الفصل الخامس

تصوير الثدي

(Mammography)

obeikandl.com

٥ - ١ مقدمة:-

هو نوع خاص من التصوير الإشعاعي الذي تستعمل فيها أجهزة عالية التقنية لفحص أنسجة الثدي وله دورا بالغ الأهمية في تشخيص سرطان الثدي. تبين هذه الفحوصات التغيير الحاصل في أنسجة الثدي وعلامات التشخيص المبكر للمرضى قبل عدة سنوات من ظهور أعراضه على المريض. منذ سنة ١٩٢٠ كانت تجري محاولات حثيثة لتصوير الثدي ثم بدأت عمليات تطوير هذه التقنية بسبب حالات ارتفاع السرطان . وفي منتصف الستينات بدأ التطبيق العملي للحصول على صورة واضحة للأنسجة المتشابهة وذلك باستعمال فولتية (kV_p) واطئة وتعرض (mAs) عال وفلم يعرض مباشرة للأشعة السينية (الأفلام المباشرة) ومنذ ذلك الوقت استمر في تطوير هذه التقنية بسبب ارتفاع حالات السرطان وبالأخص في الأعمار (٤٠-٥٠) سنة . انسجة الثدي التي تتكون من عضلات وشحوم يكون العدد الذري المؤثر لها متقاربا وكثافتها الكتلية متشابة لذلك يتطلب عملية تصوير هذه الأنسجة زيادة الاختلاف في امتصاصها للأشعة السينية للحصول على صورة واضحة لها. التصوير الشعاعي للانسجة الطرية يتطلب تقانة تختلف كليا عن التصوير الشعاعي التقليدي وسبب ذلك يعود الى الاختلافات الجوهرية في الاجزاء التشريحية المراد تصويره، في التصوير الشعاعي التقليدي يكون التباين في الصورة كبيراً نظرا للاختلاف الكبير في الكثافة الكتلية والعدد الذري بين العظام، العضلات، الشحوم وانسجة الرئيتن، اما في التصوير الشعاعي للانسجة الطرية فان العضلات والشحوم هي التي تصور وهذه الانسجة يكون لها عدد ذري وكثافة كتلية متقاربة لذلك لا بد من ووجود طريقة للتصوير مصممة لزيادة الامتصاص التفاضلي في هذه الانسجة المتشابهة. ومن اهم انواع التصوير للانسجة الطرية هو تصوير الثدي، وتمت اول محاولة لتصوير الثدي اشعاعيا عام 1920 ولعدم وجود الاجهزة المناسبة فقد تأخرت المحاولات حتى نهاية الخمسينيات حيث تم محاولة استخدام فولطية(kV_p) واطئة وتعرض (mAs) عالي وباستخدام فلم مباشر (يعرض مباشرة للاشعة السينية النافذة) لتصوير الثدي ومنذ ذلك الوقت بدأت عملية تطوير هذه التقنية بسبب ارتفاع حالات سرطان الثدي. يتكون الثدي الاعتيادي من ثلاث انواع من الانسجة وهي الالياف، الغدد،والشحوم(شكل ٥-١).

قبل سن اليأس يتكون الثدي من قنوات مختلفة، غدد وانسجة رابطة وبعد سن اليأس عند النساء تزداد الشحوم في الثدي وتتولد غدد ليفية واكثر الاجهزة حساسة لاستحداث السرطان بواسطة الاشعاع هي انسجة الغدد. وفي حالة الاصابة بالسرطان يحصل تشوه في شكل الانسجة الرابطة والقنوات وقد يكون مصحوبا بتكلسات دقيقة مايكروية لكونها دقائق صغيرة جدا ذات احجام مختلفة ولا يمكن الكشف عنها إلا عندما يكون قطرها (500) مايكرومتر.

الثدي يتكون من الاجزاء التالية:

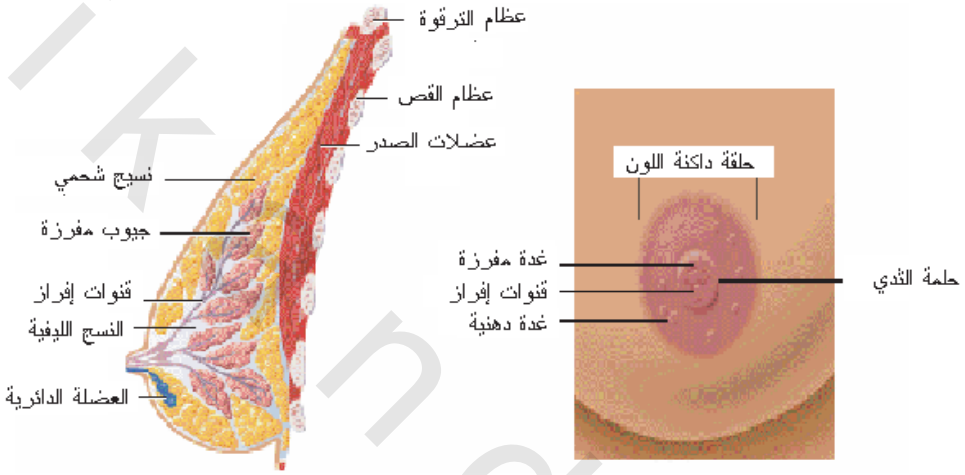
1- جيوب مفرزة تحيط بها انسجة ليفية

٢-قنوات إفراز يحيط بها نسيج دهني .

3-العضلة الدائرية وتتخللها غدد دهنية.

4-نسيج جلدي يحوي جميع مكونات الثدي.

الشكل(٥-١) البنية التشريحية للثدي.

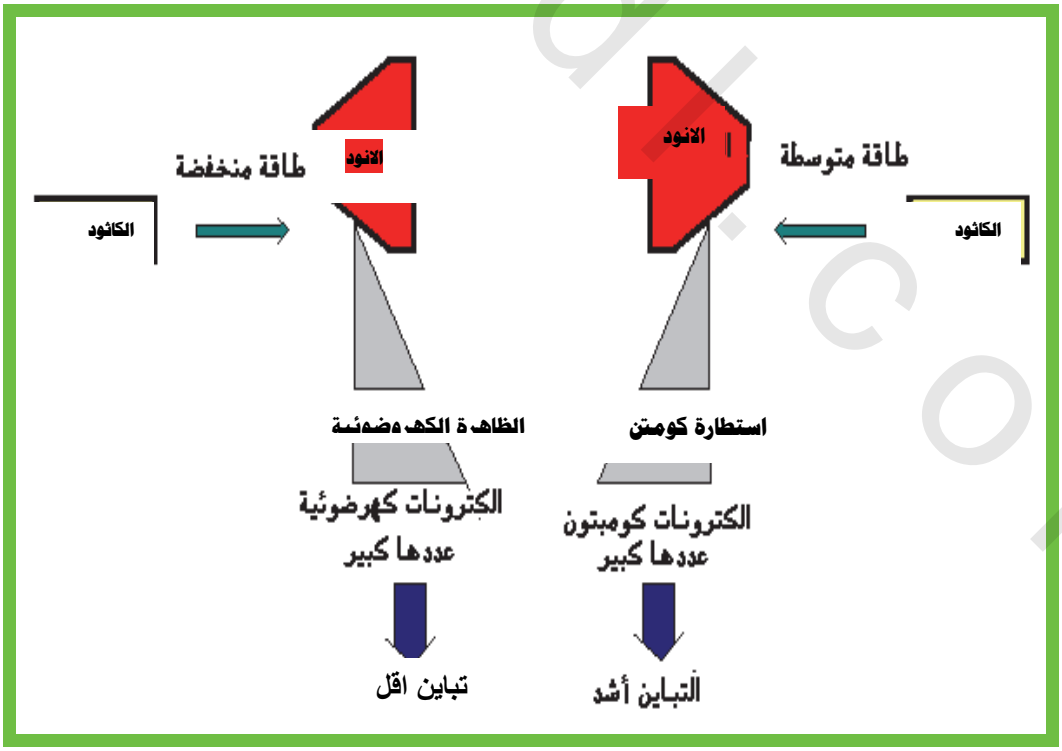


2-5 اساسيات تصوير الثدي:

يتطلب تصوير الانسجة الطرية من الجسم تقانة خاصة تختلف عن التصوير الشعاعي التقليدي، لأن هذه الانسجة مكونة من العضلات والشحوم وانسجة الرئتين والتي يكون عددها الذري والكثافة الكتلية لانسجة الثدي متقاربة فان التصوير الشعاعي التقليدي لا يكون ذي جدوى لأن الفولطية عالية (70-100). طاقة الاشعاع عالية فتتشتت الاشعة السينية بواسطة الانسجة الحية فيكون امتصاصها للاشعاع اقل ما يمكن لذلك يكون التباين ليس جيداً . يتطلب تصوير هذه الانسجة زيادة الاختلاف في امتصاصها للاشعة السينية للحصول على صورة واضحة لهذه الانسجة المتشابهة. لم يبدأ التطبيق الاولي العملي للحصول على صورة واضحة للانسجة المتشابهة وخاصة الثدي إلا في منتصف الستينات من القرن الماضي وذلك باستخدام

فولطية (kV_p) واطئة وتعرض (mAs) عالي وفلم يعرض مباشرة للاشعة السينية (الافلام المباشرة).ومنذ ذلك الوقت استمر تطوير هذه التقنية وذلك بسبب حالات سرطان الثدي التي ازدادت في السنوات الأخيرة وموت كثرة من المصابات بين الاعمار (40-50) سنة ازدادت المخاوف كثيرا بعد البحوث التي اوضحت بأن امرأة من تسع نساء يمكن ان تصاب بسرطان الثدي خلال حياتها ومعظم الاطباء يوضحون بأن الكشف المبكر لسرطان الثدي يجعل العلاج سهلا ويقلل من الوفيات. التطور المستمر خلال السنوات الماضية في اجهزة الاشعة السينية الخاصة بتصوير الثدي وتقانة تكون الصور ونوعها قد قلل الجرع الاشعاعية المستلمة نسبيا.ولزيادة التباين بين انسجة الثدي تستخدم فولطية واطئة لزيادة امتصاص الفوتونات حسب الظاهرة الكهرضوئية تفاضليا شكل (٥ – ٢). ففي تصوير الثدي نستخدم فولطية واطئة لزيادة احتمال الظاهرة الكهروضوئية لكن الفولطية الواطئة تؤدي الى تقليل نفاذ هذه الاشعة لذلك يجب زيادة مقدار التعرض (mAs) وهي غير مقبولة لأنها تسبب زيادة الجرعة الاشعاعية للمريض، ان الاجهزة المستخدمة لتصوير الثدي تختلف تماما عن الاجهزة السينية التقليدية حيث تمتاز هذه الاجهزة بمرونتها لوضع المريض وبوجود اجهزة لضغط الثدي، نسبة الشبكة قليلة، السيطرة على التعرض اوتوماتيكيا، حزمة الاشعة السينية تكون دقيقة جدا.

شكل (٥ – ٢) اساس التصوير الشعاعي للثدي



٥- ٣فوائد تصوير الثدي

١- يتيح المصور الشعاعي للثدي القابلية على تعيين الاورام الصغيرة عندما يكون السرطان في البداية وفي هذه الحالة يكون أحتمال العلاج والشفاء كبيرا.

٢- الاعتماد على المسح الميداني (screening mammography) يزيد من الكشف عن الاورام أو النمو غير الطبيعي للأنسجة الصغيرة الموجودة في انسجة الثدي وبخاصة في قنوات الحليب في الثدي والتي تسمى سرطان القنوات الموضعي(ductal carcinoma in situ) وهذه الأورام يمكن ازالتها بسهولة في التداخل الجراحي. يعد تصوير الثدي.

٥-٤ مخاطر تصوير الثدي

الجرعة الاشعاعية المؤثرة الناتجة عن عملية تصوير الثدي تعتبر كبيرة نسبيا وقد تصل الى (حوالي 0.7mSv) وهي تقترب من حدود جرعة الجمهور الموصى بها من الهيئة العالمية للوقاية من الاشعاع ((ICRPتساوي (1 mSv/year). لذا يجب ان تخضع جميع أجهزة التصوير للمراقبة السنوية واختبارات توكيد الجودة. على المرأة مراجعة الطبيب للتأكد من كون الأورام مازالت من النوع الحميد.يكون تصوير الثدي احيانا صعبا لان صورة الثدي العادي تظهر مختلفة في كل مرة.فيجب ان تقارن صور متعددة مع بعضها لان سرطان الثدي احياناً يكون صعب الرؤيا. فيحتاج الطبيب المقارنة بالصور السابقة.

٥-٥العوامل المؤثرة في جرعة تصويرالثدي:

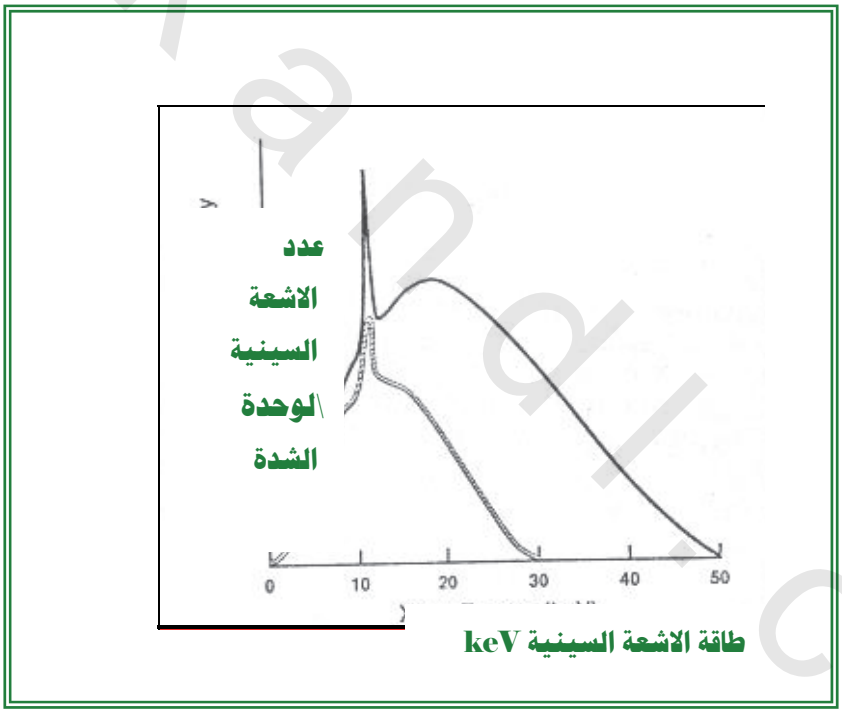
الجرعة الاشعاعية الناتجة عن تصوير الثدي تكون في الغالب كبيرة لاعتمادها على طاقة واطئة اثناء التصوير الاشعاعي والتي يمتصها الجسم حسب الضاهرة الكهروصوئية. من اهم العوامل المؤثرة على معدل الجرعة الفعالة الممتصة:

١-طاقة الإشعاع (Beam Enargy)

تعتبر طاقة الإشعاع (kV_p) ذات اهمية بالغة في التصوير الشعاعي للثدي حيث أن اختلافا بسيطا في طاقة الأشعة يؤدي الى اختلافا كبيرا في الجرعة التي يستلمها المريض. ان التغيير في الفولتية لا يؤثر فقط في طاقة الأشعة المنبعثة وقوة اختراقها فقط بل يؤثر أيضاً في كمية الأشعة المنبعثة من أنبوبة الأشعة والتي تتناسب مع مربع الفولتية كما تؤثر على درجة اسوداد الفلم بدرجة كبيرة. اما التباين فأنه يتناسب عكسياً مع الفولتية المستعملة، لذلك فأن اختيار الفولتية يعتمد بشكل أساس على التباين المطلوب الحصول عليه . ان القيمة الحقيقية للفولتية التي يجب استعمالها تعتمد على البناء التشريحي المنتج لهذا التباين.

يكون مدى ذروة الطاقة (kV_p) قليل في التصوير الشعاعي للثدي بسبب الحاجة إلى التباين الكبير لتصوير الأنسجة المتشابهة في الكثافة . وأفضل قيمة للمقدار (kV_p) هو (٣٠-٢٠) فولط تقريبا. يتكون هدف انبوبة الاشعة السينية من مادة التنكستن او المولبدينوم، السبب في ذلك هو ان معظم الطيف المنبعث من هدف التنكستن يكون طيف مستمر بالاضافة الى طيف مميز للاشعة السينية نتيجة للانتقال من المدار L وطاقة هذا الطيف المميز هو 12 keV وهي واطئة جدا وغير قادرة على اختراق الثدي ولا تؤثر على تصوير الثدي ماعدا الحزمة الناتجة عن امتصاص فوتونات هذا الطيف، والتي تكون بطاقة بين (20-30 keV) وهي مفيدة في الامتصاص التفاضلي لانسجة الثدي وتزيد من تباين الصورة الشكل (2-5).

الشكل **(2-5)** طيف الاشعة السينية للتنكستن توضح حافة امتصاص **k**



يعتمد تصوير الثدي على طاقة الاشعة السينية ونوع الهدف،حيث ان عدد الفوتونات الممتصة حسب الضاهرة الكهرضوئية يكون كبيراً مما يجعل التباين بين الانسجة المتقاربة في كثافتها أشد. الفوتونات الصادرة من الهدف تكون طاقاتها منخفضة، وامتصاص الفوتونات يتناسب عكساً مع مكعب الطاقة فكلما انخفضت الطاقة زاد التباين لزيادة عدد الفوتونات الممتصة، وهذا ما يجعل الجرعة عالية . أما في الطاقات المتوسطة فيسود تشتت كومبتون وهو مفيدة في حال وجود كثافات مختلفة لأن عدد الفوتونات

كثير وطاقتها عالية و بالتالي فان اختلاف كثافات النسيج سيؤدي إلى اختلاف امتصاص الفوتونات .
تعتمد الطاقة الممتصة على كثافة النسيج والعدد الذري لمادة الهدف.
استخدام الأشعة ذات الطاقة العالية لن يكون مجدياً في إظهار التباينات بين النسج المتقاربة فلا بد من استخدام أشعة ذات طاقة منخفضة هي الأشعة المميزة والتي هي وحدها قادرة على إظهار الفروقات البسيطة بين الانسجة المتقاربة في الكثافة .

٢- مادة الهدف Target Material

مادة الهدف تولد أشعة سينية لمختلف الطاقات وكذلك الجرعة المعطاة للمريض تتأثر باختلاف مادة الهدف المستعمل .وغالبا مايكون الهدف المستعمل في تصوير الثدي هو المولبدينيوم وأن معظم الأشعة المنبعثة من هدف المولبدينيوم هي أشعة مميزة ذات طاقة kV_p(٢٠-١٨) وحديثا استعملت مادة الروهديوم (rhodium) في تصوير الثدي، إذ أنه

يبعث أشعة مميزة عند ذروة الطاقة (kV_p 23) . فهذا الفرق في الطاقة المقدر بـ kV_p 3 يولد طاقة أكثر نفوذية للأشعة وبذلك يستعمل عندما يكون الثدي سميكا أو أكثر كثافة.ويدخل التنكستن أيضاً في صناعة مادة الهدف في جهاز تصوير الثدي، وبالرغم من أنه يولد أشعة مميزة غير مفيدة في مدى التصوير المطلوب إلا أنه يولد طيفا مستمرا له أهمية بالغة في عملية التصوير. وتتراوح طاقة الأشعة المنبعثة من التنكستن ما بين (٣٠-٢٠) kV_p وهي تزيد من الامتصاص التفاضلي لأنسجة الثدي وتزيد من تباين الصورة.

٣- مادة المرشح Filter Material

تستعمل المعادن الثقيلة كالمولبدينيوم والروهديوم في صناعة مرشحات تصوير الثدي لأنها تقلل من مدى الطاقة النافذة وبذلك يتم الحصول على صورة ذات تباين جيد. وكذلك يستعمل الكادولينوم والتنكستن والتي يبنى عملهما على إمرار مدى ضيق من طاقات الأشعة السينية حيث يمتص كل من الطاقات الواطئة والعالية ويمرر الطاقة الخاصة بحافات امتصاص K لأن امتصاص الطاقة الواطئة يزيد من جرعة المريض وامتصاص الطاقات العالية لحافات الامتصاص يؤدى الى حصول صورة واضحة التباين. وبما أن هذه المرشحات تمتص كمية من طاقة الأشعة السينية العالية فيجب زيادة معامل التعرض (mAs) (التيار × زمن التعرض) لتعادل امتصاص الطاقة العالية . وأما الروهديوم فكذلك يبعث أشعة سينية بطاقة أكثر من 23 keV وهذه تمثل طاقة الربط للالكترونات في طبقة K.ويستخدم كمرشح بدلا من المولبدينيوم لأنه يعطينا نفوذية أعلى للأشعة وجرعة منخفضة نوعاً ما عند تصوير الثدي السميك والكثيف. استخدام المرشحات الموضوعة في طريق الحزمة الإشعاعية يؤدي إلى

تقسية الحزمة الإشعاعية وزيادة نفوذيتها، مما يؤدي إلى تحسين الصورة وتخفيض الجرعة الإشعاعية للمرضى.لذلك يعتبر اختيار نوع المرشح مهماً جداً للحصول على الأشعة السينية المميزة الوحيدة الطاقة قدر الإمكان والتخلص من الطاقات المنخفضة التي تزيد من جرعة المريض ولا تؤدى الى تحسين الصورة .ومن اهم المرشحات الثنائية (الانود+ المرشح) النموذجية المتوفرة تجارياً:

Mo + 25 µm Mo	Mo + 30 µm Mo
W + 50 µm Rh	W + 60 µm Mo
Rh + 25 µm Rh	W + 40 µm Pd

٤- الشبكة (Grids)

تعمل الشبكة في تصوير الثدي لتقليل الأشعة المستطارة التي تصل إلى الصورة . وهذه الأشعة المتشتتة تسقط على الفلم بزوايا مختلفة مسببة ظلال سوداء تؤدي إلى تقليل وضوح الصورة فالنوعية الجيدة لتصوير الثدي مهمة جدا لأن الأنسجة المكونة للثدي متشابهة بما يحيط بها من أنسجة .

في تصوير الثدي تستخدم شبكة بنسبة تتراوح (1:3) الى (1:5) وذلك لزيادة التباين في الصورة، ولكن الجرعة الاشعاعية تزداد في هذه الحالة حيث ان الجرعة تتضاعف عندما تكون نسبة الشبكة (1:4) مقارنة مع عدم وجود الشبكة ، ولكن الشبكة تؤدي الى حصول صورة ذات تباين جيد.وعادة ما تكون صورة الثدي مكبرة بمقدار (1.5) مرة من الحجم الطبيعي وهذا يتطلب ان تكون حزمة الاشعة السينية نحيفة جدا لا تتجاوز (3m) عن طريق استخدام انبوبة اشعة سينية ذات بؤرة مايكروية.

٥- التكبير (Magnification)

يستعمل التكبير لتصوير عينة صغيرة جدا من الثدي ولكن بنفس الوقت يزيد من الجرعة الى النسيج ألغدي في الثدي الذي تتركز فيه خطورة الإشعاع . وعادة ما تكون صورة الثدي مكبرة بمقدار 1.5 مرة الى 2 مرة من الحجم الطبيعي وهذا يتطلب أن تكون حزمة الأشعة السينية رفيعة جدا لا تتجاوز ٣ ملم. يتم التكبير بوساطة تحريك الثدي بعيدا من موضع الصورة وقريبا من أنبوبة الأشعة السينية، فهذا يؤدي إلى زيادة الجرعة الى الثدي طبقاً الى قانون التربيع العكسي ، وأحياناً يتطلب التكبير تصوير الثدي رفع الشبكة، هذان العاملان يؤديان إلى مضاعفة الجرعة الغدية (AGD).

في بعض الفحوصات الاشعاعية الاعتيادية لا يمكن تحديد حجم الجسم بينما يمكن تحديد حجم الصورة مباشرة وفي مثل هذه الحالات يقاس عامل التكبير MF من النسبة: SI /SO

حيث ان:

SI بعد الصورة عن المصدر

SO بعد الجسم عن المصدر و تستنتج من هذه العلاقة ان عامل التكبير (MF) يعتمد على شرطين أساسين يجب أخذهما بنظر الاعتبار للابقاء على أكبر تكبير هو استعمال أبعد مسافة ممكنة بين المصدرواقل بعد عن المصدر.

٦- سمك الثدي و مكوناته

سمك الثدي وكذلك التكوين النسيجي له أثر جوهري على الجرعة التي يستلمها المريض. فالثدي السميك أو الذي يتكون من أنسجة كثيفة يكون نفوذ الاشعة أكثر صعوبة من نفوذ الأشعة له لذلك يحتاج الى أشعة سينية ذات طاقة عالية وهذا يتطلب تعرض أعلى لكي نحصل على صورة مقبولة ، وتكون الجرعة المستلمة من النسيج الغدي (AGD) عالية لكن المريضة ذا الثدي قليل السمك أو ذا نسيج ناعم تستلم جرعة (AGD) قليلة .

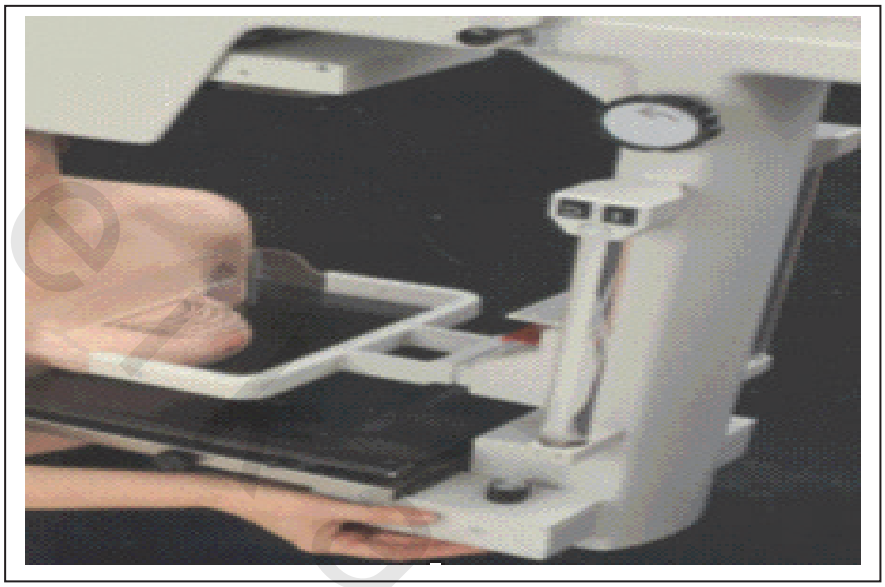
٧- ضغط الثدي

الهدف من ضغط الثدي هو تصغير سماك الثدي من أجل زيادة عدد الفوتونات النافذة . وبالتالي تقليل جرعة الثدي لأقل حد ممكن ، لأن ضغط الثدي يحسن من نفوذية الأشعة ويعطي تبايناً جيداً بسبب نقصان التشتت الناتج عن تقليل السماكة. الشكل (٥-٥) والشكل ٥-٦. جميع أجهزة الأشعة السينية الخاصة بتصوير الثدي تحتوي على وحدة ضغط جاسئه وموازية لسطح مستقبل الصورة ، وهو مهم جدا في تصوير الثدي . الضغط الشديد نسبيا على الثدي يؤدي إلى تساوي وتقليل سمك مناطق الثدي التي تنفذ منها الأشعة السينية من خلال تقليل امتصاص الأشعة المستطارة المتشتتة مما يؤدي الى تقليل الجرعة وكذلك يؤدي الى الحصول على صورة ذات توزيع جيد أي صورة ذات كثافة ضوئية متجانسة ، وتكون جميع أجزاء الجسم قريبة جدا من مستوى الفلم لذلك تقل الجرعة المستلمة والأشعة السينية المتشتتة عن جسم المريض .

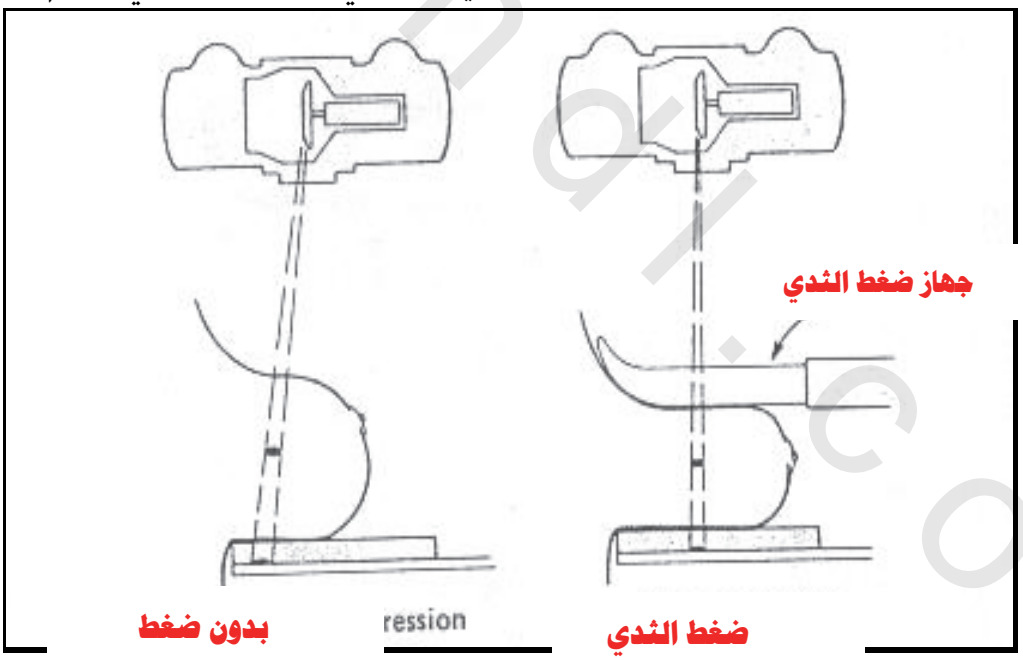
الشكل المخروطي للثدي يتطلب ان تكون شدة الاشعاع قرب جدار الصدر اكبر منها عند حلمة الثدي لكي يكون تعرض مستقبل الصورة (الفلم) متجانس، ويتم ذلك بجعل الكاثود في جهة جدار الصدر والذي

يؤدي الى ان الصورة القريبة من الصدر تكون غير واضحة و يؤدي الى زيادة حجم نقطة البؤرة.

شكل ٥ – ٥ ضاغطة الثدي



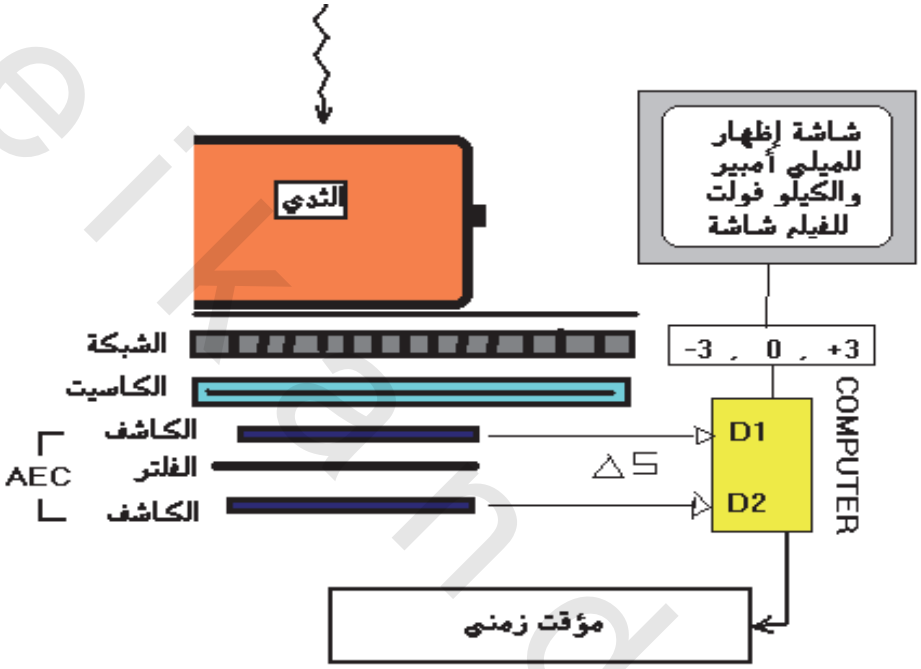
شكل ٥-٦ المقارنة بين الصور في حالة ضاغط الثدي و عدم ضغطة



او تستخدم مسافة كبيرة بين الصدر والصورة تتراوح بين (60-70) سم وان يتجه الانود نحو الصدر.

.ولغرض الحصول على صورة ذات تباين جيد وجرعة اقل نستخدم ما يسمى بتقانة التعرض الالي شكل(٥-٧)

الشكل(٥-٧) نظام التعرض الآلي



إن تغيراً صغيراً في تدفق الفوتونات منخفضة الطاقة الناتجة عن تغير سماكة الثدي يؤثر في D1أكثر من D2 ويحدث اختلافاً في الإشارة وهذا الفرق يتحكم بزمن تعريض الفيلم مع وبدون نظام مراقبة التعرض الآلي ومن أجل اختلاف سمك ثدي 1-6cm يسمح باختلاف كثافة فيلم ضمن المجال- 3،

0 و+3

٨-مجموعة الفلم- شاشة SCREEN - FILM COMBINATION

تستعمل مجموعة الفلم وشاشة التقوية لمختلف السرع في تصوير الثدي . فتكون الافلام مطلية بالمستحلب من وجه واحد أو جهتن وتكون بدورها حساسة للضوء المنبعث من شاشة التقوية.يؤدي استعمال شاشة التقوية إلى زيادة سرعة التصوير وتقليل الجرعة التي يستلمها

المريض، وزيادة تباين الصورة. توضع مجموعة الفلم – الشاشة في حافظة ذات توهين قليل للاشعة السينية ومصممة خصيصاً للحصول على تماس جيد بين الفلم والشاشة حيث أن سطح المستحلب مجاور إلى الشاشة وان الفلم باتجاه انبوب الاشعة السينية والشاشة بعيدا عنه. في هذه الطريقة يستعمل هدف من المولبدينيوم أو الرهوديوم او التنكستن او سبيكة منهما وذلك لأن التباين العضوي لانسجة الثدي قليل جداً ولتعزيز هذا التباين تستعمل مثل هذه الاهداف التي تبعث باشعة سينية ذات طاقة واطئة حيث أن هذه الاهداف تحتاج إلى فولتية $28\ kV_p$ أو أقل باستعمال مرشح من نفس الهدف

٩- ظروف تحميض الفلم:

عملية تحميض الافلام في التصوير مهمة جداً وخاصة في تصويرالثدي لغرض اظهار التفاصيل التشريحية الدقيقة جدا والتي تكون متداخلة بين الأنسجة ويجب الكشف عنها فعليه يكون التباين جيدا. أن المواد المستعملة في التحميض ودرجة الحرارة وزمن كل مرحلة من مراحل التحميض تؤثر على الصورة الاشعاعية التي تظهر على الفلم من حيث درجة اسودادها ووضوحها وعلى كمية الاشعة اللازمة لذلك. إن مقدار التعرض اللازم قد يتغير بمعامل (٣) من فلم لأخر لإنتاج نفس الكثافة إعتماداً على المواد الكيميائية المستعملة والظروف التي يتم فيها التحميض.

١٠- التعرض

الزيادة في التيار المطبق على أنبوبة الأشعة أو الزيادة في زمن التعريض الإشعاعي ستؤدي إلى زيادة في جرعة المريض، وبالتالي زيادة في الكثافة الضوئية على الفيلم، كما أن التخفيض في قيمة ألتعرض (mAs) يمكن أن يؤدي إلى تحسين في نوعية الصورة الإشعاعية نتيجة تخفيض الأشعة المتشتتة (اشعة كومتن) الناتجة من تفاعل الحزمة الإشعاعية مع جسم المريض ضمن كمية تعرض (mAs) مختارة بعناية، وتقليل زمن التعرض ،وبالتالي تخفيض الجرعة الإشعاعية للمريض..

٥ـ ٦ مستقبلات الصورة في تصوير الثدي Image Receptors

هناك ثلاثة أنواع من مستقبلات الصورة في تصوير الثدي هي :-

١- الأفلام التي تتعرض مباشرة (Directed – Exposure film) .

٢- مجموعة الفلم وشاشة التقوية (Screen – film combination) .

obeikandl.com

٣- التصوير الاشعاعي الجاف (Xerox radiography) . ولكن بعد عام 1990 توقفت الشركة المصنعة للاجهزة تصوير الثدي الجافة عن الانتاج وبدأت هذه التقنية بالانحسار.

١ – **الافلام**:

في هذه الحالة يتعرض الفلم مباشرة الى الاشعة السينية النافذة من المريض وتتصف الطريقة ببطئها حيث انها ابطأ بمقدار 5-15 مرة من تقنية مجموعة الفلم وشاشة التقوية، لذلك فان الجرعة تكون في هذه الحالة اكبر كثيرا من الجرعة عند استخدام مجموعة الفلم وشاشة التقوية،لذلك لا تستخدم هذه الطريقة في الوقت الحاضر. تتضمن العوامل المؤثرة على الفلم الكثافة الضوئية، التباين ،سرعة الفلم، وعملية التحميض. يعبر عن درجة الاسوداد المتكونة على الفلم بالكثافة الضوئية للفلم والتي يتم قياسها بوساطة مقياس الكثافة Densitometer .

٢-مجموعة الفلم وشاشة التقوية

صممت مجموعة الفلم وشاشة التقوية بشكل خاص للتصوير الاشعاعي للثدي، فالافلام تكون مطلية بالمستحلب من وجه واحد او من وجهين وهذه الافلام تكون حساسة للضوء المنبعث من شاشة التقوية.. يؤدي استخدام شاشة التقوية الى زيادة سرعة التصوير وبذلك يقلل من الجرعة التي يتعرض لها المريض، كذلك تؤدي هذه الطريقة الى زيادة تباين الصورة مقارنة بطريقة التعرض المباشر للفلم، ان قدرة التفريق في مجموعة الفلم والشاشة اقل منها لطريقة التعرض المباشر للفلم ولكنها افضل من مجموعة الفلم–شاشة المستخدمة في التصوير الشعاعي التقليدي.

في هذه الطريقة يستخدم هدف من المولبدينوم او الرهوديوم (Rhodium) او التنكستن او سبيكة منهما ، ذلك لأن التباين العضوي لانسجة الثدي قليلة جدا ولتعزيز هذا التباين تستخدم مثل هذه الاهداف التي تبعث باشعة سينية ذات طاقة واطئة حيث ان هذه في الوقت الحاضر تستعمل فقط وبشكل واسع الطريقة الثانية أي مجموعة الفلم وشاشة التقوية .

صممت مجموعة الفلم وشاشة التقوية في تصوير الثدي والتي تكون ذا سرع مختلفة لأن التشخيص يحتاج إلى تفاصيل دقيقة في تصوير الثدي . من فوائد استعمال شاشة التقوية هي:–

أ- زيادة سرعة التصوير.

ب- يقلل من الجرعة التي يتعرض لها المريض .

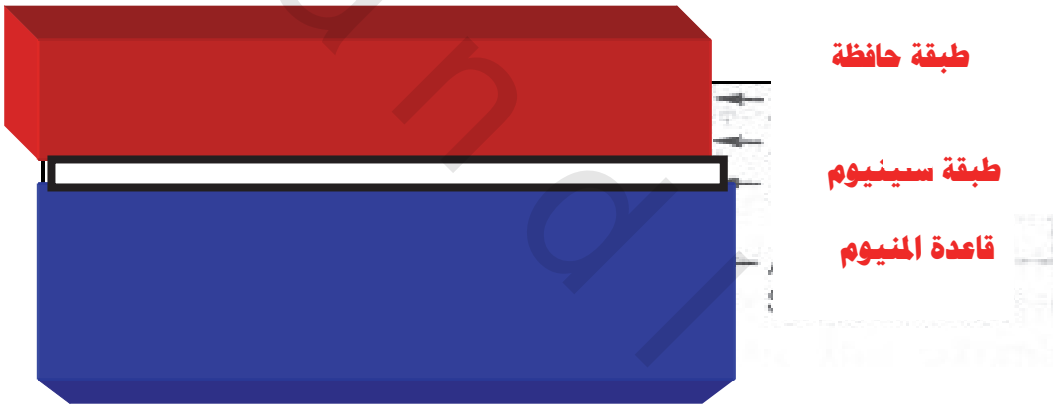
ج- زيادة تباين الصورة.

تعتمد جودة ونوعية الصورة الإشعاعية على دقة التفاصيل الموضحة على الفلم والتي تعتمد بدورها على مقدار تعرض (mAs) الفلم للأشعة السينية. أما ذروة الفولتية ((kV_p) لأنبوب الأشعة السينة فأنها تؤثر على تباين الصورة وجودتها.

٥ - ٧. طريقة تصوير الثدي الجافة (Xerox mammography)

يعتمد هذا النوع من الصور على شحن سطح مادة موصلة ضوئيا (Photo conductor) وتمتاز هكذا مواد بأنها تصبح موصلة نتيجة لسقوط اشعة كهروضوئية عليها وعادة ما تستخدم مادة السلينيوم الغير بلورية وذلك بترسيب طبقة رقيقة جدا على شريحة من الالمنيوم لتكون صفيحة الصورة الشعاعية الجافة تتكون هذه الصفيحة من الاجزاء التالية شكل (٥-٨):

شكل (٥-٨) مقطع عرضي للصفيحة الجافة



١- طبقة الالمنيوم (لقاعدة): تتكون هذه الطبقة من الالمنيوم النقي جدا ومصقولة جيدا لأن أي خدش في هذه الطبقة يؤدي الى تغييرات الشحنة الساكنة لطبقة السلينيوم سمك هذه الطبقة 2 ملم وابعادها 23x36 سم تعتبر كقاعدة لوضع مادة السلينيوم.

٢- الطبقة الداخلية: وهي طبقة رقيقة عازلة من اوكسيد الالمنيوم تتكون على السطح الخارجي نتيجة لتسخين طبقة الالمنيوم والغرض من هذه الطبقة هو منع الشحنات السالبة من الانتقال من الالمنيوم الى طبقة السلينيوم الموجبة الشحنة..

٣- طبقة السلينيوم مادة شبه موصلة حساسة ضوئيا فتصبح عازلة في الظلام ولكنها تصبح موصلة كهربائيا عند سقوط الاشعاع الكهرومغناطيسي عليها (الاشعة السينية) وتتكون من

السلينيوم النقي جدا وغير البلوري وتوزع على طبقة الالمنيوم نتيجة لتكاثف بخار السلينيوم على قطعة الالمنيوم وتتم عملية التكاثف داخل حجرة مفرغة من الهواء ومن اهم خواص طبقة السلينيوم:

أ .ان هذه المواد تصبح عازلة جيدة في الظلام أي ان نمط توزيع الشحنات على سطح المادة يبقى فترة طويلة في الظلام بدون أن يتأثر.

ب. تصبح هذه المادة موصلة كهربائيا عند سقوط الاشعة السينية عليها لذلك يتكون نمط من الصورة الالكتروستاتيكية على سطح المادة بعد التعرض للأشعة السينية يعطي صورة واضحة على الاشعة النافذة من جسم المريض.

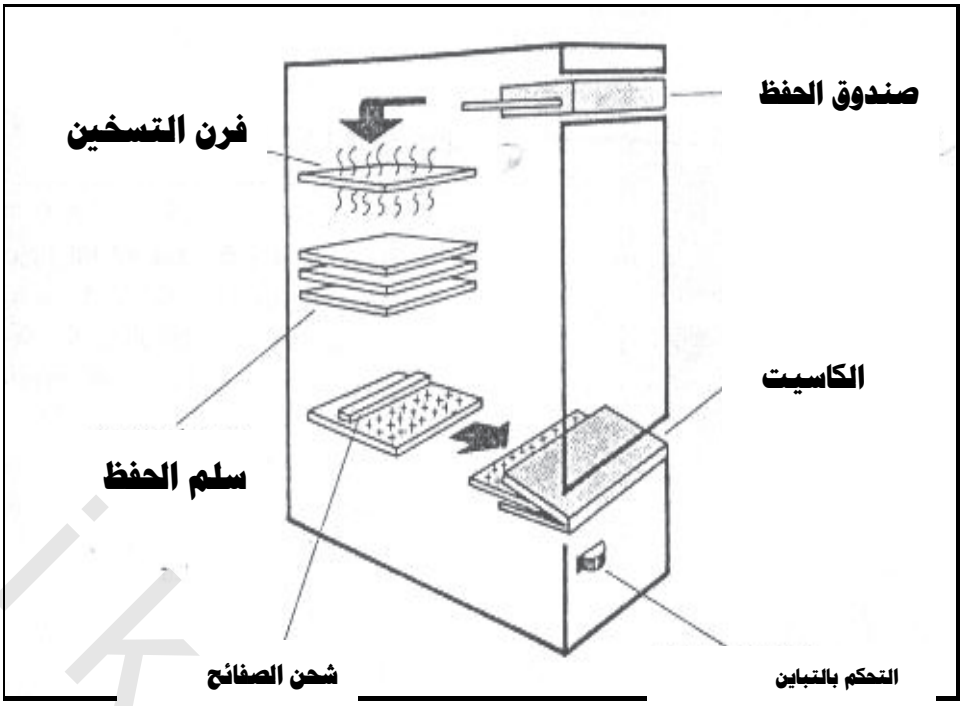
ج.لها خواص ميكانيكية جيدة فهي تتكسر ويسهل التعامل معها ويمكن الحصول على السلينيوم غير البلوري بالتبريد السريع لسائل السلينيوم بحيث لا يتوفر الوقت الكافي لتكوين بلورات السلينيوم لان السلينيوم البلوري يكون موصل جيدا للكهرباء في الحالة الاعتيادية .

هناك منظومتين مهمتين في التصوير الجاف . الاولى تسمى بالتكييف والثاني هو المعالج (processor)

٥ – ٨ التكييف (**condition**) والغرض منها تحضير مستقبل الصورة لغرض تعرضه الى الاشعة السينية .والخطوات المطلوبة موضحة في الشكل (٥–٩) وهي الاجزاء المختلفة لتحضير مستقبل الصورة وتتكون من اربع خطوات :

١. نقل الصفا ئح تنقل الصفائح الجافة من صندوق الحفظ الى فرن التسخين والذي يقوم بتسخين هذه الصفائح لغرض ازالة الشحنات المتبقية عليها.

٢ . حفظ الصفائح بعد ذلك تنقل الصفائح الجافة الى سلم الخزن حيث يتم تبريدها الى درجة حرارةالغرفة.



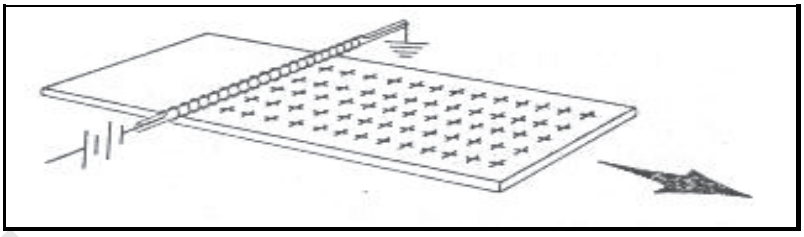
شكل (٥-٩) الاجزاء الرئيسية لمنظومة الحصول على صورة اشعاعية جافة

٣- شحن الصفائح تعتبر صفيحة السلينيوم متسعة احد لوحيها هو الطبقة الخارجية للسلينيوم واللوح الآخر هو طبقة الالمنيوم. لغرض شحن المادة العازلة بينهما (السلينيوم) بشحنة كهربائية مستقرة منتظمة على السطح الخارجي للسلينيوم يتم ترسيب شحنة موجبة على طبقة السلينيوم الموجبة وان المادة العازلة بين لوحي المتسعة تحصل فبها ظاهرة الاستقطاب حيث تتولد بين لوحي المتسعة ذرات ثنائية القطب (dipole) لان القطب السالب لكل ذرة ينجذب نحو الشحنة الموجبة وبذلك تصطف الذرات في المادة العازلة حيث تكون الشحنات السالبة قريبة من القطب الموجب للوح المتسعة. والشحنات الموجبة تكون قريبة من القطب السالب للمتسعة أي ان صفيحة الالمنيوم تكون ذات قطب سالب ولغرض وضع شحنة على السطح الخارجي للسلينيوم نستخدم سلك رفيع جدا يسلط عليه جهد عالي، وهذا السلك يوضع داخل درع بشكل حرف (U) تطبق عليه فولطية عالية تصل الى حوالي (7500) فولط ونتيجة لهذا الجهد العالي بتأين الهواء القريب منها فتتكون الكترونات تتنافر فيما بينها حتى تصل أي مادة قريبة عازلة منها وتسمى هذه الظاهرة بظاهرة توليد الهالة (corona). اذا كانت شحنة السلك موجبة فان الكترونات الهواء تتحرك نحو السلك نتيجة لقوة التجاذب وخلال حركتها تؤين جزيئات الهواء مولدة الكترونات حرة وايونات موجبة تتحرك بعيدا عن السلك نتيجة لقوة التنافر.

obeikandl.com

تولد حركة الالكترونات والايونات الموجبة ما يسمى بتيار الهالة وعندما تتحرك الصفيحة الشعاعية اسفل هالة الشحن بسرعة ثابتة فان الصفيحة سوف تشحن بشحنة موجبة . يجب ان تجري هذه العملية في الظلام.شكل (٥-١٠)

شكل (٥ -١٠) شحن الصفيحة الجافة باستخدام عملية التأين



٤- تعريض الصفيحة للاشعة السينية:

بعد شحن الصفيحة فانها توضع داخل علبة صلبة ومحكمة جيدا لعدم دخول الضوء ويجب ان تستخدم بعد نصف ساعة تقريبا من شحنها خوفا من تسرب الشحنات الكهربائية، عند تعريض هذه الصفيحة الى الاشعة السينية النافذة من جسم المريض فان طبقة السلينيوم العليا تتولد فيها ازواج من الالكترون فجوة حيث تتجه الالكترونات نحو الصفيحة الموجبة للسلينيوم والفجوات نحو صفيحة الالمنيوم فتعادل الشحنة الموجبة للسلينيوم بشكل يماثل الاشعة السينية الناشئة من جسم المريض. يمثل هذا التوزيع للشحنة الصورة الالكتروستاتيكية (صورة كهربائية ساكنة خفية) على طبقة السلينيوم، ان الايصالية المحتثة في السلينيوم غير البلوري الناتج عن الاشعة السينية مختلف عن الايصالية المحتثة الناتجة عن الضوء الاعتيادي بنقطتين .

الاولى: الاشعة السينية لها قابلية اختراق عالية في مادة السلينيوم لذلك فان امتصاصها يكون منتظم خلال طبقة السلينيوم.

الثانية: ان طاقة الاشعة السينية الممتصة او المستطارة يمتصها الالكترون الضوئي او الكترون كومبتن وجميع هذه الالكترونات لها طاقة كافية لتوليد ازواج من الالكترون فجوة.

٥ – ٩ معالج الصورة (processor):

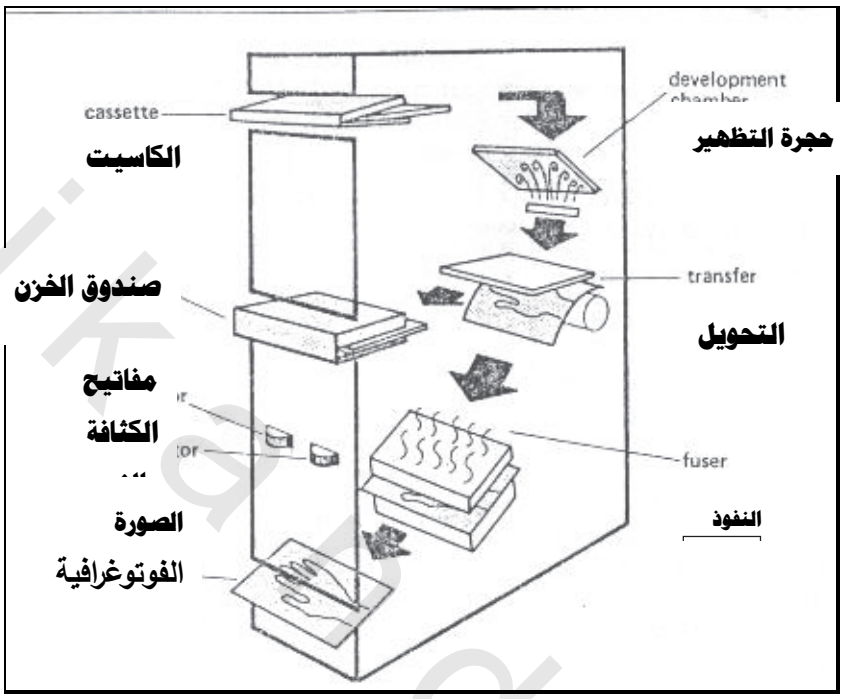
يقوم معالج الصورة بتحويل الصورة الخفية الى صورة مرئية بالطريقة الجافة .تتم هذه العملية في الظلام وتتكون المنظومة من خزان توضع فيه الصفيحة بعد تعرضها للاشعة السينية شكل

obeikandl.com

(٥-١١) ثم تدخل بعد ذلك حجرة التظهير الفوتوغرافي (development chamber) حيث يمكن اظهار الصورة الخفية طريقتين هما:

الاولى: باستخدام دقائق صغيرة جدا زرقاء اللون وتسمى بدقائق الاثر (toner).

شكل (٥-١١) مراحل اظهار الصورة الخفية



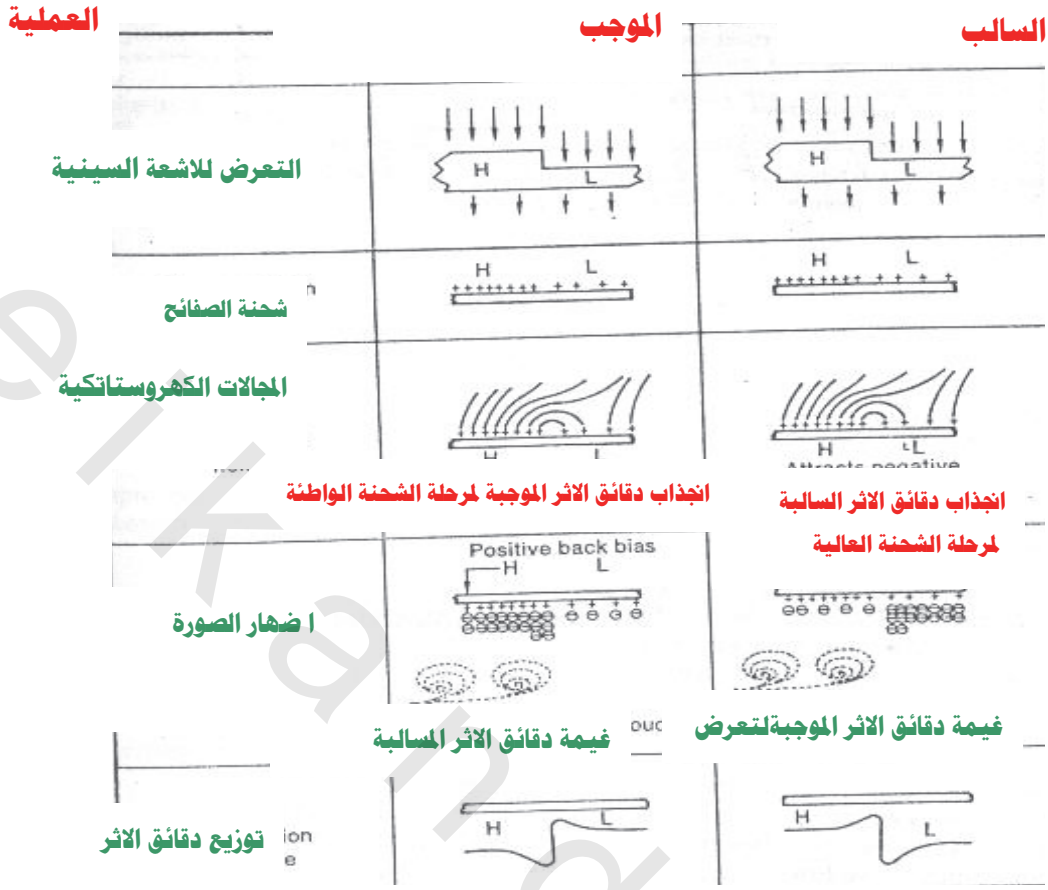
يتم في هذة الطريقة مايلي :

١- جذب دقائق صغيرة جدا تسمى -aerosol (هباء جوي) نحو الشحنة الموجبة المتبقية على الصورة الخفية الالكتروستاتيكية .اكثر دقائق الاثر استخداما هي دقائق الكاربون الصغيرة جدا والتي تكون بحجم واحد مايكرومتر تقريبا. توضع هذه الصفيحة في اعلى صندوق مظلم يحتوي على فوهة ضيقة لرشق دقائق الاثر المشحونة حيث ان غاز النيتروجين المضغوط يجبر دقائق الاثر للمرور خلال فتحات ضيقة جدا والذي يؤدي الى شحن دقائق الاثر نتيجة الاحتكاك لشحنات موجبة او سالبة، تنجذب الدقائق السالبة منها نحو الشحنة المتبقية على صفيحة السلينيوم الموجبة هذه الدقائق تكون موجبة او سالبة ولغرض اظهار الصورة الخفية. عند الحصول على خيال موجب نسلط

حوالي 2000V من الفولطية المستمرة الموجبة على صفيحة الالمنيوم لتتجه الدقائق اليها تسمى هذه الفولطية بفولطية الانحياز الخلفية والتي تؤثر بمجال مغناطيسي يعادل المجال المغناطيسي المتولد ، وهناك مجال كهربائي غير منتظم تسببه الصورة الخفية فيكون المجال الكهربائي المحصل مجال غير منتظم تتحرك الدقائق باتجاهه وفي هذه الطريقة فان دقائق الاثر الموجبة تتنافر مع جهد الشحنة الموجبة للسلينيوم وتتجه الى اسفل حجرة الغيمة. تكون الاجزاء غير المعرضة او المعرضة قليلا زرقاء معتمة والاجزاء المعرضة تكون غير معتمة، اما في حالة الاظهار السالبة للصورة والتي تحصل عندما تكون شحنة الالمنيوم سالبة فان المناطق غير الموجبة للاشعة السينية في صفيحة السلينيوم ستكون بيضاء ويمكن اظهار الصورة باستخدام اقطاب توضع قريبا من صفيحة السلينيوم تسمى باقطاب اظهار الصورة وتسلط على هذه الاقطاب فولطية موجبة في حالة الاظهار الموجب للصورة وجعل المجال الكهربائي المحصل منتظما والحصول على صورة مرئية واضحة للمناطق المعرضة للاشعاع بشكل منتظم. شكل (٥-١٣).

ان وجود هذه الاقطاب له اهمية كبرى في هذا النوع من الصور لانه يزيد من ظاهرة تعزيز صورة الحافات أي انه يجعل حافة الصورة واضحة جدا، وهي احد الفوائد المهمة للتصوير الجاف حيث بامكان الصورة الناتجة اظهار الاجزاء المتكلسة (calcification) في الثدي عند التصوير الشعاعي. هذه الاقطاب تكون بشكل مشبك يوضع على بعد (2.5 - 1. 5) ملم عن الصفيحة الشعاعية وتسلط عليه فولطية مستمرة موجبة مقدارها (500) فولط ونتيجة انجذاب دقائق الاثر الى طبقة السلينيوم تتكون ما تسمى بصورة المسحوق (powder image). ولغرض الحصول على صورة دائمية لغرض التشخيص تنتقل الصورة الى منطقة التحويل (transfer) تأخذ ورقة اعتيادية وتطلى بطبقة من البلاستك (البولي اثلين) ثم توضع الورقة على طبقة السلينيوم وتضغط بقوة حتى تغور دقائق الاثر داخل البلاستك في منطقة التسخين حيث تسخن الورقة الى درجة (246.1) درجة سيليزية فتذوب المادة البلاستيكية وتنفذ دقائق الاثر الى داخلها مكونة صورة مرئية دائمية تستلم من خزان الاستلام حيث تكون المناطق المتكلسة في الثدي سوداء مائلة الى الزرقة اما المناطق الاعتيادية الاخرى للثدي فتكون بيضاء مائلة للزرقة في حالة التظهير الموجب و يحصل العكس في حالة التظهير السالب.

شكل (٥-١٣) مراحل اضهار الصورة الخفية وحافاتها الحادة



تبقى قسم من دقائق الاثر على صفيحة السلينيوم ولا تذوب في مادة البلاستك لذلك يجب تنظيف الصفيحة جيدا عند استخدامها مرة اخرى، وذلك بتعريض الصفيحة الى مصدر ضوئي والذي يقوم بتقليل قوة جذب الدقائق الى الصفيحة فتنفصل من الصفيحة ثم يمر تيار متناوب لغرض معادلة القوة الكهروستاتيكية التي تربط الدقائق الى الصفيحة،وللتأكد من نظافتها جيدا يتم تنظيفها ميكانيكيا باستخدام فرشاة لغرض ازالة الدقائق.

الثانية: باستخدام طريقة دقائق الاثر السائلة حيث يمكن اظهار الصورة الخفية. يتم في هذة الطريقة مايلي

١- نستخدم طريقة التصوير الجاف بشكل كبير في تصوير للثدي (Xerox mammography) حيث تظهر المناطق المتكلسة بصورة واضحة نتيجة لظاهرة تعزيز صورة الحافات، ولكن الجرعة الناتجة على التصوير تكون كبيرة نسبيا ولغرض التقليل من هذه الجرعة الى نصف قيمتها استخدمت عام 1985 ولأول مرة منظومة تسمى منظومة

الدقائق السائلة وكلمة السائلة لا تعني المعنى الدقيق لها وانما تعني دقائق ذات اقطار متناهية في الصغر والاسم التجاري لهذه المادة هي دقائق الاثر 175 بدلا من الدقائق المستخدمة سابقا وهي رقم 125. تمتاز الدقائق السائلة بصغر حجمها وصغر كمية الشحنة لكل دقيقة من الدقائق حيث ان صغر الدقائق يؤدي الى جودة الصورة المتكونة ويكون قطر الدقائق السائلة 107 مايكرومتر مقارنة باقطار الايروزول (4 مايكرون) اما كمية الشحنة فقد قلت من 1000 الكترون لكل دقيقة ايروزول الى 150 الكترون لكل دقيقة سائلة، ان قلة الشحنة لكل دقيقة وقلة الحجم ادى الى زيادة كمية الدقائق المترسبة على صفيحة السلينيوم وطبقة اظهار الصورة مشابهة لطبقة دقائق اظهار الايروزول حيث تضخ الدقائق السائلة من خلال عدد كبير من الفتحات الصغيرة والتي تسمى برؤوس النافورة داخل حجرة تتحرك اعلاها صفيحة الاشعة الجافة.

٥ – ١٠ قياس جرعة الثدي

الجرعة المؤثرة على الثدي تتناسب عكسياً مع طاقة الاشعة السينية ولان الطاقة المستخدمة عادة قليلة فان الجرعة المؤثرة تكون كبيرة .

ويمكن قياس الجرعة مباشرة باستخدام حجرة التاين المحمولة او بشكل غير مباشر باستخدام اقراص الوميض الحراري (TLD).ويفضل عادة استخدام اقراص الوميض الحراري لغرض قياس الجرعة السطحية بوجود المريض (ESD_{pp}) ويكون سمك الثدي من ٤–٦ سم حيث توضع هذه الاقراص في اكياس بلاستيكية سوداء على الاجزاء المراد قياسها وهذه الاقراص لاترى على الفلم الشعاعي ، ومن هذه الجرعة يمكن قياس الجرعة السطحية بعدم وجود المريض (ESP_{pa}) وذلك بضربها في معامل التشتت المناسب. وان الجرعة المهمة في قياس الثدي هي معدل الجرعة الممتصة في انسجة الغدد (AGD) average absorbed dose (in the glandular tissue)).

حيث تحسب جرعة الغدد من خلال ضرب الجرعة السطحية بعدم وجود المريض بعامل التحويل (G) والذي يعتمد على نصف سمك المرشح المستخدم (HVL) وسمك الثدي المضغوط . ان سمك المرشح المستخدم في اجهزة تصوير الثدي يختلف باختلاف الانود .

كذلك يمكن وضع اقراص الوميض الحراري على شبح (فانتوم) خاص بالثدي بدلاً من وضعها على جسم المريض للاسباب التالية .

١– القياسات اكثر دقة لان TLD تقع في الموقع الدقيق على الشبح .

٢- استخدام عدد اقل من اقراص TDL ويمكن وضعة قبل تشغيل الجهاز وبذلك تقلل من تعرض المريض والكادر الطبي .

٣- ولغرض الحساب الدقيق لجرعة الغدد فيتم تعين سمك النصف لمرشحات الالمنيوم اعتماداً على نوع الانود ونوع المرشح الاضافي كدالة لذروة الفولتية وقد استخدمت الدول الاوربية القيم الموضحة في الجدول (٥ – ١) .

الجدول (٥-١) العلاقة بين قيمة HVL لوحدة جهاز تصوير الثدي ونوع مادة الأنود والمرشح

Anode and filter الانود والمرشح	Tube voltage الفولطية kV_p ذروة	HVL (mm Al) نصف سمك الالمنيوم
المادة	(kV)	ثدي مضغوط
Mo + 30µm Mo	25	0.34
Mo + 30µm Mo	28	0.37
Mo + 30µm Mo	30	0.38
Mo + 30µm Mo	31	0.39
Mo + 30µm Mo	34	0.40
Mo + 25 µm Rh	22	0.34
Mo + 25 µm Rh	25	0.40
Mo + 25 µm Rh	28	0.44
Mo + 25 µm Rh	34	0.46

وبعد تعيين نصف سمك المرشح من الالمنيوم نجد مقدار معامل التشتت (Back Scatter) من الجدول (٥ – ٢)الذي وضعته منظمة الدول الاوربية .

جدول (٥-٢)معامل التشتت (G) كدالة لنصف سمك مرشح الالمنيوم

نصف السمك	سمك الثدي المضغوط (ملم)					
(mm Al)	30	40	50	60	70	80
0.25	0.234	0.174	0.137	0.112	0.094	0.081
0.30	0.274	0.207	0.164	0.135	0.114	0.098
0.35	0.309	0.235	0.187	0.154	0.130	0.112
0.40	0.342	0.261	1.209	0.172	0.145	0.126
0.45	0.374	0.289	0.232	0.192	0.163	0.140
0.50	0.406	0.318	0.258	0.214	0.177	0.154

٥ -١١ طرائق تقليل جرعة الثدي

في السنولت الاخيرة تم استخدام طرائق لتقليل الجرع الاشعاعية من اهمها:

١ – طريقة جديدة لتصنيع السلينيوم حيث تم تصنيع السلينيوم غير المتبلور بطريقة جديدة اتاحت الحصول عل كفاءة عالية لعامل التحويل والمقصود بعامل التحويل مقياس لكمية الشحنة التي يمكن ازالتها من طبقة السلينيوم ذات الشحنة الموجبة بعد تعريضها للاشعة السينية النافذة من جسم المريض، هذه الطريقة زادت عامل التحويل بنسبة 20 % عن طريقة التصنيع القديمة.

٢– استخدام طبقة سميكة من السلينيوم كمادة موصلة ضوئيا حيث استخدم طبقة سمكها 320 مايكرومتر بدلا من الطبقات القديمة التي سمكها 150 مايكرومتر، ان زيادة السمك يؤدي الى زيادة كمية الاشعة السينية الممتصة في هذه الطبقة وبنسبة زيادة تصل الى 45 % والذي يؤدي الى الحصول على كفاءة عالية للصورة.

٥ – ١٢ البحوث والدراسات العملية

من البحوث التي نفدها المؤلف عند اشرافة على طلبة الدراسات العليا، قياس الجرعة الغدية في بعض المستشفيات العراقية عام ٢٠٠٥ من خلال قياس جرع الدخول السطحية للثدي بوجود المريض (ESD_{pp}) باستخدام أقراص الوميض الحراري، إذ وضعت ثلاثة أقراص في كيس بلاستيكي أسود لتجنب تأثرها بالأشعة المرئية ولصقت على ثدي المريضة بواسطة شريط طبي في مركز سقوط الأشعة. وبعد الحصول على النتائج تم حساب معدل

القيم وقورنت مع القيمة القياسية. جرى التشخيص الطبي لعدد (٢٠ مريضة) ولسمك ثدي مضغوط مقداره ٦٠ سم في مدينة الطب وسمك ثدي مضغوط مقدارها ٧٠سم في مستشفى اليرموك في بغداد عاصمة العراق.اما جرعة الدخول السطحية بعدم وجود المريض (ESD_{pa}) باستخدام حجرة التأين Unfors بنفس الظروف السابقة لقياسات اقراص الوميض الحراري من قيمة التعرض (mAs) والفولطية (kV_p) .ولحساب معدل الجرعة الغدية (AGD) نستخدم مرشح الالمنيوم من الجدول (٥–١) .تم حساب عامل الاستطارة الخلفية (G) بقسمة جرع الدخول السطحية عند وجود المريض (ESD_{pp}) على جرع الدخول السطحية عند عدم وجود المريض (ESD_{pp}) كما في الجدولين (٥–٣) و(٥–٤) والتي توضح النتائج التي تم الحصول عليها عند إجراء القياسات السابقة في مستشفى مدينة الطب، ومستشفى اليرموك على التوالي.

$$AGD= g\ EsD_{pa}$$

الجدول (**3-5**) نتائج القياسات في مستشفى مدينة الطب في بغداد

NO. التسلسل	kV_p	mAs اتعرض	ESD_{pp} mGy	ESD_{pa} mGy	الزمن ثانية	عامل G التحويل	AGD mGy الجرعة الغدية
1.	25	3	0.977	0.85	0.40	1.15	0.1462
2.	25	4	1.015	0.875	0.449	1.16	0.1505
3.	25	42	7.8	6.93	0.837	1.09	1.1919
4.	25	50	8.239	7.559	0.788	1.1	1.3001
5.	25	75	10.8	9.814	1.076	101	1.688
6.	25	108	19.97	19.02	1.337	1.05	3.2714
7.	25	186	26.75	25.8	1.492	1.07	4.4376
8.	26	59	11.876	10.51	0.923	1.13	1.8077
9.	26	79	14.86	13.64	0.980	1.09	2.346
10.	26	117	27.5	25	1.507	1.1	4.3
11.	22	20	2.43	2.25	0.179	1.08	0.387
12.	22	25	3.05	2.804	0.713	1.09	0.482
13.	30	35	11.66	10.92	0.685	1.07	1.878
14.	30	40	12.45	11.86	0.727	1.05	2.039
15.	30	60	17.37	15.11	0.921	1.2	2.59
16.	28	30	9.8	9.005	0.622	1.2	1.548
17.	28	35	10.86	9.72	0.700	1.16	1.6718
18.	28	50	11	9.005	0.65	1.22	1.548
19.	27	125	25.72	23.61	1.509	1.09	4.060
20.	27	120	25.27	23.40	1.455	1.08	4.02

obeikandi.com

الجدول (4-5) القراءات التي تم قياسها في مستشفى اليرموك- بغداد - العراق

التسلسل.NO	ذروة الفولطيـــة kV_p	التعرضmAs	ESD_{pp}	ESD_{Pa}	G	AGD
1.	27	30	3.851	3.469	1.11	0.503
2.	27	35	4.550	4.136	101	0.59972
3.	27	40	4.991	4.941	1.01	0.7164
4.	27	45	4.332	4.983	1.07	0.722
5.	27	50	6.224	6.042	1.03	0.876
6.	27	55	6.800	6.017	1.13	0.872
7.	27	60	7.323	6.538	1.12	0.9480
8.	27	65	7.895	7.164	1.102	1.0387
9.	27	70	8.88	8.222	1.08	1.19219
10.	27	75	9.501	8.483	1.12	1.23
11.	27	80	9.89	8.814	1.122	1.27
12.	25	85	10.5	9.292	1.13	1.347
13.	25	90	11.01	10.0	1.101	1.45
14.	25	95	17.111	15.415	1.11	2.235
15.	25	100	15	14.563	1.03	2.102
16.	25	110	20.88	19.698	1.06	2.842
17.	25	120	22.90	20.705	1.106	3.005

الجدول (٥-٦) علاقة سمك الثدي المضغوط مع الجرعة والتعرض

سمك الثدي(cm)	الجرعة mGy	الجرعـــــة AGD الغدية
4	6.7	1.15
4.5	7.5	1.29
5	8.5	1.49
5.5	9.3	1.59
6	10.10	1.73
6.5	10.8	1.85

ومن هذة النتائج نجد العلاقة بين سمك الثدي والجرعة التي تستلمها المريضة ونلاحظ في الجدول (٥-٦) ان زيادة سمك الثدي تستوجب زيادة التعرض وكذلك زيادة الجرعة مما يؤدي الى زيادة في AGD الجرعة الغدية، لكون الثدي المضغوط الصلب او الذي يتكون من انسجة كثيفة يكون اكثر صعوبة في نفوذ الاشعة خلاله وذات عالية وكذلك يكون التعرض في هذه الحالة نسبياً عاليا لكي نحصل على صورة جيدة. وبنفس الوقت تكون الجرعة الغدية AGD اكبر اي تزداد مع السمك.

obeikandl.com