الفصل الثامن

التصوير المقطعي المحوسب

Computed Tomography
CT

obeikandl.com

٨ – ١ المقدمة

تعتبر تقانة التصوير الشعاعي باستخدام التصوير المقطعي المحوسب CT من أهم التقانات المستخدمة في الوقت الحاضر للتشخيص باستخدام الاشعة السينية والتي تمتاز بالصورة التشخيصية ذات النوعية الجيدة وتولد صور واضحة حتى للمقاطع الصغيرة جداً. اول التصاميم الهندسية لانتاج مثل هذا الجيل من الاجهزة للتصوير الشعاعي وضع عام ١٩٧٠ من قبل المهندس البريطاني هاونسفيلد (Hounsfield)،وبعد عدة سنوات تم انتاج واستخدام مثل هذه الاجهزة والتي تمتاز بانها لاتصور الاعضاء بالطرق التقليدية حيث لايوجد مستلم للصورة مثل الأفلام الفوتوغرافية وشاشة التقوية أو صفيحة التصوير الصفري (Xerox paper) . ففي التصوير المقطعي المحوسب توجه حزمة من الاشعة السينية الى المريض والتي تتوهن داخل جسم المريض حسب كثافة الاجزاء ثم تسقط على كاشف للاشعاع استجابته للإشعاع الموهن جيدة، ترسل المعلومات الى حاسبة لغرض تحليل الاشارات وبناء الصورة ثم عرضها على الحاسب لغرض التشخيص او تصويرها لغرض الحفظ الدائمي . تبنى صورة الاجزاء لشريحة معينة في الجسم داخل الحاسب باستخدام معادلات رياضية تسمى بنظام العد العشري (algorithms). يحتاج فهم عمل التصوير المقطعي الحلزوني الى معلومات جيدة في الفيزياء ، الهندسة ، والحاسبات . التصوير الشعاعي التقليدي هو تصوير محوري (axial) يكون فية مستوى الصورة موازياً الى محور جسم المريض . يعتمد اساس عمل التصوير المقطعي المحوسب CT على اسقاط الحزمة على الجزء المراد فحصة ثم استلام الاشعة الموهنة بواسطة كاشف للاشعاع يحولها الى اشارة كهربائية تغذي الى حاسب ، وتكون حركة كل من الكاشف وحزمة الاشعة بشكل متزامن .عندما تصور منظومة (المصدر– الكاشف) نسيجا معينا فأن ذلك الجزء يقوم بتوهين الاشعة السينية بشكل يتناسب مع الكثافة والعدد الذري للاجزاء التي يخترقها . لذلك فأن شدة الاشعاع المسجل في الكاشف مختلفة حسب الجزء المار فيه مكوناً صورة لتوزيع الشدة او مسقط الصورة (projection) وفي نهاية التصوير تتوقف المنظومة وتعود الى وضعها الاول كي تبدا بالمسح الثاني . وعند تكرار عملية المسح نحصل على صورة ذات عدة مساقط وهذه الصورة لايمكن رؤيتها على الشاشة لانها بشكل اشارات كهربائية ولكنها تخزن في الحاسبة . يقوم الحاسب بمعالجة هذه المساقط وحذف الصورالمتراكبة عن بعضها للحصول على صورة واضحة للشريحة المراد فحصها .

٨ - ٢ أجيال التصوير المقطعي المحوسب (CT)

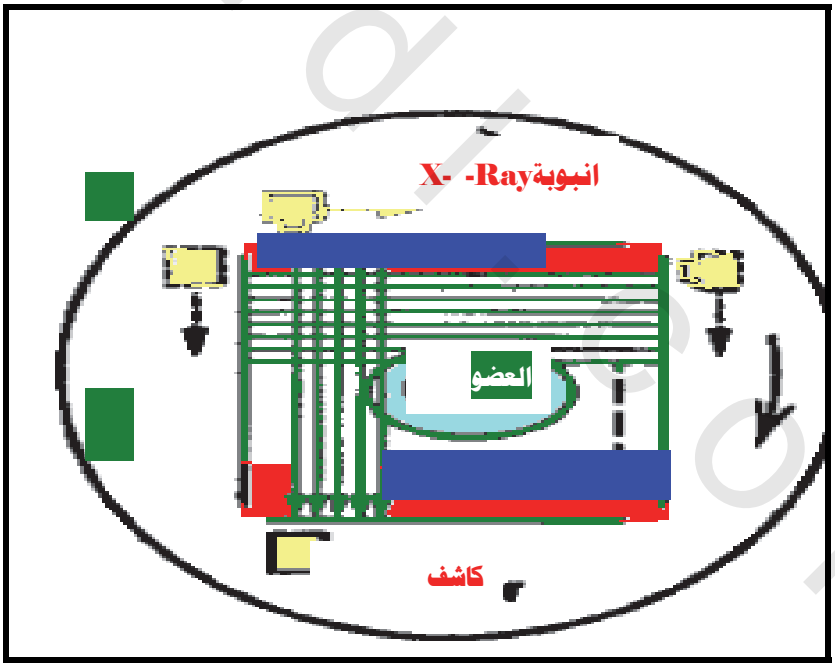
لقد مرت عملية تطور التصوير المقطعي المحوسب (CT) بأربعة أجيال هي

١-الجيل الأول للفحص

تتكون أجهزة التصوير المقطعي المحوسب (CT) في هذا الجيل من حزمة للاشعة السينية مسددة بشكل دقيق جداً (pencil beam) الى منظومة الكاشف التي تتكون من ثلاثة كواشف . هذه المنظومة تتحرك عرضياً حول المريض وتدور خلال الانتقالات المتكررة . وأحد انواع هذا الجيل يتطلب ١٨٠ انتقالاً وكل انتقالة مفصولة عن الاخرى بدرجة واحدة من الدورات وفي كل مسح تتولد صورتان للشريحة المراد فحصها بواسطة كاشفي منظومة الكاشف . اما الكاشف الثالث من المنظومة فيصور الاشعة السينية غير الموهنة اي التي لاتمر بالجسم وتعتبر مرجعية لبقية الصور(شكل 8-1) .

(شكل 8 - 1) الجيل الأول للتصوير المقطعي المحوسب

حركة خطية- دورا نية



من مساوي هذا الجيل هو الزمن الطويل للتصوير والذي يصل الى حوالي ٥ دقائق وبذلك تكون الجرعة كبيرة كذلك الحزمة الدقيقة تتعرض الى تشتت كبير والذي يقلل من جودة الصورة . عند التصوير في هذا الجيل يجب وضع كيس من الماء على جسم المريض باتجاه عمودي على الاشعة السينية الساقطة لان الماء ضروري لتهدئة التغير الحاد في التوهين الاشعاعي الذي يحصل بين الهواء والجلد او عظام الراس

٢.-الجيل الثاني

الفرق الاساس عن الجيل الاول استخدام حزمة عريضة مروحية الشكل (fan beam) ومنظومة الكاشف تحتوي على عدة كواشف لغرض قطع حزمة الاشعة السينية العريضة نسبيا واستخدم هذا الجيل عام ١٩٧٦ وقد استطاع الجهازالوصول الى هدف تصنيعة وهو ان زمن مسح الصورة وصل الى ٢٠ ثانية . ويمتاز هذه الجيل :

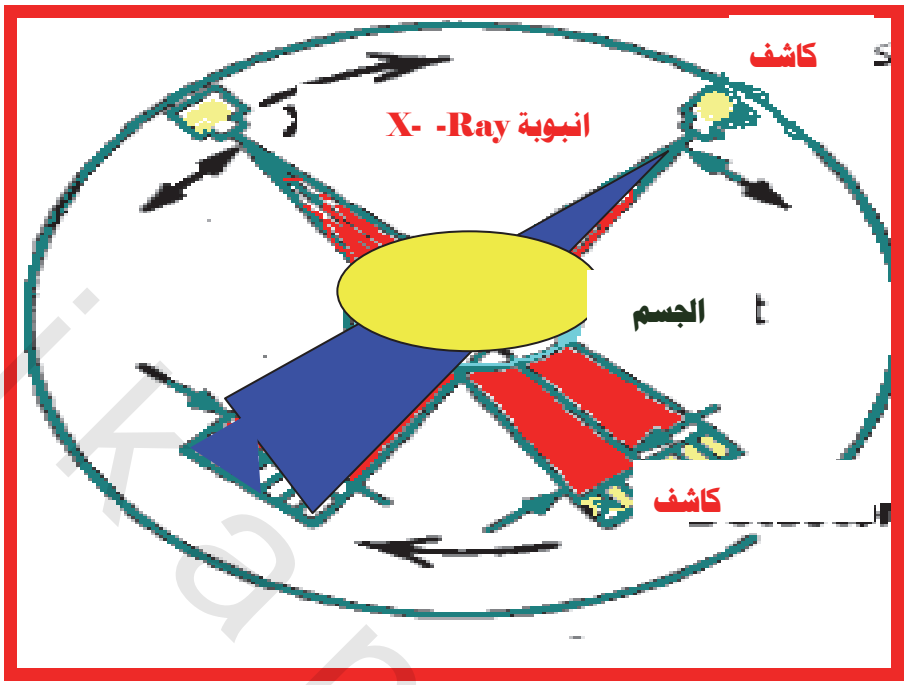
١/ سرعة فحصة لان عدد الكواشف المستخدمة يتراوح بين ٥-٣٠ كاشف لذلك فأن زمن المسح يكون اقل مما هو للجيل الاول وكل انتقالة تفصل عن الاخرى بزاوية١٠˚ لذلك تحتاج الى ١٨ انتقالة لمسح ١٨٠˚ من الجسم.

٢/ يؤدي زيادة عدد الكواشف الى الحصول على صور واضحة المعالم .

٣/ لا تعتمد قدرة تفريق الكواشف للصور على مساحة الكاشف .

٤/ كل كاشف يصور الجزء المراد فحصه. ولان جميع هذه الكواشف تنقل لتصوير الشريحة المطلوبة للمريض لذلك فأن الحزمة المرجعية غير الموهنة يمكن ان تستخدم في كل صورة حيث ان الاشارة الخارجة من الكاشف تعبر وتحول الحركة الى كمية قياسية (normal) خلال كل انتقالة باستخدام الحزمة المرجعية غير الموهنة . شكل (٨-٢) يمثل الجيل الثاني للتصوير الطبقي المحوسب

شكل (٨-٢) الجيل الثاني للتصوير المقطعي المحوسب حركة خطية- دورا نية صغيرة



أن من أهم مساوئ هذا الجيل هو زمن التعرض والذي يكون بحدود ٢٠ ثانية لكل مسحة واحدة من التصوير وذلك للتعقيد الميكانيكي في تدوير المنظومة والكتلة الكبيرة للمجمع(المسند الدائر) gantry

٣-الجيل الثالث

يمتاز هذا الجيل بالمتطلبات التقنية العالية لتراكم خبرة الشركات المصنعة لتصنيع منظومات التصوير المقطعي بالاضافة الى نقصان الكلف الاقتصادية والحصول على صور جيدة و تقليل الفحص عن طريق استخدام مجوعة من الكواشف والتي تدور هي والاشعة السينية مركزياً بشكل متزامن حول المريض كوحدة واحدة وبزمن اقل من ثانية واحدة لكل مسحة واحدة من التصوير وتكون الكواشف بشكل صف على شكل قوس حلقي يحتوي على الاقل ٥٠ كاشفاً وحزمة مروحية عرضها ٣٠-٦٠ . شكل (٨-٣) يمثل الجيل الثالث للتصوير المقطعي المحوسب

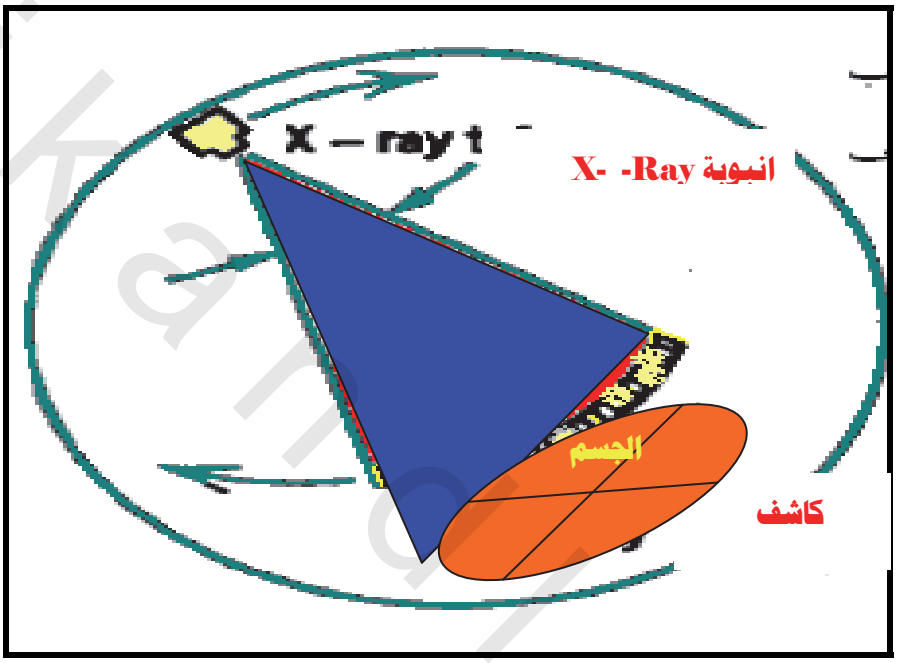
اهم خوا ص منظومة الجيل الثالث

١- الحزمة المروحية ومجموعة الكواشف تصور الجزء الداخلي .

٢- يكون بناء وإنشاء الصور جيداً وذلك لان المسافة بين مصدر الاشعة والكاشف ثابتة .

٣- شكل منظومة الكواشف والمصدر في هذا الجيل تسمح بتسديد جيد للحزمة الشعاعية وبذلك تقلل من تاثير تشتت الاشعاع وهذا النوع من التسديد يسمى بتسديد ما قبل الكاشف او ما بعد المريض ويعمل عمل

شكل (٨-٣) الجيل الثالث الحزمة مروحية الحركة دورا نية - دورا نية



الشبكة في اجهزة الاشعة السينية التقليدية وتقلل من الجرعة الاشعاعية . ان التسديد ما قبل المريض يؤدي الى الى تقليل تشتت الاشعة وبالتالي زيادة تباين الصورة وفي الاجهزة التقليدية يوجد مسدد واحد فقط يوضع في فتحة نفوذ الاشعة السينية في منظومة التصوير المقطعي فيوجد مسددين احدهما قبل المريض واخر ما بعد المريض فالمسدد الاول يتكون من عدة اجزاء موازية للاشعة السينية والتي تقلل من شدة الاشعاع على الجزء المصور،وبذلك تقلل الجرعة الاشعاعية وتقلل من سمك الشريحة، وهناك مسدد اخر يسمى مسدد ما بعد المريض او المسدد

ما قبل الكواشف والذي يحدد الحزمة الساقطة على الكاشف وتقلل من تشتت الاشعة السينية وتزيد من كفاءة الصورة . ان المسددين يعملان معاً لتحديد الشريحة بشكل دقيق .

من اهم مساويء الجيل الثالث هو تولد اجزاء مشوهة في الصورة ويعود ذلك الى ان كل كاشف يصور جزء صغير من النسيج لذلك فأن عطل كاشف او مجموعة منها يؤدي الى تشوه الاشارة الناتجة عن هذا الجزء وتكون بشكل حلقة في الصورة الكلية . ومن المحتمل اعادة معالجة هذه الصورة في الحاسب لتقليل مثل هذا التشوه.

٤- الجيل الرابـــع

في هذا الجيل يتحرك انبوب الاشعة السينية الساقطة فقط داخل مجموعة من الكواشف تكون بشكل دائرة كاملة تحيط بجهازالاشعة السينية الذي يدور حول المريض و الكواشف ثابتة لا تتحرك ويصل عدد هذه الكواشف الى ١٠٠ جزء . وتكون حركة الاشعة السينية مروحية الشكل وهذا الجيل يستطيع ان يمسح العضو المراد تصويرة خلال ثانية شكل (٨-٤). ويمكن تصوير اسماك مختلفة من خلال التسديد على المريض اوتوماتيكياً .وقد تم استخدام منضومات اشعة سينية دوارة في القياسات واختفت منظومات الحركة الدورانية – الانتقالية (Translation – Rotation)

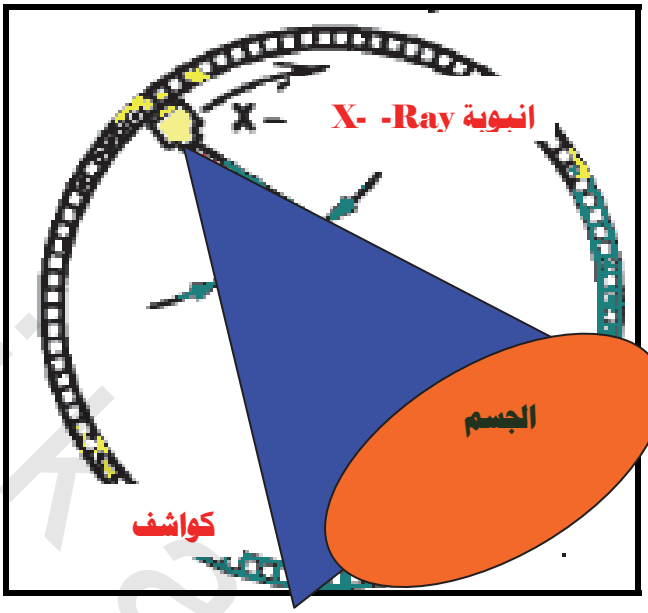
مجموعة الكواشف الدائرية لهذا الجيل لاتولد مرور حزمة ثابتة من المصدر لجميع الكواشف ولكنها تسمح لاشارة كل كاشف بالتغير وتحويلها الى كمية قياسية خلال كل دورة من التصوير . ان الصورة في هذا النوع تكون خالية من التشوهات .

اهم مساويء هذا الجيل هي

١- الجرعة العالية التي يتلقاها المريض مقارنة مع الاجيال الاخرى .

٢- كلفة الجهاز كبيرةً بسبب زيادة عدد الكواشف وبالتالي زيادة المنظومات الالكترونية.

شكل (٨-٤) يمثل الجيل الرابع للتصوير المقطعي المحوسب حركة دورا نية للأنبوب والكاشف ثابت



٥ - الجيل الخامس

يسمى هذا الجهاز جهاز التصوير المقطعي ذات المسح المتحرك لااعادة بناء الصورة Dynamic Spatial Re - constructor (DSR) -scanner). ويعتبرهذا الجيل قيد الدراسة وهوآخر ما توصلت إليه الأبحاث من تطور، وحتى الآن لم يتم استثماره في مجالات العمل المهني إنما يستخدم في مجالات بحثية فقط، توجد منظومة من هذا الجيل الآن في المركزالطبي مايو (Mayo Clinic) في امريكا حيث يتكون من 14 أنبوب أشعة وكذلك من كواشف ثابتة وشاشة وميضية وكاميرا فديوية وقد استخدم تجريبا لدراسة فسلجة الحيوانات.ومكن الحصول على ٢٤٠ صورةشريحة متتالية سمك كل شريحة ٩ ٠٠ ملم . ويمكن أن نحصل على الصور لهذا الجهاز العملاق الذي يزن عدة اطنان في ثانية واحدة.لم تصنع الجهاز بشكل تجاري لغلاء سعرة ولبروز مشاكل تقنية وكذلك فان نوعية الصورة غير جيدة.

٨ — ٣ التصاميم المستقبلية

تهدف تصاميم الاجيال المستقبلية لمنظومة التصوير المقطعي المحوسب الى تقليل الجرعة الاشعاعية ما امكن ومن هذه التصاميم هو تحريك مصدر الاشعة السنية او مجموعة الكواشف او كليهما او تحريك المريض نفسة . وتم التوصل كذلك الى امكانية تقليل زمن دورة

التصوير . ويستمر العمل في تطوير النظام الرياضي للحاسوب من خلال النظام العشري بحيث يتمكن مشغل الحاسبة من اختيار اكثرالشرئح جودة من مجموعة كبيرة من الشرائح.

٨- ٤ مكونات جهاز التصويرالمقطعي المحوسب

يتكون جهاز التصوير المقطعي المحوسب من ثلاث منظومات اساسية هي المسند الدوار ، الحاسب وبرامجة، ولوحة التشغيل والسيطرة. شكل (٨ – ٥).

١ - انبوبة الاشعة السينية :

تتطلب الأشعة السينية في التصوير المقطعي المحوسب بعض التقانات الحديثة المتطورة الخاصة مثل القدرة الكهربائية العالية التي تتراوح بين ٢٠ – ١٠٠ واط . حركة المحرك بسرعة عالية لكي يتمكن الانود الدوار من تبديد الحرارة العالية المتولدة نتيجة اصطدام الالكترونات بالهدف .وبالرغم من ان قسم كبير من هذة الاجهزة يعمل في تيارات واطئة (اقل من ١٠٠ ملي امبير) ولكن القدرة التي يولدها الجهاز عالية جداً حيث تصل حرارة الانود الى ٢ مليون وحدة حرارية ((Hu) لذلك يتطلب وجود وحدة لتبريد الأنبوب لكي يتحمل الجهد العالي الموضوع . ومن أهم الوسائل لتأمين التبريد استخدام مبادلات حرارية تحيط بالأنبوب مثل استخدام الزيت الذي يتم تمريره عبر خرطوم مرن باستطاعته تصريف حوالي 1000 وحدة حرارية بالدقيقة. عند التصوير فأن تيار الاشعة السينية يصل الى ١٠٠٠ ملي امبير وعرض النبضة يتراوح بين ١–٥ ملي ثانية وتردد تلك النبضات بمعدل ٦٠ هرتز

٢ - منظومة الكواشف :

الكاشف هو المنظومة التي تسجل الاشعاع المؤين الساقط عليها، وتعتبر من اهم اجزاء منضومة اجهزة التصوير المقطعي. يقوم الكاشف بتحويل الاشعة السينية الساقطة الى اشارة كهربائية يتم تضخيمها وتحويلها من معلومات تماثلية الى معلومات رقمية.تحتوي منظومة الكاشف على مكبر اولي (Preamplifier) ومحول المعلومات التماثلية الى معلومات رقمية (ADC). المكونات الالكترونية للكاشف السبب الرئيسي في توليد الضوضاء وتكون اقل من التذبذب الاحصائي في شدة الاشعة السينية الناتجة عن ضوضاء الفوتونات. الكواشف الشائعة المستخدمة في التصوير المقطعي المحوسب تكون على نوعين القديمة هي الكواشف الوميضية والحديثة الكواشف الغازية:

شكل (٨ – ٥) مكونات جهاز التصويرالمقطعي المحوسب.

اولاً: الكواشف الوميضية

تتكون الكواشف الوميضية المستخدمة سابقاً من بلورة ايوديد الصوديوم (NaI) وأنبوب مضخم ضوئي ومجموعتهما الالكترونية . مثل هذه الكواشف لا يمكن تقريبها مع بعضها حيث تكون الفواصل بينهما كبيرة نسبياً ويحتاج كل مضخم ضوئي الى مجهز للقدرة . تم تطوير هذه الكواشف واستخدمت اخيراً بشكل بلورة تصنع من ايوديد السيزيوم (CSI) او تنكستات الكادميوم (CdWo4) والتي تستخدم الان بشكل واسع . ان الفاصلة بين كاشف وأخر تتغير حسب التصميم حيث تكون بعض التصاميم من ١– ٨ كاشف لكل سم او خمسة كواشف لكل درجة ولان الفاصلة بين كاشف وأخر كبيرة نسبياً لذلك فأن المساحة الكلية التي تحتاجها الكواشف الوميضية حوالي ٥٠% .اي ان حوالي ٥٥% من الاشعة السينية الساقطة على المريض سوف تسهم في عملية زيادة الجرعة ولكنها لاتسهم في تكوين الصورة .

ثانياً: الكواشف الغازية :-

تستخدم الآن بشكل واسع الكواشف الغازية في اجهزة التصوير المقطعي المحوسب وذلك لرخص ثمنها مقارنة بالكواشف الوميضية غالية الثمن، وذلك لاحتوائها كثير من الاجزاء الالكترونية الملحقة بها وتكون الاشارة الخارجية من الكواشف الوميضية كبيرة لذلك لاتحتاج الى تكبير . بينما الاشارة الخارجية من الكواشف الغازية تحتاج الى تكبير لأنها ضعيفة . تتكون الكواشف الغازية من حجرة معدنية كبيرة تحتوي على مجموعة من الحواجز بحيث ان الفاصلة بين حاجز وأخر حوالي (١) ملم . هذه الحواجز تشبه الصفائح الرصاصية للشبكة تقسم هذه الحواجز حجرة الكاشف الغازي الى عدد كبير من الكواشف الصغيرة والتي يعمل كل منها بشكل منفصل عن الكاشف الاخر .

ان مجموعة الكواشف الغازية تغلق بشكل محكم وتملأ تحت الضغط بغاز خامل ذات عدد ذري كبير مثل الزنون او خليط من غاز(الزنون – كريبتون) وعند مرور الاشعاع خلال الحجم الحساس (الغاز) للكاشف فأن الغاز يتأين ويولد ايونات موجبة واخرى سالبة بشكل يناسب مع كمية الاشعاع الممتص. كفاءة هذه الكواشف قليلة نسبياً وتصل الى ٤٥% ولكن امكانية تقليل عدد هذه الفواصل بين الكواشف يجعل الكفاءة لا تختلف كثيراً عن الكواشف الوميضية . وجميع الخواص الاخرى لهذه الكواشف مقاربة لخواص الكواشف الوميضية غالية الثمن .من مساوئ هذة العدادات هو صعوبة تصنيع مصفوفات متعددة من الكواشف ولكن تصبيع مصفوفة واحدة يكون سهلا.ان جميع المصفوفات المتعددة الكواشف التي صنعت سابقا اوحاليا صنعت من بلورات سيراميكية وميضية.

٣ – مولد الفولطية العالية:-

جميع اجهزة التصوير المقطعي المحوسب تعمل بفولتية ذات ثلاث اطوار والتي تقوم بتشغيل محرك الانود السريع وكذلك القدرة التي يحتاجها الجهاز في عملية توليد النبضة . مثل هذا المولد يوضع داخل المسند او القرص الدوار للمسند وبذلك لاتحتاج الى لف (تدوير) اسلاك التوصيل .

٤ – منضدة المريض وعملية التثبيت .

تصنع منضدة المريض من مواد ذات عدد ذري واطئ لكي لا تتداخل مع الاشعة السينية النافذة او الساقطة على المنضدة وصورة المريض . ان المناضد الحديثة تصنع من الواح من الكاربون ذات

العدد الذري القليل وتكون غير سميكة وقوية . هذه المنضدة يجب تحريكها بواسطة محرك بشكل دقيق وهادئ بحيث يمكن الحصول على موقع دقيق

للجزء المراد فحصة . لان الموقع اذا لم يكن دقيقاً فأن ذلك يؤدي الى احتمال تصوير المقطع مرتين والتعرض الى جرعة عالية بدون مبرر او لا يصور ذلك الجزء . ويمكن تحريك هذه المنضدة اوتوماتيكياً من لوحة السيطرة بحيث تقلل من دخول المصور الى غرفة الفحص ما امكن وبذلك تقل الجرعة التي يتعرض لها المصور وتقلل زمن فحص المريض . وتحتوي المنضدة على معدات لتثبيت حركاتة. بالإضافة الى تهيئة الموقع المريح لفحص المريض .

٥ - منظومة المجمع الدوار (القنطرة) (Gantry assembly)

تتضمن منظومة المجمع الدوار لانبوبة الاشعة السينية ، مجموعة الكواشف ، مولد الفولتية العالي ، منضدة المريض والسيطرة على حركاتها او التثبيت الميكانيكي لكل هذه الاجزاء . هذه الاجزاء تستقبل الاوامر الالكترونية من لوحة السيطرة وتغذي المعلومات الى حاسب لغرض توليد الصور والتحليل شكل (٨ – ٦).

٦ - الحاسوب

تعتمد دقة ونوعية الصورة في اجهزة التصوير المقطعي المحوسب على قدرة الحاسوب على تحليل الاشارات من الكواشف الاشعاعية . يقوم الحاسب بحل اكثر من ٣٠،٠٠٠ معادلة رياضية بشكل متوالي لذلك تحتاج هذة الاجهزة الى حاسب له قدرة كبيرة على خزن المعلومات . يحتوي الحاسب على المعالج الدقيق (microprocessor) والذاكرة الاولية وهذا المعالج يحدد الزمن بين نهاية التصوير وظهور الصورة الذي يكون غالباً اقل من٣٠ ثانية ويسمى بزمن البناء (reconstruction) وتحدد كفاءة الجهاز بهذا الزمن . تستخدم بعض اجهزة التصوير المقطعي المحوسب مجموعة من المعالجات بدلاً من معالج دقيق واحد لغرض بناء الصورة . هذه المجموعة من المعالجات تقوم باستخدام النتائج لمعادلات كثيرة في ان واحد لذلك فأنها اسرع من المعالج الدقيق وبذلك يصل بناء الصورة الى اقل من ثانية.

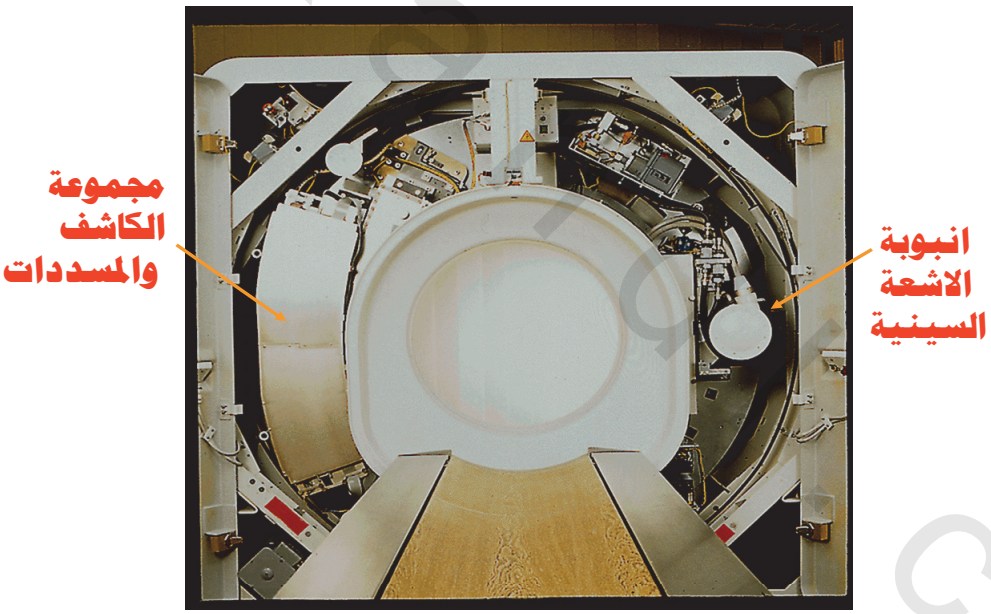
٧- لوحة السيطرة control consol

معظم اجهزة التصوير المقطعي المحوسب تحتوي على لوحتين للسيطرة احدهما للفنين الذين يتحكمون بتشغيل المنظومة والأخرى للطبيب الذي يعرض الصورة ويغير حجمها وتباينها

وطريقة رؤيتها . تتضمن لوحة سيطرة الفنين الاجهزة والمقاييس لغرض اختيار العوامل المناسبة للفحص الاشعاعي ، التحريك الميكانيكي للمسند الدوار او منضدة المريض ، والأوامر للحاسوب . لغرض بناء الصورة وتحويلها الى الطبيب . ومن هذه المقاييس هو مقياس ذروة للفولتية kV_p لجهازالتصوير الطبقي المحوسب والذي يتراوح بين ٥٠- ٢٠٠ kV ومقياس التيار والذي يتراوح بين ٢٠-٥٠ ملي امبير في حالة عمل الجهازاعتياديا. ويصل الى بضع مئات من الامبيرات في حالة استخدام حزمة نبضية . وكذلك جهاز التحديد والسيطرة على زمن القياس والذي يتراوح بين ١-٥ ثانية في حالة المسح السريع ويمكن كذلك السيطرة على سمك الشريحة للنسيج المراد تصويره. و يتراوح سمك الشريحة بين ١-١٥ ملم .

-

شكل 8 – 6 مكونات المسند الدوار



يتم تحديد التسديد اوتوماتيكياً لغرض اختيار سمك الشريحة المراد تصويرها. يمكن للمصور الشعاعي تسجيل معلومات عن المريض على لوحة تلفازيه للعرض مثل اسم المرض ، رقمه ، الجنس ، الوزن ، رقم المسح ، موضع المنضدة .....الخ

obeikandl.com

كذلك فأن العرض يستخدم لملاحظة الصورة الناتجة قبل تحويلها الى القرص الصلب في الحاسبة وتحويلها الى شاشة العرض الخاصة بالطبيب وتكون هذه الشاشة مهمة عندما يكون هنالك زخم في العمل حيث تعرض الصورة على الطبيب الاخصائي بدون التداخل مع فحص المريض حيث يستطيع الاخصائي استدعاء الصورة السابقة والتعامل معها للحصول على المعلومات المطلوبة او لغرض ضبط السطوع والتباين ، التكبير ، المنطقة المراد فحصها.

تخزن الصورة الإشعاعية في التصوير المقطعي المحوسب اما على قرص مرن floppy disk او على شريط مغناطيسي ويستخدم كل منها لحفظ صور عدة للمرضى ويمكن استدعاء هذه الصور في اي وقت او تسجيلها على فلم باستخدام كاميرا ليزرية . وهذه الكاميرا تستخدم افلام ابعادها ٢٠x ٢٥ سم ليطبع صورا تتراوح بين ٢-٦ صورة على الفلم . او يمكن طبع عدة صور على الفلم الواحد وتكون الصورة صغيرة . وهناك افلام ابعادها ٣٢-٤٠ سم تستخدم لطبع صور اكثر .

٨ - ٥ انواع أجهزة التصوير المقطعي

هناك نوعين رئيسيين لأجهزة التصوير المقطعي المحوري المحوسب من حيث فكرة العمل وهي:

١- جهاز التصوير المقطعي المحوري (Computed Axial Tomography)

في هذة الاجهزة يتم مسح سمك قليل من العضو المراد تصويرة في جسم الإنسان بشكل مقطعي بواسطة حزمة ضيقة من ألاشعة السينية. يقاس ويسجل التوهين الناتج عن مرور الأشعة خلال جسم المريض بواسطة كاشف إشعاعي، وبعد عمليات المسح لعدة مرات يتم الحصول على صور مساقط اجزاء النسيج بحسب زوايا التعرض . تتم عملية بناء الصورة من خلال تسجيل ومعالجة إسقاطاتها أو إعادة بناء الصورة التي تم مسحها، تخزن و تعالج صورة المساقط بواسطة برامج معدة خصيصا لهذا الغرض وتكون للنسيج صورة ببعدين حيث يمكن استخدام الألوان لإظهار الكثافات المختلفة.

٢ - جهاز التصوير المقطعي اللولبي (Spiral CT).

تم تطوير هذة الاجهزة في اوائل التسعينيات من قبل الباحث ولي كالندر.عند دوران جهاز الاشعة السينية دورة كاملة تتولد صورة لشريحة واحدة من النسيج، وعندما يكتمل مسح الشريحة تتحرك المنضدة لتهيئ المريض لتصوير الشريحة التالية وفي هذة الفترة تقوم منظومة المصدر- كاشف بعكس اتجاهها لتجنب تشابك الاسلاك الكهربائية. يمسح نسيج المريض المراد تصويرة

مسحا سريعا عن طريق الدوران المستمر لأنبوب الأشعة بينما يبقي ألمريض مستلقيا على المنضدة والتي تتحرك بسرعة ثابتة مما يسمح لحزمة الأشعة بالمسح بشكل لولبي و يتم معالجة المعلومات الأولية بواسطة مصفوفتين من الكواشف. من ميزات هذا النوع:

ا – استخداماته في حالات تصوير الأطفال وذلك للسرعة الفائقة التي يتمتع بها حيث يمكن تصوير حجم كبير بزمن يتراوح بين ٢٠ – ٦٠ ثانية وهو زمن قصير يكون من السهل على المريض حبس نفسة وعدم الحركة.

ب – تسمح هذة التقانة بتعزيز تباين الصورة من خلال تتبع المواد الملونة التي يحقن بها المريض وبيان احتمالية وصولها إلي العضو المراد فحصه بسرعة.

ت – يفضل استخدام هذا النوع من الاجهزة للحصول علي المعلومات بسرعة في حالات الطوارئ التي يراد تشخيص الحالة بأقصى سرعة ممكنة.

ح – التفريق والتباين للصورة عالي جدا ويمكن الحصول على صورة ثلاثية الابعاد (3D mage)

٣- جهاز التصوير المقطعي متعدد الشرائح (Multislice CT)

اساس عملة نفس اساس عمل الجهاز المقطعي الحلزوني ولكن يحتوي على اكثر من حلقة من كواشف الحالة الصلبة والتي تستطيع اكمال دورة واحدة خلال ثانية واحدة. استخدمت في السنوات الاخيرة ٤ ،٨ ١٦، ٣٢ ، ٤٠ و ٦٠ حلقة من الكواشف.وتم تطوير هذة الاجهزة خلال السنوات الماضية وادخل الى الخدمة عام ٢٠٠٧ اجهزة تنجز ثلاث دورات في الثانية الواحدة وذلك يمكن الحصول على معلومات لحجم كبير من الانسجة بزمن قصير.

٤-جهاز التصوير المقطعي ثنائي الصور(Dual Source CT)

استطاعت شركة سيمنس انتاج جهاز تصوير مقطعي يحتوي جهازين للاشعة السينة ومجموعة مزدوجة من ٦٤ شريحة من الكواشف.لهذة الاجهزة القدرة على زيادة تفريق الصور نتيجة لتقليل زاوية الدوران للحصول على صورة كاملة.لذلك يمكن لهذة الاجهزة دراسة الاوعية القلبية بدون استخدام الادوية المقللة لمعدل لضربات القلب ،ويمكن تصوير القلب في حالة الانقباض. وجود حزمتين للاشعة السينية يجعل من الممكن استخدام طاقتين مختلفتين للاشعة السينية،وبذلك يمكن تقدير معدل العدد الذري في العناصر المستقلة للصورة (**Voxel**) وكذلك مقدار التوهين الكلي .لذلك يمكن التميز بين الكالسيوم في العظام او في الاوردة المريضة مثلا

باستخدام اليود كمادة لتعزيز التباين .تستطيع هذة الاجهزة تحسين نوعية الصورة وتشخيص الاورام بسهولة.

٥- جهاز التصوير المقطعي ذات مسح الحزمة المخروطي

.يتم مسح الاعضاء باستخدام حزمة مخروطية بدلا من الحزمة المروحية من اجل تصوير العضو الكلي بدلا من الشرائح في زمن قصير لكن المشكلة في هكذا مسح هو ان تفاصيل العضو تسقط على الكواشف بزوايا مختلفة تعتمد على ابعادها عن المستوى المركزي وبذلك تكون حافات الصور مشوهة.

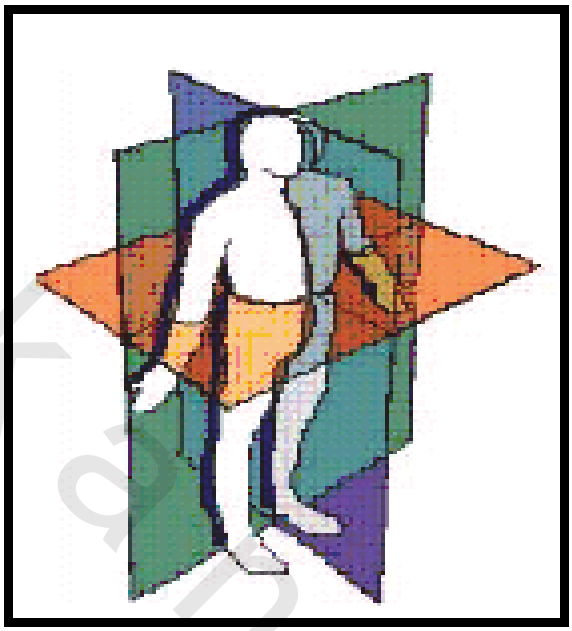
٨ – ٦ مبدأ عمل التصوير المقطعي المحوري

يعتبر جهازالتصوير المقطعي المحوسب(CT) من الأجهزة التي اساس عملها يعتمدعلى توجية حزمة من ألاشعة السينية التي تدور حول جسم المريض الذي يراد تصويره، فتمسح بذلك مقطعاً، تتحدد سمك المقطع الذي يعتمد على عرض الحزمة كما في الشكل (٨- ٧).

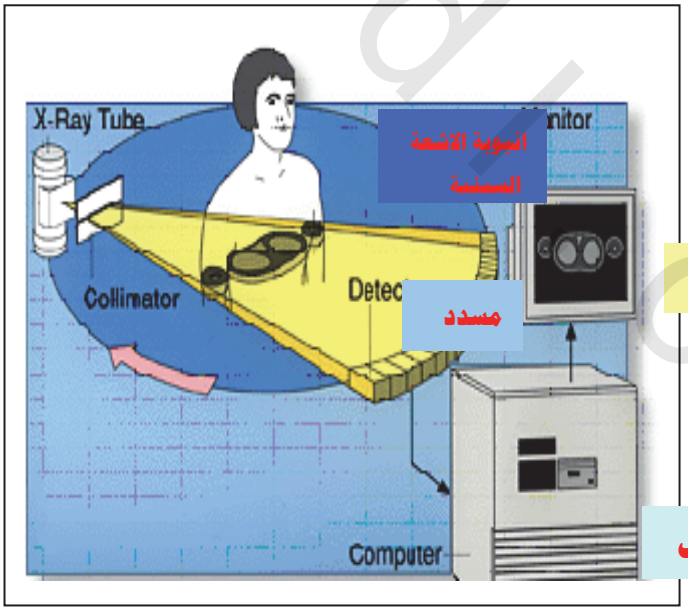
يسمح الكاشف الإلكتروني للأنبوب بقياس التوهين الذي طرأ على حزمة الأشعة على طول مسارها وفي كل موقع فراغي، وتحفظ هذه القياسات في ذاكرة مغناطيسية. وفي نهاية حركة المسح تكون الذاكرة قد سجلت عدداً كبيراً من القياسات المتقاطعة فيما بينها، ونتيجة لذلك يسجل كل جزء من عناصر النسيج بعنصرمن خلاياالصورة التي تسمى بيكسل(Pixel)والذي يمثل معامل توهين الأشعة السينية فيه أو كثافته الإشعاعية.

والشكل (8-8) يوضح مسار حزمة الأشعة (أنبوب الأشعة، المحدد الأولي، الجسم المراد تصويره، المحدد الثانوي، الكاشف) وإلكترونيات القياس والمعالجة وإعادة بناء الصورة، شاشة الإظهار والتحكم بالصورة.عندما يدور انبوب الاشعة السينية والكاشف ٣٦٠° ، تتولد صورة لكل شريحة من النسيج. وتسدد حزمة الاشعة السينية باستعمال مسدد رصاصي سمكة ١ –١٠ ملم يوضع قريبا من فتحة الانبوبة. في كل دورة تتكون اشكال جانبية(Profile) للاشعة السينية النافذة من جسم المريض بعد توهينها حيث يصل عدد الاشكال الى١٠٠٠ شكل في الدورة الواحدة يعاد بناء هذة الاشكال بواسطة ٧٠٠ قناة (Channels)،

شكل (٨-٧ المقطع العرضي المتعامد مع المحور الطولي الكبير للجسم



الشكل (٨ – ٨)تكون الصورة في التصوير الإشعاعي المقطعي



٨- ٧عملية التصوير بجهاز CT

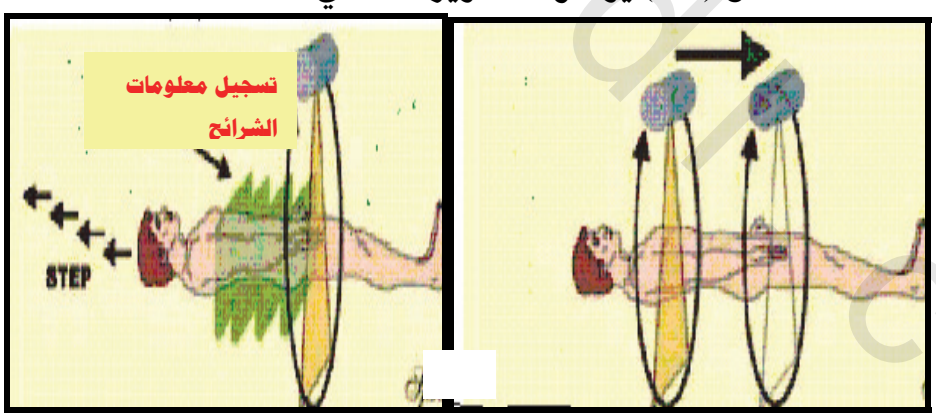
obeikandi.com

تتم عملية التصوير المقطعي من خلال قيام الفني المتخصص بأخذ عدة شرائح للنسيج المراد تشخيصة فمثلا عند تصوير مقطع للرأس تحتاج الصورة من 10-١٢ شريحة وكل من هذه الشرائح ذات سمك 5mm، يمسح المريض مرة واحدة لكل شريحة، حيث تمر الأشعة خلال المريض وتجمع المعلومات. بين كل عملية مسح تقوم المنضدة التي تحمل المريض بإدخاله وتحريكه أفقيًا وبشكل تكون فيه المسافة مكافئة لسمك الشريحة كما في الشكل (٨ -٩).

يتم وضع المريض على المنضدة المزودة بأداة التحكم برفعه وتحريكه إلى المكان المخصص له وهي فتحة القنطرة ويبدأ التصوير على شكل شرائح متتالية، يتحكم الحاسب بالنظام من خلال وحدة التحكم التي تتألف من لوحة مفاتيح إدخال الأوامر وشاشة عرض من أجل قراءات المعطيات ومعالجة ورؤية الصورة ويقوم البرنامج بالخطوات التالية:

١. تشغيل جهاز الاشعة السينية،جمع المعلومات عن الاشعة السينية النافذة من جسم المريض .
٢. معالجة المعلومات في الصورة وتخزين الصورة على القرص الصلب للحاسب .
٣. إظهار الصورة على الشاشة المرئية .

شكل (٨-٩) يوضح التصوير المقطعي



عندما تتولد الاشعة السينية بناء على أوامر الحاسب يقوم محرك كهربائي بتدوير انبوبة الاشعة السينية حول المريض. تتوهن الاشعة السينية التي تمر خلال المريض بنسب مختلفة حسب العدد الذري للنسيج المارة خلالة. يتم قياس كثافة النسيج بشكل مستمر بواسطة مجموعة من الكواشف التي تحيط بالمريض من جميع الجهات مكونة حلقة دائرية من 1200 كاشف (يختلف

باختلاف نوع النظام ونوع الجيل الذي ينتمي إليه الجهاز) حيث يتم نقل معلومات المسح الأولي إلى نظام استعادة الصورة الذي يحول معلومات المسح الأولي إلى معطيات صورة رقمية، ومن ثم يقوم الحاسب بتخزين الصورة علي القرص الصلب ويتم التحكم بتخزين 500-200 صورة تظهر على الشاشة المرئية و تعالج الصورة الظاهرة بعدة طرق متضمنة مساحة وطول قياسات المقاطع وغيرها من المعالجات.

عندما يمتلأ القرص الصلب فإن الصورة الأقدم والأقل استخداماً تنقل إلى الشريط المغناطيسي من أجل التخزين النهائي. تسمى هذه المرحلة أرشفة الصورة ويمكن أن تتم إعادة استرجاع الصورة من القرص عن الحاجة.

٨-٨ مراحل تكون الصورة :

١ - اعادة بناء الصور

عند مرور ألأشعة السينية احادية الطاقة خلال انسجة الجسم المتكونة من اعداد ذرية مختلفة لها معاملات امتصاص خطية حسب نوع النسيج، حيث يتكون نسج جسم الإنسان من (هواء، دم ، عظم ، وعضلات) ، و لكل نوع من تلك الانسجة معامل توهين خطي خاص وموضح في الجدول(٨ - ١) .ويمكن حساب كمية الفوتونات النافذة من انسجة الجسم المختلفة بمعرفة الفوتونات الداخلة وكذلك معامل الامتصاص الخطي الكلي، من العلاقة التالية:-

$$I = I_o \exp(-\mu x) \quad \text{------1}$$

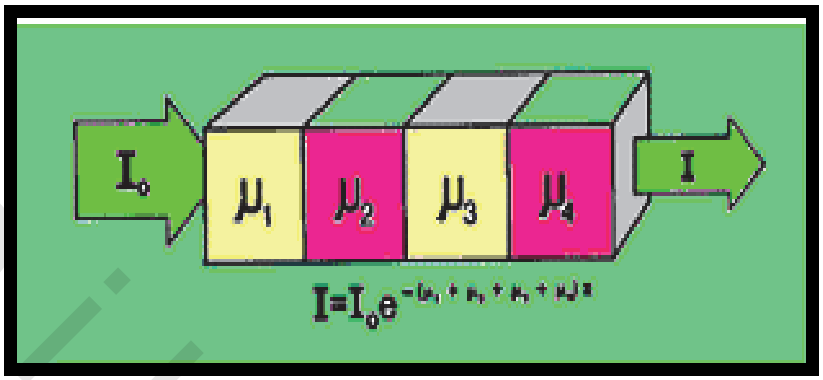
حيث يمثل I_0 عدد الفوتونات الابتدائي، I يمثل عدد الفوتونات المنبعثة ، x سمك النسيج قيد الفحص ، μ معامل الامتصاص الخطي للطاقة.

الجدول(٨ – ١) معامل الامتصاص الخطي للطاقة لانسجة الجسم المختلفة.

نوع النُسيج	معامل الامتصاص الخطي	I/I_0
هواء μ	0.0	1.0
دم μ	0.48 cm^{-1}	0.837
عضل μ	0.18 cm^{-1}	0.835
عظم μ	0.178 cm^{-1}	0.619

obeikandl.com

شكل (٨-١٠) العناصر المستقلة للصورة **(Voxel)**



$$I= I_o \exp - (\mu_1+ \mu_2+ \mu_3+ \mu_4)\, x \text{------2}$$

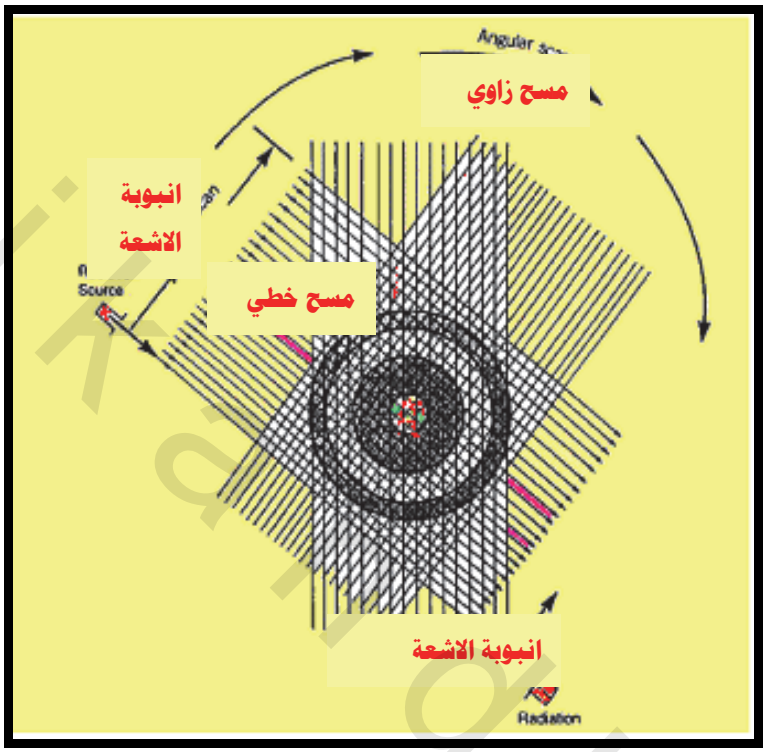
$$P(x)=\sum_1^4 \mu_i \text{ ------3}$$

$$P(x)= \mu_{i1}+ \mu_{i2}+ \mu_{i3}+ \text{----------}+ \mu_m$$

يعتمد التباين في التشخيص المقطعيCT بين نسيج وآخر على معامل التوهين الخطي للمادة المراد تصويرها.حيث يقوم الحاسب بحساب معامل التوهين الخطي لكل نسيج يساهم في توهين الحزمة وعلى هذا الاساس يتم إعادة بناء صورة المقطع الذي مسحته الحزمة رياضياً. تقسم الطبقات المقطعية للجسم في التصوير المقطعي المحوري إلى عدة اجزاء صغيرة جداً وكل جزء من هذه الاجزاء تحدد بعدد يتناسب مع معامل التوهين الكتلي لحزمة الاشعة السينية ، تدعي الاجزاء المستقلة عناصر حجم (Voxel) شكل (٨ -١٠) تحدد عناصر الحجم المستقلة، درجة الامتصاص، سمك النسيج، تركيب الاجزاء الصغيرة،ونوعية الحزمة حسب المعادلات في اعلاة. اما خلاياالصورة فتسمى بيكسل(Pixel).الصورة الإشعاعية التقليدية يمكن الحصول عليها مباشرة من خلال سقوط الاشعة السينية مباشرة على مستقبل الصورة(الفلم) . اما في حالة التصوير المقطعي المحوسب فأن صورة الاشعة السينية تخزن بشكل صور الكترونية يمكن عرضها بشكل مضغوط من الكثافات الضوئية والتي تحتوي على مجموعة من الخلايا (البيكسل) تتكون من ٥١٢ x ٥١٢ مصفوفة اي من ٢٦٢١٤٤ خلية معلومات وان المعلومات الحسابية على كل خلية هي رقم المقطع (CT number) او تسمى وحدة هاونسفيلد .إن البكسل عبارة عن معلومات للشريحة المصورة على خلية لها بعدين اما المعلومات الحجمية الثلاثية الابعاد للشريحة المصورة فتسمى فوكسل (voxl) والتي نحصل عليها من حاصل

ضرب مساحة البيكسل وسمك الشريحة للمسح ويتم الحصول عليها من خلال مسح الحزمة للنسيج مسحا افقيا وخطيا شكل (٨ – ١١).

الشكل(٨ –١١) يوضح توازي للحزم الإشعاعية وزاوية المسح



٨ –٩. عدد او رقم المقطع (**CT number**):

التصوير المقطعي وسيلة لقياس وحساب لمعامل التوهين الخطيμ((x,y موقعيا .ولكن لايمكن استخدام معامل التوهين الخطي للمقارنة بين الصورالتي نحصل عليها خلال المسح الصوري بفولطيات وترشيح مختلف.لذلك فان معامل التوهين المقاس يسمى مقدارالتصوير المقطعي (CT value) نسبة الى التوهين في الماء.و سمي هذا العدد بعدد CT ووحداتة هاونسفيلد (HU) لتخليد مكتشف تفنية التصوير المقطعي هاونسفيلد. عدد هاونسفيلد (HU) للماء او الانسجة المكافئة للماء يساوي صفر (من التعريف) وللهواء–١٠٠٠ HU .انسجة الرئتين والشحوم يكون عدد CT سالب وذلك لقلة الكثافة والذي يؤدي الى نقصان التوهين ($\mu_{lung} < \mu_{water}$) اما بالنسبة للعظام والتكلسات فان كثافتهاعالية وبالتالي

يكون عدد CT كبيرا ويصل الى + ٢٠٠٠ HU وهذا العدد يعتمد على طاقة الاشعة السنية بشكل كبير مقارنة بالماء .ان عدد CT يتراوح بين– ١٠٢٤ و + ٣٠٧١ HU لكل بيكسل . عدد CT مقياس لكثافةالنسيج وعددة الذري وهذا ناتج من العلاقة بين معامل التوهين الخطي و معامل التوهين الكتلي

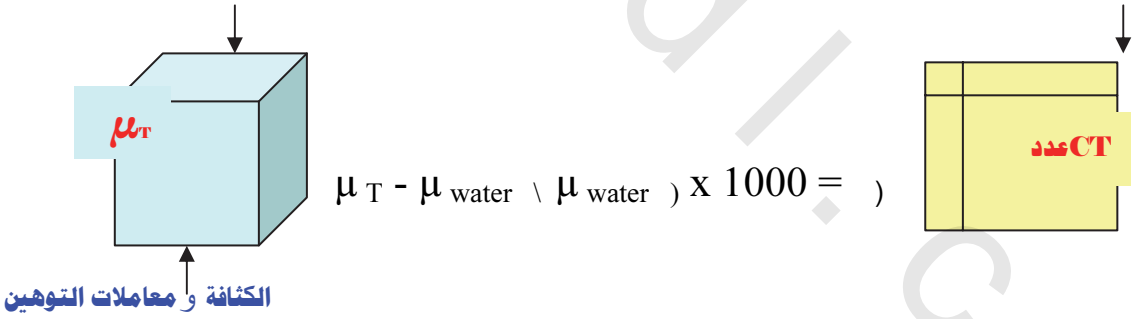
$$\mu = (\mu \setminus \rho)\ (\mathbf{E,Z})\ \rho$$

المبدأ الأساسي للتصوير بتقانة CT هو اعادة البناء الداخلي للجسم المراد تصويره باخذ صورة مقطعية بعدد كافي من الإسقاطات. تستعمل أجهزة التصوير المقطعي في الوقت الحاضر كلا التقنيتين (دوران – دوران و دوران– ثبات). جميع أجهزة التصوير المقطعي تأخذ معاملات التوهين الخطي بالاعتماد على CT(Number) ويعرف عدد CT لعنصر صورة ذو معامل توهين μ_T كما يلي:

$$CT(Number) = K\ (\mu_T - \mu_{water} \setminus \mu_{water})$$

حيث ان المقدارالثابت K لمعظم أجهزة التصوير الطبقي المحوري تساوي1000. شكل (٨ – ١٢)

الشكل (٨ –١٢) يوضح معنى عدد الـــ **CT**

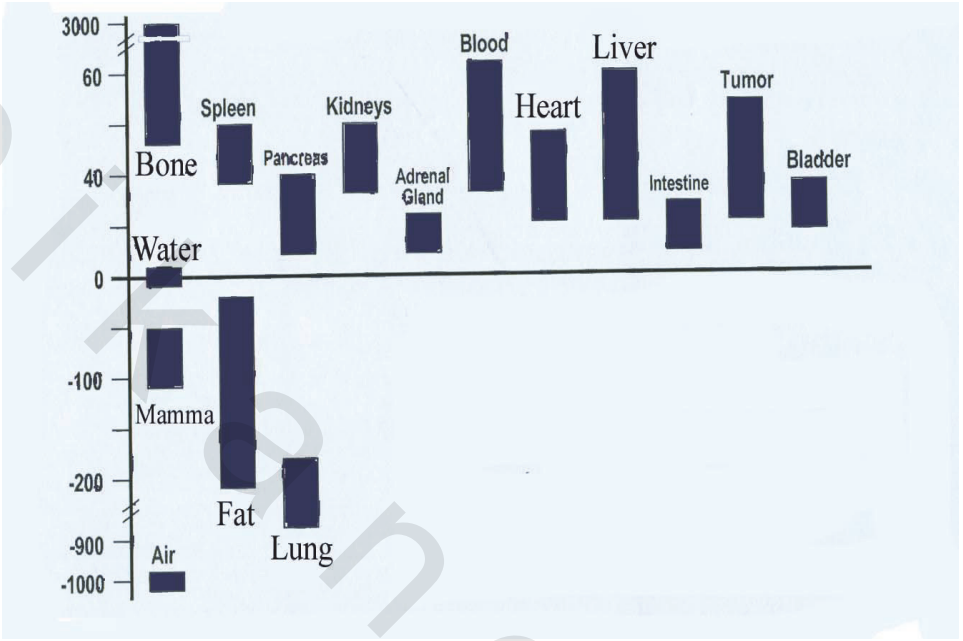


تقاس أرقام (CT) المميزة لبعض المواد بوحدة هاونسفيلد ويتم اشتقاقها بمقارنة معامل التوهين الخطي لكل عنصر Pixel مع معامل التوهين الخطي للماء. يوضح الجدول(٨ – ٢) والشكل(٨ – ١٣)

العلاقة بين μ ورقم الـ CT لانسجة الجسم المختلفة.

obeikandl.com

الشكل(٨ -١٣) رقم التصوير المقطعي $\mathbf{CT}_{\text{number}}$ لانسجة مختلفة



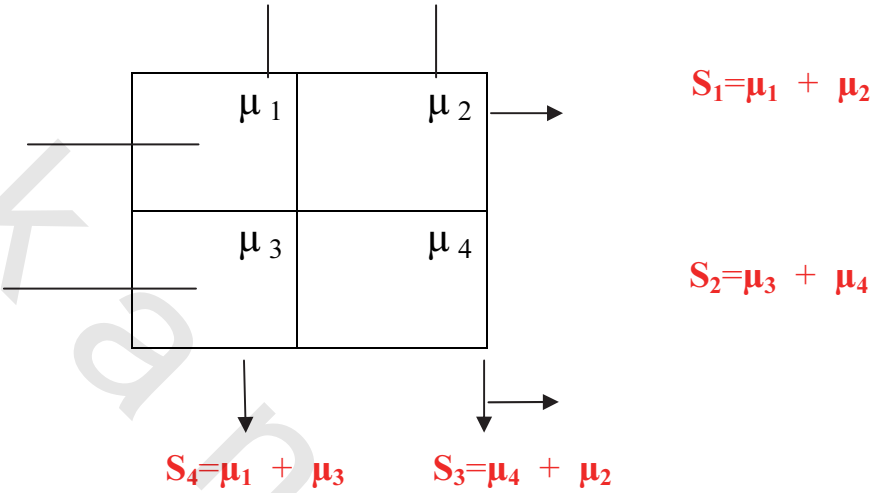
الجدول(٨ – ٢) العلاقة بين μ ورقم الـ **CT** لانسجة الجسم المختلفة.

نوع النسيج	رقم $\mathbf{CT}_{\text{Number}}$(HU)	معامل μ (cm^{-1}) التوهين الخطي
العظم	808	0.38
الماء	0	0.21
العضل	-48	0.20
الدهن	-142	0.18
الهواء	-1000	0.0

٨-١٠إعادة بناء الصورة .(**Reconstruction**)

ابسط انواع الصور في التصوير المقطعي تتكون من مصفوفة تحتوي على ٤ وحدات من خلايا الصورة(البكسل) أي المصفوفة (٢ x ٢) وهي تمثل قياس مزدوج لمسقطين. يمكن حل هذة المصفوفة باستخدام اربع دلات تحتوي على اربع قيم مجهولة ويقوم الحاسب بحله ببساطة شكل (٨ – ١٤) .في حالة المصفوفة (٣ x ٣) فان عدد القيم المجهولة تساوي ٩ والتي يمكن الحصول بعد حلها على ١٢ قيمة ،هذة العملية تسمى باعادة بناء الصورة الجبري(Algebric) Reconstruction والتي استخدمت في الاجيال الاولى للتصويرالمقطعي المحوسب .

الشكل(٨ -١٤) حساب الصور المقطعية



تكون المعالجة الرياضية لهذة الطريقة بدائية وذلك لتكرارالحسابات في كل خطوة لغرض تحسين الصورة .اما في الوقت الحاضر فتستخدم تقانة التفاف المساقط العكسية (onvolution-Backprojection تضمن الخطوة الاولى في بناء الصورة وجود مصفوفة خالية من الصورة (قيمة بدائية = صفر)،وبعدها تضاف جميع قيم المساقط الخلفية لبناء الصورة في ذاكرة الكومبيوتر .المعلومات التفصيلية تظهر بشكل مخطط للتوهين الحاصل للاشعة السينية المارة خلال الانسجة المختلفة للعضو وتكون الصورة غير واضحة الحافات ولاتكون كافية لتشخيص الانسجة المعقدة .وللحصول على صور واضحة المعالم فان كل مسقط يلتف قبل المسقط الخلفي بدالة رياضية تسمى الالتفاف الجوهري ((Convolution Kernel) يعاد بناء الصورة من قيم الالتفاف الجوهري بالاضافة لشكل التوهين الحاصل للاشعة السينية،تعتبر هذة الحالة عملية ترشيح كبيرة (High pass filter)وبذلك تتولد صورة واضحة المعالم . توجد على لوحة السيطرة مجموعة من المفاتيح التي تستعمل في عمليات بناء ومعالجة الصور والتي تتضمن مايلي :

obeikandi.com

١. القيم العددية لمعاملات التوهين الكتلي:

عند وضع المؤشر على المنطقة التي يراد إجراء فحصها فان معاملات التوهين سوف تظهر على شكل قيم عددية هي عبارة عن متوسط معاملات التوهين لمجموعة العناصر المصورة (Pixels).

٢ – طول الجسم ومساحتة .

بالضغط على لوحة مفاتيح الإظهار فإننا نختار القياسات السطحية والخطية مثل طول ومساحة العضو المراد تصويره.

٣ - الملاحظات الهجائية العددية

تسمح هذه العملية بتصنيف أجزاء من الصورة وذلك من خلال وضع مفتاح معين ثم يرمز ويحدد ذلك المكان ويكتب عليه العبارات المطلوبة.

٤ - توضيح الصورة عن طريق التقريب والتبعيد (Zoom).

خلال التصوير المقطعي لحقل معين من الانسجة قطرها (D_{FOM})فان مقدار التبعيد او التقريب (Zoom) والذي يسمى معامل التعبيد او التقريب (ZF) يعرض القيم على الشاشة وقد يكون واحد او اكبر من واحد حيث ان قطر الصورة بعد التكبير (D_{FOV}) والذي يعطى بالعلاقة التالية:

$$(D_{FOV}) = (D_{FOM}) \setminus (ZF)$$

وتكون الصورة بشكل مصفوفة ابعادها ($N_{pixel} \times N_{pixel}$) والتي يمكن حساب حجم مصفوفتها من المعادلة

$$W_{pixel} = (D_{FOV}) \setminus (N_{pixel})$$

في الصورة العادية كل حجم لعنصر (Voxel) يعتبر عنصر صورة حجمي ، إن الصورة المقربة توضح أربع عناصر صورة في عنصر حجم واحد وذلك بتكبير الصورة مرتين.

٥ – نافذتي التحكم قيم التوهين وعرض الصور:

يوجد عند مفاتيح الإظهار نافذتي الاولى تتحكم بالقيم العددية لمعاملات التوهين المظهرة كقيم متوسطة رمادية على الشاشة المرئية،والثانية تتحكم بالعرض لمجال المعاملات التي تتراوح من الأسود إلي البيض وبشكل نموذجي.

٦ - تعديل الصور بالحاسب:

يقوم الطبيب بعرض عدة شرائح من الانسجة تحت الفحص ويغير من تباينها ووضوحها في نفس الوقت و يمكن للطبيب المتخصص تكوين صورة ثلاثية الأبعاد لذلك العضو المريض ويمكن تحويل تلك الصورة إلى الحسوب المركزي للمستشفى او تخزينها.ويمكن إظهار الصورة في التصوير المقطعي CT علي شاشة تلفازيه من اجل الرؤية الآنية وتسجل على الفيلم من أجل المشاهدة اللاحقة والتخزين الدائم. تتم عملية المسح بإظهار مصفوفة الإظهار التي تتكون من إظهار 256 عنصر (512 x 512) رمادية، والأمر الثاني يتعلق بحجم العنصر ،وإذا تم إظهار الصورة كاملة سوف يكون لدينا عدد من عناصر المصفوفة المتشكلة في كل نقطة من المصفوفة على الشاشة. فعلى سبيل المثال إذا كان حجم العنصر 0.1 mm وبالإضافة إلي ذلك اعتبرنا أن المجال النموذجي للمسح 40 Cm فان مجال المسح يحتوي على 4000 عنصر صورة في كل خط ويتم إظهار صورة علي الشاشة بمقدار (512 x 512) عنصر وهذا يعطي عناصر محددة في كل عنصر من المصفوفة علي الشاشة. يتم استخدام جهازين لإظهار الصورة الرقمية علي الشاشة المرئية وهما الشاشة المرئية ومولد الرسوم المرئية.

٨ – ١١ الجرعة الاشعاعية في التصوير المقطعي المحوري

لغرض تقيم الجرعة الاشعاعية الناتجة عن فحص مجموعة من الشرائح او فحص حجم نسيج كان يستخدم مايسمى معدل جرعة الشرائح المتعددة MSAD(Multiple Slice Average) Dose والذي يحدد عدد الشرائح والزيادة في مسح الصورة لفحص معين.استخدم بعد ذلك المؤشر المهم للجرعة الممتصة في التصوير المقطعي المحوري يسمى معامل جرعة التصوير المقطعي ويرمز له CTDI وهو عبارة عن تكامل الجرعة D(z) علي طول الخط الموازي لمحور الدوران (Z) مقسوماً على سمك الشريحة T.

$$CTDI = \frac{1}{T}\int_{-\infty}^{+\infty} D(z)dz \quad (1)$$

إذ تمثل D(z) الجرعة الإشعاعية كدالة للموقع (z) الواقع على المستقيم العمودي لمستوى المقطع (T) إذ (T) سمك الشريحة .

ولغرض تحديد بداية ونهاية التكامل نأخذ نصف طول شريط (TLD) أو نصف طول الحجم الحساس للكاشف (L)

$$(\mathrm{CTDI}) = \frac{1}{\mathrm{T}} \int_{-L/2}^{+L/2} D(z)\,dz \qquad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots (٢)$$

ويمكن قياس معامل الجرعة(CTDI) عمليا باستخدام حجرة تأين رفيعة بطول فعال وقدره 100 mm

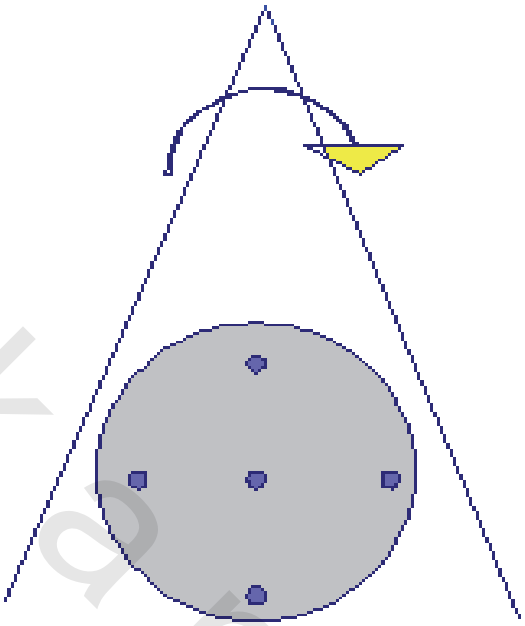
يمكن حساب الجرعة بطريقتين:

١ – من أهم الكميات التي يمكن قياسها لأجهزة التصوير المقطعي الإعتيادي أو الحلزوني هو معامل الجرعة (CTDI) في الهواء–الحر بشكلٍ موازٍ مع محور دوران الماسح .($CTDI_{w,air}$) وهي الجرعة الكلية الممتصة من قبل الشريحة ويمكن قياس هذه الجرعة باستخدام شبح خاص من البرسبكس إذ توضع أقراص (TLD) داخل الشبح والذي يتكون من جزئين أحدهما قطره ٣٢ سم والآخر ١٦ سم ، يستخدم الأول لقياس معامل الجرعة للجسم والثاني للرأس إذ تقاس الجرع بوضع حجرة التأين اواقراصTLD في موقعين الاول في مركز الشبح ($CTDI_{100,c}$) أو في المحيط ($CTDI_{100,p}$)(شكل ٨ –١٥).

ويمكن قياس (CTDI) في الهواء باستخدام عدة أقراص من (TLD) بشكل شريط طوله حوالي ١٢ ملم لمقطع طوله يصل إلى ٥ ملم، و٣٢ ملم لمقطع طوله أكثر من ٥ ملم . ب – هناك طريقة أخرى استخدمت من قبل الدول الأوربية وذلك باستخدام حجرة تأين طول حجمها الحساس ١٠٠ ملم لقياس الجرعة في الهواء وهذه الجرعةيمكن معايرتها من خلال قسمتها على (mAs) والتي يرمز لها (C) للحصول على ما يسمى بجرعة المعايرة للشبح ($nCTDI_w$)

obeikandl.com

شكل ٨ -١٥ من البرسبكس وفية حفر مركزية وأخرى محيطية



$$CTDI_w=1/C(1/3\ CTDI_{100,c}+ 2/3\ CTDI_{100,P})$$

حيث:

$CTDI_W$ معامل جرعة المقطع الموزونة للشبح لشريحة وحيدة في مسح متتابع أو كل دوران في مسح حلزوني (mGy).

C: التعرض(تيار الانبوب × زمن التعّرض)(mAs).

$CTDI_{100,P}$: تمثل معدل مقدار القياسات في أربعة مواقع مختلفة حول محيط الفانتوم

ثم نجد معامل جرعة المقطع الموزونة (Weighted $CTDI_w$) لكل دورة من دورات جهاز التصوير المقطعي الحلزوني

$$CTDI_w = n\ CTDI_w\ .C$$

وللحصول على الجرعة الكلية الطولية نستخدم العلاقة التالية :-

obeikandl.com

$$DLP=\sum_{i} nCTDI_w.T.N.C$$

حيث:

حيث:DLP : جرعة طولية لكامل الجسم (mGy/cm) شكل (٨ – ١٦)

i: تمثل عدد االمسوحات المتسلسلة للفحص.

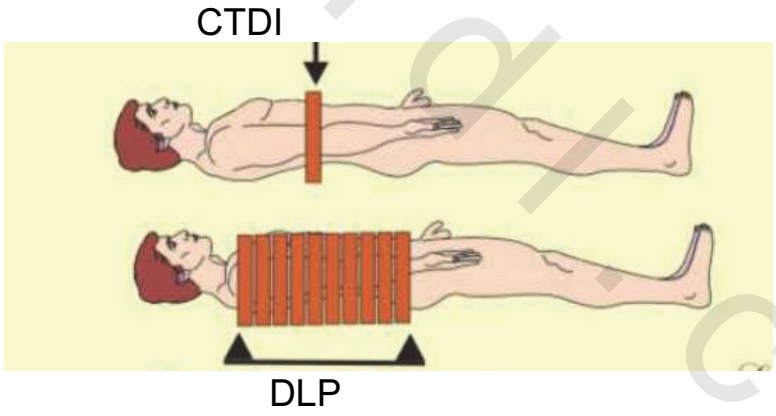
T سمك كل الشرائح (cm) .

$nCTDI_w$: الجرعة CTDI المرجحة في رأس أو جسم الفانتوم لسمك شرئح مختلفة و فرق جهد مستخدم من أجل الفحص.

C: التعرض ويمثل تيار الأنبوب × زمن التعرض (mAs) من أجل شريحة وحيدة في مسح متتابع أو لكل دوران في مسح حلزوني

n عدد الشرائح.

شكل (٨ - ١٦) DLP الجرعة لوحدة الطول لفحص كامل (mGy/Cm)



٨ -١٢. العوامل المؤثرة على الجرعة الإشعاعية للمرضي .

obeikandl.com

تعتبر الجرع الممتصة التي يتلقاها المرضي الناجمة عن التصوير الإشعاعي لأجهزة CT من الجرع العالية والتي لها آثارها الخطيرة ،وحسب دراسة امريكة فأن نسبة الاطفل في الولايات المتحدة اللذين يموتون من السرطان الذي استحدثته التعرضات الإشعاعية الناتجة عن التصوير المقطعي المحوري تصل الى حوالي ٠,١٥ %. وتساهم إعادة التصوير لجسم المريض الى زيادة تعرض المريض لجرع لا مبرر لها . تقع المسؤولية في إعادة التصوير على عاتق كلٍ من طبيب الأشعة وفني الأشعة فعلى سبيل المثال طبيب الأشعة يستطيع أن يقرر إذا كان المريض يحتاج إلى إجراء تصوير فعلاً أم لا وكذلك فان فني الأشعة يتحتم علية الاختيارات الصحيحة لكل من المتغيرات في لوحة السيطرة المناسبة للتصوير والتي تستطيع تقليل الجرعة. لقد بينت بعض الدراسات أنه يمكن تخفيض الجرعة التي يتلقاها المريض بنسب عالية تقدر حوالي 50% عن طريق الاستخدام الأمثل لمتغيرات لوحة السيطرة الصحيحة والمناسبة، ومن أهم العوامل التي يمكن أن تلعب دوراً في زيادة أو نقصان الجرع الإشعاعية هي:

١- تقليل التعرض mAs:

يعتبر التعرض mAs من أهم العوامل التي تؤثر في جرعة المرضى لانة يمثل عدد فوتونات الأشعة في وحدة الزمن. فعندما يتم التحكم بمقدار التعرض mAs وذلك بإنقاص قيمته فان ذلك سيؤدي أيضا إلي إنقاص الجرعة التي يمكن أن يتلقاه المريض . ولكن إنقاص زمن التعرض يعني تقليل زمن المسح للصورة لذا لا نستطيع أن نقوم بتخفيض في mA دون إنقاص في زمن التعرض والذي بدورة يؤدي الى زيادة في الضوضاء وبالتالي نقصان في نوعية الصورة والجرعة. ولكن الحصول علي صورة جيدة يتطلب تباين عالي في الصورة ويحصل ذلك عند تصوير شرائح رقيقة يتراوح سمكها بين 1 – 2 ملم أو تخفيض زمن التعرض بزيادة تيار الأنبوب. ونظراً لتقارب التراكيب النسيجية للجسم (كالعظم والهواء للصدر الحوض...) فتخفيض mA لا يشكل اثر كبير علي جودة الصورة وخاصة إذا لم نغير زمن التعريض، في بعض الدراسات التي تم إجراءها وجد أن تخفيض قيمة mA من 50 إلي 25 mA (ملي امبير)عند تصوير الاطفال لن يؤثر علي جودة الصورة.وعندما تخفيض قيمة mA من 400 إلي 80 mA مع المحافظة علي زمن التعرض لن يؤثر علي جودة الصورة.

٢ - طول المسح:

تزداد الجرعة الإشعاعية كلما زاد طول المسح ولكن هناك عوامل أخرى تتحكم بمقدار الجرعة مثل حجم المريض ونوعية وحجم النسج المراد فحصه .هذة العوامل تعتمد على مهارة وخبرة الطبيب والفني في تحديد منطقة المسح بدقة، لذا عليهم بذل الجهود لتقليل مناطق المسح والحصول على صورة جيدة و جرع إشعاعية قليلة ما امكن . وحديثاً تطور المسح وذلك باستخدام نوع من الماسحات السريعة ، بالإضافة إلى برامج حاسبية تزود بالمعلومات عن المريض (وزنه وطوله، عمره ،...) حيث يقوم البرنامج بتحديد المتغيرات الواجب استخدامها لتتحكم بطول المسح .

٣ - الفولطية المطبقة.

زيادة الفولطية المطبقة يؤدي إلي زيادة سرعة الالكترونات التي تصطدم بمادة الهدف وتنتج عن ذلك زيادة في الكثافة الإشعاعية (عدد الفوتونات في وحدة الزمن) والذي يؤدي إلي زيادة الجرعة الإشعاعية. فعند زيادة kV بمقدار معين فان ذلك يؤدي إلي زيادة الجرعة بعلاقة تختلف عن العلاقة بين mAs والجرعة الإشعاعية.

٤ – المسدد وسرعة المنضدة.

يتم تحديد عرض الشريحة من خلال المسددات التي تحدد عرض الشريحة، فكلما كان عرض الشريحة كبيراً كانت الجرعة الإشعاعية كبيرة، وتعرف الخطوة (Pitch) بأنها الجزء من منضدة المريض الذي يتحرك داخل المسند مقاسا بوحدة المليمتر لدوران واحد بالنسبة إلى عرض الشريحة. فإذا كان زمن الخطوة كبيراً فان الجرعة الإشعاعية ستكون كبيرة. وإذا كان زمن الدورة الواحدة ثانية واحدة لشريحة سمكها ١٠ ملم فأن ذلك يكافئ ١٠ ملم/ثانية.

٨ -١٣ الجرع الارشادية في التصوير الطبقي المحوري:

وضع الاتحاد الأوروبي مستويات إرشادية للجرع وليست حدود هذة المستويات من أجل سلامة المرضى على المستوى المحليً أو العالمي وقد تم قياس هذه المستويات التي استخدمت كيرما الهواء باستخدام شبح من البرسبكس يسمى (PMMA) ذات القطر ١٦ سم لقياس جرع الراس وقطر ٣٢ سم لباقي اعضاء الجسم.ويوضح الجدول ٨ -٣ و ٨ -٤ هذه المستويات الإرشادية.

أالجدول ٨ –٣ الجرعة الفعالة لبعض أعضاء الجسم التي يكافأ الجرعة **DLP**

اجزاء الجسم	طول مكافئ الجرعة المسوى(Normalised) DLP (mSv mGy-1 cm-1)
الرأس	0.0023
الرقبة	0.0054
الصدر	0.017
البطن	0.015
الحوض	0.019

الجدول ٨ –٤ المستويات الإرشادية معامل جرعة المقطع الموزونة$CTDI_w$ والجرعة لوحدة الطول**DLP**

نوع الفحص	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy . cm
فحص الراس الروتيني	60	١٠٥٠
فحص الوجة	35	٣٦٠
فحص العمود الفقري	70	٤٦٠
فحص الصدر الروتيني	30	٦٥٠
فحص الرئتين	35	٢٨٠
فحص البطن الروتيني	35	٧٨٠
فحص الكبد والحال	35	٩٠٠
فحص الحوض الروتيني	35	٥٧٠
فحص عظام الحوض	25	٥٢٠

obeikandi.com

٨ – ١٤ دراسات وبحوث:

انجز المؤلف وطلبة الدراسات العليا في بغداد عام ٢٠٠٥ –٢٠٠٤ بحثا هدفه قياس الجرعة الإشعاعية الممتصة من قبل المرضى والناتجة عن جهاز التصوير المقطعي الحلزوني في مستشفى الجراحات التخصصية قسم الأشعة–بغداد العراق بوساطة الأجهزة الرقمية ومقاييس الوميض الحراري.

تمت دراسة أكثر من مئة حالة في شعبة التصوير المقطعي الحلزوني ووظفت هذه الدراسة لحساب الجرعة الإشعاعية المستلمة من قبل المرضى .ولعدم توفر الشبح المستخدم بشكل شائع وهو شبح البرسبكس فقد أستخدم في هذه الدراسة شبح من نوع (*BOMAB*) مصنوع من مادة البولي أثيلين (*Polyethylene*)، و يكون مشابه لجسم الإنسان من حيث الشكل والحجم كما في الشكل (٨–١٧)، ويملأ بالماء لكي يكون مكافئ للنسيج البشري إذ يمكننا حساب الجرعة المكافئة للإنسان وحساب CTDI , DLP)) بوساطة الشبح وباستخدام جهاز (Unfors)، ويستخدم عادة مثل هذا الشبح لتعيير عداد عموم الجسم أثناء قياس التلوث الداخلي وهناك بحوث كثيرة في التصوير المقطعي الحلزوني استخدمت الشبح الحالي لإيجاد معامل الجرعة (CTDI) .

شكل (٨–١٧) صورة الشبح المستخدم في البحث

تم استعمال جهاز التصوير المقطعي الحلزوني في البحث الحالي

جهاز التصوير المقطعي الحلزوني.

استخدم في الدراسة جهاز سيمنس (Siemens - Somatom Plus 4) وهو ألماني المنشأ من فئة الجيل الثالث حسب تصنيف أجيال المفراس (دوراني– دوراني) أي أن أنبوب الأشعة السينية والكاشف يدوران حول المريض، ويعمل هذا الجهاز بفولطية تشغيل تتراوح من (١٢٠– ١٤٠) كيلو فولت ، ويبلغ زمن الدورة الواحدة (٠,٧٥) ثانية خلال ٣٦٠° ، أي أن زمن الدوران الحلزوني حول المريض من (٤٠–٨٠) ثانية لبناء حلقات لولبية متصلة من الخلف خلال فترة زمنية وجيزة ، مما يمكنه إجراء فحوصات لكل أجزاء الجسم .كثير من العوامل (البارمترات) المختارة لتشغيل الجهاز تساعد في النهاية على نوعية الصورة، لذلك فإن الاختيار الصحيح لهذه العوامل يؤدي إلى الأمثلية في نوع الصورة وانخفاض الجرعة الإشعاعية ومن أهم العوامل هي :

١- التسديد (*Collimation*) : عند إختيار عرض المسدد وهو سمك الشريحة المراد تصويرها فيجب أن تبقى هذه القيمة ثابتة خلال فترة التصوير، أي أنه في حالة إختبار تسديد شريحة سمكها ١٠ ملم لمسح عضو معين من الجسم فإن سمك الشرائح الناتجة هو ١٠ ملم على الأقل، إذ لا يمكن بناء صور تشخيصية بسمك شرائح مختلفة أي أنه إذا كان سمك الشريحة ١٠ ملم فلا يمكن جعلها ٥ ملم لباقي الصور التشريحية ولكن يمكن تغيير الفواصل بين الشرائح .

٢ - الخطوة (*Pitch*) : من أهم عوامل التصوير المقطعي هو (الخطوة)، لأنه العامل الوحيد الذي يؤدي إلى إختلاف التصوير المقطعي الإعتيادي عن التصوير المقطعي الحلزوني، ويعرف أنه مقدار الجزء الداخل من منضدة المريض إلى المجمع في كل دورة لوحدة التسديد مقسوما على سمك الشريحة . فمثلاً إذا كانت الخطوة (١:١) فهذا يعني أن الجزء الداخل من المنضدة يساوي سمك الشريحة ويساوي ١ من خلال دورة واحدة، أما إذا كانت الخطوة (١:٢) (١٠ ملم سمك الشريحة، ٢٠ ملم الجزء الداخل من المنضدة) فهذا يعني أن الجزء الداخل من المنضدة يساوي ضعف عرض الشريحة، وكلما كانت الخطوة أكبر كلما قل الزمن المستغرق لدورة الجهاز.و من التجارب العملية تبين بأن الخطوة يفضل ان تكون بين ١، ٢ وذلك للحصول على صورة جيدة ،لأن إستخدام أكثر من هذا العدد يؤدي إلى سرعة دخول منضدة المريض إلى المجمع خلال الدورة ونتيجة لذلك فأن الأشعة السينية سوف تنتشر مسافة أطول بإتجاه المحور العمودي (Z) وتكون الصورة غير

واضحة. فمثلاً عند إستخدام شريحة سمكها ١٠ ملم فإن صورة الشريحة الناتجة ستكون أكثر سمكاً بالإتجاه(Z) بمقدار يصل إلى ٢٧% وهذا يؤدي إلى تشوه الصورة ولكن الجهاز المستخدم ومعظم أجهزة سيمنس (Siemens) تستخدم طريقة حسابية تسمى التنحيف (Slim) أو (Slim2) لغرض تقليل هذا التشوه. وباستخدام هذه الطريقة الحسابية فيمكن إستخدام خطوة مقدارها ٢ بدون حصول أي تشوه في الصورة، في هذا الجهاز يمكن تصوير مساحة شريحة كبيرة بحبس النفس للمريض لمرة واحدة وباستخدام حقنة من مادة التباين لمرة واحدة. ٣- .زمن الدوران (*Rotation Time*) : من العوامل المهمة في هذا الجهاز الزمن الذي تستغرقه منظومة(الأنبوبة / الكاشف (للدوران حول المريض ٣٦٠° ويعتمد هذا الزمن على نوع الجهاز وتركيبه، وعندما يقل زمن الدوران للانبوبة نحصل على شرائح صغيرة لنفس الحجم من الشرائح في نفس الزمن. ٤ - .إختيار تيار الأنبوبة (mA) : إن إختيار تيار الأنبوبة في التصوير المقطعي الحلزوني المستخدم لا يختلف عن إختيارها في التصوير المقطعي الإعتيادي. يعتمد الإختيار الصحيح للتيار على نوع الفحص المستهدف لأن زيادة التيار تؤدي إلى زيادة الجرعة. في حالة الصور ذات التباين القليل فإن ذلك يتطلب إستخدام تيار عالٍ (جرعة عالية) لتصوير شرائح سميكة لغرض زيادة وضوح الأنسجة الطرية للجسم وتقليل الضوضاء (كما في حالة تصوير الدماغ والبطن). وكذلك فإن إختيار التيار يعتمد على وزن المريض ، وعندما تكون الشريحة المراد تصويرها في الجهاز ذات تباين كبير (مثل العظام والرئة) فأنه من المفضل إستخدام سمك قليل وتيار قليل للحصول على جرعة قليلة .

٥ -إختيار البرنامج العريض والنحيف (*wide, Slim, Slim2*) : يتم إختيار هذه البرامج في الجهازالمستخدم في البحث لغرض التقليل من التشوه الذي يحصل في الصورة عند المحور العمودي (Z)، وفي هذا البرنامج فإن جمع المعلومات خلال دوران منظومة (الأنبوبة / الكواشف) لا تتجمع مباشرة وذلك لأن منضدة المريض في حالة حركة مستمرة. يجب تجميع صور الشرائح من معلومات التصوير المقطعي الحلزوني (*Spiral Data*) باستخدام هذه البرامج قبل إستخدام البرامج الإعتيادية لتجميع الصورة. في الجهاز المستخدم في هذا البحث توجد طريقتين لتجميع صور الشرائح من هذة المعلومات ،هي إستخدام البرنامج العريض لدورة ٣٦٠° أو إستخدام البرنامج النحيف (Slim, Slim2) لدورة ١٨٠° ففي حالة البرنامج العريض فان المعلومات الناتجة عن دورة كاملة(٣٦٠°) يستخدم لتجميع الصورة، ثم تجمع المعلومات لدورة كاملة أخرى وهكذا وبهذه الطريقة يتم تجنب التشوة في الصورة الناتجة عن حركة منضدة المريض بين دورة وأخرى وخاصة في المحور العمودي (z). المعلومات المتجمعة قريباً من

المحور العمودي تؤدي إلى زيادة العد، أما المعلومات المتجمعة بعيدا عن المحور العمودي فتؤدي إلى قلة العد . هذا الإختلاف يؤدي إلى زيادة عرض الشريحة، لذلك فعندما يتم إختيار عرض الشريحة ١٠ ملم فأن العرض الحقيقي سيكون ١٠ ملم في حالة التصوير المقطعي الإعتيادي. في التصوير المقطعي الحلزوني وعندما تكون الخطوة ١:١ وباستخدام البرنامج العريض فأن عرض الشريحة المتبقية سيكون أكبر بمقدار ١,٢٧ مرة من عرض الشريحة الحقيقي وفي حالة الخطوة ٢ فأن الشريحة ستكون ٢,٢ مرة أعرض من الشريحة المتبقية لذلك يجب أن لا نستخدم طريقة البرنامج العريض حالة الشرائح النحيفة. أما البرامج النحيفة (Slim, Slim2) فأنها تستخدم المعلومات الناتجة عن دوران ١٨٠° وفي هذا البرنامج تستخدم المعلومات لدورة مقدارها ١٨٠° وبذلك فإن التوهين الناتج عن الحركة بزاوية ١٨٠° عند التصوير من الأعلى تساوي التوهين الناتج عن الحركة بزاوية ١٨٠° من التصوير من الأسفل، لذلك فأن التشوه في الصورة يكون قليل جداً، فإذا كانت الخطوة ١:١ فإن عرض الشريحة سيكون نفسه في التصوير التالي ولكن زيادة الخطوة يؤدي إلى زيادة قليلة في عرض الشريحة .

٨- ١٥ أجهزة قياس الجرع الإشعاعية

إن الهدف من البحث هو قياس وتحديد الجرع الإشعاعية هو لتخمين لضمان سلامة العاملين في حقل الإشعاع ولتحسين عوامل الوقاية في التشخيص الطبي وحفظ الجرع الإشعاعية ضمن الحدود المسموح بها، ولأجل قياس الجرع الإشعاعية فقد إستخدمت الأجهزة التالية :

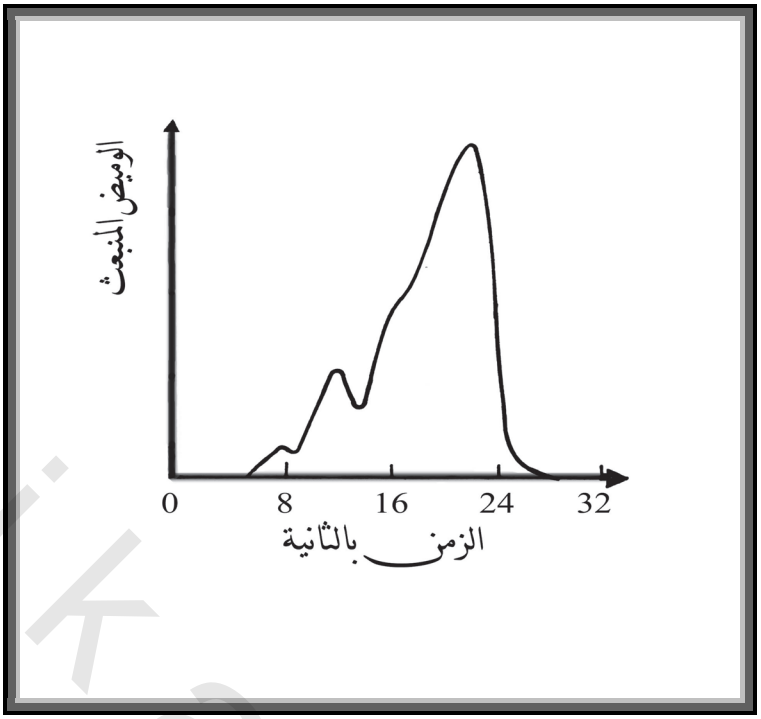
١ - مقاييس الوميض الحراري *Thermoluminescence Dosimetry*

أساس عمل المواد الوميضية هو تكوين ذرات متهيجة، لأن الجسيمات أو الفوتونات الساقطة تتفاعل مع المادة الوميضية مكونة عدداً من الالكترونات ذات الطاقة المتهيجة،وعند عودتها إلى حالة الاستقرار تبعث فوتونات ضوئية بشكل ومضات في المنطقة فوق البنفسجية أو في منطقة الضوء المرئي، لذلك فإن هذه المواد جميعها لها القابلية على توليد هذه الظاهرة يمكن استخدامها للكشف عن الإشعاعات المؤينة ولكن بشرطين :-

1 - عملية تكوين الومضات يجب أن تحصل حال تفاعل الإشعاع مع البلورة، وأن يكون مقروناً بإثارة البلورة بطريقة أخرى لكي ينبعث الضوء .

2 - عملية رجوع الالكترونات إلى حالتها المستقرة يجب أن يكون مصحوباً بانبعاث الضوء وليس بتحويل الطاقة الفائضة إلى حرارة . تتولد الالكترونات الحرة والفجوات نتيجة التأين، ويتكون زوج (إلكترون – فجوة) نتيجة التهيج، التي أثناء عودتها إلى الحالة المستقرة تبعث بفوتونات الأشعة فوق البنفسجية. ووجود الشوائب المنشطة يؤدي إلى تكوين مستوى جديد للحالة المتهيجة والحالة المستقرة داخل حزام المنع (*forbidden band*) التي تحتوي على طاقة فائضة بشكل حرارة، والتي تبرد نتيجة لعملية الأسر ، لذلك فان البلورات غير النقية لا تحتاج أن تعمل في درجات حرارة واطئة .

بعض البلورات مثل CaF ، LiF ، Al_2O_3 قابلية الوميض الحراري *(Thermolumincent)* بعد تعرضها للإشعاعات المؤينة . تقوم هذه الإشعاعات بتهييج الذرات ضمن البلورة مما يسبب تحرر زوج (الألكترون– فجوة) يتم إقتناصها من قبل الشوائب المنشطة مثل (Dy, Ti, Mg) التي تضاف إلى البلورة أو من قبل بعض التشوهات *(defect)* في البلورة وتبقى على هذه الحالة لمدة وبذلك تبقى طاقة التهيج التي حصلت عليها هذه الألكترونات مختزنة في البلورة، وعند تسخين البلورة تخرج الألكترونات من مراكز الإقتناص وتكون في حالة قلقة تعود إلى حالة الإستقرار وذلك بإنبعاث الطاقة على شكل فوتونات. يوضح الشكل (٨–١٨) منحني الوميض لبلورة LiF إذ يعطي هذا المنحني تغير شدة الضوء المنبعث من البلورة مع زيادة معدل التسخين، فإذا كان التسخين يجري بصورة سريعة فسوف نحصل على قيمة أعلى مما لو كان معدل التسخين بطيئاً، ولكن عرض الصورة سيكون قليلاً لأن مدة إنبعاث الضوء في هذه الحالة سيكون قصيراً.



شكل (٨-٨-١) يبين العلاقة بين الزمن والوميض الحراري لبلورة **LiF**

هناك أنواع عديدة من قياسات الوميض الحراري (TLD) حسب كمية وشكل المادة الوميضية فيها وأكثرها إنتشاراً يحوي بين (٥٠-١٠٠ mg) من المادة الوميضية على شكل حبيبات داخل كبسولة ومن أجل قياس الجرعة يجري تسخين المادة الوميضية كهربائياً بحيث أن الضوء المنبعث منها يسقط على مضاعف ضوئي *(photo multiplier)* مربوط بدوره مع جهاز يقوم برسم منحني التوهج ويمكن القيام بعملية التسخين بأشعة الليزر أو أية طريقة أخرى .

نستطيع إذن أن نعتبر الوميض الحراري هو عملية إنبعاث أو تألق الضوء أثناء تسخين مادة الوميض الحراري (وهي مادة لاعضوية بلورية) التي سبق أن تعرضت إلى الإشعاع .ومن اهم المواد المستخدمة في قياسات الوميض الحراري هي (Lif^{7} / Mn) لقياسات التعرض الشخصي بالنسبة لجاما والاشعة السينية، (Lif^{6} / Mg) لقياسات التعرض الشخصي للنيوترونات البطيئة ،و ($Ca\text{-}SO_4$ / Dy)لقياسات البيئة .

من اهم خواص المادة الوميضية المستعملة في قياسات التعرض الشخصي هو خفة الوزن وسهولة الحمل ، يمكن تصنيعها بأشكال مختلفة كأن تكون أقراص أو قضبان أو مسحوق ، ذات حساسية ودقة عالية . تكون مكافئة لأنسجة جسم الإنسان *(Tissue Equivalent)* . يمكن أستخدامها عدة مرات إذ لها القابلية على تخزين المعلومات لعدة أشهر وهذا يسمح

openkanar.com

بتوزيعها على العاملين لفترات من (١-٣) أشهر، أي يمكن حساب االجرعة المتجمعة .لها مدى واسع للجرع الإشعاعية Gy 10^{4} - 10^{-5})وعدم إعتمادها معدل الجرع . ذات إستقرارية عالية ولا تعتمد على الطاقة للمدى من (1.3MeV - 100 keV) وهو المدى الذي تعمل فيه الأجهزة السينية التشخيصية .

مادة اليثيوم – فلوريد شائعة الإستخدام لمقاييس الجرع لأنه ذو كثافة ($2.64\ gm/cm^{2}$) وعدد ذري 8.12 مقارب لأنسجة الجسم .

يتم التقدير الكمي للوميض الحراري الخارج من المادة بواسطة أجهزة قياس قادرة على تسخين العينة من مادة الوميض الحراري في نفس الوقت تكون قادرة على إستيعاب وقياس الضوء الناتج من العمليات التي تولد الوميض .الجهاز الرئيسي المستخدم في قياس الجرعة الإشعاعية بوساطة الوميض الحراري هو *TOLEDO, Model - 654 TLD reader*)) لقياسات الوميض الحراري وغالباً ما يستخدم مزدوج حراري يكون موصلاً بالطبقة التي توضع فيه العينة (المادة الوميضية)، فائدة المزدوج الحراري هو التحسس بدرجة الحرارة التي تصل لها العينة وبالتالي ينظم الدورة الحرارية *(Heat Cycle)* التي يكون فيها التسخين بمراحل، كما في الشكل (٨-١٩ ا).

ا- دورة التسخين الإبتدائي *(Pre - heat)* ١٢٠°C .

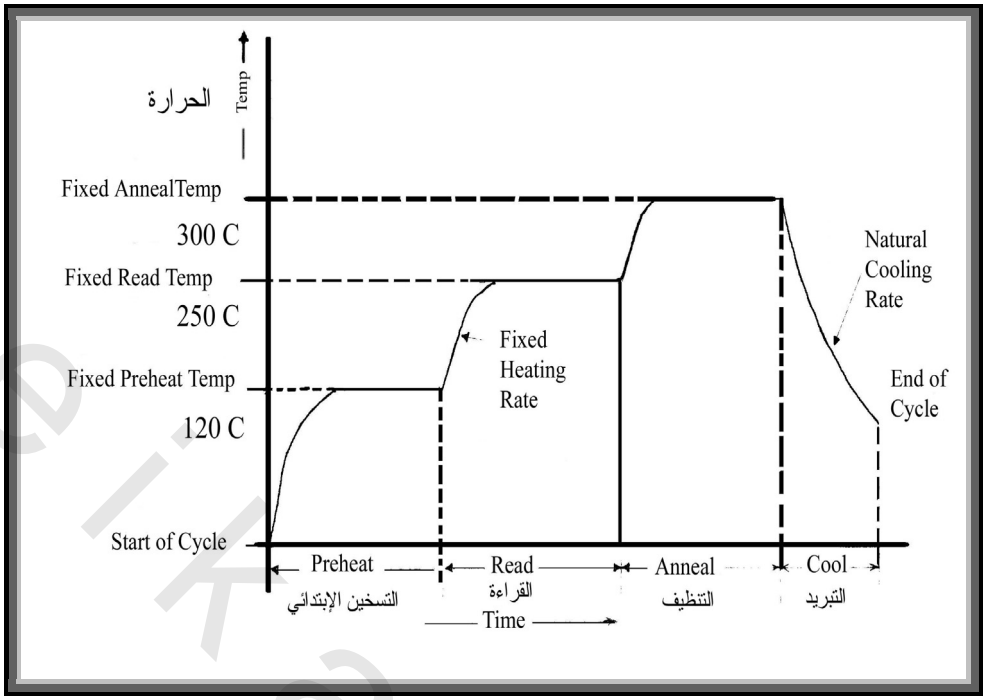
ب- دورة القياس والقراءة وتختلف حسب نوع العينة *(read - Cycle)* ٢٥٠°C .

ت- دورة التنظيف*(anneal - Cycle)* (300-400)°C .

ث- فترة التبريد *(Cool period)* .

وأثناء عملية التسخين تكون المادة الوميضية مقابلة للمضاعف الضوئي *(Photo multiplier)* فيتم قياس كمية الوميض المنبعثة خلال عملية التسخين وهذا بدوره يعتمد على مقدار الجرعة الإشعاعية المعطاة للمادة . ضمن دورة التنظيف *(anneal-Cycle)* تجري عملية التنظيف في الجهاز نفسه في درجة (300-400)°C ويعتمد ذلك على نوعية المادة المستعملة، ففي حالة لـ Lif^{7} تكون درجة الحرارة 300°C، وفي حالة لـ $Ca\text{-}SO_4$ تكون درجة الحرارة 400°C، وهناك عملية تسخين وتنظيف خارجي *(External Anneal)* تجري بوساطة فرن خاص مزود بوحدة سيطرة على درجة الحرارة.

شكل (٨- ٩ ١) يمثل منحني دورة التسخين لبلورة **LiF**



تعيير منظومة الوميض الحراري

قبل البدأ بعملية قياس أقراص الوميض الحراري الخاصة بالتعرض الشخصي تجرى عملية تعيير جهاز TLD وتحضيره لقياس الجرع المستلمة في مجال التعرض الطبي وتتم عملية التعيير على النحو الآتي :

١- إيجاد حساسية الجهاز

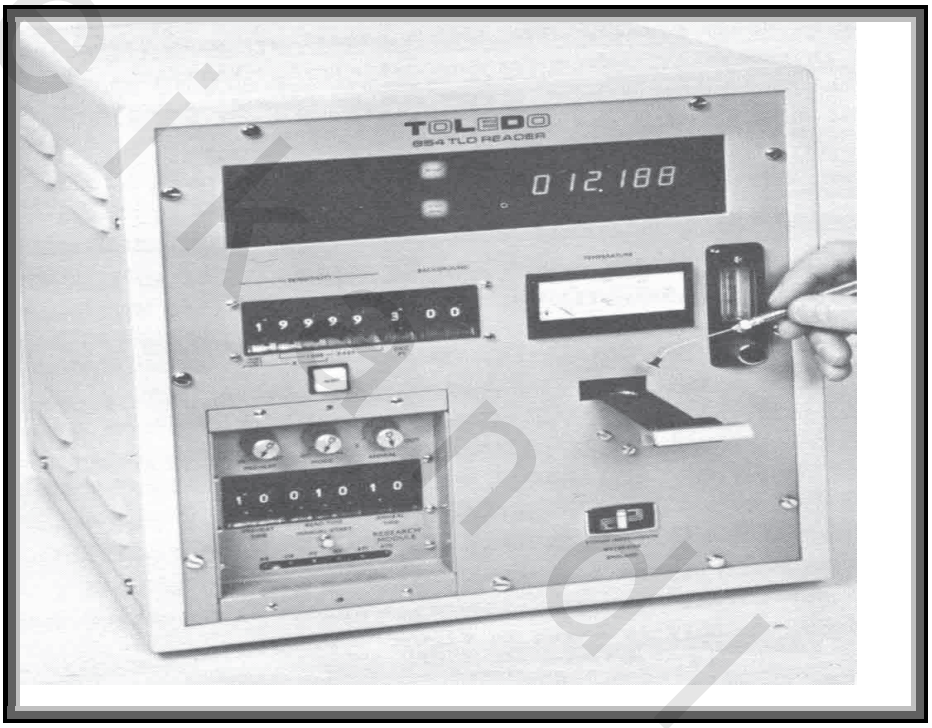
تسخن مجموعة الأقراص لدرجة حرارة ($80^{\circ}C$) ولعدة ساعات لإزالة أي بقايا للأشعة المستلمة سابقاً من جراء التعرض الإشعاعي، و توضع في جهاز (*TOLEDO*)، كما في الشكل (٨-١٩ ب) لغرض قياس الخلفية الإشعاعية للمادة (B.G)، يتم تعريض الأقراص إلى جرعة محددة بوساطة جهاز التشعيع *(Irradiator)*، الحاوي على المصدر (Sr^{90}) والباعث لجسيمات بيتا، كما في الشكل (٨-٢٠) إذ يتم تحديد الجرعة نظرياً من معرفة عدد الدورات في الجهاز، إذ أن مقدار الجرعة المستلمة لكل دورة هي (0.03 mGy) وبضربها بعدد الدورات نجد الجرعة الكلية نظرياً بعد حساب الإنحلال في المصدر المشع منذ تاريخ الصنع إلى يوم إجراء البحث .

يتم تثبيت جهازالقارئ(reader) على حساسية التعيير الخاصة لقياس إستجابة الأقراص *(Response)* وهي(٩٩,٩٩) ، ثم يتم قياس معظم هذه الأقراص بوساطته وإبقاء الجزء الآخر

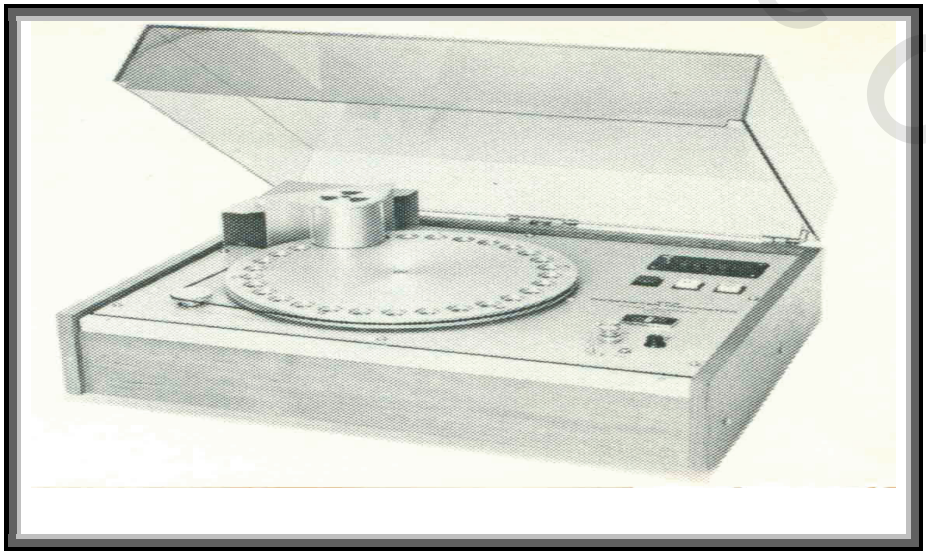
للتأكد من دقة الحساسية الجديدة وملاءمتها للقياس، إذ يتم حساب الحساسية الجديدة من العلاقة التالية :

الحساسية الجديدة = ٩٩,٩٩ × الجرعة الإشعاعية المعلومة / (معدل القراءات – الخلفية الإشعاعية)

شكل (٨-١٩ ب) يمثل صورة جهاز الوميض الحراري ٦٥٤



شكل (٨-٢٠) يمثل جهاز تشعيع أقراص الوميض الحراري بالسترونتيوم٩٠



وقد وجد أن معدل الخلفية الإشعاعية للجهاز في المختبر يساوي (0.04 mGy) .
ويوضح الجدول ٨ – ٥أ الجرعة المقاسة بالجهاز لمجموعة ثمانية أقراص ثم أخذ المعدل للقراءة .

جدول (٨– ٥ أ) يبين مقدار القراءات المقاسة بجهازالقارئ **(TLD reader)**

رقم الأقراص	١	٢	٣	٤	٥	٦	٧	٨	
قراءات القارئ	٣٤٣	٣٣٣	٣٣٦	٣٥٣	٣٣٧	٣٥٨	٣٥٠	٣٤٤	Average = 344.9

ولمعرفة ملائمة الحساسية الجديدة ودقتها للقياس بعد تثبيتها على القارئ يتم قياس الأقراص المتبقية بنفس الطريقة إذ ستكون القراءات لمقدار الجرعة المستلمة بوحدات (mrad) جدول (٨–٥ ب)

جدول (٨–٥ ب) يمثل الجرعة المعلومة وقراءة جهاز **TLD reader**

جرعة الأقراص TLD reader mGy	الجرع الإشعاعية المعلومة من قبل المشعع m rad
1.22	١٢٠
١,٢٤	
١,٢٠	
Av = 122m rad	

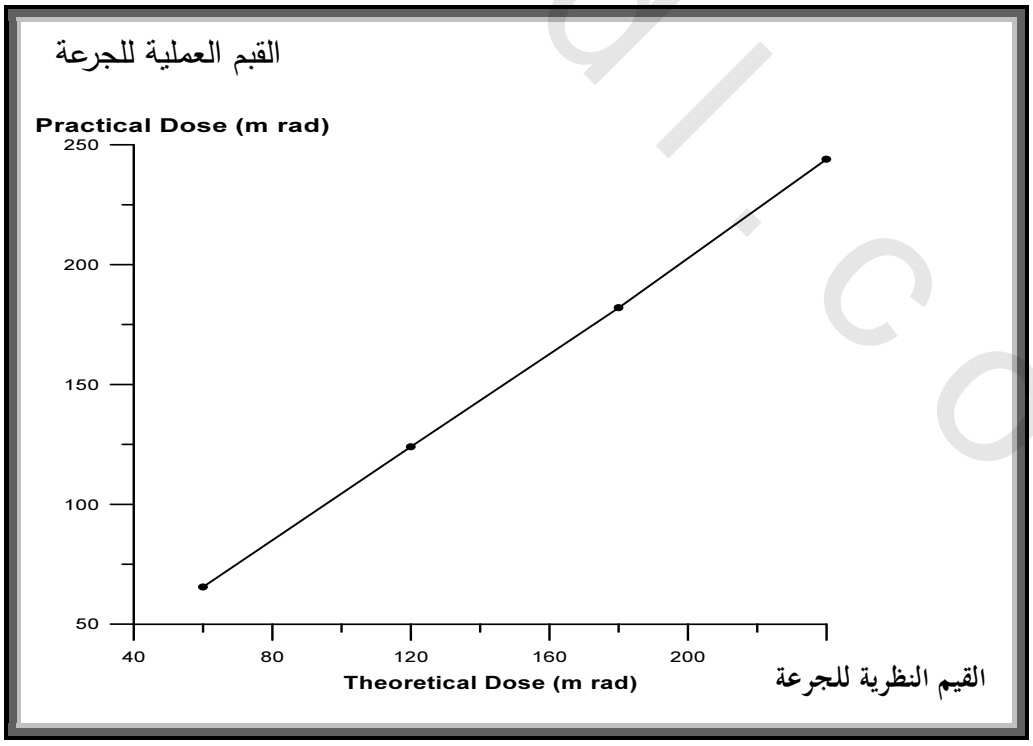
٢- إيجاد منحني المعايرة *Calibration Curve*

يتم أخذ مجموعة أقراص ويتم تعريضها لجرع مختلفة من الإشعاع وذلك بتغيير عدد دورات المشعع ونحسب هذه الجرع نظرياً بوساطة جهاز التشعيع، ثم يتم قياسها بوساطة جهاز القارئ ويوضح الجدول (٨–٦) هذه القياسات، أما الشكل (٨–٢١)فيمثل محني المعايرة .

جدول (٨-٦) الجرعة العملية والنظرية(**(m rad)** لحساب منحني المعايرة

معدل الجرعة العملية	الجرعة العملية ٢	الجرعة العملية ١	الجرعة النظرية
٦٥,٥	٦٥	٦٦	60
١٢٤	١٢٢	١٢٦	١٢٠
١٨٢	١٨٧	١٧٧	١٨٠
٢٤٤	٢٤٥	٢٤٧	٢٤٠

شكل (٨-٢١) الجرعةالنظرية كدالة للجرعة العملية والذي يستخدم للمعايرة



obeikandl.com

٢ - جهاز ***Unfors CT X-Ray System***

جهاز Unfors سويدي المنشأ يعمل على مبدأ التأين الحاصل داخل الكاشف الخارجي والذي هو من نوع أشباه الموصلات، والجهاز مصمم لإختبارات توكيد الجودة لمختلف أجهزة المفراس، إذ يقوم بحساب (DLP , CTDI)، كما أنه يقوم بقياس معدل الجرعة ومقدار الجرعة وزمن التعرض ويحتوي هذا الجهاز على كاشف داخلي يقيس kV_p وزمن التعرض، ويمتاز هذا الجهاز بدقة عالية وبنسبة خطأ تتراوح ٥%± ، إضافة إلى ذلك أنه صغير الحجم وسهل الحمل كما في الشكل (٨-٢٢).

أما المدى الذي يعمل به الجهاز فهو كالآتي:

V_p CT (50 - 150) ، ose CT (10µGy - 9999 Gy) Time 1ms - 9999 s

kV_p

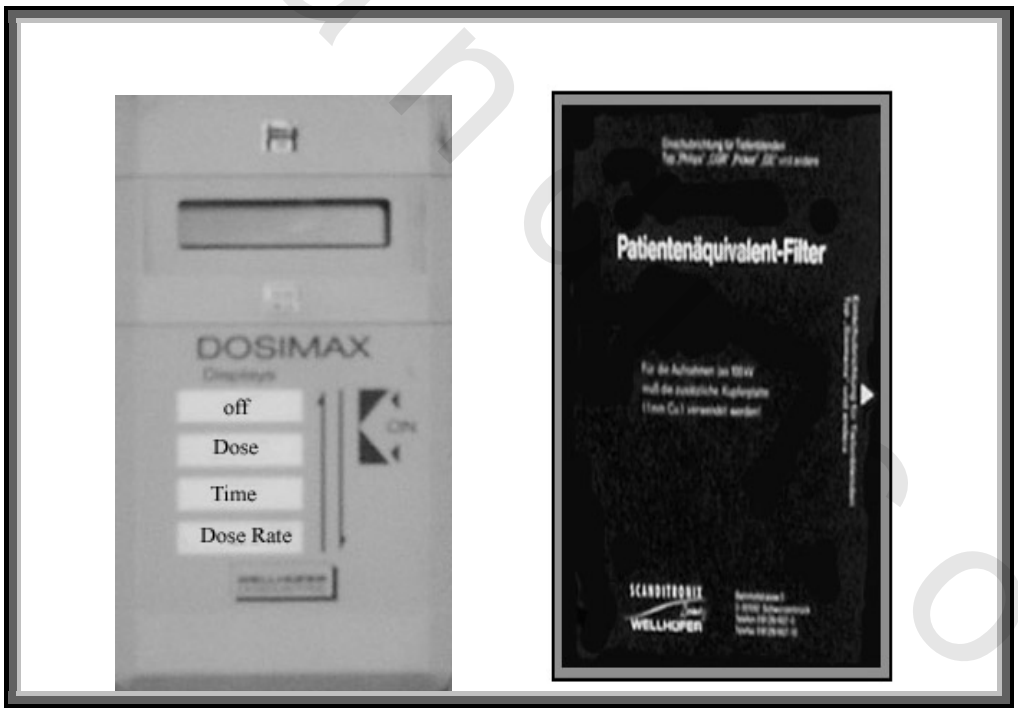
شكل(٨-٢٢) يمثل صورة جهاز **Unfors** المحمول

obeikandl.com

٣- جهاز **Dosimax**

يتكون هذا الجهاز من كاشف محمول نوع أشباه الموصلات (*Silicium-Photodiode*) وهو مخصص للكشف عن الفوتونات ذات الطاقة العالية (أشعة كاما، الأشعة السينية) ويمتاز هذا الكاشف بصغر حجمه وذلك لأن كثافة المادة شبه الموصلة، كما أن له زمن استجابة سريع جداً وله إمكانية تغيير سمك المادة شبه الموصلة لكي يلاءم شروط القياس المطلوبة، كما أنه محاط بمرشح مشابه لأنسجة الجسم وفي هذا الكاشف دايود ضوئي (*Photo diode*) الذي يمتاز بقدرة كبيرة لتحسس الأشعة السينية، ويرتبط الكاشف بمقياس نوع *Dosimax* ليعطي معدل الجرعة والجرعة الإشعاعية وزمن القياس والفولطية كما موضح في الشكل (8-23) .

شكل (٨-٢٣) صورة لجهاز قياس الأشعة السينية **Dosimax**



٨- ١٦جرعة الدخول السطحية للدماغ

تمّ قياس الجرع الدخول السطحية (ESD) باستخدام أقراص (TLD) إذ وضعت ثلاثة أقراص في كيس بلاستيكي ولصق إلى مركز سقوط الإشعاع بوساطة شريط لاصق طبي لكي لا تظهر له صورة عند التعرض للأشعة السينية. وبعد إنتهاء هذا الفحص وضعت حجرة التأين في موقع المريض وعرضت للأشعة السينية بظروف مماثلة تماماً لتعرض المريض. كان التشخيص الطبي الأول للدماغ ولعدد ١٢ مريض نصفهم من الرجال ونصفهم من النساء وتتراوح أوزانهم بين (٦١–٧٨) كغم لم يحقنوا بمادة ايديد الباريوم (*Barium Iodide*) لزيادة التباين لأن جودة الصورة كانت كافية لإعطاء تشخيص دقيق من قبل الإخصائي الإشعاعي . يوضح الجدول (٨–٧) الجرع الاشعاعية للدماغ .تمّ إختيار ١٢ مريضاً آخراً من الجنسين لم تكن صورة أجزاء الدماغ المراد تصويرها واضحة بعد أول فحص إشعاعي لذلك حُقن المريض بمادة (*Barium Iodide*) لزيادة التباين والحصول على صورة يمكن تشخيصها بدقة، وفي هذه الحالة ازداد زمن الفحص بحدود الضعف عن الحالة الأولى وتضاعفت الجرعة تقريباً كما موضح في الجدول (٨–٨) .

obeikandl.com

الجدول (٨-٧) مقدار الجرعة الإشعاعية الناتجة أثناء فحص الدماغ بإستخدام الجهاز الرقمي المحمول Dosimax بعدم استخدام مادة التباين

KV_p = 140 , Slice thickness = 8mm ,Rotation time=1. 5 sec							
التسلسل	الجنس	وزن المريض kg	قياس TLD	قياس الجهاز mGy	معامل التشتت	الزمن sec	mA
١	male	٧٨	٣,٨٣	2.8	١,٣٦	٢٢	١٧١
٢	male	٧٥	٣,٨٧	2.7	1.42	٢٤,٥	١٧١
٣	male	٦٥	٣,٢٥	٣	١,٤٠	٢٤	١٧١
٤	male	٦٣	٣,٤٢	٢,٨	١,٢٢	٢٤	١٧١
٥	female	٧٠	٣,٦٧	٢,٥	١,٤٦	٢٣	١٧١
٦	female	٧٥	٣,٧٠	٢,٤	١,٥٤	٢٤	١٧١
٧	female	٧٧	٣,٨٩	٢,٥	١,٥٥	٢٤	١٧١
٨	female	٨٣	٣,٥٧	٢,٦	١,٣٧	١٨	١٧١
٩	female	٦١	٣,٨٥	٢,٦	١,٤٨	٢٤	١٧١
١٠	female	٦٦	٣,١٠	٢,٨	١,١٠	٢٤	١٧١
١١	female	٦٥	٣,٩٥	٣,١	١,٢٧	٢٤	١٧١
١٣	female	٧٠	٣,٩٦	٣,٣	١,٢٠	٢٤	١٧١
			٣,٦٧	٢,٧٥	١,٣٩	Average	

obeikandi.com

٨ جرعة السطحية للصدر *Chest*

KV_p = 140 , Slice thickness = 8mm ,Rotation time=1. 5 sec							
ت	الجنس	وزن المريض kg	قياس TLD	قياس الجهاز mGy	معامل التشتت	الزمن sec	mA
١	Male	٤٥	٧,٢٢	٥,١	١,٤١	٤٨	١٧١
٢	Male	٦٥	٦,٧٧	٥,٣	١,٤٠	٥٠	١٧١
٣	Male	٦٣	٧,١٢	٥,٣	١,٤٣	٥٢	١٧١
٤	Male	٧١	٦,١٦	٥,٣	١,٣٥	٥٦	١٧١
٥	Male	٧٥	٦,٦٧	٥,٥	١,٣٨	٦٠	١٧١
٦	Male	٦١	٦,٤٥	٥	١,٢٩	٥٠	١٧١
٧	Male	٦٦	٦,٣٥	٤,٩	١,٢٩	٤٨	١٧١
٨	male	٦٢	٧,١٢	٥,١	١,٢٠	٤٨	١٧١
٩	Female	٨١	٦,٥	٥,٣	١,٢٢	٥٠	١٧١
١٠	Female	٦١	٧,٦	٥,٤	١,٣٦	٥٢	١٧١
١١	Female	٦٥	٧,١	٥,٢	١,٣٦	٥٠	١٧١
١٢	female	٦٢	٧,٦	٥,٢	١,٤٦	٥٢	١٧١
			٦,٨٨	٥,٢٣	١,٣٤	Average	

تمّ قياس الجرع الإشعاعية للمرضى عند فحص صدورهم باستخدام أقراص الوميض الحراري لقياس الجرع السطحية بوجود المريض (ESD_{pp}) وباستخدام حجرة التأين ثم قياس

obeikandl.com

الجرعة بعدم وجود المريض (ESD_{pa})، ويتضح بأن قيم الجرع متقاربة جداً والزيادة في قراءات الـ (TLD) يعود إلى عدة عوامل أهمها الجرعة الناتجة عن تشتت الأشعة السينية من جسم المريض ووصولها إلى أقراص (TLD) والقراءة الموضحة لأقراص (TLD) هي معدل قراءة ثلاثة أقراص توضع على جسم المريض ومركز الحزمة الساقطة، وكذلك تمّ قياس معامل تشتت في هذا النوع من التصوير وقد وجد بأن معدل التشتت (١,١٦). و يوضح الجدول (٨-٩) قياسات الصدر .

obeikandl.com

الجدول (٨- ٩) يوضح مقدار الجرعة الإشعاعية الناتجة أثناء فحص الصدر بإستخدام الجهاز الرقمي المحمول Dosimax بعدم استخدام مادة التباين

KV_p = 120 , Slice thickness = 5mm ,Rotation time=0.75 sec							
mA	Time sec	Scattering Factor	Dosimax mGy	TLD	Weight kg	Sex	Patient
240	٢٨	١,٠٧	٦,٧	٧,٢	٧٠	male	١
240	٢٨	١,٢١	٦,٥	٧,٩	٧٥	male	٢
240	30	١,١٦	٦,٨	٧,٩	٧٠	male	٣
240	30	١,١٢	٧,٢	٩,١	٧٠	male	٤
240	٣٤	١,٠٦	٧,٥	٨,٠	٦٥	male	٥
240	30	١,١٧	٦,٩	٨,١	٧٩	male	٦
240	32	١,٢٠	٦,٩	٨,٣	٦٩	male	٧
240	32	١,٢٦	٦,٨	٨,٦	٥٥	male	٨
240	22	١,١٩	٧,١	٨,٥	٤٥	female	٩
240	30	١,١٩	٦,٨	٨,١	٦٥	female	١٠
240	26	١,١٩	٧,١	٨,٥	٧٠	female	١١
240	30	١,١٩	٧,٣	٨,٧	٧٥	female	١٢
Average		١,١٦	٦,٩٦	٨,٢٤			

ويمثل الجدول (٨-١٠) القياسات نفسها ولكن بعد زرق المريض بمادة التباين لكي نحصل على صورة واضحة للشريحة البايولوجية. يلاحظ بأن زمن القياس قد إزداد إلى الضعف تقريباً

obeikandl.com

وهذا يؤدي إلى زيادة التعرض (mAs) وبالرغم أن تيار الأنبوبة (mA) متساوٍ فقد إزدادت الجرعة أكثر من الضعف نتيجة لزيادة التعرض .

٨ – ١٨ قياس الجرعة السطحية للجهاز الهضمي (Abdomen)

تمّ قياس الجرع الإشعاعية أثناء فحوصات الجهاز الهضمي (منطقة البطن) إذ تم فحص المرضى بدون زرقهم بمادة التباين وبعد زرقهم بمادة التباين وتوضح الجداول(٨-١١) و (٨-١٢) ذلك

٨ -١٠ مقدار الجرعة الإشعاعية أثناء فحص الصدر بإستخدام الجهاز الرقمي المحمول **Dosimax** بوجود أوساط التباين

obeikandl.com

الجدول (٨-١١) مقدار الجرعة الإشعاعية أثناء فحص الجهاز الهضمي منطقة البطن **Abdomen**

Examination بإستخدام الجهاز الرقمي المحمول **Dosimax**

KV_p = 120 , Slice thickness = 5mm ,Rotation time=0.75 sec							
mA	الزمن sec	معامل التشتت	قياس الجهاز mGy	قياس TLD	وزن المريض kg	الجنس	ت
240	٢٨	١,٠٧	٦,٧	٧,٢	٧٠	male	١
240	٢٨	١,٢١	٦,٥	٧,٩	٧٥	male	٢
240	30	١,١٦	٦,٨	٧,٩	٧٠	male	٣
240	30	١,١٢	٧,٢	٩,١	٧٠	male	٤
240	٣٤	١,٠٦	٧,٥	٨,٠	٦٥	male	٥
240	30	١,١٧	٦,٩	٨,١	٧٩	male	٦
240	32	١,٢٠	٦,٩	٨,٣	٦٩	male	٧
240	32	١,٢٦	٦,٨	٨,٦	٥٥	male	٨
240	22	١,١٩	٧,١	٨,٥	٤٥	female	٩
240	30	١,١٩	٦,٨	٨,١	٦٥	female	١٠
240	26	١,١٩	٧,١	٨,٥	٧٠	female	١١
240	30	١,١٩	٧,٣	٨,٧	٧٥	female	١٢
Average		١,١٦	٦,٩٦	٨,٢٤			

obeikandl.com

الجدول (٨- - ١٢) مقدار الجرعة الإشعاعية أثناء فحص الجهاز الهضمي منطقة البطن بإستخدام الجهاز الرقمي المحمول Dosimax بوجود أوساط التباين

KV_p = 140 , Slice thickness = 8mm ,Rotation time=1. 5 sec							
mA	الزمن sec	معامل التشتت	قياس الجهاز mGy	قياس TLD	وزن المريض kg	الجنس	ت
300	٣٠	١,١٨	١٠,٧	١٢,٧	٧٩	Male	١
300	٣٠	١,١٣	١١,٩	١٣,٥	٧١	male	٢
300	٣٠	١,٢٦	٩,١	١١,٥	٧٩	male	٣
300	٣٠	١,٢١	٩,٣	١١,٣	٨١	female	٤
300	٣٠	١,١٤	١٢,١	١٣,٨	٨٥	female	٥
300	٣٠	١,١٨	٨,٧	١٠,٣	٨٦	female	٦
300	٣٢	١,٢١	٩,٥	١١,٥	٦٠	female	٧
300	٣٠	١,١٥	٩,١	١٠,٥	٦٠	female	٨
300	٣٠	١,١٩	١١,٣	١٣,٥	٦٦	female	٩
300	٢٨	١,٢٤	١٠,٥	١٢,١	٣٥	female	١٠
300	٢٨	١,١٤	٩,٧	١١,١	٥٠	female	١١
٣٠٠	٣٠	١,٢٩	٨,٨٩	١١,٥	٨١	female	١٢
٣٠٠	٣٠	١,٢٢	٨,٧٥	١٠,٧	٨٥	female	١٣
Average		١,١٩	٩,٩٦	١١,٧٥			

obeikandi.com

٨- ١٨ خطية التعرض

تقاس الجرعة الإشعاعية كدالة لتيار الأنبوب (mA) أو التعرض (mAs) بثبوت ذروة

KV_p = 140 , Slice thickness = 8mm ,Rotation time=1. 5 sec							
ت	الجنس	وزن المريض kg	قياس TLD	قياس الجهاز mGy	معامل التشتت	الزمن sec	mA
١	male	٦٥	٢٢,٠	١٩,١	١,١٥	٦٠	300
٢	male	٧٠	٢٢,٥	١٨,٧٥	١,٢٠	٦٠	300
٣	male	٦٥	٢٣,٥	١٨,٩٥	١,٢٤	٦٠	300
٤	female	٦٥	٢٥,٣	٢٢	١,١٥	٦٤	300
٥	female	٧٠	٢١,٣	٢٠,١	١,٠٥	٦٢	300
٦	female	٧٥	٢٢,٧	١٨,٥	١,٢٢	٦٠	300
٧	female	٧٠	٢١,٥	١٩,٨	١,٠٨	٥٨	300
٨	female	٧٧	٢٣,١	٢٠,٢	١,١٤	٦٠	300
٩	female	٧١	٢٢,٩	١٩,١	١,١٩	٦٠	300
١٠	female	٨٥	٢٢,٣	٢١,٣	١,٠٤	٦٤	300
١١	female	٨٠	٢٣,٤	١٩,٨٦	١,١٧	٦٢	300
١٢	female	٨٧	٢٣,٥	٢١,٨٦	١,٠٧	٦٦	٣٠٠
			٢٢,٨٣	١٩,٩٦	١,١٤	Average	

obeikandl.com

الفولتية الأنود وسمك الشريحة . زيادة التيار تؤدي إلى زيادة الجرعة الإشعاعية أي

الجدول (٨-١٣) يوضح مقدار الجرعة الإشعاعية أثناء زيادة تيار أنبوب الأشعة

للجهاز بإستخدام الجهاز الرقمي المحمول Unfors

kV_p = 140 , Slice thickness = 8mm ,Rotation time=1. 5 sec	
mA	**الجرعة** mGy
1200	1.2
1680	2.2
2160	3.15
2640	4.13
3120	5
3600	5.8
4080	6.6
4440	7.2
4800	7.8
5280	8.6
5760	9.4
6240	10.1
6720	10.9
7200	11.7
7680	12.5
8160	13.3
8640	14

زيادة المعدل الزمني لعدد الفوتونات المنبعثة من أنبوبة الأشعة السينية وبذلك تزداد الجرعة الإشعاعية و يوضح الجدول (٨-١٣) مقدار الجرعة الإشعاعية أثناء زيادة مقدار الـ

obeikandl.com

(mAs) لأنبوب الأشعة لجهاز المفراس الحلزوني باستخدام فولتية ذروة مقدارها (140 kVp) وسمك شريحة مقدارها ٨ ملم بوساطة الجهاز الرقمي المحمول (Unfors)، كما يمثل الجدول (٨-١٤) مقدار الجرعة الإشعاعية أثناء زيادة مقدار التعرض (mAs) لأنبوب الأشعة لجهاز المفراس الحلزوني باستخدام فولتية ذروة مقدارها (120 kVp) وسمك شريحة مقدارها ٥ ملم بوساطة الجهاز الرقمي نفسه .

جدول (٨-١٤) مقدار الجرعة الإشعاعية بزيادة تيار الأنبوب بإستخدام الجهاز الرقمي المحمول Unfors

KV_p = 120 , Slice thickness = 5mm ,Rotation time=0.75 sec	
Tube Current mA	**الجرعة** mGy
1032	2.5
1440	3.4
2256	5.4
2664	6.3
2976	7.12
3504	8.3
4104	9.67
4536	10.8
4944	11.7
5352	12.7
5760	13.6
6168	14.6
6576	15.65
6984	16.7

يمكن قياس (CTDI) باستخدام شبح من نوع (BOMAB) وهو المتوفر حالياً في العراق واستخدم في هذا البحث جهاز (Unfors) والمصمم خصيصاً لقياس (CTDI) والـ (DLP) فقد وضع الكاشف عند سقوط مركز حزمة الأشعة السينية لقياس ($CTDI_c$)، وفي المرة الثانية عند محيط أو جانب المنطقة المراد قياس ($CTDI_p$) باستخدام المعادلات الرياضية المنوة عنها سابقا تم إيجاد ($CTDI_w$) و (DLP) كما موضح في الجداول (٨-١٥) ، (٨-١٦) ، (٨-١٧) لمناطق الدماغ والبطن والصدر على التوالي .

الجدول(٨-١٥) يمثل قيم $CTDI_w$ و DLP للدماغ

KV_p = 140 , Slice thickness = 8mm ,Rotation time=1sec			
$CTDI_c$ mGy	$CTDI_P$ mGy	$CTDI_w$ mGy	*DLP* mGycm
٤٨	٣٩	٤٢	1008
٤١	٣٨	٣٩	٩٣٦
٤٧	٤١	٤٣	١٠٣٢
٤٢	٣٦	٣٨	٩١٢
٥١	٤٣	٤٥,٦	١٠٩٤
٤٢	٣٦	٣٨	٩١٢
٤٩	٤٣	٤٥	١٠٨٠
٤٤	٣٩	٤٠,٦	٩٧٤,٤
		ave =41.4	ave =993.6

obeikandl.com

الجدول(٨-١٦) يمثل قيم $CTDI_w$ و **DLP** للبطن

KV_p = 140 , Slice thickness = 8mm ,Rotation time=1. 5 sec			
$CTDI_c$ mGy	$CTDI_P$ mGy	$CTDI_w$ mGy	*DLP* mGycm
22	١٩	٢٠	٦٤٠
٢٥	١٨	**٢٠,٣**	٦٤٤
٢٤,٥	٢١	٢٢,١	٧٠٧
٢٣	١٩	٢٠,٣	٦٤٩
٢٤	١٨	٢٠	٦٤٠
٢١	١٨	١٩	٦٠٨
١٩	١٧	١٧,٦	٥٦٣
١٧	١٥	١٥,٦	٤٩٩
١٩	١٦	١٧	٥٤٤
٢٣	١٩	٢٠,٣	٦٤٤
		ave =19.22	ave =615

الجدول(٨-١٧) يمثل قيم $CTDI_w$ و DLP للصدر

KV_p = 120 , Slice thickness = 5mm Time = 28 sec ,Rotation time=0.7 5 sec			
$CTDI_c$ mGy	$CTDI_P$ mGy	$CTDI_w$ mGy	*DLP* mGycm
١٣	١١,٣	١١,٩	٤٤٤
١٣,٤	١١,٤	**١٢**	٤٤٧
١٢,٥	٩,٤	١٠,٤	٣٨٨
١٤,١	٩,٣	١٠,٩	٤٠٦
١٢,٩	١٠,٥	١١,٣	٤٢١
١١,٧	٨,٥	٩,٥	٣٥٤
١٠,٥	٧,١	٨,٢	٣٠٦
		ave =10.6	ave =395

obeikandi.com

٨- ١٩ الأشعة السينية المستطارة *Scattering X-Ray*

يتعرض العاملين داخل غرفة الفحص إلى الأشعة السينية المتشتتة من جسم المريض ولهذا السبب تمّ دراسة الجرعة الناتجة من هذه الأشعة لمسافات مختلفة من أنبوبة الأشعة السينية إذ تمّ قياس الجرعة المستطارة وعلى أبعاد مختلفة بدون حاجز رصاصي والجرعة خلف حواجز رصاصية عند تلك الأبعاد وقد تمّ قياس الجرعة الإشعاعية باستخدام حجرة التأين السويدية الصنع عند تثبيت كل من التعرض (mAs) وفولتية الأنبوبة (kVp)، وقد وجد بأن الإستطارة تقل كلما زادت المسافة عن الأنبوبة وتصبح أقل من حساسية الجهاز على بعد ٧٠ سم وتنخفض على بعد ٣٠ سم بوجود حاجز رصاصي، و يبين الجدول (٨ –١٧) مقدار الجرعة المتشتتة بعدم وجود الحاجز وبوجوده .

المناقشة

١ – نلاحظ من الجداول (٨–٧ ـ ٨–١٣) بأن التصوير المقطعي الحلزوني قد تم باستخدام أو بعدم استخدام أوساط التباين وأن الجرعة تتضاعف تقريباً عند استخدام أوساط التباين، لذلك يجب على طبيب الأشعة المختص أن يقرر منذ بداية الفحص إستخدام أو عدم إستخدام أوساط التباين لكي لا يتعرض المريض إلى جرعة إضافية غير مبررة .

oberkandl.com

الجدول (٨-١٨) يوضح الجرعة الإشعاعية على أبعاد مختلفة من أنبوب الأشعة

لحساب قيمة الأشعة المستطارة من الجهاز.

المسافة سم	الجرعة بدون حاجز الرصاص µGy	الجرعة بوجود حاجز الرصاص µGy	النسبة المئوية للنقصان في الجرعة
١٠	270	٥٠	81%
٢٠	٤٥	20	55%
٣٠	25	18	28%
٤٠	13	١١	15%
٥٠	٨	—	
٦٠	٦	—	
٧٠	٢	—	
٨٠	—	—	

٢- يلاحظ بأن الجرعة المقاسة باستخدام أقراص الوميض الحراري أكبر منها للجرعة الناتجة عن قياس حجرة التأين وذلك ناتج عن الأشعة المتشتتة عن جسم المريض والواصلة إلى الأقراص، ، لذلك فأن معدل التشتت في البحث الحالي يتراوح بين (١,١٤ – ١,٣٤) وهو ضمن معامل التشتت للبحوث المنشورة والذي يتراوح بين (١,١ – ١,٥) أي بمعدل ١,٣,

٣- يلاحظ من الجداول بأن البروتكول في الفحص يستخدم الفولطية نفسها و التعرض نفسه بغض عن كتلة المريض وبذلك فأن المرضى ذوي الكتل الصغيرة أو الأطفال يتعرضون إلى جرع عالية إذا استخدمت العوامل نفسها للمرضى ذوي الكتل الكبيرة وقد أوضحت كثير من الدراسات بأنه من الأفضل أن يتم إختيار عوامل الجهاز تبعاً لكتلة الجسم .

٤- نلاحظ أن سمك الشريحة يختلف بنوع الفحص في البحث الحالي، كان سمك الشريحة ٨ ملم لفحص الدماغ والبطن، ٥ ملم لفحص الصدر وكلما كان سمك الشريحة أقل فإن ذلك يؤدي إلى زيادة الجرعة الإشعاعية لأن السمك القليل يوضح خواص تشريحية كبيرة على طول محور

الجسم وبذلك تزداد الجرعة الإشعاعية، وعلى سبيل المثال فإن شريحة سمكها ٣ ملم تولد جرعة ممتصة مضاعفة عندما يكون سمك الشريحة ٦ ملم للفحص نفسه وللظروف نفسها لذلك يفضل إستخدام السمك المناسب الذي يجعل الجرعة أقل ما يمكن وتكون الصورة ذات نوعية جيدة .

العلاقة بين الجرعة الإشعاعية والتعرض (mAs) وفولتية الأنود (kVp)

يتضح من الجداول (٨-١٤ و٨-١٥)، أن زيادة فولتية الأنبوب تقلل من الجرعة الإشعاعية، فعندما تزداد الفولتية من ١٢٠ إلى ١٤٠ كيلو فولت فإن الجرعة تزداد بمقدار % ٢٨ عندما يكون التعرض (٥٠٠٠) ملي امبير. ثانية (mAs) وهذه من الطرق المهمة لتقليل الجرع وذلك بزيادة فولتية الأنبوب وتقليل التعرض (mAs). وفي التصويرالمقطعي الحلزوني يمكن الوصول إلى فولتية عالية وتعرض قليل وذلك لوجود كواشف إشعاعية والتي تقوم بتوليد إشارة كهربائية تخزن في الحاسوب بحيث أقل تعرض إشعاعي يجب أن يكون أكبر من مستوى الضوضاء الأساسية للعداد وأكبر من تعرض لا يتجاوز مستوى الإشعاع، أما في التصوير الشعاعي التقليدي فإن زيادة التعرض أو الفولتية تكون محدودة بالكثافة الضوئية لأن الزيادة في الفولتية تقلل الجرعة ولكنها قد تزيد من إسوداد الفلم فيكون ذو نوعية غير جيدة .

حساب معامل الجرعة (CTDI) والجرعة لوحدةالطول (DLP)

هناك طرق عديدة لقياس معامل جرعة (CTDI) من أهمها : -

١ -إستخدام شبح من البيرسبيكس قطره (١٦ سم) لقياس جرعة الرأس وآخر قطره (٣٢ سم) لقياس جرعة البطن إذ توضع أقراص الوميض الحراري داخل الشبح فتكون قراءتها هي (CTDI) في المركز أو في المحيط لأن وضعها على المريض يعطي قياس الجرعة السطحية .

٢ - القياس المباشر باستخدام حجرة تأين حجم الحساس لها طوله (١٠سم) يوضع على جسم المريض في المركز أو في المحيط وأقراص (TLD) وأخذ معدل هذه الجرع ، وفي هذا البحث تم القياس بالطريقة الثانية واستخدم فانتوم بلاستيكي يلاحظ من الجدول (٨-١٩)معدل نتيجة كل من ($CTDI_w$) و (DLP) .أن القيم الحالية والقيم العالمية متطابقة ولكن يوجد بعض الإختلاف في القياسات لان الجرع تعتمد على سمك الشريحة وزمن الدوران وهذا يختلف باختلاف خبرة المصور الشعاعي والعضو المراد تصويره حصراً ، لكن القياسات متقاربة بشكل جيد .

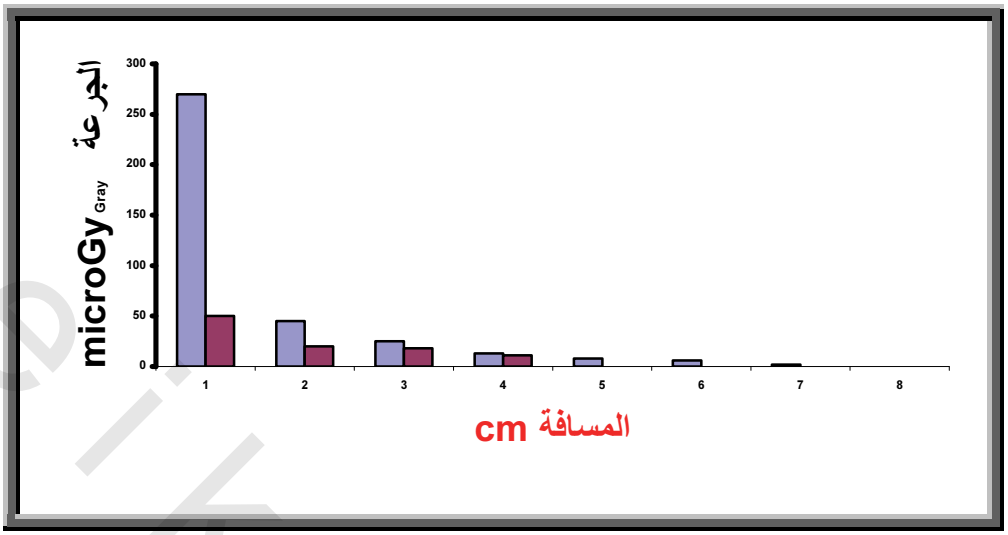
تشتت الأشعة من جسم المريض

إن تشتت الأشعة السينية الناتج عن جسم المريض يكون كبيراً، لذلك فأن الجرعة الممتصة من قبل الكادر الطبي المتواجد في غرفة الفحص قد تكون كبيرة، إذ يوضح الشكل (٨-٢٤) أن التناقص في الجرعة الإشعاعية يكون بشكل حاد كلما إزدادت المسافة عن جسم المريض، وعندما تكون المسافة أكبر من ٢٥ سم فأن التناقص يكاد يكون خطياً ويخضع بشكل تقريبي إلى قانون التربيع العكسي لتناقص الجرعة . وعند وضع الحواجز الرصاصية فإن الجرعة الناتجة عن التشتت تتناقص بشكل كبير. كما يتضح من الشكل (٨-٢٥) ، حيث أن التناقص يكون بنسبة ٨١% عل بعد ١٠ سم عن جسم المريض ويصل إلى قيم لا يمكن التحسس بها على بعد ٥٠ سم ، لذلك فأن وضع الحواجز الرصاصية على القرب من المجمع يؤدي إلى تقليل الجرعة بنسبة ٨١% إلى يد الطبيب عندما يقوم بزرق المريض بمحلول التباين ، أي أن الجرعة التي يتعرض لها الكادر الطبي في غرفة الفحص تقل بالإبتعاد عن جسم المريض

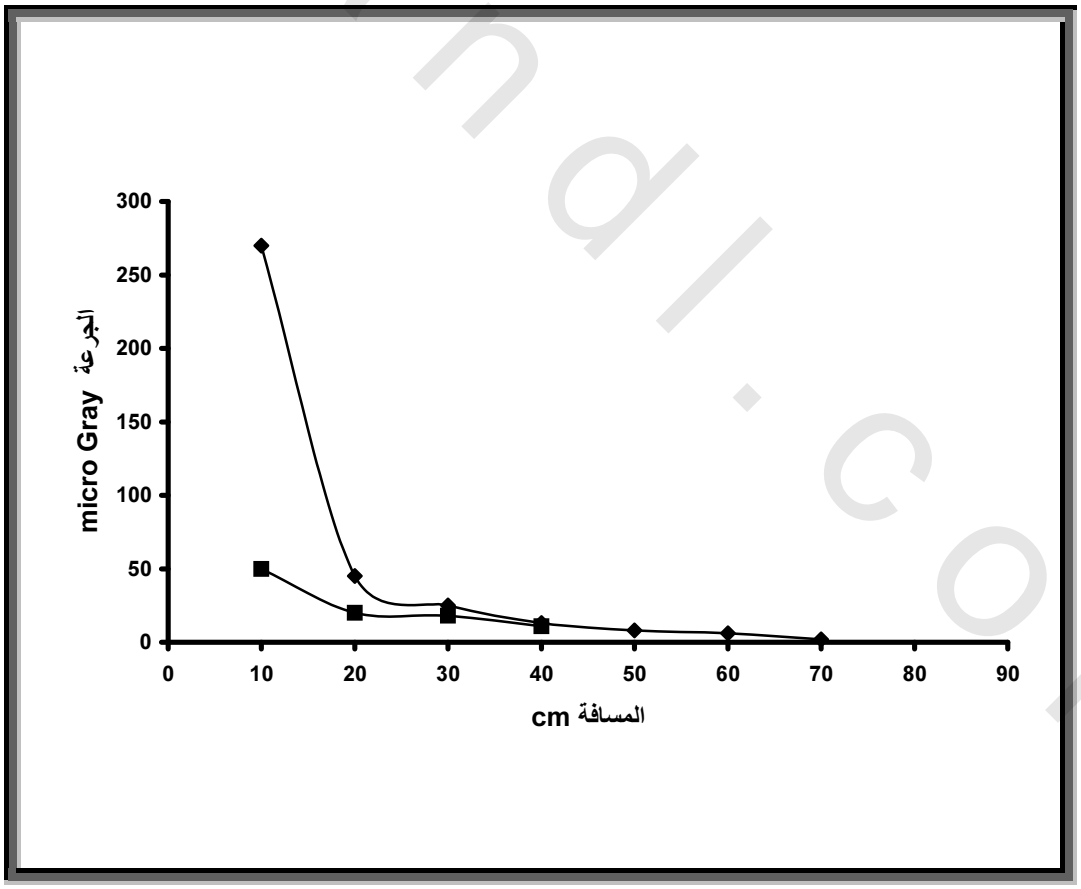
جدول (٨-١٩) يمثل قيم (DLP) و($CTDI_w$) ومقارنتها مع المحددات الدولية والدول الإسكندنافية

نوع الفحص	البحث الحالي		مجموعة دول الاتحاد الاوربي		منظمة البيئة الامم المتحدة		الدول الاسكندنافية	
	DLP	CTDI	DLP	CTDI	DLP	CTDI	DLP	CTDI
الرأس	٩٩٣	٤١	١٠٥٠	٦٠	٦٠٠	٦٠	١٠٣٠	٦٧
الصدر	٣٩٥	١٠,٦	٦٥٠	٣٠	٤٠٠	٣٠	٣٥٠	١٠,٩
البطن	٦١٥	١٩	٨٠٠	٣٥	٥٠٠	٣٥	٥٠٠	٤٠

شكل (٨-٢٤) يمثل الأشعة المستطارة



(٨-٢٥) يمثل تشتت الأشعة المستطارة بوجود وعدم وجود حاجز رصاصي

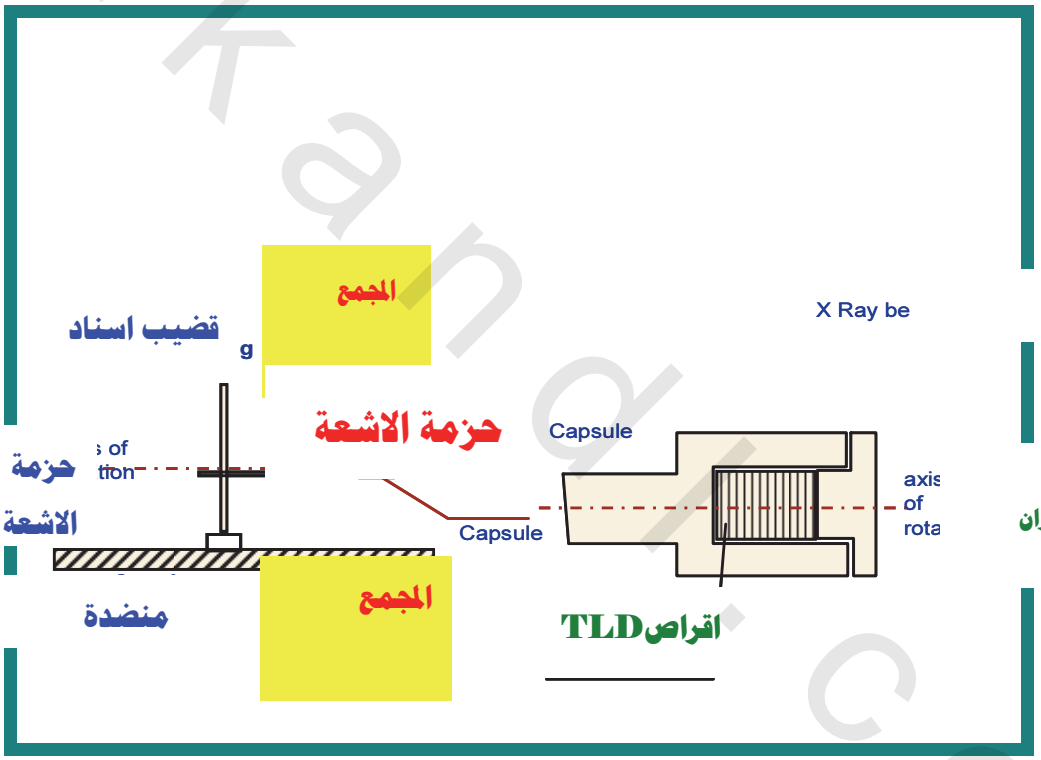


obeikandl.com

٨ – ٢٠ قياس معدل الجرعة في الهواء (كيرما الهواء) باستخدام برنامج مونتي كارلو

انجز هذا البحث في المستشفى الجمهوري في اربيل كجزء صغير من رسالة دكتوراة في الفيزياء الطبية اشرف المؤلف عليها في جامعة صلاح الدين /اربيل كردستان العراق. تم قياس كيرما الهواء باستخدام مجموعة من اقراص الوميض الحراري) TLD) موضوعة داخل كيس بلاستيكي اسود طولة ٣٢ سم وضعت على منضدة المريض شكل (٨ – ٢٦).

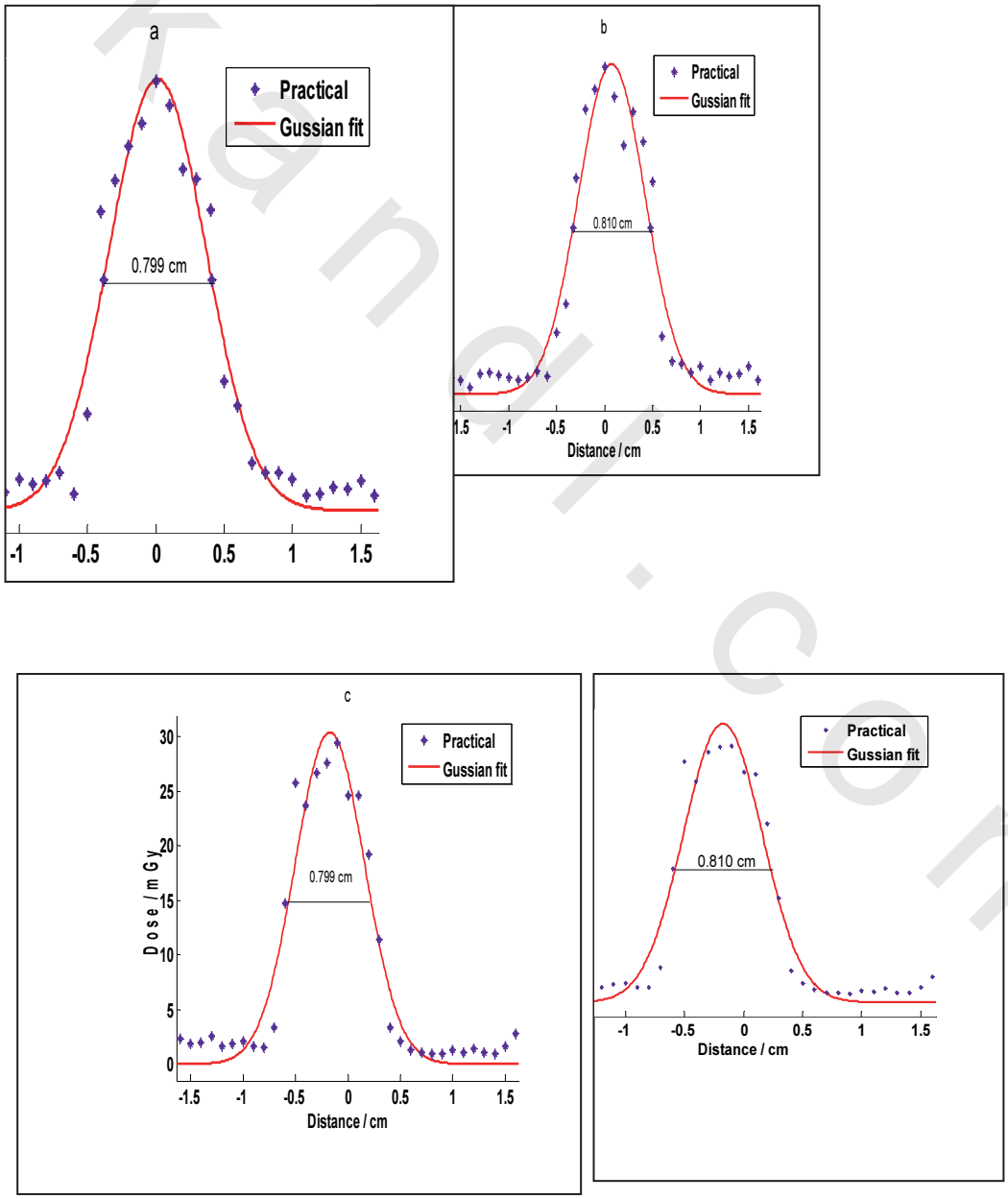
شكل (٨ - ٢٦) ترتيب اقراص الوميض الحراري لقياس معامل الجرعة

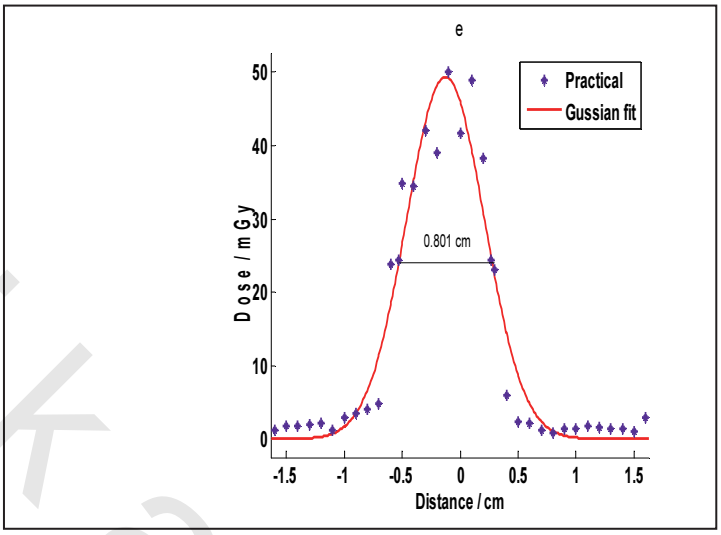


.وشعت بحزمة من الاشعة السينية من جهاز التصوير المقطعي الحلزوني بتعرض(mAs)مقدارة ٦٠ ملي امبير .ثانية وفولطية 130 kVp.اعيدت القياسات لقيم تعرض ٩٠، ١٢٠، ١٤٠، ٢٢٥ ملي امبير. ثانية بثبوت kVp (١٣٠).من القياسات تم رسم مخططات الجرعة(Dose prpfile) شكل (٨ – ٢٩) لشريحة سمكها ٨ ملم وتعرض مختلف . وبحساب الطول عند منتصف القيمة العليا للعرض الكلي (FWHM) وجد بانها تساوي تقريبا

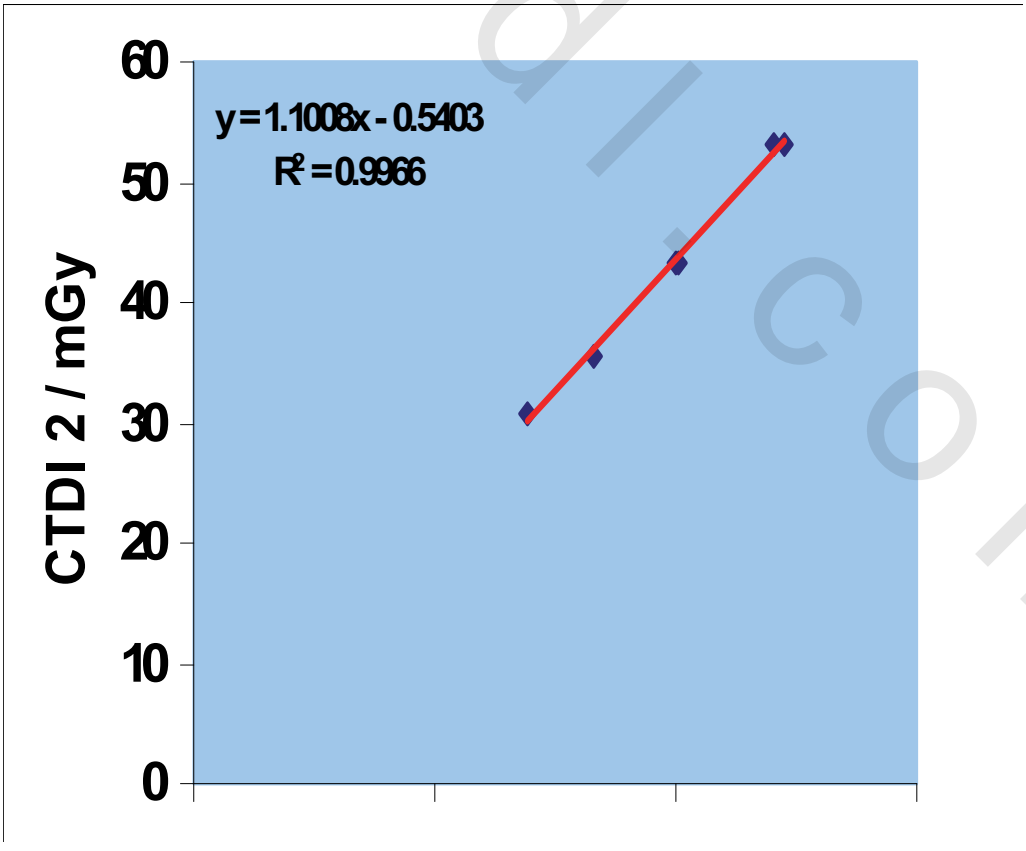
العرض الحقيقي للشريحة. تم حساب معامل جرعة الهواء (كيرما) $CTDI_{air}$ للصدر بطريقتين الاولى حساب المساحة الكلية تحت المنحنى لمخطط الجرعة والثاني من المعادلات الرياضية والموضحة في الجدول (٨ – ٢٠) والشكل (٨ – ٣٠).تم قياس مكافئ الجرعة الفعالة للاعضاء المختلفة للجسم بدلالة التعرض باستخدام برنامج مونتي كارلو الجاهز(CT DOSE Monte Carlo Pakages) والموضحة في الشكلين (٨ – ٣٠)و(٨ – ٣١).في الشكل (٨ – ٣٠) يلاحظ بان المقدار الاعظم لمكافئ الجرعة الفعالة والتغير الحاد في ميل المنحني يكون للرئتين ،القلب ، الثدي على التوالي ، المقدار الاوطئ لمكافئ الجرعة الفعالة والتغير الحاد في ميل المنحني يكون للغدة الدرقية ،الكبد الطحال ،والكليتين على التوالي.

شكل (٨ - ٢٩) مخطط الجرعة(Dose prpfile)





الشكل (٨ - ٣٠) الخط البياني للمقدار $CTDI_L$ الجرعة المقطعية باستخدام المعادلات الرياضية كدالة CTDI دالة الجرعة المقطعية باستخدام المساحة تحت المنحني الجاوسي



٠ ٢٠ ٤٠ ٦٠

$CTDI_1$ \ mGy

الجدول (٨ = ٢٠) القيم للمقدار $CTDI_1$ -كدالة $CTDI_2$

الكتلة	سمك الشريحة ٨ ملم		
	$CTDI_1$	$CTDI_2$	المعدل
60	27.789	30.611	29.200
90	33.226	35.615	34.420
120	39.941	43.227	41.084
140	40.188	43.227	41.707
225	48.066	53.147	50.606

الجدول (٨ = ٢١)زيادة ميل المنحني لمكفئ الجرعة كدالة للتعرض(mAs)

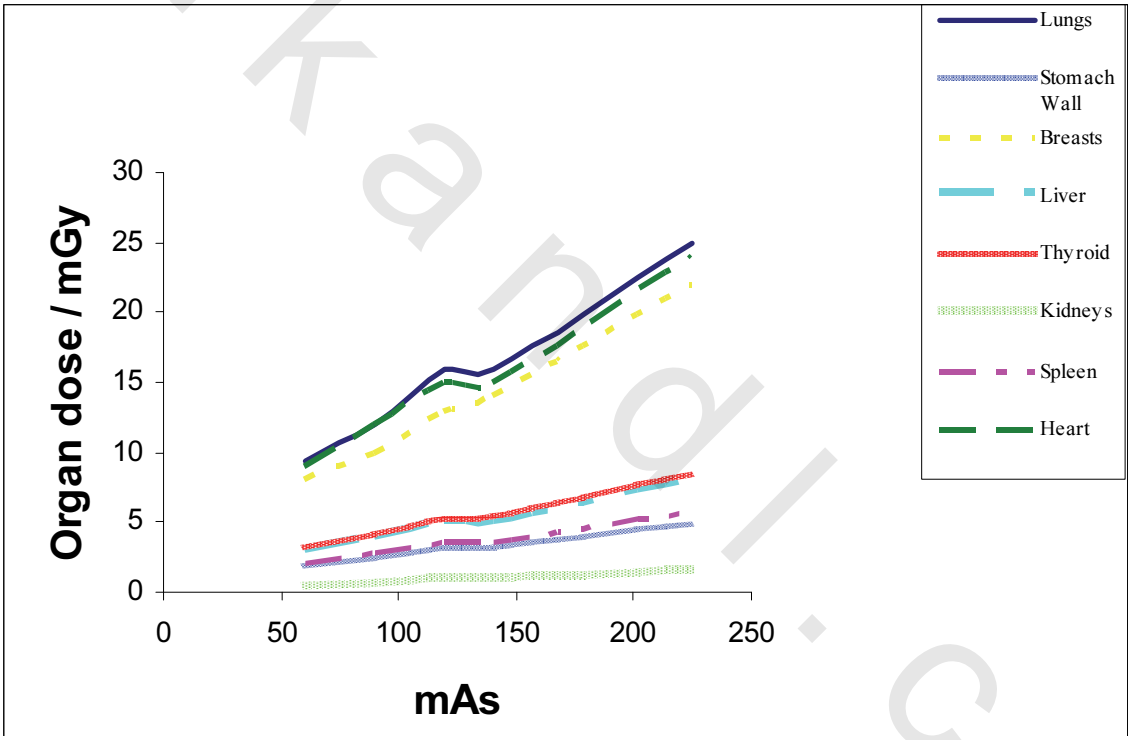
العضو	زيادة المنحنى للجرعة المكافئة ملي جري لوحدة الكتلة عند ١٣٠ kV_p
الرئتين	0.1095
القلب	0.1019
الثدي	0.0869
الكبد	0.0350
الغدة الدرقية	0.0354
الطحال	0.0252
غشاء المعدة	0.0214

obeikandl.com

البنكرياس	0.0252
الكليتين	0.0075

تم قياس ميل الجرعة كدالة للتعرض ووجد بان العلاقة بينهما طردية جدول (٢).وفي البحث تم قياس تغير مكافئ الجرعة الفعالة للصدر كدالة للتعرض بثبوت ذروة الفولطية ووجد بان مكافئ الجرعة يزداد من ٤,٧ mSv عند تعرض ٦٠ ملي امبير. ثانية الى ٩,١ mSv عند تعرض ٢٢٥ ملي امبير. ثانية شكل (٨ – ٣٢).

الشكل (٨ – ٣١) جرعة الاعضاء كدالة للتعرض (mAs)



obeikandl.com

الشكل (٨ – ٣٢)مكافئ جرعة الصدر كدالة للتعرض (mAs) باستخدام برنامج مونتي كارلو

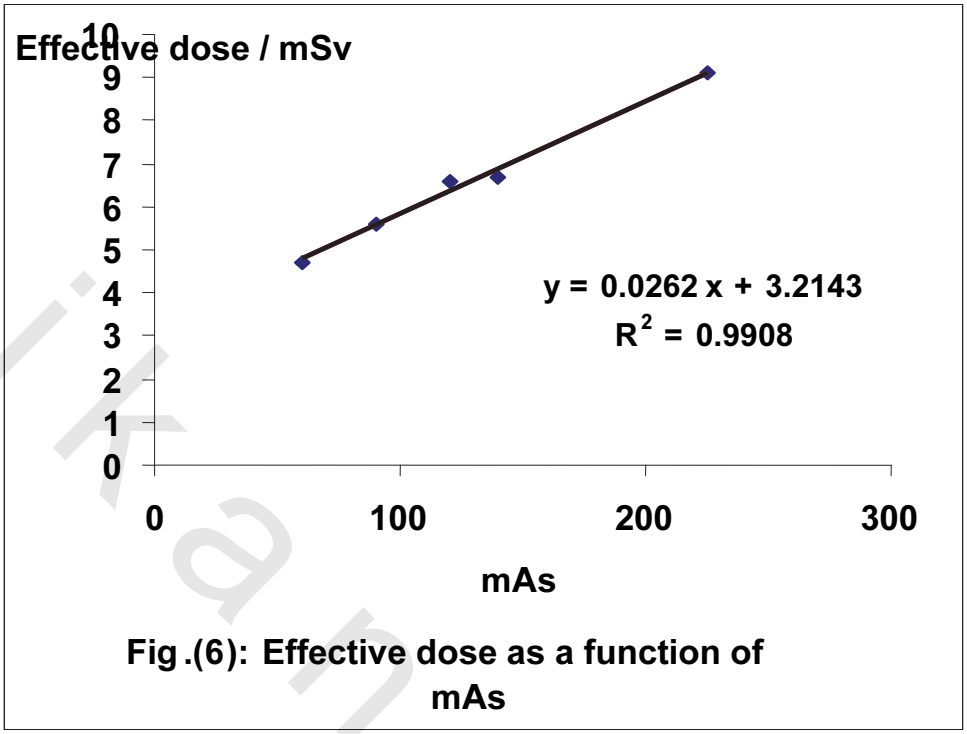


Fig .(6): Effective dose as a function of mAs

obeikandl.com