصل منها وذلك بالتحكم في مقدار الانبعاث الحاصل منها وذلك بالتحكم بتيار الانود الذي يمكن بواسطته تغيير درجة حرارة الفتيل وهذه الانابيب اكثر استقرار اثناء عملها من الانابيب الغازية .



الشكل (١- ٣) انبوب كولج الحديث لتوليد الاشعة السينية .

3-4-1- انبوب البيتاترون (betatron tube).

تسرع الالكترونات الى طاقة عالية باستخدام البيتاترون في هذا النوع من الانابيب حيث تقوم قاذفة الالكترونات مقام الكاثود من انبوب الاشعة السينية وبعد ان تجعل الالكترونات الى سرعة عالية جداً بتأثير القوة المؤثرة عليها والناشئة عن مجال كهربائي واخر مغاطيسياً متناوب البيتاترونات تستعمل لاكساب الالكترونات تعجيلاً ربما بلغت طاقته 100 mev وتوجه الالكترونات المعجلة لتسقط على هدف حيث تنبعث من الهدف الاشعة السينية .



الشكل (١- ٤) مسار الالكترون في انبوب البيتاترون

1-5- انتاج الاشعة السينية x-ray production

عندما تصطدم الالكترونات السريعة جداً بمادة الهدف داخل الانبوب تفقد طاقتها بشكل مفاجئ يسخن الخويط لدرجات حرارة عالية تؤدي الى تحرير الالكترونات التي تنجذب نحو الانود نتيجة لتسليط فرق جهد عالي بين الكاثود والانود فتنتج الاشعة السينية وعندما تصطدم هذه الالكترونات بمادة الهدف فانها تفقد طاقتها خلال عدة طرق مختلفة من التفاعلات ينتهي بعضها الى انتاج الاشعة السينية بطاقات واطوال موجية مختلفة .

ان الالكترونات تفقد معظم طاقتها خلال سلسلة من التفاعلات تسمى بالتصادمات الايونية والتي تتضمن انتقالات صغيرة من الطاقة تؤدي الى تأين ذرات مادة الهدف كما تنتج من التصادمات حرارة تؤدي الى ارتفاع درجة حرارة الهدف والنوع الثاني من التفاعلات يحدث عندما يصطدم الالكترون مباشرةً باحد الالكترونات المدارية وبخاصة المدار K والذي يؤدي الى انتزاع احد هذه الالكترونات مخلفا وراءه فراغاً (فجوة) في هذا المدار وعندما يهبط الالكترون من احد المدارات الخارجية لمليء هذا الفراغ فان الفرق في الطاقة بين المدارين ينبعث على شكل اشعة مميزه لهذا المدار تسمى بالاشعة السينية المميزة .

وان الالكترون قد يقترب من النواة وبسبب قوة التجاذب الكبيرة بين النواة الموجبة والالكترون السالب فأن الالكترون يجبر على الدوران جزئياً حول النواة مغيراً بذلك مساره . ان التباطؤ

المفاجئ للالكترونات نتيجة لذلك والنقصان في الطاقة يؤدي الى انبعاث فوتونات بطاقة عالية تسمى اشعة الكبح وهي اشعة سينية

1-6– طيف الاشعة السينية x-ray spectrumويمكن تعريف طيف الاشعة السينية انه عدد فوتونات الاشعة السينية المتولدة عند كل طاقة على امتداد الطاقة الكلي للحزمة . ان الطيف الناتج من الانبوب يتضح انه يتكون من جزئين منفصلين ناتجين بطريقين مختلفين هما :

٣- الطيف المستمر :

ان التفاعلات بين الكترونات المنطقة من الكاثود والالكترونات المحيطة بالنواة لذرات الهدف او المجال الكولومي ينشأ منها الطيف المستمر حيث ان هذا الطيف يمتلك جميع الطاقات ابتداءاً من قيمة قصوى محددة فما دون . ان السبب في امتلاك هذا الطيف لمدى واسع من الطاقات وليست طاقة محددة يعود الى الطريقة التي تتفاعل بها الالكترونات مع مادة الهدف لانتاج فوتونات الاشعة السينية والتي تحدث في اعماق مختلفة خلال هذه المادة مما يؤدي الى انتاج فوتونات بطاقات مختلفة ابتداءً من القيمة القصوى فما دون .

٤- الطيف المميز (الخطي) :

ان تفاعل الكترونات المنطقة من الكاثود مع احد الالكترونات المدارية من مادة الهدف وبخاصة المدارات الداخلية ينشأ منها الطيف المستمر ونتيجة لهذا التفاعل يتحرر الكترون مداري اي تأين الذرة . لكن سرعان ما يتم ملئ هذا الفراغ الذي خلفة الالكترون بأحد الالكترونات من المدارات الاخرى ذات الطاقة الاعلى . والفرق في طاقة الالكترون بين المدارين ينبعث على شكل فوتونات الاشعة السينية التي تعد مميزة لمادة الهدف . لذلك فان الطيف المميز يعتمد على مادة الهدف ولا يعتمد على الفولتية . كما في الطيف المستمر الا بقدر ان تكون طاقة الالكترونات كافية لانتزاع الالكترون المداري وبالتالي انتاج الاشعة المميزة . تعد الاشعة المميزة غير مهمة في التشخيص بالاشعة السينية لانها تشكل نسبة صغيرة من طيف الاشعة السينية مقارنةً بالاشعة السينية بل بالعكس فان وجودها يؤدي الى زيادة الجرعة الاشعاعية لذا من المهم التخلص منها بالترشيح .

1-7– تفاعل الاشعة السينية مع المادة interaction of x-ray with-matter

تواجه فوتونات الاشعة السينية احدى الاحتمالات الاتية عند مرورها خلال مادة الهدف

ج- ان تنحرف عن مسارها الاصلي دون تغير او فقدان في طاقتها وتسمى هذه العملية بالاستطارة المرنة

ح- ان تنحرف عن مسارها الاصلي مع فقدان لجزء من طاقتها وتسمى هذه العملية باستطارة كومبتن او الاستطارة الغير مرنة .

خ- تمتص طاقة هذه الفوتونات خلال المادة تماماً كما في التأثير الكهرو ضوئي .

د- ان تنتقل هذه الفوتونات خلال المادة دون حدوث اي تغيير فيها .

ان الاحتمالات الثلاث الاولى تمثل طرق التفاعل الرئيسية للاشعة السينية مع المادة بينما يمثل الاحتمال الاخير النقصان في عدد الفوتونات المخترقة للمادة اي تغيير في شدتها .

حيث ان احتمالية حدوث اي من التفاعلات السابقة يعتمد على طاقة الفوتونات الساقطة وعلى الطبيعة الذرية للمادة المارة خلالها .

فيما يتعلق بالتشخيص بالاشعة السينية فان التأثير الكهرو ضوئي واستطارة كومبتن هما التفاعلان المهمان في هذا المجال بينما يعد التفاعلان الاخران غر مهمين فالاستطارة المرنة غير مهمة لانها لاتتضمن اي امتصاص للطاقة وتشكل نسبة صغيرة جداً من التوهين الكلي لحزمة الاشعة السينية .

اما انتاج الازواج فيحدث عند الطاقات العالية غير المستخدمة في التشخيص بالاشعة السينية .

1-7-1– الظاهرة الكهروضوئية (photo electric-effect)

ان الظاهرة الكهروضوئية تمثل هي احدى عمليات تفاعل الاشعة السينية مع المادة . فنتيجة للتصادم المباشر بين الفوتون الساقط والالكترونات الداخلية تنتقل طاقة الفوتون الى الالكترون باكملها تاركاً ذرته ويسمى الالكترون المنطلق بالالكترون الضوئي ويمكن التعبير عن طاقته طبقاً لقانون بقاء الطاقة بالعلاقة الاتية

$$E_e = E - B \quad \text{.....(1-1)}$$

$$= h_u - B$$

حيث :

B طاقة الترابط .

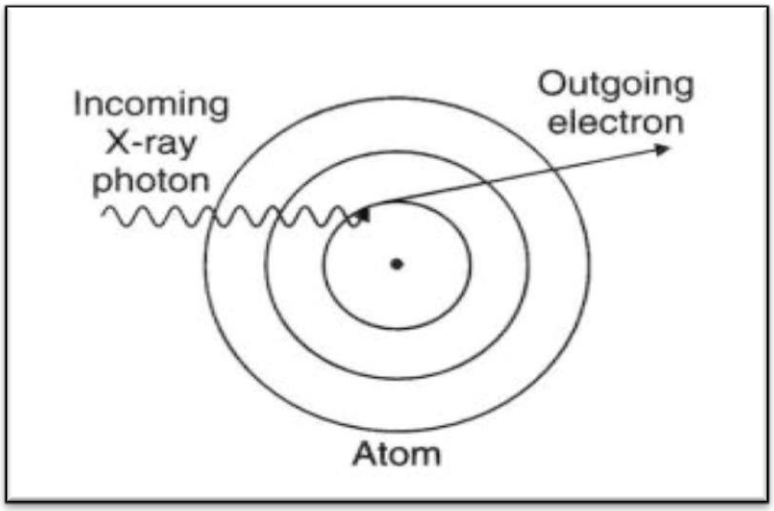
h_u طاقة الفوتون الساقط .

E_e طاقة الالكترون المنطلق .

h ثابت بلانك ، u تردد الفوتون الساقط

اذا كانت طاقة الفوتون اكبر من طاقة ترابط الالكترون بالذرة أي (hu^B) في المدار K سوف لا تحدث هذه الظاهرة . وتكون احتمالية تفاعل الفوتونات مع الالكترونات الداخلية بالذرة اكبر من تفاعلها مع الالكترونات المدارات الخارجية .

وعندما تزداد طاقة الفوتون حين تصبح اكبر من طاقة ترابط الالكترون (B) في المدار K . عندئذ تشترك جميع الكترونات الذرة في الظاهرة الكهروضوئية وعندها ينبعث الالكترون من المدار K .ويحل محله الكترون من المدار L و M وبالتالي تنطلق من الذرة اشعة سينية مميزة لها وهي عبارة عن فرق طاقة الترابط في المدارين K و L او K و M كما في الشكل (1-6)



الشكل (١- ٥) ظاهرة الكهروضوئي

٢- الظاهرة الكهروضوئية احتمالية الحصول عليها تتناسب عكسياً مع مكعب طاقة الفوتون وطردياً مع مكعب العدد الذري

$$\text{p.E effect a } Z^3/E^3$$

$$\text{P.E effect a } Z^3/E^3 \text{ p.....(1-2)}$$

الظاهرة الكهروضوئية لها مزايا في التشخيص الطبي بالاشعة السينية لان الصورة المتكونة ذات نوعية جيدة جداً . والسبب في ذلك ان الاشعة السينية تمتص باجمعها من قبل المادة (الانسجة الحية للجسم) وتعتمد هذه بشكل كبير على العدد الذري للمادة لذلك فان التباين في الصورة بين

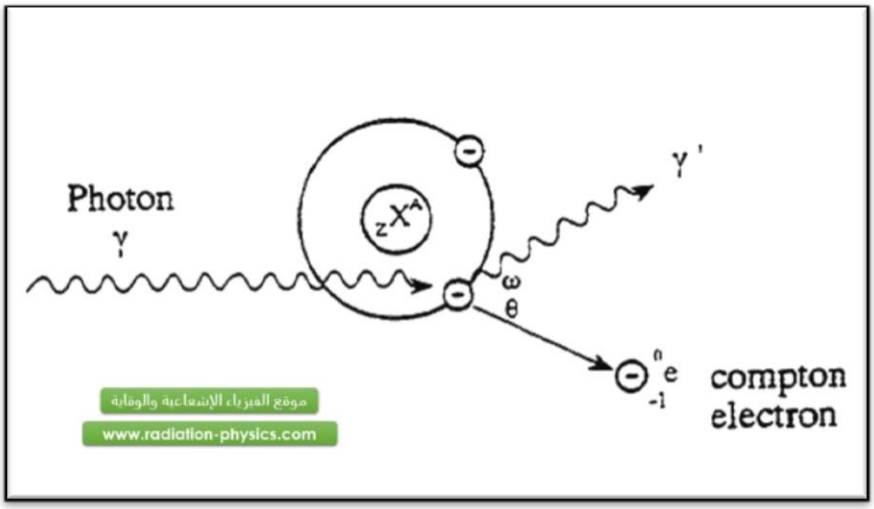
الانسجة المختلفة تكون كبيرة ولكن مساوئ هذه الطريقة هي الجرعة العالية التي يتعرض لها المريض لان جميع الفوتونات تمتص .

1-7-2 -ظاهرة كومبتن compton effect

عندما تتفاعل فوتونات الاشعة السينية مع الالكترونات الحرة والالكترونات ذات الارتباط الضعيف بالذرة تحدث ظاهرة كومبتن ويتلخص هذا النوع من التفاعل بانه عند سقوط فوتون طاقته Hv على الكترون حر يكسب الالكترون جزءاً من هذه الطاقة فينطلق بسرعة معينة وبينما يفقد الفوتون جزءاً من طاقته فتصبح طاقته -Hv وينحرف عن مساره بزاوية تعتمد على طاقة الفوتون الساقط ويطلق عليه بالفوتون المستطار حيث

$$\lambda^{1} - \lambda = 0.024(1\text{-}COS\ 0).....(1\text{-}3)$$

حيث λ^{1}, λ الطول الموجي للفوتون الساقط والمستطار على التوالي ، 0 زاوية الاستطارة كما في الشكل (7-1)



الشكل (١- ٦) ظاهرة كومبتن

فكلما زادت زاوية الاستطارة تزداد كمية الاشعة المفقودة اما انحراف الفوتونات بزاوية صغيرة بسبب مشاكل في الاشعة التشخيصية لان الفوتونات لا تفقد من طاقتها الا جزء قليل جداً وبذلك

يمكنها من اختراق الجسم والوصول الى الفلم . ويمكن تقليل عدد الفوتونات المستطارة باستخدام المرشحات او المصفاة لذلك فانها تكون قليلة في الصورة الاشعاعية .

ان هذه الظاهرة احتمالية الحصول عليها تعتمد على عدد الكترونات المادة وعلى كثافة المادة وطاقة الفوتونات حيث كلما ازدادت الطاقة قلت احتمالية الحصول على هذه الظاهرة . والبرغم من ذلك فان معظم التشخيص الطبي للاشعة السينية يعتمد على هذه الظاهرة لان طاقة الفوتونات المستطارة كافية للوصول الى الفلم وتكوين الصورة الخفية وكذلك فان جرعة المريض تكون قليلة ويمكن تلافي الضلال المتكونة في الصورة نتيجة لتشتت الاشعة السينية بجسم المريض باستخدام المصفاة .

3-7-1- ظاهرة توليد الازواج pair production

عندما تكون طاقة الفوتون الساقط اكبر من ضعف طاقة السكون للالكترون اي اكبر من (1.022 mev) نحصل على ظاهرة توليد الازواج فانه يحدث تفاعل بين الفوتون الساقط والمجال الكهربائي للنواة وينتج عنه فناء الفوتون وتوليد الكترون سالب وبوزترون موجب وينطلقان بطاقتي Te- , Te+ على الترتيب .

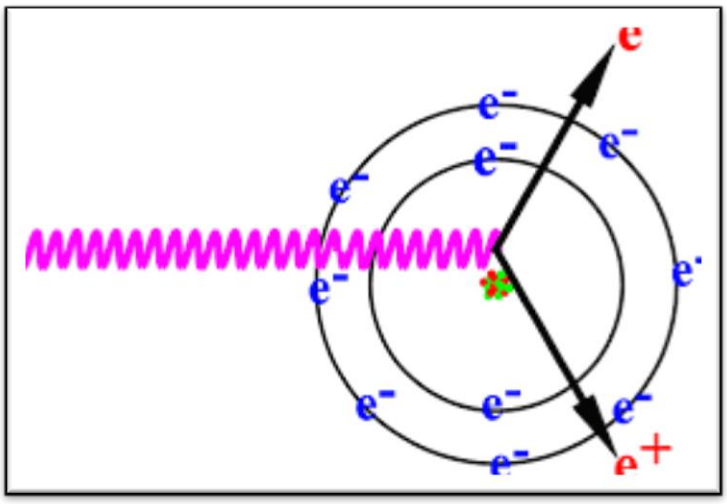
$$hu=Te+Te- +2mc2 \quad .....(1-4)$$

$$hu-2mc2=Te- +Te+$$

حيث ان hu طاقة الفوتون الساقط ($hu>2mc2$)

Te-, Te+ تمثب الطاقة الحركية لكل من البوزترون والالكترون .

2mc2 طاقتي سكون الالكترون والبوزترون ، تعتبر هذه الظاهرة غير مفيدة في عملية التشخيص الطبي للاشعة السينية .



الشكل (١-٧) ظاهرة توليد الزوج

1-8 – توهين الاشعة السينية x-ray attenuation

ان حزمة الاشعة السينية عندما تسقط على مادة من المواد وكانت شدة الحزمة الخارجة اقل من شدة الحزمة الساقطة فان الفوتونات تتفاعل مع ذرات المادة ويعتمد هذا التفاعل على العدد الذري لمادة الهدف وطاقة الاشعة السينية وسمك الهدف . يسمى هذا النقصان في الشدة بتوهين الاشعة السينية .

وعندما تمر حزمة من اشعة شدتها (Io) خلال وسط معترض فان الفوتونات تتفاعل مع الوسط ويزال بعض منها خلال قطعها مسافة مقدارها (dx) خلال الوسط واحتمال ازالة الفوتون من الحزمة لكل وحدة مسار تتمثل بالعلاقة الاتية :

pa u dx .....(1-5)

حيث p احتمالية التفاعل ، dx المسافة المخترقة .

u مقدار ثابت يسمى بمعامل التوهين الخطي ويتوقف على :

٤- طاقة الفوتون الساقط

٥- نوع التفاعل الذي يخضع له الفوتون

٦- العدد الذري والكثافة للوسط المعترض .

يمثل معامل التوهين u جزء من الطاقة الذي يختزل من الحزمة لوحدة المسار لذا يطلق عليه احياناً بمعامل الامتصاص الكلي للمادة ويمكن كتابته على النحو

-dI=uI.....(1-6)

حيث

dI مقدار النقصان في شدة الحزمة .

Iْ شدة الحزمة الساقطة .

dx سمك المادة المخترقة .

ويمكن كتابة هذه المعادلة بصيغة :

dI/I= udx.....(1-7)

يأخذ التكامل

I=I.-eux.....(1-8)

حيث I شدة الحزمة بعد اختراق المسافة

نلاحظ من المعادلة (1-8) ان الحزمة النافذة قد عانت تناقصاً اسياً في شدتها على طول المسار (x) الذي قطعته بمقدار (-u) ولتطبيق هذه المعادلة يشترط ان تكون :

ث- الاشعة السينية ذات طاقة واحدة .

ج- سمك الوسط الماص صغيراً .

ح- حزمة الاشعةالساقطة ضيقة ومجمعة (مبؤرة)

1-9- التشخيص الطبي باستخدام الاشعة السينية x-ray diagnosis

مازالت الاشعة السينية تعد من الطرائق الفعالة والمهمة في معرفة مكونات الجسم وما يطرا عليه من تغييرات وتعد كذلك اكثر استخداماً في التشخيص الطبي وخاصةً بعد استخدام التقنيات الرقمية للحصول على الصور .

ان هذه العملية تعتمد على انتاج صورة اشعاعية مرئية ذات كثافة ضوئية مختلفة من حيث الشكل والحجم ودرجة الاسوداد لذلك الجزء المراد فحصه بعد تعريضه للحزمة الاشعاعية والتي من خلالها يتم الحصول على المعلومات الخاصة بالبناء التشريحي والوظيفي وبالتالي تحديد الوضع الصحي لذلك الجزء .

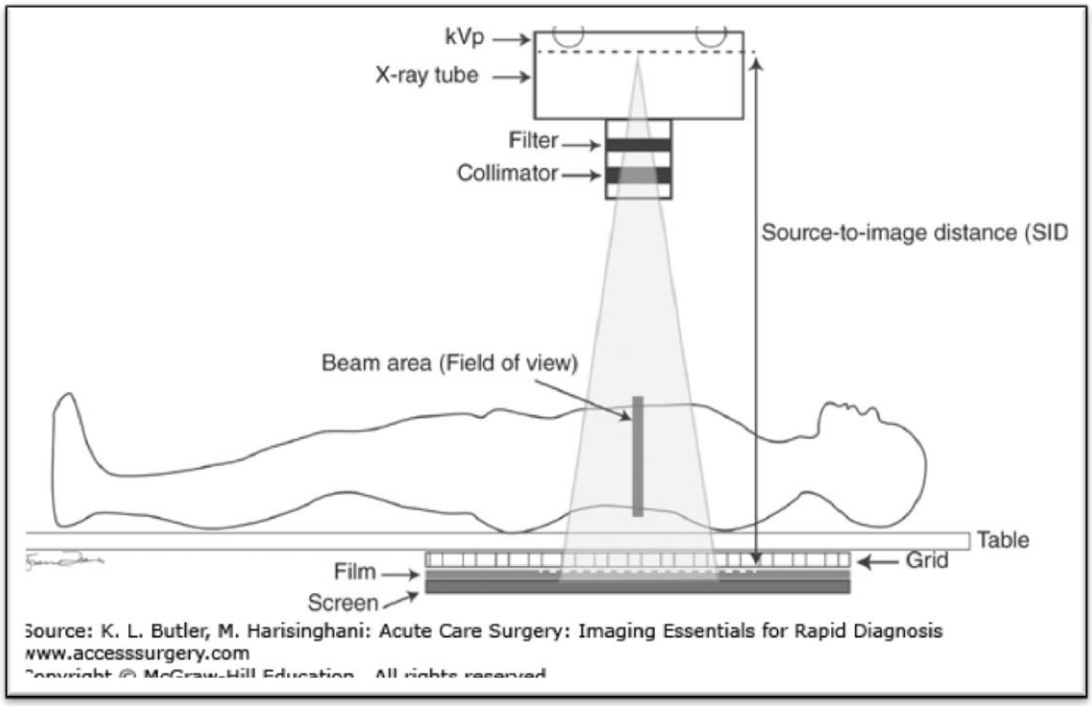
المعلومات التي يتم الحصول عليها تعتمد على كفاءة الصورة الاشعاعية والتي تتغير اعتماداً على نوعية الفحص والبناء التشريحي للعضو المراد فحصه .

المقدرة على استخراج هذه المعلومات من الصورة الاشعاعية تعتمد على التمييز بين مكونات البناء التشريحي المختلفة لجسم الانسان متباين في تكوينه من عضو لاخر وكذلك من جزء لاخر داخل كل عضو فيه فهويتكون من انسجة مختلفة كالعضلات وشحوم وغضاريف وفجوات مختلفة في كثافتها واحجامها وكذلك في عددها الذري . حيث تمر الاشعة بسهولة من خلال الانسجة الطرية وتمتص بكمية اكبر في العظام لاحتوائها على الكالسيوم ذي الوزن الذري العالي .

ان الجسم البشري عندما تمر حزمة من الاشعة السينية خلاله فانه يحدث توهين لهذه الاشعة داخل الجسم بدرجات مختلفة اعتماداً على العدد الذري وكثافته وسمك ذلك الجزء الذي تمر من خلاله الاشعة ونتيجة لذلك فان الاشعة الخارجة تختلف في شدتها من موضع لاخر محكوماً بطبيعة البناء التشريحي لذلك العضو من الجسم وبالتالي فان الاشعة النافذة التي مرت خلاله تحمل جميع التفاصيل الخاصة بذلك العضو ، لذلك يطلق عليها بالصورة الاشعاعية .

بما ان العين غير حساسة للاشعة السينية الخارجة من الجسم على الفلم الاشعاعي الموجود خلف المريض وبعد ان يتم تحميض الفلم كيميائياً تظهر صورة مرئية ثابتة يمكن مشاهدتها . او عرضها على شاشة متفلورة او اضهارها رقمياً على الحاسبة .

ان مكونات الصورة على الفلم هي صورة سالبة حيث ان المناطق السوداء على الفلم تقابل تلك المواضع التي تم فيها امتصاص قليل لطاقة الاشعة السينية والمناطق فاتحة اللون (بيضاء) تقابل تلك المواضع التي حدث فيها امتصاص كبير لتلك الطاقة .



الشكل (١- ٨) يوضح الرسم التخطيطي لتكوين صورة اشعاعية اساسية.

الدراسات السابقة :

ان خواص الافلام الاشعاعية المستخدمة في التشخيص الطبي تختلف باختلاف اجزاء الجسم التي تخترقها الاشعة السينية والتقنيات المستخدمة لاجراء هذه الفحوصات . لقد تعددت الدراسات والابحاث في قياسات السيطرة النوعية والتصوير الاشعاعي وخواص الافلام من حيث الكثافة الضوئية ومعدل التعرض ومقادير الجرعة التشخيصية وعلاقتها بسمك النسيج ومعدل التعرض وذروة الفولتية (kvp) . فيما يلي استعراض لبعض الدراسات السابقة في هذا المجال .

قام العالمان (فكلو فل وكاميرون) بحساب معدل التعرض في الهواء عند موضع سطح جسم المريض الناتج من اجهزة الاشعة السينية وحيدة الطور لمدى واسع من (kvp) والمرشحات المستخدمة في التشخيص بالاشعة السينية وذلك عند مسافة (100) سم من الهدف الى السطح . وتوصلت هذه الدراسة الى وجود العلاقة الخطية بين معدل التعرض (mAS) وذروة الفولتية (KvP) لعدد من المرشحات والجرعة الاشعاعية .

وقام كل من اتوكا و راسل في عام 1971 بحساب الجرعة الاشعاعية للرأس والغدد التناسلية والجلد بالتصوير الاشعاعي التقليدي وذلك باستخدام الشبح (phantom) وغرفة التأين لقياس هذه الجرعة ونتجت من هذه الدراسة ان الجرعة الاشعاعية تختلف من موقع لأخر وكذلك باختلاف (kvp) والتعرض (mAs) مع اختلاف نوعية الانسجة المراد فحصها . لقد جرت مثل هذه الدراسة في العراق (حساب تقريبي للجرع ذات التأثير الوراثي لسكان العراق عام 1972 من اجهزة التشخيص والفحص بالاشعة السينية للاغراض الطبية) من قبل د.موسى السيد عباس ، المؤتمر العلمي العربي السابع في القاهرة لغرض تقليل خطر الاشعاع على الحاضر والاجيال المقبلة وباعتبار جرعة الاعضاء التناسلية السنوية ذات التأثير الوراثي هي الاساس في تقدير هذه الخطورة .

ان دراسة الفحص اجريت على 124 جهاز لعموم الجسم وكان معدل التعرض 196104 شخص في السنة ، 78 جهاز للاسنان وكان معدل التعرض 30398 شخص في السنة كما تم فحص الجرع ذات التأثير الوراثي على عموم الجسم كما في الجدول الاتي :

الجدول (2-1) يبين الجرع ذات التأثير الوراثي حسب نوع الفحص والجنس

نوع الفحص	الجرع بالملي راد الاناث الذكور	المجموع الكلي بالملي راد
التصوير الجماعي	0.110.15	0.26
الصدر	0.12 0.08	0.20
المعدة والحوض	25.74 25.20	50.94
الرأس والرقبة	0.040.05	0.09
الاطراف	0.60.10	0.16
الاسنان	0.150.15	0.30
الجرعة الوراثية لكافة المواطنين	26.1825.77	51.95

وقام هاريسون وزملاؤه عام 1982 باجراء دراسة مسحية لمعرفة الجرعة الاشعاعية للمرضى الناتجة من الفحوصات التشخيصية بالاشعة السينية .

ان الباحثون استخدموا الطريقة غير المباشرة لقياس الجرعة الداخلة للفحص لعدد من المرضى (502) مريض اثناء فحص الصدر اشعاعياً في بريطانيا . واستنتج من هذا البحث ان الجرعة الاشعاعية السطحية تتغير بمعامل مقداره (4) ويعزى ذلك الى اختلاف نوعية الفلم والشاشة المستخدمة في كل الدراسات التي سجلت فيها اعلى وادنى جرعة .

وان في هذه الدراسات توصل الباحثون الى ان الجرعات الاشعاعية العالية يمكن تقليلها بتغيير التقنية وظروف التعرض .

وقام فوكتور وزملاؤه في عام 1985 بقياس الجرعة الاشعاعية بوساطة (TLD) لمجموعة من المرضى لفحص الصدر في غرفتين منفصلتين في نفس المستشفى وكل غرفة مجهزة بمولد يحتوي على لوحة التحكم او اوتوماتيكي حيث قام الباحثون بقياس الجرعة الداخلة والخارجة للمرضى في كل من الغرفتين ومقارنتها بتلك الجرعه الناتجه باستخدام المولد ذي لوحه التحكم اليدوي. لقد استنتجه من هذه النتائج ان الجرعه الاشعاعيه الناتجه باستخدام لوحة التحكم الاوتماتيكي اقل من تلك الجرعه الناتجه من استخدام لوحه التحكم اليدوي .

وقام العالم هدي واخرون فيعام 1989 بقياس متوسط التعرض الداخل والخارج بوساطة غرفة التأين باستخدام الشبح ثم تحويلها الى الجرعة الممتصة في العضلات باستخدام معامل التحويل الى رونتجن الى الكرى . كما قاموا بحساب الجرعة التأثيرية المكافئة ومقدار الكثافة الضوئية مقابلة لكل قيمة من قيم (KVP) لثلاثة

اوضاع مختلفة ونتج عن ذلك القياس نقصان الجرعة السطحية الداخلة بزيادة (KVP) وزيادة الجرعة الخارجة بزيادة (KVP) وكذلك تعتمد على الطاقة الممنوحة والجرعة التأثيرية المكافئة على مقدار (KVP) كما في الجدول (2-1) .

الجدول (2-2) يبين الاختلاف في مقدار الجرع الداخلة والخارجة المختلفة.

	الحالة الاولى	الحالة الثانية	الحالة الثالثة	الحالة الرابعة
الفولتية (kvp)	80	100	125	135
الجرعة الداخلة (ملي كرى)	0.088	0.073	0.059	0.056
الجرعة الخارجة (ملي كرى)	2.08	2.1	2.6	2.8

في عام ١٩٩٩ قام مركز Medicine Department of radiology-Baylor College بدراسة العوامل المستخدمة في التصوير التقليدي المؤثرة في الجرعة الاشعاعية وتوصلت الى نتيجة يمكن تقليص الجرعة الاشعاعية في التصوير الاشعاعي باستخدام الافلام ذات سرعات عالية كما وجد ان الجرعة الاشعاعية الممتصة في الجلد تتناسب طردياً مع كل من تيار الانبوب وطول مدة التعرض ومع مربع الفولتية .

وعند ثبوت العوامل الاخرى فان الجرعة عند اي موقع تكون متناسبة عكسياً مع مربع المسافة للمصدر (الجرعةتقل بزيادة المسافة)

قام العالم فرانسيس في عام 1999 من شعبة الاشعاع بالمستشفى (Royalfree) بلندن بدراسة خواص الافلام الاشعاعية وشملت الدراسة حدود تعرض الفلم والعوامل المؤثرة على نوعية الصورة الاشعاعية مثل الكثافة والتباين ووضوح الصورة وكانت نتيجة الدراسة ما يأتي :

ان منحني خواص الفلم هو العلاقة اللوغاريتمية الناتجة بين التعرض الخارجي للاشعة السينية والكثافة الضوئية في التصوير الاشعاعي وان انحدار الخط المستقيم (الميل)

يتغير باستمرار بتغير طول المنحني والكثافة الضوئية ما بين (0.25 – 4) وتزداد وضوح الرؤيا بزيادة انحدار المنحني .

وقام المعهد البريطاني في عام 2001 للاشعاع بعدة دراسات ومنها العلاقة بين الجرعة الاشعاعية ونوعية الصورة وتوصل الى ان الحصول على التقنية الجيدة للتصوير وافضل الحالات لجودة الصورة والمخاطر الناتجة من تعرض المريض للجرعة الاشعاعية يجب ان تستخدم فولتية مقدارها (141 eVk) في الافلام الاشعاعية ذات شاشة التقوية سرعة 320 وكثافة ضوئية 1.8 .

خواص افلام الاشعة السينية properties of X-ray films

المقدمة : introduction

فلم الاشعة السينية X-ray films

ان ذلك الوسط الذي تتحول فيه الاشعة السينية الى صورة مرئية يسمى بمستقبل الصورة ومن اهمها افلام الصورة الاشعاعية والطبية . لقد اصبح انتاج الافلام من التقنيات المهمة والمتطورة وذلك لكثرة انواع الافلام المستخدمة في التصوير الاشعاعي والطبي والصناعي .

مكونات فلم الاشعة السينية

ان فلم الاشعة السينية يتكون من عدة اجزاء وهي كما يأتي :

ب- قاعدة الفلم film base

في الوقت الحاضر تتكون قاعدة الفلم من مادة البوليستر والتي يمكن خزنها في ظروف رطوبة مختلفة دون تغير خواصها وكذلك يمكن التعامل معها بطريقة سهلة . تضاف الى البوليستر صبغة زرقاء لتسهيل عملية الرؤية بعد تحميض الفلم .

ان هذه القاعدة تطلى من الجهتين بمستحلب حساس للاشعاع لغرض توفير مادة ساندة للمستحلب وغير قابلة للانكسار وتتميز هذه القاعدة بالاتي :

٤- تكوينها لصورة مرئية على المستحلب وكذلك عدم امتصاصها لكمية كبيرة من الضوء عند سقوطه عليها.

٥- مرونتها او سهولة التعامل معها عند التحميض والتشخيص .

٦- استقرار ابعادها وشكلها وحجمها اثناء عملية التحميض او الخزن .

ب – المستحلب Emulsion

ان في افلام الاشعة السينية يعتبر المستحلب هو الجزء الرئيسي ويتكون المستحلب من مادة جيلاتينية وهاليدات الفضة التي يتغير سمكها بتغير انواع الفلم ولكن لا يتعدى سمكها ٠،٥ ملم لافلام الشاشة لان المستحلب السميك لا يمكن للضوء من اختراق الطبقات العميقة منه . تستخلص المادة الجيلاتينية من عظام الماشية وفائدتها تثبيت دقائق مركبات الفضة بشكل منتظم ويمكن المواد الكيميائية للتحميض والتثبيت من اختراقها بسهولة دون تأثير على خواصها الميكانيكية .

ت – طبقة الطلاء الامامية super coating

ان هذه الطبقة تغطي المستحلب لغرض حمايته من الاضرار الميكانيكية وتكون عبارة عن طبقة رقيقة وهذه الطبقة تحتوي على بعض المواد التي تجعل سطح الفلم ناعماً وصقيلاً .

3-3- فلم الاشعة السينية x-ray film

ان فلم الاشعة السينية كما بينا سابقاً يتكون من طبقة رقيقة من مادة شفافة تعرف بقاعدة الفلم (film base) تطلى هذه القاعدة بمادة جيلاتينية تحتوي على عدد كبير من بلورات مادة حساسة للاشعاع وغالباً ما تكون من بروميد الفضة التي تحتوي على عدد كبير من بلورات مادة الفضة كمادة شائبة وقد يكون الفلم وحيد الطلاء اي يطلى بالمادة الجيلاتينية من جهة واحدة او ثنائي الطلاء حيث يطلى من الجهتين اعتماداً على الغرض من الاستخدام . عند تعرض الفلم لحزمة من الاشعة السينية فان بعض الفوتونات يتم امتصاصها من بلورات بروميد الفضة تحدث الفوتونات بعض التحولات الكيميائية في البلورات مكونة ما يسمى بالصورة الكاملة (Latent image) وهي صورة غير مرئية .

ان كمية المساحة المتأثرة من الفلم بالأشعة السينية تعتمد على عدد الفوتونات الساقطة على تلك المساحة والصورة التي تحملها حزمة الاشعة الساقطة والتي يتم طبعه على الفلم . لكي تكون الصورة المتكونة على الفلم مرئية فلابد من اجراء بعض العمليات الكيميائية على الفلم والتي تتمثل في المراحل الاتية :

المرحلة الاولى: مرحلة التطهير والتحميض تتحول خلالها بلورات بروميد الفضة التي تأثرت بالاشعة خلال عملية التعرض الى بقع سوداء معتمة لاظهار الظلال المستترة لتطهير الصورة الاشعاعية مرئية .

المرحلة الثانية : مرحلة التثبيت (fixing stage) ويتم فيها ازالة البلورات التي لم تتأثر بالاشعة ولا تحمل معالم الصورة المتكونة حيث تنحل في المحلول المستخدم في التثبيت مخلفة ورائها مناطق شفافة .

المرحلة الثالثة : يستخدم الماء لغسل الفلم لازالة المواد الكيميائية التي تم استخدامها في المراحل السابقة وكذلك نواتج التفاعلات الكيميائية التي جرت على الفلم .

المرحلة الرابعة : هي مرحلة التجفيف (drying stage) حيث يتم فيها تجفيف الفلم ليصبح جاهزاً للمشاهدة وتشخيص الصورة المتكونة عليه .

3-4- انواع الافلام

يسمى الوسط الذي تتحول فيه الاشعة السينية الى صورة مرئية بمستقبل الصورة ومن اهمها افلام الصورة الاشعاعية والطبية . لقد اصبح انتاج الافلام من التقنيات المهمة والمتطورة وذلك لكثرة انواع الافلام المستخدمة في التصوير الاشعاعي والطبي والصناعي .

ان شركات الافلام السينية لها ثلاثة انواع وهي افلام ذات حساسية عالية للاشعاع مثل (kodak) التي تستخدم في تصوير الانسجة الطرية وافلام متوسطة الحساسية مثل (acfa) وهي المفضلة في معظم استخدامات التصوير الاشعاعي والطبي وافلام قليلة الحساسية (عادية) مثل (acma) التي تستخدم في التصوير العادي . كلما كان الفلم حساساً للاشعاع قل زمن التعرض الاشعاعي ولكن معالمالصورة غير واضحة ويعود ذلك الى حجم البلورات التي تغطي الفلم .

2-5 – خواص افلام التصوير الاشعاعي characteristic of radiographic film

ان جودة ونوعية الصورة الاشعاعية تعتمد على دقة التفاصيل الموضحة على الفلم والتي تعتمد بدورها على مقدار تعرض (mAs) الفلم للاشعة السينية . وهو عبارة عن حاصل ضرب التيار (mA) في زمن التعرض (s) . اما فولتية (kvp) انبوب الاشعة السينية فانها تؤثر على تباين الصورة وجودتها . ومن اهم العوامل المؤثرة على الصورة الاشعاعية هي :

٤- عوامل الفلم (film factors) والتي تتضمن الكثافة الضوئية والتباين ومنحني الخواص وسرعة الفلم وعملية التحميض .

٥- العوامل الهندسية (geometrical factors) والتي تتضمن التكبير والمسافة بين الفلم والهدف وتماس الفلم مع الشاشة والتشتت والظلال وسمك الشاشة .

٦- العوامل الجسمية (subject factors) والتي تتضمن كثافة الجسم والعدد الذري للجسم وحركة الجسم .

3-5-1- عوامل الفلم (film factors)

3-5-1-1- الكثافة الضوئية optical density

ان درجة الاسوداد المتكونة على الفلم يعبر عنها بالكثافة الضوئية للفلم والتي قياسها بواسطة مقياس الكثافة densitometer ان كثافة الفلم في نقطة معينة هي قياس لمقدرا الاسوداد في هذه النقطة والتي يعبر عنها رياضياً بالعلاقة :

optical density =Log I/I .....(3-1)

حيث I تمثل شدة الضوء المرئي الساقط على تلك النقطة من الفلم .

I تمثل شدة الضوء المرئي النافذ من تلك النقطة .

ان مقدار (I/I) هو قياس لقدرة الفلم لحجب الضوء . اما مقلوب هذا المقدار فيمثل مقدار جزء من الضوء الساقط والذي ينفذ من الفلم بالنفوذية .

الكثافة الضوئية دالة لوغاريتمية يتراوح مقدارها بين (0-4) وتمثل (0) كثافة المناطق المضيئة وتكون كمية الضوء النافذة من الفلم كاملة تقريباً (100%) . وتمثل (4) كثافة المناطق المظلمة اي نسبة الضوء النافذ قليلة جداً (1%) .

ان الكثافة الضوئية لمعظم الافلام الاشعاعية غير المعرضة للاشعاع تتراوح ما بين (0.15 - 0.1) اما عندما يتعرض الفلم للاشعة السينية لتكوين الصورة الاشعاعية فان مدى الكثافة الضوئية لفلم الاشعة السينية المستخدمة في التشخيص الطبي تتراوح ما بين (0.50 – 2.50) وتزداد الكثافة الضوئية بزيادة درجة اسوداد الصورة الاشعاعية .

3-5-1-2- المنحني المميز للفلم characteristic curve of film

ان العلاقة البيانية بين الكثافة الضوئية واللوغاريتمية معدل التعرض للاشعة السينية تسمى بمنحني الخواص للفلم . ان اهمية هذا المنحني هي توضيح منطقة التعرض اي تحديد كمية التعرض اللازم اعطائها للفلم للحصول على درجة اسوداد جيدة وتباين كبير والتي تحدد بمنطقة الخط المستقيم للفلم .

يعرف ميل المنحني لهذه المنطقة بمعامل الاشعة السينية للفلم ويعرف بأنه اقصى ميل لمنحني الخواص وتعطى بالعلاقة الاتية :

حيث :

y معامل الاشعة السينية للفلم

E2,E1 مقدار التعرض عند النقطتين الاولى والثانية على الترتيب .

D1,D2 مقادر الكثافة الضوئية عند هاتين النقطتين .

مقدار معامل (y) للافلام المستخدمة في التصوير الاشعاعي حوالي (4) تقريباً .

يستفاد من هذا المنحني لمعرفة مقدار التباين والسرعة ومدى حساسية الفلم .

3-1-5-3- التباين contrast

ان فلم الاشعة السينية اهم ميزة له هي مقدرته على انتاج صورة ذات درجات اسوداد مختلفة .

ان الفرق في الكثافة الضوئية بين نقطتين على الصورة الاشعاعية للفلم يسمى بالتباين والذي يعبر عنه بالعلاقة الاتية .

contrast (C) =D2-D1.....(3-3)

حيث D1 و D2 الكثافة الضوئية عند النقطتين الاولى والثانية على الترتيب .يعبر التباين عن القدرة على ملاحظة الفرق بين اي نقطتين على الفلم حيثان اقل تباين يمكن ملاحظته بصرياً حوالي (0.02) تحت افضل الظروف . ويعتمد التباين على العوامل الاتية :

ت- تباين الفلم film contrast

هو الاختلاف الناتج في فلم الاشعة السينية نتيجة التأثر بعملية التحميض ويمكن ايجاده عملياً من ميل الخط المستقيم لمنحني خواص الفلم .

ث- تباين الجسم subject contrast

ان الجزء المراد دراسته من الجسم هو العامل الاول الذي يحدد التباين النسبي للصورة الاشعاعية التي تظهر على الاشعة السينية او على الشاشة المتفلورة لاحد انسجة الجسم مقارنةً بانسجة الجسم الاخر و بوجود وسط التباين الذي تتم اضافته الى الجسم الذي يحدد نوعية الصورة ويعتمد تباين الجسم على الاختلاف في مقدار توهين الاشعة السينية المارة خلال مكونات الجزء المراد فحصة من المريض .

اما العوامل المؤثرة على تباين الجسم فهي :

٥- سمك المريض

٦- كثافة النسيج

٧- العدد الذري للانسجة المراد فحصها

٨- الفولتية المسلطة

يمثل هذا التباين الاختلاف في شدة الاشعة السينية النافذة من جزء من الجسم مقارنةً بتلك التي تنفذ من جزء اخر من الجسم ، فعندما تمر الاشعة السينية في جزئين مختلفتين من الجسم احدهما سميك والاخر نحيف وكانت شدة الاشعة النافذة من الجزء النحيف هي IS وتلك النافذة من الجزء السميك هي IL فان تباين الجسم هو :

$$\text{تباين الجسم} = \frac{IS}{IL}$$

هذا التباين يكون واضحاً في التصوير الاشعاعي للدماغ ، حيث لا تؤدي الفجوات الهوائية في الدماغ الى توهين الاشعة السينية بشكل كبير مقارنةً بالعظام او الانسجة اللحمية .

4-1-5-3- سرعة الفلم film speed

تعرف قدرة الفلم على الاستجابة لاقل مقدار للتعرض الاشعاعي تعرف بحساسية الفلم او سرعة الفلم .عندما يتعرض الفلم الى الاشعة فان تباين الصورة الناتجة يعتمد على مقدار سرعة الفلم وتختلف السرعة من فلم لاخر اعتماداً على كثافة الفلم والشاشة والعدد الذري وحجم البلورات المكونة للمستحلب .

ان سرعة الفلم تقاس بمقلوب التعرض (مقاسة بالرونتجن) اللازمة لتوليد كثافة مقدارها فوق الجزء الافقي لكثافة القاعدة والكثافة الضبابية .

$$\text{سرعة الفلم} = \frac{1}{\text{التعرض (رونتجن)}}$$

كما نلاحظ من خلال خواص الافلام المختلفة الحساسية ان سرعة الفلم تتغير باختلاف شكل المنحني الناتج من التباين .

يزداد مقدار التباين بنقصان سرعة الفلم اي ان الافلام ذات التباين القليل اسرع من الافلام ذات التباين الكثير (علاقة سرعة الفلم ومقدار التباين علاقة عكسية).

5-1-5-3- معالجة الفلم film processing

ان المواد المستخدمة في درجة الحرارة والتحميض وزمن كل مرحلة من مراحل التحميض تؤثر على الصورة الاشعاعية التي تظهر على الفلم من حيث درجة اسودادها ووضوحها وعلى كمية الاشعة اللازمة لذلك .ان مقدار التعرض اللازم قد يتغير بمعامل مقداره (3) من الفلم لاخر لانتاج نفس الكثافة اعتماداً على المواد الكيميائية المستخدمة والظروف التي يتم بها التحميض .

تعد عملية التحميض بمثابة عملية اظهار وتكبير الحبيبات ، حيث يمكن ان يزداد حجمها بواقع (10 مرات) .وبعد تحميض الفلم واضهاره يتم تثبيته في حمام يحتوي على مادة الهيبو (Hypo) لازالة مادة بروميد الفضة التي لم تتأثر بالاشعاعات والضوء .

للحصول على نتائج طيبة ومقبولة وصورة واضحة يجب اختيار :

٤- الاحماض بتركيز قياسي مناسب

٥- تحديد انسب درجات الحرارة للحامض

٦- تحدد الزمن المناسب لعملية الاظهار والتثبيت

درجة الحرارة المناسبة لعملية التحميض . ان الدرجة المثلى هي (20) درجة سيليزية لمدة 5 ثواني ، وان التغير في درجة الحرارة يؤدي الى تغير خواص منحني الفلم .

3-5-2- العوامل الهندسية geometric factor

هي احد واهم العوامل التي كانت سبب في التصوير الاشعاعي هو اخذ كل من زمن التعرض والكثافة الضوئية بقدر مناسب وذلك لان الاشعة السينية وفوتونات الضوء المرئي تنتقل في خط مستقيم وكما يجب السيطرة على الضوء المنبعث .

ان الصورة الاشعاعية هي دالة لعدد من العوامل الهندسية كالبعد بين مصدر الاشعة والجسم وبين مصدر الاشعة والفلم لان كلا منهما يؤثر على وضوح الصورة ويفضل ان يكون تحت سيطرة المصور الاشعاعي .

هناك عوامل مهمة يجب اخذها بنظر الاعتبار في التصوير الاشعاعي لغرض الحصول على صورة اشعاعية ذات نوعية جيدة وجودة عالية :

٣- التكبير

٤- التشوه

3-5-2-1- التكبير magnification

يتم امتصاص حزمة الاشعة السينية عند سقوطها على جسم بنسب مختلفة حسب نوع مادة الجسم ثم امرارها لتسقط على الفلم لتكون صورة اشعاعية اكبر من الجسم في كل التطبيقات الطبية .

يمكن قياس التكبير بواسطة عامل التكبير (MF) حيث :

$$\text{عامل التكبير} = \frac{\text{حجم الصورة}}{\text{حجم الجسم}}$$

لايمكن تحديد حجم الجسم في بعض الفحوصات الاشعاعية الاعتيادية بينما يمكن تحديد حجم الصورة المباشرة . لمثل هذه الحالات يقاس عامل التكبير من النسبة :

$$MF=\frac{SI}{SO} \quad \text{.....(3-4)}$$

حيث SI تمثل بعد الصورة عن المصدر (source image distance)

SO تمثل بعد الجسم عن المصدر (source object distance)

نستنتج من هذه العلاقة ان عامل التكبير MF يعتمد على شرطان اساسيان يجب اخذهما بنظر الاعتبار للابقاء على افضل تكبير . فيجب على المرء ملاحظة القاعدتين الاساسيتين :

ت- استخدام ابعد مسافة ممكنة بين المصدر ومستقبل الصورة (SI اكبر ما يمكن).

ث- وضع الجسم على اقرب مسافة ممكنة بين المصدر من مستقبل الصورة (SO اصغر ما يمكن)

حيث يكون التكبير افضل ما يمكن حند اخذ الشروط السابقة .

ان بعد المصدر عن الصورة يوحد قياساً في معظم اقسام الفحوصات الاشعاعية بـــ 180 سم لتصوير الصدر و 100 سم التي على وتيرة واحدة و 90 سم لبعض الدراسات الخاصة مثلاً في حالة الافلام المحمولة وافلام الجمجمة .

يجعل معظم اطباء الاسنان هذه المسافة 40 سم بدلاً من 20سم في حالة التصوير الاشعاعي لتيجان الاسنان العليا والسفلى معاً وفي حالة تصوير الثدي فان البعد SI يتراوح ما بين 50 الى 70 سم نظراً للطاقة الواطئة للاشعة السينية المستخدمة في هذا التصوير .

3-5-2-2- التشوه Distortion

ان سبب التشوه يحصل عند اختلاف التكبير للاجزاء المختلفة من الجسم المراد فحصه بسبب ان بعض الاجزاء تكون مائلة بالنسبة للفلم (مستوى اشعة لا يوازي مستوى الفلم) وبذلك تكون ابعادها عن نقطة التبؤر مختلفة مما يؤدي الى اختلاف تكبيرها او اذا كان الجسم غير موضوع عند مركز حزمة الاشعة السينية . فان درجة التشوه تتأثر بزاوية ميل الجسم وموضعه الجانبي من المحور المركزي للحزمة .

وان التشوه يحصل عادة في الصورة الاشعاعية عند تصوير الاجزاء السميكة من الجسم والتي تبتعد اجزائها بابعاد مختلفة من الفلم .

ان التشوه يعيق من التشخيص المناسب للتصوير الاشعاعي ويعتمد على عاملين هما :

٣- سمك الجسم حيث يكون التشوه اكبر للجسم السميك من الجسم النحيف .

٤- موقع الجسم .

3-5-3- العوامل الجسمية subject factor

هناك عوامل جسيمة ثلاثة تؤثر في التصوير الاشعاعي وتتعلق هذه العوامل بشكل وحجم نسيج الجسم المراد تصويره وتركيبه . وترتبط هذه العوامل بالعوامل الهندسية المؤثرة في نوعية التصوير الاشعاعي ومنها تباين الصورة الاشعاعية وهي دالة التباين للفلم . كما يمكن التعبير عن تباين الجسم بالعلاقة الاتية:

تباين الصورة الاشعاعية = تباين الفلم x تباين الجسم

يعتمد تباين الجسم على عدة عوامل منها :

3-5-3-1- سمك المريض

ان الاشعة السينية يمتصها جسم المريض عند مرورها من خلاله حيث ان الجزء السميك يمتص الاشعة السينية اكثر من الجزء النحيف .

ولغرض الحصول على صورة اشعاعية ذات نوعية جيدة يجب تغيير الفولتية (kvp) بين الكاثود والانود او معدل التعرض (mas) بما يناسب سمك النسيج المراد فحصه .

3-5-3-2- حركة المريض

ان حركة الجسم اثناء تعرضه للاشعة السينية تعتبر من الاسباب الشائعة لتشويش الصورة الاشعاعية . ان حركة الجسم قد تنشأ من عدم استقرار المريض او من وقت التعرض الزائد الذي يستلزمه التيار (ملي امبير) .

ان استخدام الفولتية (kvp) العالية نسبياً والشاشات سريعة التكثيف وكذلك الافلام السريعة سوف تساهم جميعاً في تقليل وقت التعرض الاشعاعي .

3-5-3-3- العدد الذري للنسيج

يؤثر العدد الذري للانسجة المراد تصويرها بشكل فعال على نوع الصورة فعندما يكون العدد الذري كبيراً فان الحصول على الظاهرة الكهروضوئية لامتصاص الاشعاع يكون كبيراً وتكون الصورة ذات نوعية جيدة ولكن الجرعة الاشعاعية تكون كبيرة وفي حالة ظاهرة كومبتن فان العدد الذري للنسيج ليس له تاثر مهم للحصول على هذه الظاهرة .

4-3-5-3- كثافة النسيج

ان من اهم العوامل المؤثرة على التباين في التصوير الاشعاعي هي كثافة النسيج اي ان بعض اجزاء الجسم المتجاورة تكون متساوية السمك وذات نفس التركيب الكيميائي لكنها تختلف في كثافتها الكتلية بدرجة كبيرة مما يؤدي الى اختلاف مساهمتها في تباين الجسم.

المصادر

٧- د. عذاب طاهر الكناني ، الاشعة السينية التشخيصية ٢٠٠٤

٨- محمد عبد الرزاق محمد ، التعرض الاشعاعي للاشخاص اثناء فحص الصدر باستخدام الاشعة السينية ، رسالة ماجستير ، كلية العلوم – جامعة بغداد ١٩٩٤

٩- هنري سيمات ، ترجمة عبد الجبار عبد الله وصلاح عزت تحسين ، المقدمة في الفيزياء النووية والذرية ، العراق –بغداد ١٩٦٣

١٠- د. محمد فاروق احمد و د. احمد محمد السريع ، اسس الفيزياء الاشعاعية ، السعودية جامعة الملك سعود ١٩٨٩

١١- د. موسى السيد عباس ، استجابة مقاييس الجرع الضوئية لاشعة بيتا والاشعة السينية واشعة كاما ذات الطاقة الواطئة ، مؤسسة الطاقة الذرية ١٩٧٢

١٢- محمد احمد جمعة ، الوقاية من الاشعاع المؤينة للمرضى والاطباء ، بيروت ، ١٩٩٥