الباب الثاني

أنظمة التصوير الحديثة

- الفصل التاسع عشر: آلات الأشعة السينية والتصوير الشعاعي الرقمي
- الفصل العشرون: التصوير المقطعي المحوسب بالأشعة السينية
- الفصل الحادي والعشرون: أنظمة التصوير الطبية النووية
- الفصل الثاني والعشرون: نظام التصوير بالرنين المغناطيسي
- الفصل الثالث والعشرون: أنظمة التصوير فوق الصوتية
- الفصل الرابع والعشرون: أنظمة التصوير الحرارية

الفصل التاسع عشر

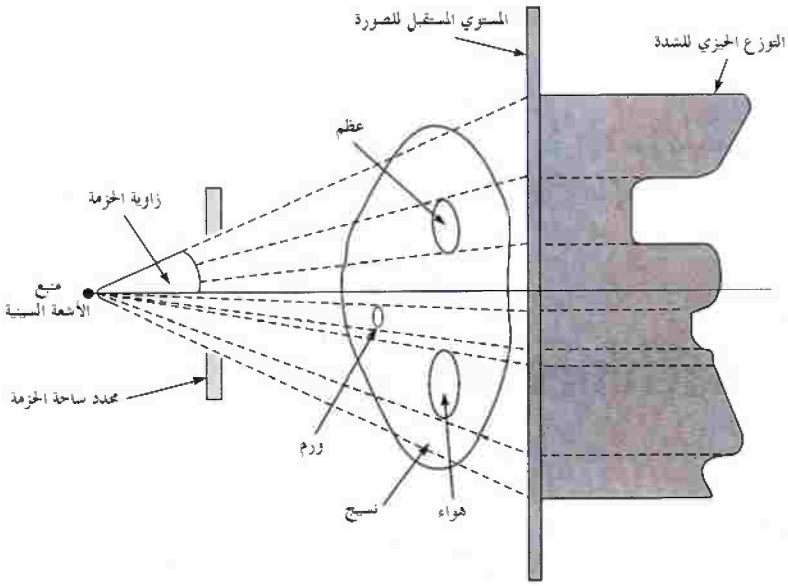
آلات الأشعة السينية والتصوير الشعاعي الرقمي
X-RAY MACHINES AND DIGITAL RADIOGRAPHY

تم اكتشاف الأشعة السينية من قبل الفيزيائي الألماني Wilhelm Konrad Röntgen في تشرين الثاني لعام ١٨٩٥م. وقد أطلق عليها أسم "النوع الجديد للإشعاع" أو إشعاعات X، حيث X للمجهول. لقد استطاع إجراء صورة فوتوغرافية بهذه الإشعاعات الجديدة ليد زوجته مُظهِراً العظام وخاتم زواجها. فيما بعد وبسرعة تم إثبات فائدتها لتصوير التشريح الداخلي للبشر. ربما يكون التصوير بالأشعة السينية في الوقت الحاضر أداة التشخيص الأكثر استخداماً على وجه العموم في مهنة الطب وتعتمد التقنيات من التصوير الشعاعي البسيط للصدر إلى تصوير الأوعية بالطرح الرقمي أو التصوير الطبقي المحوسب على استخدام الأشعة السينية.

(١٩,١) أساس علم الأشعة التشخيصي
Basic of Diagnostic Radiology

إن الفحص الشعاعي هو أحد أكثر المساعدات التشخيصية المتوفرة في العمل الطبي أهمية. وهو مبني على الحقيقة بأن التراكيب التشريحية المتعددة في الجسم تملك كثافات مختلفة بالنسبة للإشعاعات السينية. عندما تخترق الأشعة السينية من منبع نقطي مقطعاً من الجسم فإن تراكيب الجسم الداخلية تمتص كمية متفاوتة من الإشعاع. يملك الإشعاع الذي يغادر الجسم تغيراً بالشدة الحيزية، هذا يعني صورة للبنية الداخلية للجسم. يبين الشكل رقم (١٩,١) الترتيب المُستخدم بشكل عام من أجل علم الأشعة التشخيصي. يتم تصوير توزع شدة الأشعة السينية بواسطة جهاز مناسب مثل فيلم التصوير الفوتوغرافي. ويتم إنتاج صورة للخيال تتطابق مع كثافة الأشعة السينية للأعضاء في مقطع الجسم. تتغير تقنية الفحص وفقاً للمشكلة الإكلينيكية. إن المواصفات الرئيسية للأشعة السينية التي تجعلها مناسبة لأغراض التشخيص الطبي هي:

- المقدرة على اختراق المواد المترابطة بنسبة امتصاص تفاضلية تم ملاحظتها في مواد مختلفة.
- القدرة على إنتاج إضاءة وتأثيرها على طبقة فوتوغرافية حساسة.



الشكل رقم (١٩,١). إعداد أساسي لعملية تشكيل صورة أشعة تشخيصية.

تُدعى صورة الأشعة السينية بالصورة الشعاعية، وهي صورة خيال يتم إنتاجه بواسطة الأشعة السينية المنبعثة من منبع نقطي. يتم عادة الحصول على صورة الأشعة السينية على فيلم فوتوغرافي موضوع في مستوي الصورة. إن تراكيب الهيكل العظمي سهلة التصوير وحتى العين غير المدربة تستطيع في بعض الأحيان ملاحظة الكسور والعظام الأخرى غير الطبيعية.

تُؤخذ الصور الشعاعية للصدر بشكل رئيسي من أجل فحص الرئتين والقلب. وبسبب الهواء المحصور في الجهاز التنفسي تبدو الشعب الهوائية الكبيرة كتباين سالب وتبدو الأوعية الرئوية كتباين موجب مقابل نسيج الرئة الممتلئ بالهواء. تترافق أنواع مختلفة من أمراض الرئة المعدية بتغيرات مميزة تُمَكِّن القيام بالتشخيص في أغلب الأحيان من خلال موقع و حجم و امتداد الخيال.

يتم إنجاز فحوصات القلب من خلال أخذ أفلام أمامية وجانبية. يتم إنجاز التقييم جزئياً بواسطة حساب حجم القلب الكلي وإلى حد ما على أساس أية تغيرات في الشكل. لتصوير بقية نظام الدوران ومن أجل الفحوصات الخاصة بالقلب يتم استخدام مركبات عضوية من اليود ذوابة بالماء و قابلة للحقن. ويُحقن عادة وسط التباين إلى الشريان أو الوريد من خلال قثطار موضوع في الوعاء. بناءً عليه يمكن أن يتم فحص كل الأعضاء الكبيرة من الجسم بواسطة تصوير الأوعية المرافقة لها وتدعى هذه التقنية بتصوير الأوعية. يتم اختيار الفحص استناداً إلى العضو المفحوص، على سبيل المثال من أجل تصوير الأوعية التاجية - يتم اختيار الأوعية التاجية من القلب ولتصوير القلب والأوعية- يتم اختيار القلب ولتصوير الأوعية الدماغية - يتم اختيار الدماغ.

يمكن تصوير الجهاز المعدي- المعوي بالكامل باستخدام مادة حساسة من كبريتات الباريوم كوسط تباين. يتم بلع وسط التباين أو إعطائه لتشخيص حالات مرضية عامة مثل القرحات أو الأورام الخبيثة أو الحالات الالتهابية. تُستخدم وسائط التباين الموجبة والسالبة لتصوير القناة النخاعية ويُعرف هذا الفحص بتصوير النخاع. يتم عادة فحص الجهاز العصبي المركزي بواسطة تصوير العضو المحقون بالهواء، هذا يعني تعبئة تجاويف الجسم بالهواء. من ناحية ثانية يمكن التنويه إلى أن التصوير المقطعي المحوسب خَفَّض إلى درجة كبيرة الحاجة إلى بعض الطرق الشعاعية- العصبية الجراحية التي تتضمن إزعاجاً وخطراً معيناً للمريض.

(١٩,٢) طبيعة الأشعة السينية

Nature of X-Rays

إن الأشعة السينية هي إشعاع كهرومغناطيسي يقع عند نهاية طول الموجة المنخفض من الطيف الكهرومغناطيسي. إن طول موجة الأشعة السينية في مجال التشخيص الطبي هي من المرتبة $١٠^{-١٠}$ متر. وهي تنتشر بسرعة ٣×١٠^{١٠} سنتيمتر/الثانية كما إنها لا تتأثر بالحقول المغناطيسية و الكهربائية. يتألف الإشعاع الكهرومغناطيسي استناداً إلى النظرية الكمية من فوتونات يتم اعتبارها "كمجموعات" من الطاقة. يشمل تفاعل هذه الفوتونات مع المادة تبادل الطاقة وتُعطى العلاقة بين طول الموجة والفوتون كما يلي:

$$E = h\nu = h + \frac{c}{\lambda}$$

حيث: h= ثابت بلانك$=٦,٣٢\times١٠^{-٣٤}$ جول ثانية

c= سرعة انتشار الفوتونات$=٣\times١٠^{١٠}$ سنتمتر/الثانية

ν= تردد الإشعاع

λ= طول الموجة

يمكن تمييز الاهتزاز إما بواسطة تردده وإما بواسطة طول موجته. يعتمد طول الموجة في حالة الأشعة السينية مباشرة على الجهد الذي يتم بواسطته توليد الإشعاع. بناءً عليه فإنه من الشائع تمييز الأشعة السينية بالجهد الذي هو مقياس لطاقة الإشعاع.

(١٩,٢,١) خصائص الأشعة السينية Properties of X-rays

إن الأشعة السينية قادرة على اختراق المواد التي تمتص و تعكس الضوء المرئي بسهولة و ذلك بسبب طول الموجة القصير والطاقة العالية جداً. يشكل ذلك القاعدة لاستخدام الأشعة السينية من أجل التصوير الشعاعي حتى بالرغم من خطرها المحتمل. يتم امتصاص الأشعة السينية عند مرورها من خلال المادة. ويعتمد حجم الامتصاص

على كثافة المادة. تنتج الأشعة السينية إشعاعاً ثانوياً في كل المواد التي تمر خلالها. ويتألف هذا الإشعاع الثانوي من إشعاع مبعثر وإشعاع مميز وإلكترونات. وفي علم الأشعة التشخيصي يكون الإشعاع الثانوي إشعاعاً مُبعثراً ذا أهمية عملية.

تسبب الأشعة السينية تأيناً في الغازات وتؤثر على الخصائص الكهربائية للسوائل والمواد الصلبة. ويتم استخدام خاصية التأين في بناء أجهزة قياس الإشعاع.

تنتج الأشعة السينية تألقاً أيضاً في مواد معينة لمساعدتها على إصدار الضوء. وقد تم بناء الشاشات المتألقة وشاشات التضخيم على أساس هذه الخاصية. تؤثر الأشعة السينية على الفيلم الفوتوغرافي بنفس طريقة تأثير الضوء المرئي العادي.

(١٩,٢,٢) واحدات الإشعاعات السينية Units of X-radiation

تبنت اللجنة الدولية للواحدات الإشعاعية والقياسات الرونتجن كمقياس لكمية الإشعاعات السينية. هذه الواحدة مبنية على أساس قدرة الإشعاع على إنتاج التأين ويتم اختصارها بـ 'R'. إن R واحد هو كمية الإشعاعات السينية التي سوف تنتج ٢,٠٨x١٠^{٩} زوجاً من الأيونات لكل سنتيمتر مكعب من الهواء عند درجة حرارة قياسية صفر مئوية (0°C) وضغط (٧٦٠ ميليمتر زئبقي عند مستوى سطح البحر و خط عرض ٤٥ درجة). الوحدات الأخرى المُشتقة من الرونتجن هي ميلي رونتجن (ميلي رونتجن=١/١٠٠٠ رونتجن) ومايكرو رونتجن (مايكرو رونتجن=١٠$^{-٦}$ رونتجن).

بُنيت واحدة الإشعاعات السينية على أساس التأين الناتج عن الأشعة وليس على أساس تأثيرات أخرى مثل تسويد فيلم فوتوغرافي ؛ بسبب السهولة والدقة التي يمكن بها قياس التأين في الهواء.

إن التأثيرات البيولوجية للأشعة السينية هي بسبب الطاقة المنقولة للمادة. لذلك تكون هذه التأثيرات مترابطة أكثر وإلى حد بعيد مع الجرعة المُمتصة أكثر من ترابطها مع التعرض. إن واحدة قياس الجرعة المُمتصة هي الراد rad. إن الراد الواحد هو جرعة الإشعاع الذي سوف ينتج عنه امتصاص طاقة مقداره ١,٠x١٠$^{-٢}$ جول/كيلوغرام في المادة المُشَعَّعة. وهو مساوٍ تقريباً إلى الجرعة المُمتصة بواسطة نسيج طري تم تعرضه لرونتجن واحد من الأشعة السينية.

إن الرونتجن والجرعة الممتصة D مرتبطان بالعلاقة D= f R حيث f هو ثابت تناسب ويعتمد على كل من محتويات المادة المُشَعَّعة ونوعية حزمة الإشعاع معاً. إن قيمة f للهواء هي ٠,٨٧ راد/رونتجن. ومن أجل الأنسجة الطرية فإن f=1 راد/رونتجن ولهذا السبب تكون الجرعة المُمتصة مساوية عددياً للتعرض. من ناحية ثانية فإن f للعظام أكبر ولكنها تنخفض بشكل ملحوظ مع زيادة الكيلو فولت (kV). بناءً عليه يمكن تخفيض جرعة المريض المُمتصة باستخدام kV عالي مناسب إذا سمحت متطلبات التباين بذلك.

إن التأين الناتج عن أنماط مختلفة من الإشعاعات ليس معياراً جيداً كافياً للتأثير البيولوجي. وهناك مفهوم آخر يدعى بالجرعة المكافئة H (DE). تُعرَّف DE بأنها ناتج ضرب الجرعة الممتصة D بعامل الجودة المُعَّدِل (QF)، هذا يعني:

$$DE = (QF)D$$

يتم التعبير عن قراءات علامة الفيلم المميزة ودلائل الإشعاع على شكل جرعة أعظمية مسموح بها بالريمس (rems) أو بالميلي ريمس (millirems).

باختصار، يعبّر الرونتجن عن الطاقة الواردة، و يعطي الراد دلالة على الكمية المُمتصة من هذه الطاقة الواردة والريمس هي مقياس للضرر البيولوجي النسبي الذي تسببه هذه الطاقة.

(١٩,٣) إنتاج الأشعة السينية
Production of X-Rays

يتم توليد الأشعة السينية عندما تصطدم إلكترونات بسرعة عالية جداً بمادة ما وبالتالي إيقافها فجأة. تظهر الطاقة التي تمتلكها الإلكترونات عند موقع الاصطدام كجزء من طاقة على شكل أمواج كهرومغناطيسية ذات قدرة اختراق عالية (الأشعة السينية) بعدة أطوال أمواج مختلفة تشكل معاً الطيف المستمر. يتم إنتاج الأشعة السينية بأنبوب من الزجاج مبني بشكل خاص و يتضمن بشكل أساسي: (١) منبع لإنتاج الإلكترونات و(٢) منبع طاقة لتسريع الإلكترونات و(٣) مسار حر للإلكترونات و(٤) وسائل لتركيز حزمة الإلكترونات و(٥) أداة لإيقاف الإلكترونات.

إن أنابيب النوع الثابت والأنابيب ذات المصعد الدوار هما النوعين الرئيسيين لأنابيب الأشعة السينية.

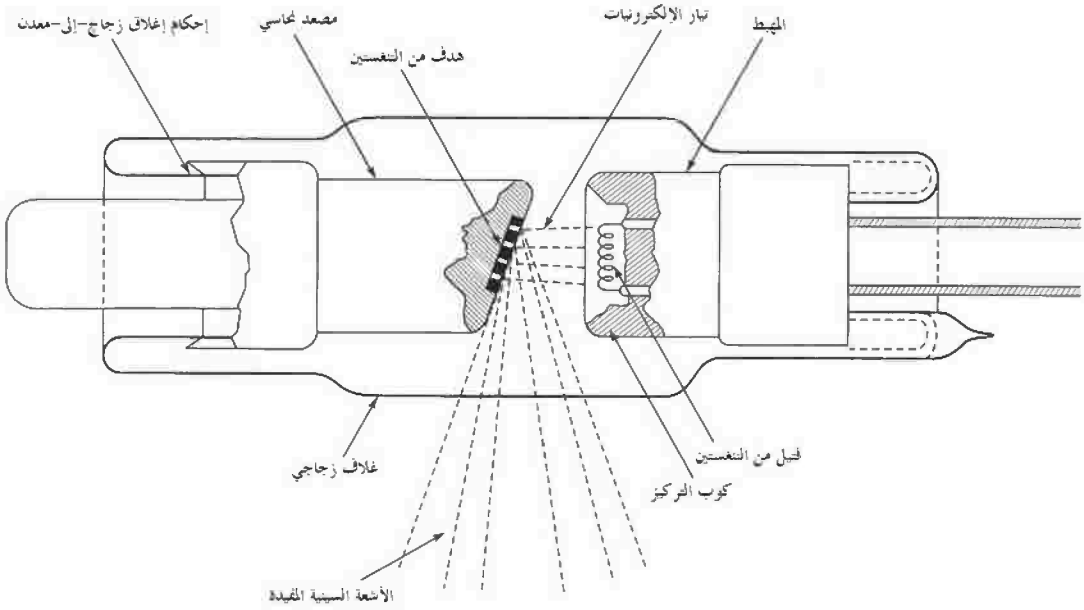
(١٩,٣,١) الأنبوب ذو المصعد الثابت Stationary Anode Tube

يبين الشكل رقم (١٩,٢) المكونات الأساسية لأنبوب أشعة سينية ذي مصعد ثابت. إن الأنبوب العادي هو ثنائي مفرغ من الهواء يتم فيه توليد الإلكترونات بواسطة الإصدار الحراري الأيوني من فتيل الأنبوب. يتم تركيز تيار الإلكترونات كهروستاتيكياً على هدف المصعد بواسطة كأس المهبط المُحدد بشكل مناسب. تتحول الطاقة الحركية للإلكترونات التي تصطدم بالهدف إلى أشعة سينية.

وتصبح معظم الإلكترونات المنبعثة عن الفتيل الساخن حوامل للتيارات عبر الأنبوب. لذلك يمكن وبشكل مستقل ضبط ما يلي:

١- تيار الأنبوب من خلال ضبط حرارة الفتيل، وهل هي "و" أو "أو"؟

٢- جهد الأنبوب من خلال ضبط الجهد الأولي.



الشكل رقم (١٩,٢). بنية أنبوب أشعة سينية ذو مصعد ثابت.

تعمل بعض أنابيب الأشعة السينية كصمام ثلاثي بجهد انحياز مطبق بين الفتيل وكأس المهبط. يمكن استخدام جهد الانحياز للتحكم بحجم وشكل البقعة المحرقية بواسطة تركيز حزمة الإلكترونات في الأنبوب.

تُصنع عادة مجموعة المهبط، التي تضم الفتيل، من النيكل أو من أحد أشكال الستانلس ستيل. إن الفتيل هو سلك من التنغستين سماكته حوالي ٠,٢ ميليمتر على شكل لولب ملفوف بشكل متراص قطره حوالي ١-١,٥ ميليمتر. يتشكل الهدف عادة من لوح صغير من التنغستين بعرض حوالي ١٥ ميليمتر وطول ٢٠ ميليمتر وسماكة ٣ ميليمتر ملحوم إلى كتلة من النحاس. يتم اختيار التنغستين لأنه يحتوي على عدد ذري عالي (٧٤) يجعله فعّالاً نسبياً في توليد الأشعة السينية. يملك التنغستين نقطة ذوبان عالية (٣٤٠٠ درجة مئوية) تُمكّنه من تحمل الأحمال الحرارية الكبيرة. وفي حالات خاصة تُستخدم أيضاً أهداف مصنوعة من المولبدينيوم كما في حالة تصوير الثدي الشعاعي، حيث إن التباين المُحسَّن للمقطع في الصدر هو المرغوب فيه. إن المولبدينيوم غير مناسب للتصوير الشعاعي العام بسبب فعاليته المنخفضة لإنتاج الأشعة السينية ونقطة ذوبانه المنخفضة.

يؤدي النحاس كونه ناقل حراري ممتاز وظيفة حيوية بنقل الحرارة بسرعة بعيداً عن الهدف المصنوع من التنغستين. تتدفق الحرارة من خلال المصعد إلى خارج الأنبوب، حيث يتم نقلها عادة بواسطة الحمل. ويتم عموماً تأمين بيئة زيتية من أجل التبريد بتيار الحمل. بالإضافة إلى ذلك يقع على الإلكترودات جهوداً عالية مفتوحة يجب تحجيبها. وبما أن الأنبوب سيصدر الأشعة السينية بكل الاتجاهات فمن الضروري تزويده بالحماية باستثناء المكان

الذي تنبثق منه الحزمة المفيدة من الأنبوب. بقصد احتواء زيت التبريد وتحقيق المتطلبات المذكورة أعلاه يتم التجهيز بصندوق معدني من أجل الإحاطة التامة بالأنبوب. ويُعرف مثل هذا الصندوق "بالحجاب".

بما أنه سيتم توليد كمية كبيرة من الحرارة بواسطة الأنبوب ولأن هذه الحرارة سوف تسبب ارتفاعاً في حرارة الزيت فإن الزيت سوف يتمدد. وكون الزيت سائل غير قابل للانضغاط يتم تزويد الأنبوب بمنفاخ، إما من مطاط مقاوم للزيت وإما من معدن رقيق، للتكيُّف مع التمدد. بسبب الطبيعة النافذة لزيت المحول، خصوصاً عندما يكون حاراً، يجب أن تكون كل نقطة اتصال على الحجاب محكمة الإغلاق، إما ملحومة أو مسدودة بجوان من المطاط. ويجب أن يكون الحجاب أيضاً مقاوماً للصدم الكهربائي من خلال ترتيب تأريض مناسب.

تُستخدم الأنابيب ذات المصعد الثابت على الغالب في آلات الأشعة السينية صغيرة الاستطاعة.

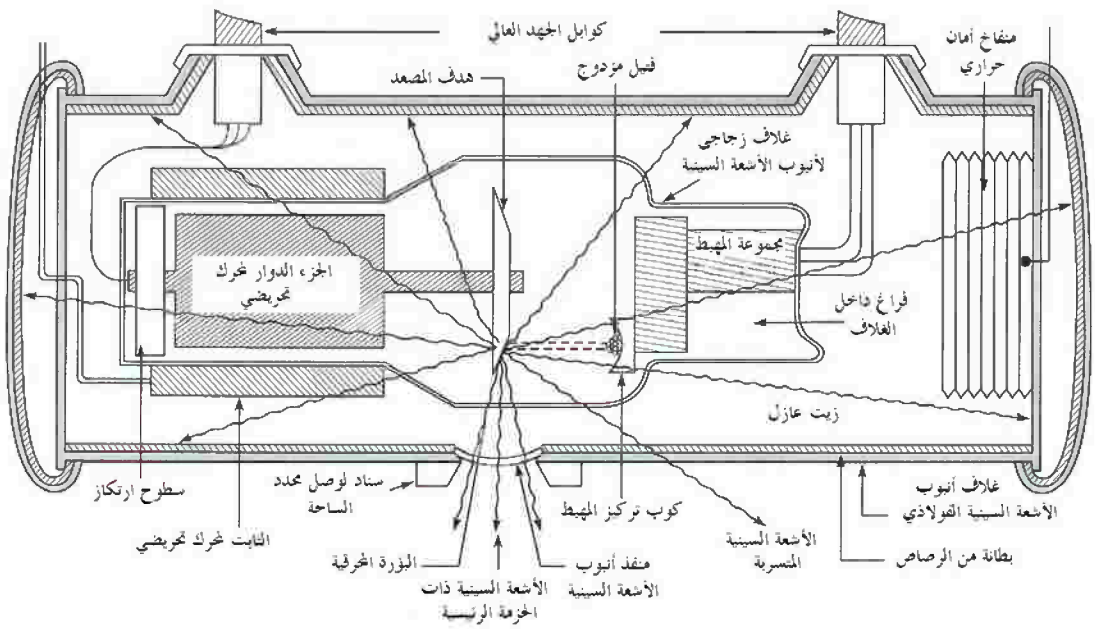
(١٩,٣,٢) الأنبوب ذو المصعد الدوار Rotating Anode Tube

مع زيادة الحاجة في علم الأشعة إلى أشعة سينية أكثر اختراقاً، الأمر الذي يتطلب جهوداً وتياراً أعلى للأنبوب، يصبح أنبوب الأشعة السينية نفسه عامل مُحَدِّد في خرج النظام. وهذا بشكل أساسي بسبب الحرارة المتولدة في المصعد. إن السعة الحرارية للمصعد تابعة لمساحة البقعة المحرقية. لذلك يمكن زيادة الطاقة المُمتصة إذا كان بالإمكان زيادة مساحة البقعة المحرقية. ويتم انجاز هذا بواسطة نوع المصعد الدوار لأنابيب الأشعة السينية. إن الأنابيب ذات المصعد الدوار مبنية على أساس انتقال الهدف عن حزمة الإلكترونات قبل أن يصل إلى حرارة عالية جداً تحت تأثير قذفه بالإلكترونات واستبداله بسرعة بهدف آخر أبرد.

يبين الشكل رقم (١٩,٣) بنية لأنبوب أشعة سينية ذي مصعد دوار نموذجي. إن المصعد هو قرص من التنغستين أو خليط من التنغستين و١٠٪ رينيوم. يساعد هذا الخليط في خفض التغيرات في مضمار المصعد بسبب الإجهاد الناتج في المضمار كنتيجة للحرارة المتغيرة بسرعة. يدور المصعد بسرعة ٣٠٠-٣٦٠٠ أو ٩٠٠٠-١٠٠٠٠ دورة في الدقيقة. يملك قرص التنغستين الذي يمثل المصعد حافة مشطوفة يمكن أن تتغير زاويتها من ٥ درجات إلى ٢٠ درجة. والزوايا النموذجية هي بحدود ١٥ درجة مع المحافظة على استقامة مركز الخط. تساعد عناصر التصميم هذه في الحد من كثافة الطاقة الواردة على البقعة المحرقية الفيزيائية بينما تنشأ بقعة محرقية فعالة صغيرة. يتم نشر الحرارة الناتجة أثناء التعرض في المصعد الدوار على مساحة كبيرة من المصعد وبذلك تزداد سعة التحميل الحرارية للأنبوب وتسمح باستخدام مستويات قدرة أعلى تنتج إشعاعات سينية أكثر شدةً.

يُصنع الجزء الدوار من النحاس إما مصبوباً وإما من قضيب ذي جودة خاصة. إن ساق المولبدينيوم الناتئ من الجزء الدوار إما أن يكون ملحوماً به وإما يمكن أن يكون نحاس الدوار مصبوب حوله. تم فرض اختيار المولبدينيوم من خلال الحاجة إلى معدن قوي ذو نقطة ذوبان عالية إلى حد كاف لتسمح بالاتصال مع قرص التنغستين الحار جداً. إن نظام دوران المصعد هو نظام سرعة عالية.

لذلك يجب أن تكون فيه الرولمانات مُزيّتة بدقة. تمنع البيئة ذات الحرارة العالية داخل الأنبوب استخدام معظم الزيوت العادية، التي لها سيئة إضافية وهي تحرير بخار كاف لإفساد حالة التخلية العالية، الضرورية من أجل الأداء الصحيح للأنبوب. وقد تمت معالجة الوضع من خلال التطوير الناجح للزيوت المعدنية. إن الزيوت المستخدمة عموماً هي الرصاص أو الذهب أو الغرافيت أو الفضة. ويتم تطبيق هذه الزيوت عادة على سطوح الرولمانات بشكل طبقة رقيقة جداً (Hill, 1979).



الشكل رقم (١٩,٣). تفاصيل تركيبية لأنبوب أشعة سينية ذو مصعد دوار.

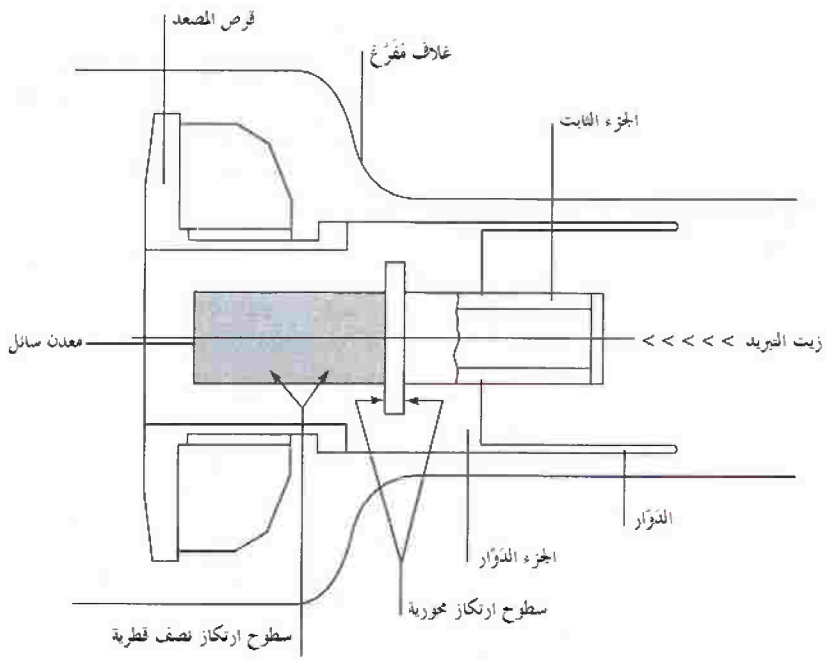
يفيد غلاف الأنبوب في عدة أغراض فنية. إنه جزء من العزل الكهربائي بين دارات الجهد العالي والمحيط. إن الغطاء مُبطن بالرصاص للمحافظة على كمية الإشعاع المتسرب أدنى من المستويات القانونية وبذلك يؤمن الحماية الإشعاعية للمريض والمُشَغِّل معاً. أخيراً، إن غطاء الأنبوب جزء هام من نظام معالجة تبديد الحرارة.

بما أنه يمكن تبريد أغلفة الأنابيب المستخدمة عند مستويات طاقة وسطية منخفضة بالهواء بشكل كاف يصبح من الضروري تأمين تبريد إضافي في حالة مستويات الطاقة الأعلى ويتم تحقيق هذا بواسطة تدوير الماء خلال مبادل حراري موجود داخل غطاء الأنبوب أو بواسطة تدوير زيت عازل خلال مُشِّع خارجي. يناقش Glender, 1981 الخصائص الكهربائية والحرارية والتحميل لأنابيب الأشعة السينية ذات المصعد الدوار.

يبين Homberg and Koppel, 1997 رولماناً أخدودياً حلزونياً يمتلك عدة مزايا جيدة مقابل الرولمان الكروي للمصعد التقليدي المُستخدم في مجموعات أنابيب الأشعة السينية ذات الأعمال المُجهدة. وبمعزل عن كونه هادئاً في العمل تسمح تقنية الرولمان الأخدودي الحلزوني بتبريد فعال إلى أبعد حد لصحن المصعد من خلال توصيل الحرارة بعيداً إلى وسط التبريد. يطيل هذا من عمر المصعد بالرغم من تشغيل قرص المصعد باستمرار عند سرعات دوران عالية. لا تتأذى الرولمانات الأخدودية الحلزونية فعلياً وذلك على عكس الرولمانات الكروية.

يبين الشكل رقم (١٩,٤) مبدأ الرولمان الأخدودي الحلزوني. يعمل الرولمان على مبدأ الإسفين الهيروديناميكي الذي يتم تشكيله بين الأجزاء الدوارة والثابتة للرولمان. وهكذا يسبب "دوراناً" لجزء الرولمان الدوار مُشكِّلاً بالتالي فراغاً مملوءً بمعدن سائل، نموذجياً من ١٥-٢٠ مايكرو متر، بين الأجزاء. تسمح هذه الأنابيب بدوران المصعد عند سرعة أكثر من ٩٠٠٠ دورة في الدقيقة وهو متوفر بأشكال ثنائية وثلاثية التركيز معاً.

يتم تصنيف أنابيب الأشعة السينية أيضاً على أساس تطبيقها من أجل أغراض التشخيص أو المعالجة. فمن أجل تطبيقات التشخيص يتم عادة استخدام ميلي أمبير عالي وزمن تعرض منخفض في حين أن الكيلو فولت العالي والميلي أمبير المنخفض نسبياً ضروريان من أجل استخدامات المعالجة. والوصف التالي يتعلق فقط بآلات الأشعة السينية التشخيصية.

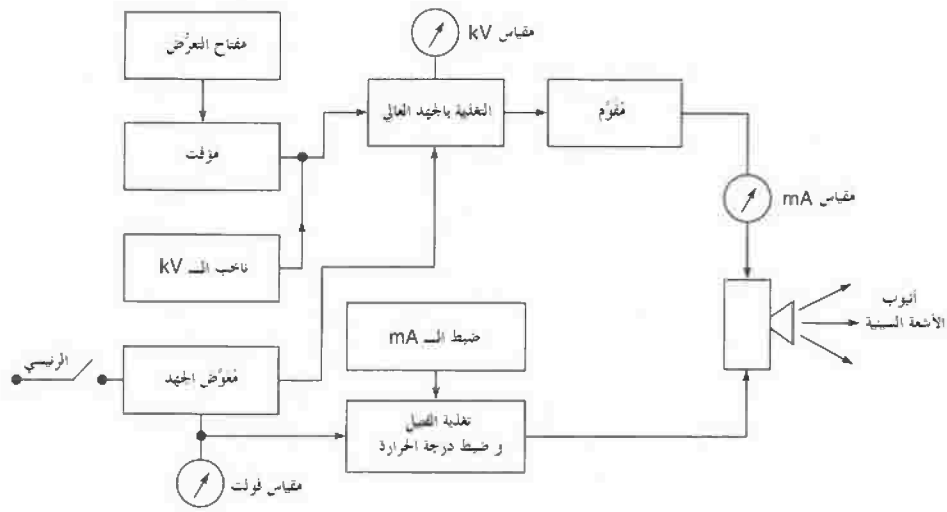


الشكل رقم (١٩,٤). مقطع عرضي خلال أنبوب أشعة سينية ذو مصعد دوار برولمان أخدودي حلزوني.

(١٩,٤) آلة الأشعة السينية
X-Ray Machine

يبين الشكل رقم (١٩,٥) مخططاً صندوقياً للأنظمة الفرعية لآلة أشعة سينية أساسية. يوجد بشكل أساسي جزأين من الدارات. أحد هذين الجزأين يكون من أجل إنتاج الجهد العالي الذي يطبق على مصعد ومهبط الأنبوب ويتضمن محولاً رافعاً للجهد العالي يتلوه التقويم. يتبع التيار خلال الأنبوب ممر التوتر العالي (HT) ويُقاس بواسطة مقياس ميلي أمبير (mA). يُسهِّل مفتاح اختيار الـ kV تبديل الجهد بين التعرضات. ويُقاس الجهد بمساعدة مقياس الـ kV. يتحكم مفتاح التعرض بالمؤقت وبالتالي بفترة تطبيق الـ kV. تتضمن الدارة معوضاً للجهد لتعويض تغيرات جهد التغذية الرئيسي (٢٣٠ فولت).

يتعلق الجزء الثاني من الدارة بالتحكم بتسخين فتيل أنبوب الأشعة السينية. يتم تسخين الفتيل بجهد من ٦–١٢ فولت من تغذية ذات تيار متناوب (AC) عند تيار من ٣–٥ أمبير. تحدد حرارة الفتيل تيار الأنبوب أو الـ mA، ولذلك يتضمن التحكم بدرجة حرارة الفتيل ناخب mA متصل معه. يتم التحكم بتيار الفتيل في الجانب الأولي لمحول الفتيل باستخدام وتد أو مقاومة متغيرة. تؤمن المقاومة المتغيرة تحكماً على شكل خطوات بالـ mA وهو الأكثر استخداماً بشكل عام في الآلات الحديثة.



الشكل رقم (١٩,٥). مخطط صندوقي لآلة أشعة سينية.

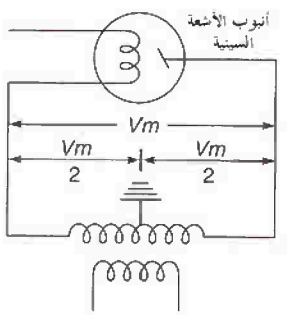
إن الطريقة المفضلة لتزويد أنبوب الأشعة السينية بجهد عالٍ مستمر (DC) هي استخدام مقوم جسري باستعمال أربع أنابيب صمامات أو المقومات ذات الحالة الصلبة. ينتج عن هذا نظامٌ أكثر فعالية بكثير من طرق التقويم الذاتي لنصف الموجة.

(١٩,٤,١) توليد الجهد العالي High Voltage Generation

إن الجهود المطلوبة لتوليد الأشعة السينية من أجل الأغراض التشخيصية تقع في المجال من ٣٠-٢٠٠ كيلو فولت ويتم توليدها بواسطة محول جهد عالي. يُستخدم محول رافع بنسبة عالية بحيث تكون الجهود المطبقة على الملف الأولي صغيرة بالمقارنة مع تلك المأخوذة من الملف الثانوي. يمكن أن تكون هذه النسبة نموذجياً بالمجال ١٥٠٠ : ١ حيث إن دخلاً من ٢٥٠ فولت سوف ينتج خرجاً قيمته ١٢٥ كيلو فولت. تُغمر مجموعة محول التوتر العالي عادةً بزيت خاص يؤمن مستوى عالي من العازلية.

الدارة ذات التقويم الذاتي (نبضة واحدة): يتم إنتاج الجهد العالي باستخدام محول رافع للجهد يتصل ملفه الأولي إلى محول آلي. يمكن توصيل الملف الثانوي لمحول التوتر العالي مباشرةً إلى مصعد أنبوب الأشعة السينية الذي سوف يوصل فقط خلال أنصاف الدورات عندما يكون المهبط سالب بالنسبة إلى المصعد أو الهدف (الشكل رقم ١٩,٦).

يُستخدم هذا الترتيب من التقويم الذاتي في وحدات الأشعة السينية السنية والنقّالة. تملك هذه الآلات تيارات أنبوب أعظمية بحدود ٢٠ ميلي أمبير و جهداً حوالي ١٠٠ كيلو فولت. من الضروري عند استخدام التقويم الذاتي تطبيق تركيب على التوازي مؤلف من ثنائي ومقاومة على التسلسل مع الملف الأولي لمحول التوتر العالي من أجل تخميد الجهد العكسي المُحتمَل ظهوره في نصف الدورة غير الموصل لأنبوب الأشعة السينية. يساعد هذا في تخفيض تكلفة وتعقيد آلات الأشعة السينية.

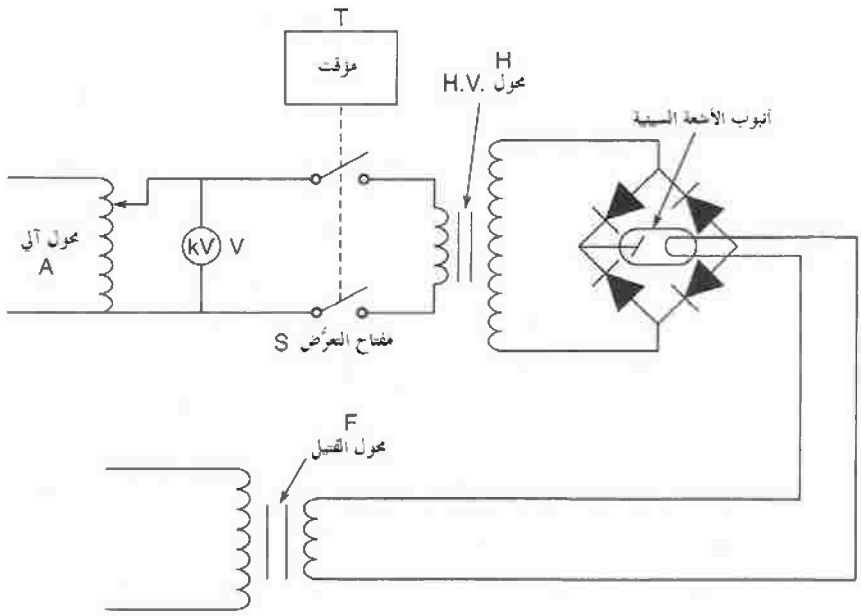


الشكل رقم (١٩,٦). دارة ذات تقويم ذاتي لتوليد الجهد العالي.

دارة أشعة سينية ذات تقويم موجة كاملة (نبضتين): يتم إنتاج الأشعة السينية في الوحدات ذات التقويم الذاتي على شكل دفقه burst ويتم ضياع وقت كبير من زمن التعرض أثناء نصف الموجة عندما لا يكون أنبوب الأشعة السينية موصلاً. عند استخدام دارة مقوم جسري لموجة كاملة يتم تخفيض زمن التعرض من أجل نفس قيمة

الخرج الإشعاعي إلى النصف بالمقارنة مع نظام النبضة الواحدة. تنتج هذه الدارة أشعة سينية أثناء كل نصف دورة من الموجة الجيبية ٥٠ هرتز لجهد التغذية الرئيسي المُطبق بالإضافة إلى أن المصعد سيكون موجب بالنسبة إلى المهبط خلال نصفي الدورة معاً (الشكل رقم ١٩,٧).

تُستخدم دارات مقوم الموجة الكاملة في وحدات الأشعة السينية ذات الاستطاعة المتوسطة والعالية المُستخدمة كثيراً من أجل الفحص التشخيصي بالأشعة السينية.

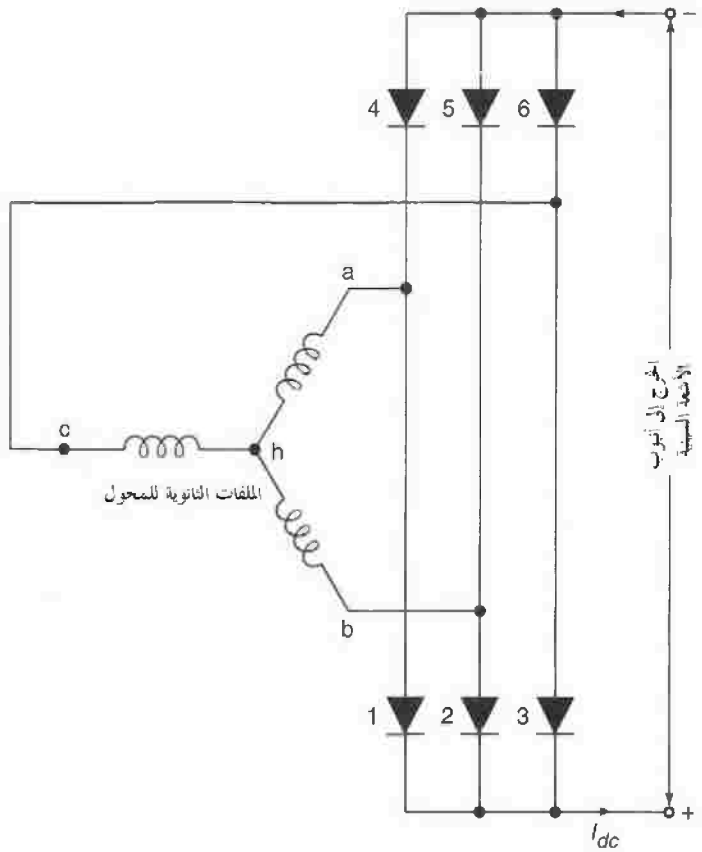


الشكل رقم (١٩,٧). دارة مقوم موجة كاملة أحادية الطور.

الطاقة ثلاثية الطور لتوليد الأشعة السينية : تزود دارات الأشعة السينية المبنية على أساس التغذية أحادية الطور جهداً نبضياً للمصعد. وينتج عن هذا النوع من أشكال الموجة عند استخدامه لتسريع الإلكترونات في أنبوب الأشعة السينية السيئات التالية :

- إن شدة الإشعاع الناتج أخفض بسبب عدم توليد الإشعاع أثناء جزء كبير من زمن التعرض.
- عندما يكون جهد الأنبوب الممكن الوصول له أخفض من جهد القمة تكون الأشعة السينية الناتجة ذات طاقة أدنى ويتحول القسم الأكبر منها إلى حرارة في المصعد.
- يتم امتصاص جزء كبير من الإشعاع الناتج من خلال المرشح أو غلاف الأنبوب والمريض مما يسبب صورة ذات جودة ضعيفة نسبياً.

يمكن التغلب على النواقص المذكورة أعلاه في لأنظمة أحادية الطور باستخدام الطاقة ثلاثية الطور في آلات الأشعة السينية (الشكل رقم ١٩,٨). ويمكن أن ينتج عن التغذية ثلاثية الطور طاقة مستمرة لأنبوب الأشعة السينية بدلاً من الطاقة النبضية. إن التجهيزات ثلاثية الطور أكثر فعالية من التجهيزات أحادية الطور لنفس معدلات الاستطاعة.

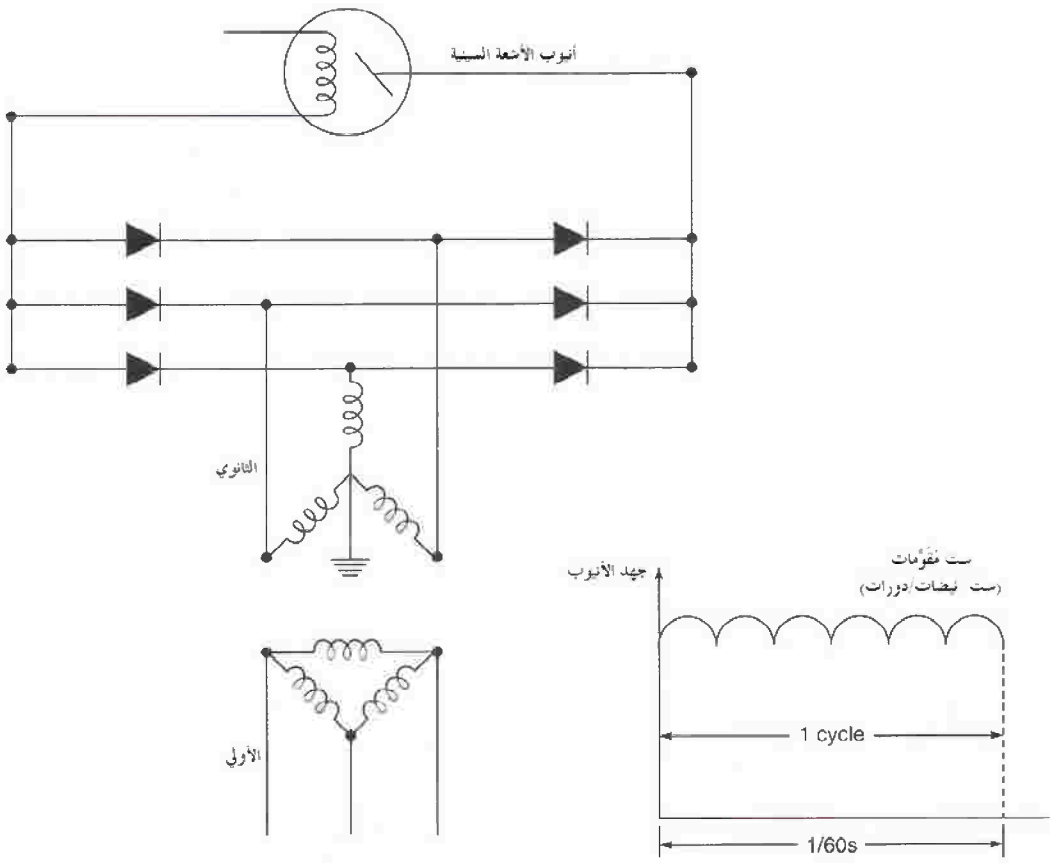


الشكل رقم (١٩,٨). دارة مقوم جسري لموجة كاملة ثلاثية الطور.

كما هي الحال في أنظمة الأشعة السينية أحادية الطور حيث لدينا نبضة واحدة أو نبضتين للجهد المُطبق لكل دورة، يمكن تحقيق حالة مشابهه بالنظام ثلاثي الطور. يمكن الحصول على ٦ نبضات أو ١٢ نبضة لجهد المصعد المُطبق باستخدام أنواع مختلفة لتراتيب المحولات ثلاثية الطور والمقوم.

الدارة سداسية المقومات (ست نبضات): يبين الشكل رقم (١٩,٩) دارة سداسية المقومات وسداسية النبضات بسيطة تستخدم تغذية ذات طاقة ثلاثية الطور. إن التغذية الأولية موصولة على شكل دلتا في حين

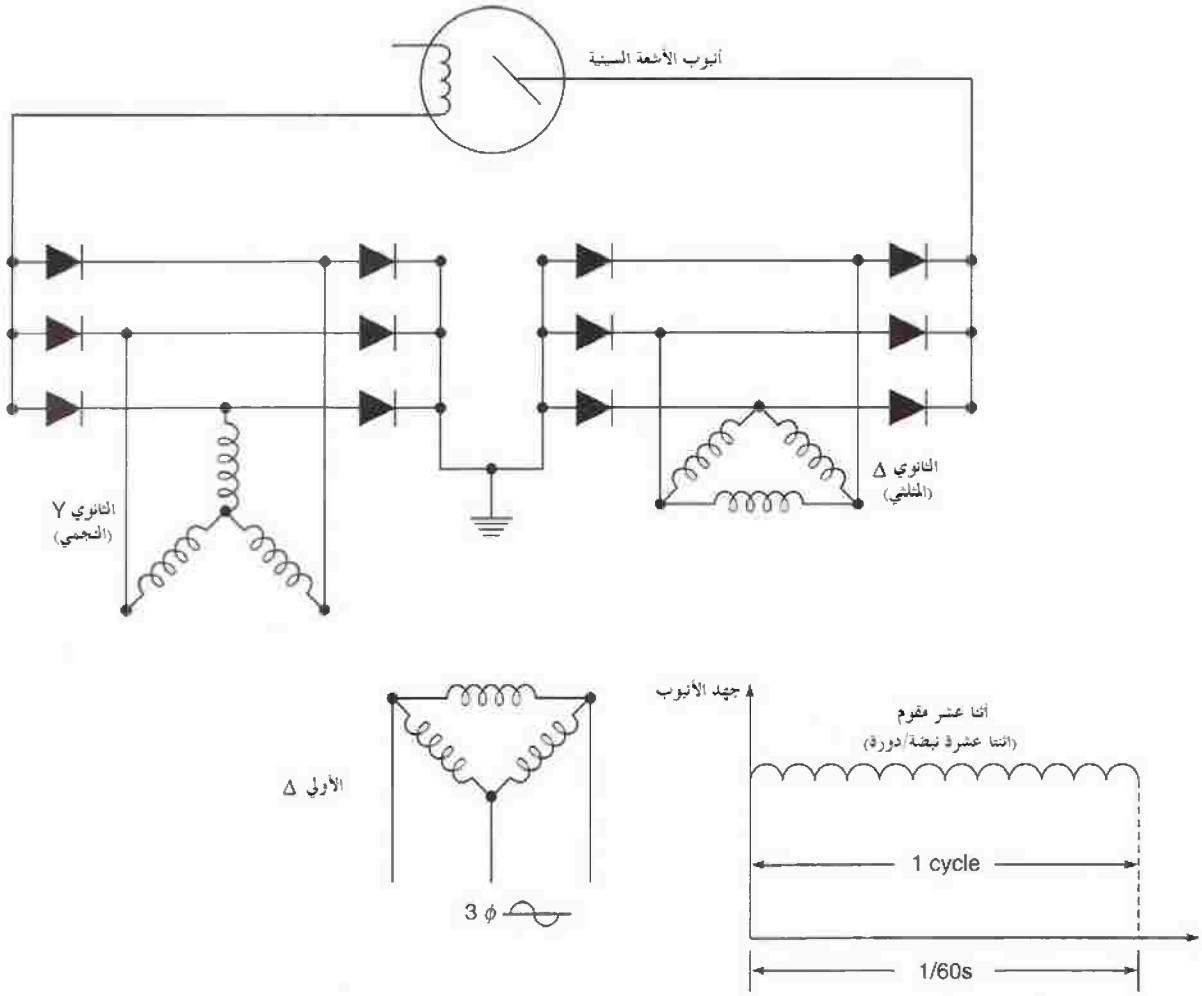
أن التغذية الثانوية موصولة على الشكل النجمي Y. يتم توصيل الثانوي إلى ترتيب مكون من ست مقومات من أجل تقويم موجة كاملة لجهد الخرج لمحول ثلاثي الطور. تنتج عملية التقويم شكل موجة جهد سداسي النبضات مع تموّج جهد مقداره ١٣ ٪ من القيمة الأعظمية عندما يُقارن مع ١٠٠ ٪ لنظام جهد ذو مقوم موجة كاملة أحادية الطور.



الشكل رقم (١٩,٩). مولد جهد عالي ثلاثي الطور ذوست مقومات وست نبضات لكل دورة.

الدارة ذات الاثني عشر مقوماً (اثنتا عشر نبضة): إن التحسين الإضافي للمولد ثلاثي الطور هو استخدام تركيبة مؤلفة من الملفين النجمي والدلتا معاً من جهة الثانوي. وهي موصولة كما هو مبين في الشكل رقم (١٩,١٠).

ينتج عن هذه التوصيلة تخفيض في تموّج الجهد وزيادة في القيمة الفعالة لجهد الخرج، وبذلك زيادة فعالية إنتاج الأشعة السينية لأنبوب الأشعة السينية.

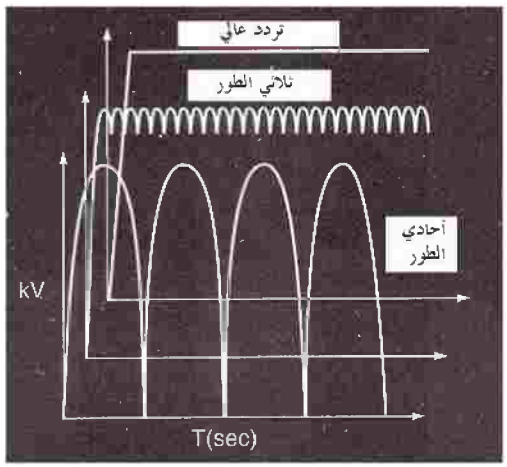


الشكل رقم (١٩,١٠). أثنا عشرة مقوم وأثنتا عشر نبضة لكل دورة مطبقة بين مصعد ومهبط أنبوب الأشعة السينية.

(١٩,٤,٢) مولدات التردد العالي High Frequency Generators

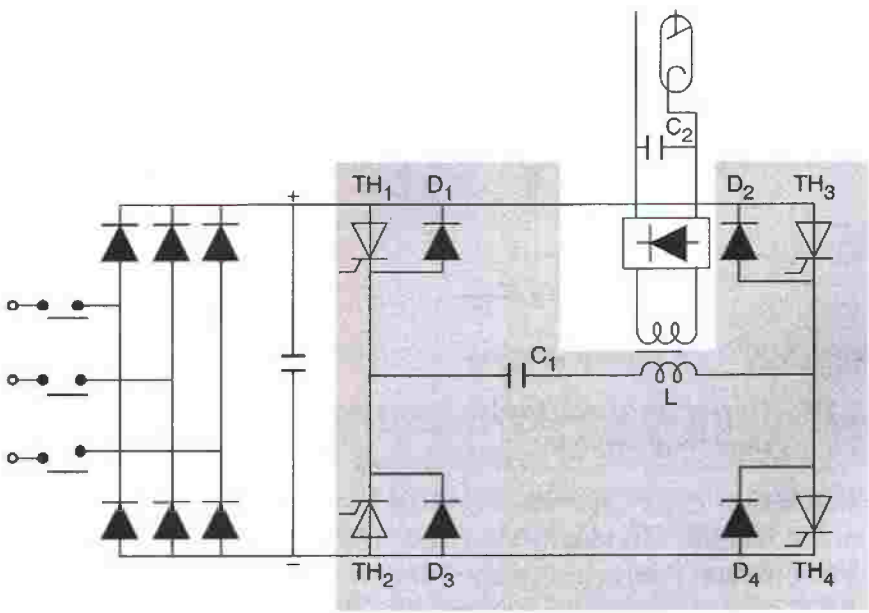
تستخدم آلات الأشعة السينية الحديثة مولدات التردد العالي لإنتاج الجهد العالي. إن الميزة الوحيدة الأكثر أهمية التي تميز التردد العالي والقدرة أحادية الطور وثلاثية الطور هي التموّج في الخرج. يؤمن التموج المنخفض خرجاً إشعاعياً أكثر فعالية وتعرضاً نسبياً أقصر من أجل صور شعاعية ذات تباين متكافئ.

يوضح الشكل رقم (١٩,١١) أشكال أمواج مقارنة من أجل أحادية الطور بتموج مقداره ١٠٠٪ وRMS (جذر متوسط التربيعات) ثلاثية الطور بتموج نموذجي من ٦-١٢٪ وRMS ذات تردد عالي بتموج نموذجي من ١-٢٪. يتغير التردد العالي المُستخدم في هذه المولدات من ٥٠٠ هرتز-٢٠ كيلو هرتز.



الشكل رقم (١٩,١١). أشكال أمواج مقارنة لنظام مولد جهد عالي أحادية الطور (تموج ١٠٠٪) وثلاثية الطور (تموج من ٦–١٢٪) وتردد عالي (تموج من ١–٢٪).

يتم إنتاج التردد العالي بتحويل تردد خط الطاقة ذو التردد ٥٠ هرتز أولاً إلى ذبذبات بترددات عالية في دارة المحول. ويسمح تحويل التردد باستخدام محولات أصغر من تلك المطلوبة بالتجهيزات التقليدية. يبين الشكل رقم (١٩,١٢) رسم تخطيطي لمولد تردد عالي نموذجي.



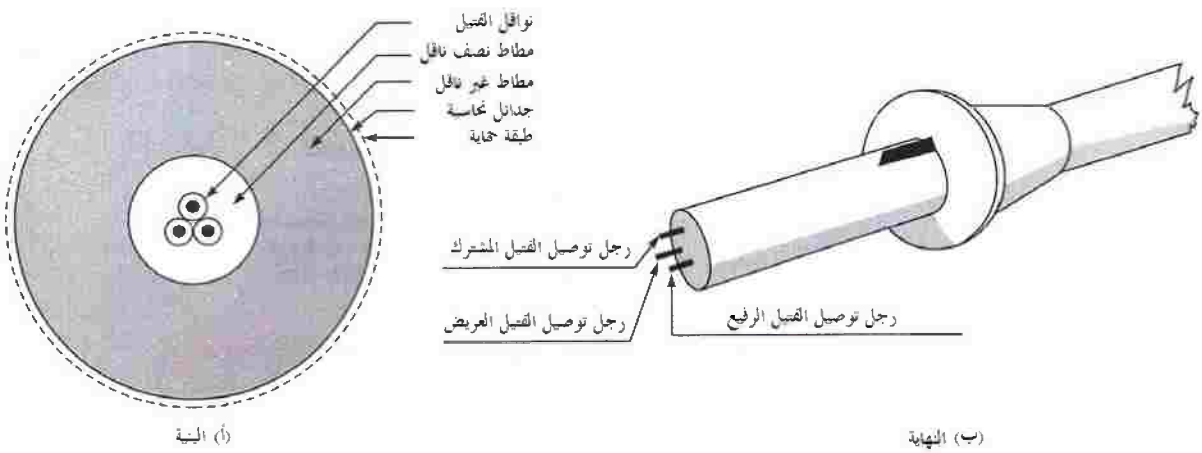
الشكل رقم (١٩,١٢). مولد تردد عالي.

تستخدم الدارة بشكل أساسي نفس ترتيب تبديل الثايرستورات من خلال دارة رنانة تسلسلية، تتضمن L وC_1 حيث L هو تحريض الملف الأولي لمحول التوتر العالي. إذا تم تبديل الدارة عند تردد رنينها بواسطة الثايرستورات فإنه يتم زيادة التيار الفعال الجاري خلال L إلى قيمته الأعظمية. يتم تحويل هذا التيار الأولي وتقويمه في دارة التوتر العالي. يُحدد الجهد الصافي الذي يظهر عبر أنبوب الأشعة السينية من خلال الجهد الموجود على C_2. يتم تغذية هذا الجهد، بدوره، من خلال تيار الشحن ويتم تصريفه بواسطة التيار الجاري عبر أنبوب الأشعة السينية.

(١٩,٤,٣) كابل التوتر العالي High Tension Cable

نظراً لتطبيق جهود عالية جداً على أنبوب الأشعة السينية فإنه من الضروري استخدام كابلات خاصة معزولة بشدة لتوصيلها إلى المولد. وبما أنه يمكن لآلة الأشعة السينية النموذجية أن تستخدم جهوداً تتجاوز الـ ١٠٠ كيلو فولت فإنه يجب الأخذ بعين الاعتبار التصميم والأثر اللاحق لسعة الكبل على الجهد المطبق على أنبوب الأشعة السينية.

يبين الشكل رقم (١٩,١٣) منظر مقطع عرضي لكبل جهد عالي. يتضمن مركز الكبل على ثلاث نواقل معزولة كلٌ بمفرده من أجل جهود الفتيل المنخفضة ومحاطة بواسطة مطاط نصف ناقل. تُحاط هذه النواقل، بدورها، بواسطة مطاط غير ناقل يؤمن العزل ضد الجهد العالي المحمول أيضاً بواسطة النواقل المركزية. يتم تحجيب الكبل بواسطة جدائل محبوكة من النحاس المؤرض ويُغطى في النهاية بطبقة حماية تكون عادة من الفينيل أو بعض اللدائن الأخرى.



الشكل رقم (١٩,١٣). تفاصيل بنيوية لكبل توتر عالي.

يتم توصيل الجديلة المعدنية إلى بُزال مركزي في محول الجهد العالي المُؤرَّض. وباستخدام ملف ثانوي موصول إلى البزال المركزي في محول الجهد العالي يتم تخفيض الجهد على كل كبل إلى نصف جهد أنبوب الأشعة السينية بالنسبة إلى الأرضي، ومن ثمَّ تخفيض الكمية المطلوبة للعازل الكهربائي في كابلات الجهد العالي، وبذلك تجعلها أصغر من حيث القطر. تفيد الجديلة المعدنية المؤرضة أيضاً كممر أمان للجهود العالية إلى الأرضي فيما إذا حصل انهيار في المادة العازلة كهربائياً لأي سبب كان.

إن سعة الكبل النموذجية لكابلات الجهد العالي هي من ١٣٠-٢٣٠ بيكو فاراد / المتر. إن تأثير سعة الكبل هي أنه يتم تخزين الطاقة أثناء فترة التوصيل للمقومات وتزويدها إلى الأنبوب أثناء فترة عدم التوصيل. يمكن لهذا أن يغير القيمة الوسطية للجهد والتيار عبر أنبوب الأشعة السينية الذي يزيد من القدرة المقدمة للأنبوب.

يتم توصيل مقياس kV عبر الملف الأولي لمحول التوتر العالي. يقيس هذا المقياس الجهود في الواقع، حيث إنه مُعاير على الـ kV، باستخدام عامل ضرب مناسب لنسبة التحويل للمحول. كانت مقاييس الكيلو فولت في أنواع مولدات الأشعة السينية القديمة تشير فقط إلى عدم وجود جهد. وبقصد الحصول على جهد الحمل، الذي يتغير مع تيار الأنبوب، فإنه يتم تزويد الدارة بتعويض مناسب لمقياس الكيلو فولت. يتم وصل مُعوِّض مقياس الكيلو فولت إلى ناخب mA بشكل ميكانيكي.

وبناء على ذلك يتم اختيار الـ mA أولاً وفيما بعد تجرى إعدادات الـ kV أثناء عمل الآلة. تُستخدم المقاييس ذات الوشيعة المتحركة لإجراء قياسات التيار (mA) بينما يتم من أجل التعرضات القصيرة استخدام مقياس الماس (mAs) الذي يقيس ناتج ضرب الـ mA والزمن بالثانية. تُستبدل الآن بشكل عام المقاييس ذات الوشيعة المتحركة بمقاييس الـ mA وmAs الرقمية.

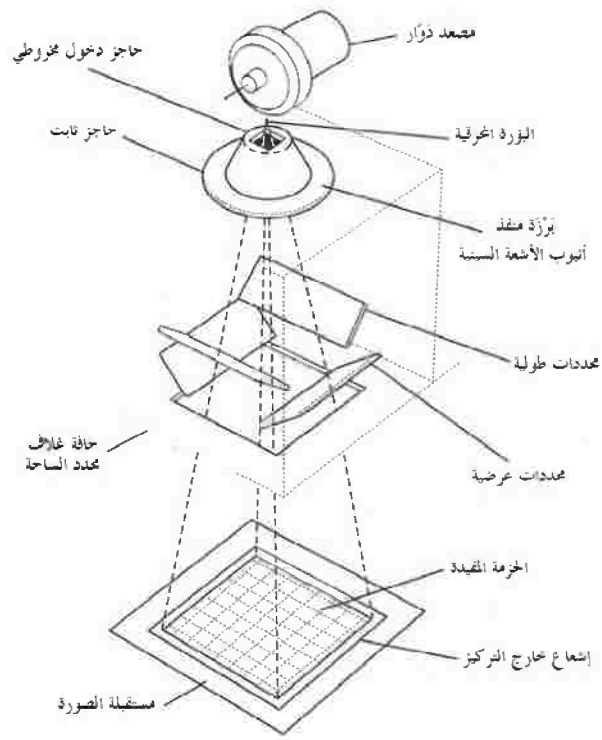
(١٩,٤,٤) محددات الساحة والشبكات Collimators and Grids

بهدف زيادة تباين الصورة وتخفيض الجرعة على المريض يجب أن تُحدد حزمة الأشعة السينية على المنطقة ذات الاهتمام. يتم استخدام نوعين من الأجهزة لهذا الغرض وهما محددات الساحة والشبكات.

يُوضع محدد الساحة بين أنبوب الأشعة السينية والمريض كما هو مبين في الشكل رقم (١٩,١٤). يتألف محدد الساحة من صفيحة من الرصاص بثقب دائري أو مستطيل الشكل ذي حجم مناسب. بديلاً عن ذلك يمكن أن يتألف من أربع شرائح رصاصية قابلة للضبط يمكنها التحرك بالنسبة إلى بعضها البعض.

من المستحسن في الواقع استخدام أصغر حجم حقل ممكن. ينتج عن هذا جرعة منخفضة على المريض وبنفس الوقت تزيد تباين الصورة؛ لأن الإشعاع المتبعثر الواصل إلى مستوى الصورة أقل. يُنتج الإشعاع المتبعثر إضاءة منتشرة وضبابية في الصورة بدون زيادة في محتوى معلوماتها، ولذلك يتم تخفيض ضياع التباين الناتج عن الإشعاع المتبعثر من خلال اختيار أصغر حجم حقل ممكن واستخدام محدد ساحة.

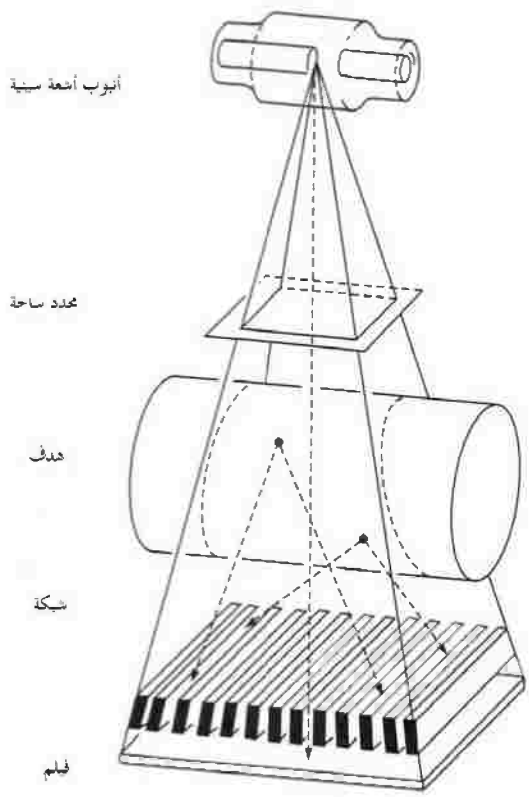
تُزوَّد محددات الساحة عادة بجهاز ضوئي يمكن من خلاله محاكاة حقل الأشعة السينية تماماً بواسطة حقل ضوئي. يمكن إسقاط هذا الضوء على المريض للتأكد من التوضع الصحيح للجهاز.



الشكل رقم (١٩,١٤). تخطيط محدد الساحة.

يتم إدخال الشبكات بين المريض وكاسيت الفيلم كما هو مبين في الشكل رقم (١٩,١٥) بهدف تخفيض ضياع التباين بسبب الإشعاع المتبعثر. تتألف الشبكة من شرائح رصاصية رقيقة مفصولة بعضها عن بعض بواسطة مُباعِدات من مادة ذات تضعيف منخفض. إن شرائح الرصاص مُصممة بحيث يمكن للإشعاع الأولي القادم من مركز أنبوب الأشعة السينية والذي يحمل المعلومات المرور بين هذه الشرائح بينما يتم تضعيف الإشعاع المتبعثر من الجزء ا لذي يتم تصويره بشكل كبير.

تكون الصورة النهائية مخططة بسبب الخيال الذي تلقيه الشرائح الرصاصية. ولا تتداخل خطوط الشبكة هذه مع تفسير الصورة عادةً. من ناحية ثانية ، يمكن حجب التفاصيل النهائية من الصورة. وبهدف تجنب هذا يمكن إزاحة الشبكة أثناء التعرض بحيث لا يتم إعادة إنتاج الشرائح الرصاصية في الصورة. تُعرف مثل هذه الشبكات المتحركة باسم "شبكات البوكي".



الشكل رقم (١٩,١٥). مبدأ الشبكة. يمكن للإشعاع المركزي الصادر عن أنبوب الأشعة السينية أن يمر بين الشرائح الرصاصية، بينما يـ تم قطع معظم الإشعاع المتبعثر من الشخص بسبب اتجاهها.

(١٩,٤,٥) أنظمة توقيت التعرض Exposure Timing Systems

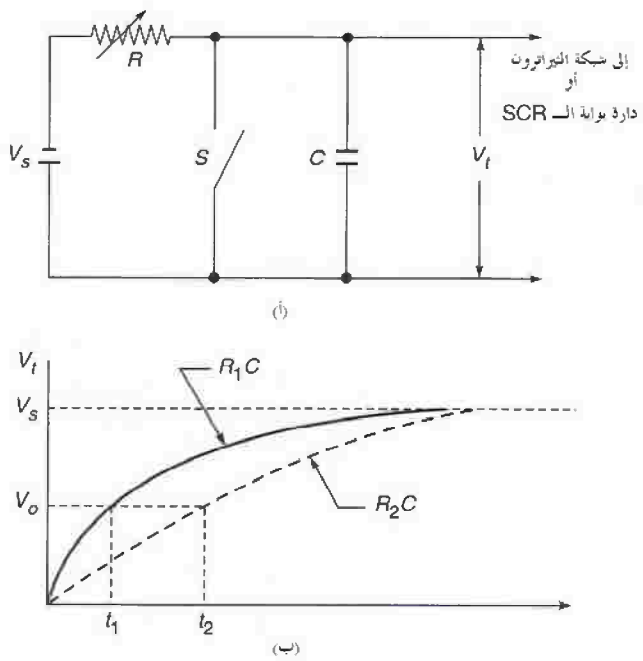
يُستخدم المؤقت في آلات الأشعة السينية لبدء و إنهاء التعرض للأشعة السينية. يتحكم المؤقت بقاطع الأشعة السينية والذي بدوره يتحكم بجهد الملف الأولي لمحول الجهد العالي. تختلف المؤقتات بشكل كبير بطرق عملها، بدأً من المؤقتات الميكانيكية البسيطة إلى المؤقتات الإلكترونية المبنية على أساس المعالج الميكروي. كانت المؤقتات في الأجهزة القديمة من النوع الذي يُشَّغل يدوياً والمُقاد بواسطة نابض والتي تم استبدال معظمها الآن بالمؤقتات الإلكترونية المبنية على استخدام الـ *SCR* أو الثايرستورات. من ناحية ثانية ومع تنوع وتقادم تجهيزات الأشعة السينية المستخدمة حالياً، ما تزال كل أنواع مؤقتات التعرض المختلفة قيد الاستخدام تقريباً.

مع تطور مولدات الأشعة السينية ذات القدرة العالية أصبحت أزمنة التعرض قصيرة جداً على أن يتم التحكم بها بدقة بواسطة المؤقتات الميكانيكية. وبهدف تحقيق المطلب بتوقيت قصير الأمد دقيق تم تطوير أنواع مختلفة من المؤقتات الإلكترونية. ويتم فيما يلي مناقشة الأنواع الشائعة للمؤقتات الإلكترونية:

دارات التوقيت ذات المقاومة و المكثف (*RC*) : تُحدد مدة التعرض للأشعة السينية في هذه المؤقتات بواسطة الثابت الزمني لدارة *RC* بسيطة وهي مُبينة بشكل نموذجي بالشكل رقم (١٩,١٦ (أ)). بالحالة العادية يكون المفتاح 'S' مغلق بين التعرضات. ومن أجل البدء بالتعريض يتم فتح المفتاح 'S' وإغلاق الريليه في الملف الأولي لدارة محول الجهد العالي الذي يبدأ التعريض. يبدأ المكثف بالشحن ويُعطى الجهد 'V_t' على المكثف كما يلي :

$$V_t(t) = V_s\left(1 - e^{1/RC}\right)$$

في هذا الترتيب تكون 'C' ثابتة و 'R' مقاومة متغيرة. لذلك يمكن تغيير الثابت الزمني *RC* للحصول على متطلبات زمن التعرض المتغيرة. يوضح الشكل رقم (١٩,١٦(ب)) جهد المكثف كتابع للزمن من أجل إعدادين مختلفين للزمن بمساعدة المقاومة المتغيرة 'R'.



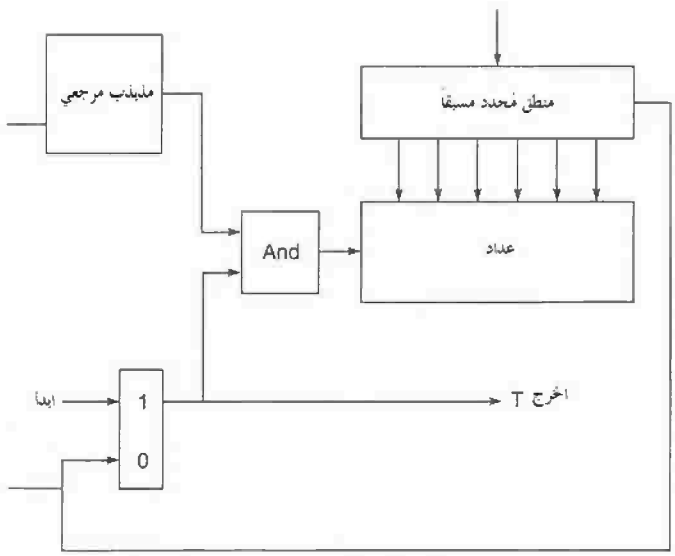
الشكل رقم (١٩,١٦). مؤقت إلكتروني. (أ) دارة توقيت *RC* مستخدمة للتحكم بالـ *SCR*. (ب) منحني مؤقت *RC*. يرتفع الجهد كتابع لإعدادات المقاومة R_1 أو R_2.

يمكن أيضاً استخدام الجهد على المكثف لإطلاق ثيراترون أو *SCR* لإنجاز نفس الوظيفة بإنهاء التعرض.

المؤقتات الرقمية : تستخدم آلات الأشعة السينية الحديثة جميعها المؤقتات الرقمية. وهذه يمكن أن تستخدم المؤقتات المتوفرة على شكل دارات متكاملة (ICs) أو على شكل دارات تقليدية تستخدم مذبذباً مرجعياً وعداداً وعناصر منطقية متوافقة معها. إن توليد الفترة الزمنية *T'* مبني على أساس عد *N'* دورة لتردد بالغ الدقة *F'* حسب العلاقة التالية :

$$N = T \times F$$

بالإشارة إلى الشكل رقم (١٩,١٧) يولد المذبذب المرجعي التردد المؤلف من *F'* عَدَّه لكل ثانية والمُعطى لدارة AND. وتتم برمجة قيمة *N'* إلى منطق العداد. يتم التحكم ببداية الفترة الزمنية بواسطة قلاب (flip-flop) مُهيأ على "١" من خلال إشارة "بداية". عندما يتم القيام بـ *N'* عَدَّه متطابقة مع الفاصل الزمني *T'* يتم إصدار نبضة تعيد القلاب إلى وضعه الأصلي وتفصل المذبذب عن العداد. يُستخدم الخرج النبضي للعداد لقدح الـ *SCR* ولإنهاء التعرض للأشعة السينية.



الشكل رقم (١٩,١٧). مخطط دارة لمؤقت رقمي.

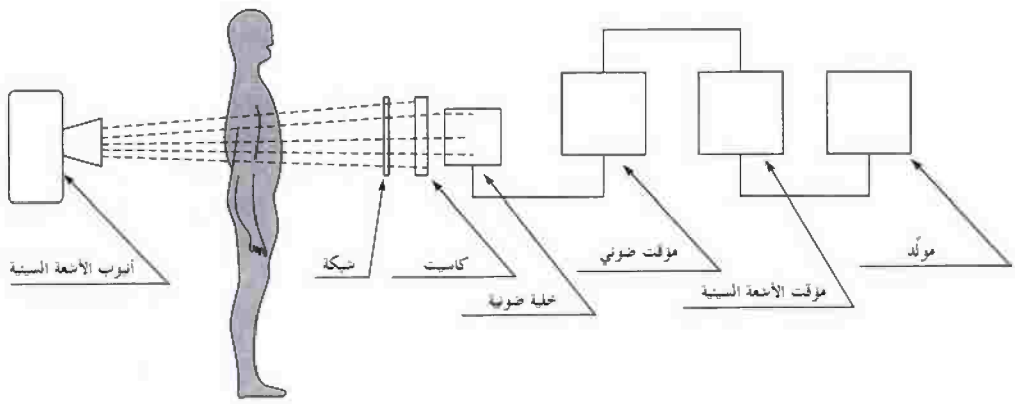
(١٩,٤,٦) التحكم الآلي بالتعرض Automatic Exposure Control

إن ممارسة التصوير الشعاعي مبنية على أساس اختيار العوامل المناسبة للتعرض للأشعة السينية مثل حجم المريض والحالة الفيزيائية والشكل والفحص والإسقاط الواجب إنجازه. يمكن القيام بهذا بشكل صحيح بواسطة فني

الأشعة باستخدام حكمه أو حكمها الخاص من خلال مولد مُتحكم به يدوياً. من ناحية ثانية، لم تعد هذه العملية قضية اختيار فني الأشعة بل أكثر منها جزء من بروتوكول معياري. لذلك قاد هذا إلى إدخال التصوير الشعاعي المُبرمج بشكل تشريحي (APR) من خلال ضم جميع التحكمات الأولية للمولد والتحكم الآلي بالتعرض. يؤدي استخدام البارامترات المُخزنة بالآلة إلى جودة أفضل للصور الشعاعية.

توجد طريقتان أساسيتان للتحكم بالتعرض، إحداها تستخدم خلية ضوئية و الأخرى تستخدم حجرة تأين.

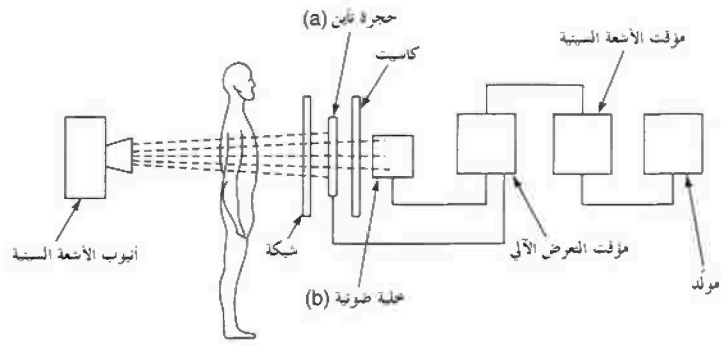
يتم في الطريقة المبنية على أساس الخلية الضوئية وضع كاشف تألق على جهة الخروج للمريض وخلف كاسيت التصوير الشعاعي كما هو مبين في الشكل رقم (١٩,١٨)، ويراقب هذا الكاشف شدة الأشعة السينية النافذة من خلال نظام شاشة الفلم. تتحكم الدارة بمفتاح التعرض للأشعة السينية ويقطع الإشعاعات السينية عندما يتم اكتشاف تدفق إشعاعي كاف لتعريض الفلم بدقة.



الشكل رقم (١٩,١٨). تحكم آلي بالتعرض: طريقة الخلية الضوئية.

بدلاً من الخلية الضوئية يتم وضع حجرة تأين بين المريض والكاسيت كما هو مبين في الشكل رقم (١٩,١٩). يتم تضخيم إشارة الحجرة واستخدامها للتحكم بريليه عالي السرعة ينهي التعرض عندما يتم الوصول إلى مستوى كثافة مضبوط مسبقاً.

لم يتغير التصميم الأساسي لمولدات الأشعة السينية خلال الخمسين سنة الأخيرة. من ناحية ثانية تم القيام بتطويرات جديرة بالاعتبار في عناصر التحكم عندما ازداد الطلب على الدقة الزائدة والإظهار الأفضل للمعلومات والمرونة الأكبر في اختيار العوامل. إن المهمة التي يجب تنفيذها بواسطة دارات التحكم لمولد الأشعة السينية يمكن إنجازها بواسطة المعالج الصغري بشكل جيد.



الشكل رقم (١٩,١٩). طريقة التأين للتحكم الآلي بالتعرض.

(١٩,٥) إظهار الأشعة السينية
Visualization of X-Rays

لا يمكن عادةً كشف الأشعة السينية أو إظهارها مباشرة بواسطة الحواس البشرية. لذلك هناك حاجة إلى استخدام الطرق غير المباشرة لإنتاج صورة لتوزع شدة الأشعة السينية التي عبرت خلال جسم المريض. إن التقنيات التي تمت مناقشتها أدناه هي قيد الممارسة بشكل اعتيادي.

(١٩,٥,١) أفلام الأشعة السنية X-ray Films

تتفاعل الأشعة السينية التي تملك طول موجة أقصر بكثير من الضوء المرئي مع الطبقات الحساسة الفوتوغرافية بشكل مشابه للضوء. وبعد معالجتها في محلول التحميض يبين الفلم الذي تعرَّض للأشعة السينية صورة لشدة الأشعة السينية. من ناحية ثانية فإن فلم الأشعة السينية غير حساس نسبياً للأشعة السينية. يمكن تحسين الحساسية بشكل ملحوظ بواسطة إنتاج صورة مرئية لتلك التي تعرض لها الفلم أولاً. يتم تحقيق هذا باستخدام شاشات تضخيم مؤلفة من طبقة من مادة متألقة ملتصقة على قاعدة بلاستيكية. يكون الفلم موضوعاً كالشطيرة بين شاشتين ومحفوظاً في كاسيت كتيم للضوء. وهكذا يكون الفلم مُعرَّضاً للأشعة السينية بالإضافة إلى الضوء من تألق الشاشة. تُدعى مثل هذه الشاشات بشاشات التكثيف.

ينبغي أن تكون مادة تألق الشاشة المثالية مترابطة لونياً مع معظم الأجزاء الحساسة لاستجابة طيف الفلم (أزرق): يجب ألاَّ تبدي وميضاً فوسفورياً (لفترة طويلة بعد التوهج) وينبغي أن تمتلك على امتصاص عالٍ للأشعة السينية من دون امتصاص الضوء الذي يصدره. إن المادة الأكثر استخداماً على وجه العموم والتي ترضي هذه المتطلبات هي تنغستات الكالسيوم التي تصدر طيفاً عريضاً للضوء بشدة منخفضة متمركز في طول الموجة الأزرق بقيمة ٤٢٠ نانومتر. تم في عام ١٩٧٢م إدخال شاشات تجارية مطلية بمواد ترابية نادرة مثل الكادولينيوم (باعث ضوء أخضر) أو أوكسيبروميد اللانثانيوم (باعث ضوء أزرق). إن حسنات الشاشات الترابية النادرة تكمن في سرعة النظام والتعرض الإشعاعي الأقل واستطاعة تحويل الأعلى.

(١٩,٥,٢) الشاشات المتألقة Fluorescent Screens

يتم في التنظير التألقي تحويل الأشعة السينية إلى صورة مرئية على شاشة متألقة يمكن مشاهدتها مباشرة. ويُسهّل هذا الدراسة الشعاعية الحركية للتشريح البشري. تتألف الشاشة المتألقة من قاعدة بلاستيكية مطلية بطبقة رقيقة من مادة متألقة، سولفات كادميوم التوتياء، ملتصقة على صفيحة من الزجاج الرصاصي.

تتم مشاهدة الصورة من خلال صفيحة الزجاج التي تؤمن حماية إشعاعية ولكنها تسمح بمشاهدة الصورة الضوئية. تصدر سلفات كادميوم التوتياء ضوء عند الـ ٥٥٠ نانومتر وقد تم اختياره؛ لأن العين تكون أكثر حساسية في الجزء الأخضر من الطيف.

بينما يتم الحفاظ على الشدة الإشعاعية عند مستوى آمن فإن صورة التنظير التألقي تكون باهتة بشكل عام وتحتاج إلى أن يتم امتصاصها في غرفة مظلمة تماماً. لذلك أصبح من الضروري لاختصاصيي الأشعة أن يكيّفوا أنفسهم على الظلمة لمدة ٢٠-٣٠ دقيقة وبعد ذلك مشاهدة الصورة. وبسبب هذه الإزعاجات لا يستخدم التنظير التألقي المباشر بشكل عام في الوقت الحاضر وقد تم استبداله على نطاق واسع بمكثفات صورة الأشعة السينية.

(١٩,٥,٣) النظام التلفزيوني بمكثف صورة الأشعة السينية

X-ray Image Intensifier Television System

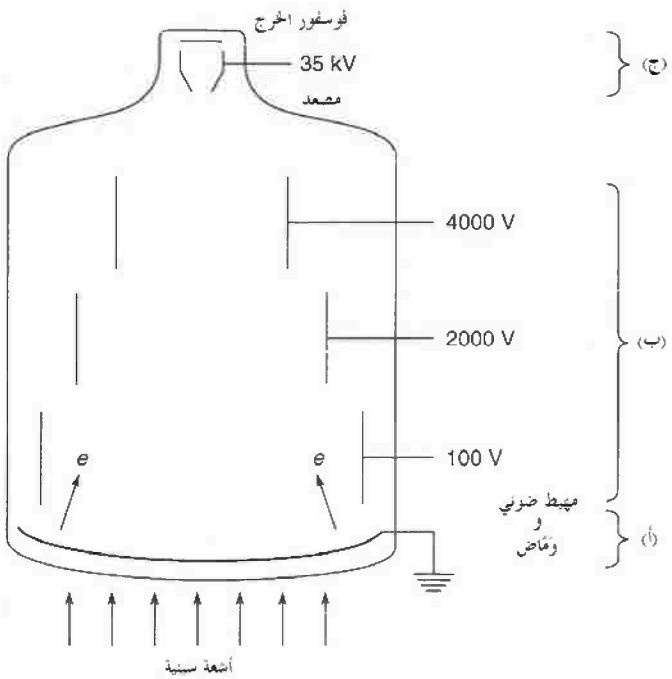
يتألف مكثف صورة الأشعة السينية من أنبوب زجاجي كبير مفرغ من الهواء ذو شاشة دخل بقطر يتراوح من ١٥-٣٢ سنتيمتر. تحوّل شاشة الدخل صورة الأشعة السينية إلى صورة ضوئية. يتم إرسال الصورة الضوئية التي تم إنتاجها خلال زجاج الأنبوب إلى مهبط ضوئي يحوّل الصورة الضوئية إلى صورة إلكترونية مكافئة. يحدث تكثيف الصورة بسبب حجم شاشة الخرج الصغير جداً وتضخيم الإلكترونات في الأنبوب.

يبين الشكل رقم (١٩,٢٠) التركيب العام لأنبوب مكثف صورة الأشعة السينية. يتألف الأنبوب من شاشة دخل وسطح شاشة الدخل المطلي بمادة مناسبة لتحويل الأشعة السينية إلى صورة ضوئية. استخدم الجيل الأول لمكثفات صورة الأشعة السينية سلفات كادميوم التوتياء كشاشة دخل متألقة. من ناحية ثانية تتضمن هذه المادة فعالية امتصاص ضعيفة للأشعة السينية. تستخدم مكثفات صورة الأشعة السينية الحديثة طبقة رقيقة من السيزيوم اليوديدي (CsI) الذي يملك ميزة الامتصاص العالي للأشعة السينية وتعبئة الكثافة. تسقط كموم الأشعة السينية بعد تحويلها إلى كموم ضوئية على مهبط ضوئي تنتج فيه الكموم الضوئية إلكترونات.

يتم إصدار الإلكترونات من المهبط الضوئي وتسريعها تحت تأثير حقل كهربائي باتجاه فوسفور الخرج في حين يتم تركيزها بواسطة نظام عدسة كهروستاتيكي. ينتج اصطدام الإلكترونات ذات الطاقة الحركية العالية بهذه الشاشة كموماً ضوئية تسبب صورة خرج أكثر سطوعاً وخفيفة. إن ربح السطوع هو بسبب تسريع الإلكترونات في نظام العدسة والحقيقة أن صورة الخرج أصغر من الصورة المتألقة الأولية. ويساوي الربح عدة مئات من

المرات. وهذا لا يسمح فقط بتخفيض شدة الأشعة السينية بشكل هائل بل يجعل من الممكن مراقبة الصورة في غرفة مضاءة بشكل عادي.

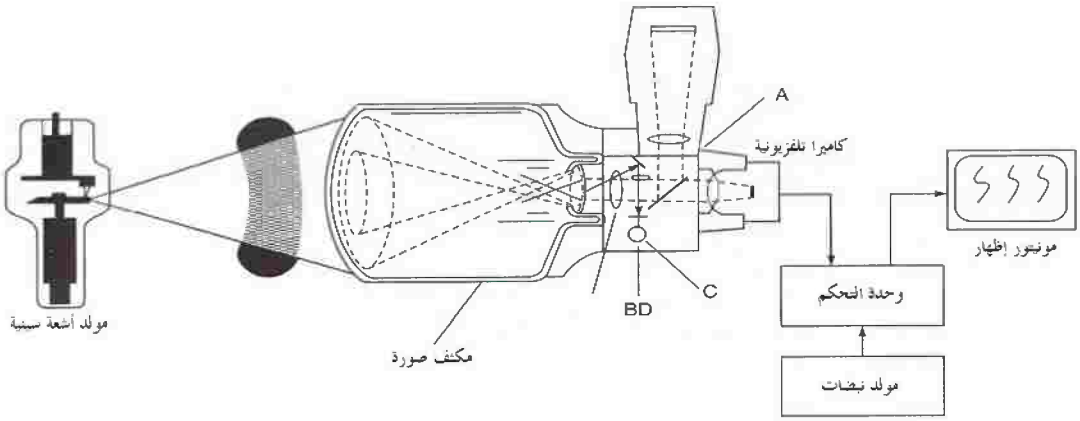
إن نافذة الخرج، التي تتيح لنا معاينة الصورة الضوئية الموجودة على شاشة مشاهدة الخرج (قطر من ١٥-٣٠ سنتيمتر) المتوضعة داخل اللمبة قرب النافذة، تكون مسطحة وتسمح بنقل الصورة خلال عدسة شيئية ذات فتحة عددية كبيرة (F/0.75). تُصنع بعض الأنابيب، (Thomson CSF THX 475)، بنافذة خرج ذات ألياف بصرية. ويسمح هذا بالتقاط الصورة بواسطة ترابط ميكانيكي مع أنبوب كاميرا يملك نافذة دخل ذات ألياف بصرية (Ebrecht, 1977).



الشكل رقم (١٩,٢٠). تفاصيل بنيوية لأنبوب مكثف صورة الأشعة السينية (أ) يتألف سطح الدخل من طبقة مضيئة ومهبط ضـ. وئي (ب) ثلاث إلكترودات تركيز مع جهود انحياز نموذجية (ج) إلكترود وفوسفور الخرج.

يبين الشكل رقم (١٩,٢١) نظاماً يتضمن نظام مكثف صورة الأشعة السينية الذي يمكن ربطه إلى دارة تلفزيونية مغلقة وكاميرا سينمائية وكاميرا ذات بقعة ضوئية ومرافق تسجيل فيديوية. بالرغم من أن مكثف الصورة هو عنصر أساسي في السلسلة تعتمد الصورة النهائية التي تتم مراقبتها في مونيتور التلفزيون، إلى حد كبير، على خصائص السلسلة التلفزيونة التي تؤثر بشكل كبير على ثبات الإشارة ودقة التمييز الحيزية. إن أنبوب الالتقاط التلفزيوني الأكثر استخداماً على وجه العموم هو الكاميرا فيديكون (vidicon) ٢,٥ سنتمتر التي يقبل هدفها صورة

بقطر ١٥ ميليمتر. تعتمد حساسية النظام على فعالية تحويل هدف الـ vidicon. تملك الأنظمة البصرية المتوفرة إنتاجية إضاءة بمقدار ٢٠ ٪ من الضوء الأخضر على هدف الـ vidicon. ويعاني النظام البصري أيضاً من، اختصار الصورة، (انخفاض السطوع عند حواف الصورة). إن استخدام نظام ذو ترابط بالألياف البصرية يحل هذه المشكلة.



A. ربط قناتين – يمكن أن يأخذ كاميرا تلفزيونية و ٧٠ ميليمتر أو كاميرا سينمائية.

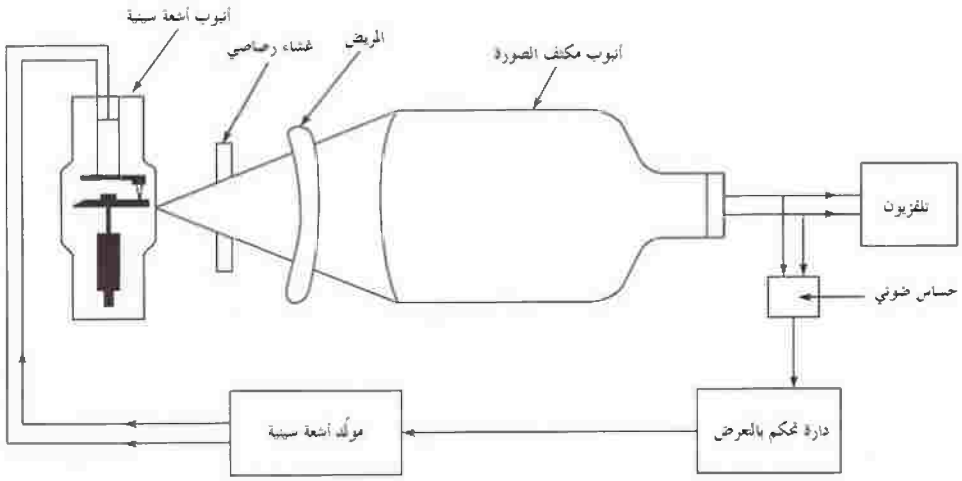
B. الحامل والعدسات. ينتج هذا حزمة ضوئية متوازية من أجل الكاميرات.

C. التقاط ضوئي.

D. إشارة كهربائية من الالتقاط الضوئي. يؤمن ذلك التحكم من أجل الـ ٧٠ ميليمتر والتصوير التنظيري السينمائي.

الشكل رقم (١٩,٢١). نظام مكثف صورة أشعة سينية.

يجب أن يتحكم اتحاد مكثفات صورة الأشعة السينية والنظام التلفزيوني بمولد الأشعة السينية لإنتاج تغيرات ثابتة في الكثافة، بالرغم من تغيرات سماكة المريض. ويتم تحقيق هذا بواسطة التحكم الآلي بمعدل الجرعة والمعروف أيضاً بالتحكم الآلي بالسطوع. يتم في الترتيب المبين في الشكل رقم (١٩,٢٢) ربط التحكم بالجرعة لأنبوب الأشعة السينية إلى التحكم بالتعرض لأنبوب الكاميرا والكاميرا الضوئية. تُقاس شدة الضوء المغادرة للمكثف بواسطة الحساس الضوئي (LS). تقود دارات التحكم بالتعرض الجهد والتيار للمولد (XG). إذا تم تحويل مكثف الصورة إلى تضخيم أعلى، سوف يزداد التيار في أنبوب الأشعة السينية بنسبة معاكسة للقطر في شاشة الأشعة السينية. في نفس الوقت يتم تخفيض حجم خرج الغشاء الرصاصي بين المريض وأنبوب الأشعة السينية لإنقاصه إلى مساحة التعرض للمريض. يمكن فتح الأغشية في مقدمة الكاميرا التلفزيونية والكاميرا الضوئية فيما إذا كان الخرج الضوئي لا يزال غير كاف بالرغم من دخل الجرعة الأعظمي.



الشكل رقم (١٩,٢٢). تحكم آلي بالجرعة في نظام مكثف صورة أشعة سينية.

تحسنت تقنية شاشات الدخل لمكثفات الصورة بشكل كبير في السنوات الحالية حيث وصلت دقة التمييز الحيزية إلى قيمة قريبة جداً من الدقة الحيزية لأفلام الأشعة السينية التقليدية. ولكن بعد خطوة التحويل الأولى تسوء جودة الصورة بسبب البصريات الإلكترونية لمكثف الصورة ونظام العدسة البصري وإلى حد كبير بسبب الكاميرا التلفزيونية. يحقق النظام الفيديوي للأشعة السينية Siemens AG 1249 خط هذه الخطوات ويؤمن دقة تمييز أفضل بـ ٥٠ ٪ بالمقارنة مع الأنظمة العامة ٦٢٥/٥٢٥ (Riehmann and Marholf, 1981). يمكن الحصول على دقة تمييز عمودية مقدارها ٢,٨ زوج خطوط/ميليمتر ودقة تمييز أفقية بمقدار ٣,٠ زوج خطوط/ميليمتر من خلال ١٢٤٩ خط تلفزيوني وعرض حزمة مقداره ٢٥ ميغا هرتز.

يتم عادة إجراء تسجيل فلم سينمائي أو فلم من القياس ٣٥ ميليمتر لصورة خرج مكثف الصورة بواسطة حقل ١٦ أو ٢٢ سنتيمتر وهو مُستخدم بشكل رئيسي في فحص الأوعية القلبية من أجل القياسات الكمية لظواهر محددة مثل حجم القلب أثناء تقلص العضلة القلبية. يتيح قياس المقطع العرضي الظاهري للقلب بالمقارنة مع حجمه الكشف عن النواقص التي يمكن أن تقود إلى إخفاق قلبي. إن حساسية النظام هي أن تكون جرعة إشعاعية قيمتها من ٢٠-٣٠ مايكرو رونتجن كافية لإنتاج صورة جيدة. ويمكن أن يعطي نظام عدسة بصري عام بطول محرقي من ٥٠ ميليمتر وحتى ٨٢ ميليمتر صوراً مناسبة كثيراً لقياس الفلم. إن دقة التمييز الكلية من مرتبة ٣٠ زوج خطوط/سنتيمتر.

يصبح استخدام فلم البقعة ذو القياس ١٠٥ ميليمتر شائعاً أكثر فأكثر حتى أنه يميل إلى دعم أنظمة الأفلام الشعاعية التقليدية من أجل فحوصات أوعية قلبية محددة. ومن بعض حسنات استخدام فلم البقعة تخفيض في الجرعة الإشعاعية واستطاعة فلم سينمائي بسرعة عالية (١٢ صورة/الثانية) وسهل الحفظ و تكلفة أقل من الفلم.

يجسد الكاشف أو بالأحرى سلسلة الكواشف في أنظمة الأشعة السينية ذات التنظير التألقي الفيديوي التقنية الأساسية. تحل الكاميرا CCD (جهاز الشحنة المزدوجة)، التي تم إدخالها في بعض الأنظمة، محل كاميرا أنبوب الـ vidicon وتقدم تحسينات مهمة على جودة الصورة. تقدم هذه الكاميرا دقة تمييز أعلى حيث أن مصفوفات بأبعاد ٢٠٤٨×٢٠٤٨ مُفضلة من أجل تطبيقات محددة.

بالإضافة إلى ذلك أدت التحسينات المستمرة في سلسلة الكاشف إلى وسيلة أساسية ممتازة لا حاجة فيها إلى مكثف الصورة و الكاميرا التلفزيونية. لقد سهّل إدخال السيلينيوم – ناقل ضوئي بصفات مثالية للاستخدام في كواشف الأشعة السينية– في الحصول على الصورة مباشرة بشكل رقمي. سيحتوي الجيل التالي من أنظمة الأشعة السينية على نوع جديد من الكواشف ذات الحالة الصلبة المسطحة. يتم تأمين الصورة البصرية في هذه الكواشف بواسطة شاشة دخل من السيزيوم اليوديدي التي يتم كشفها مباشرة بواسطة مصفوفة ديودات ضوئية من السيليكون غير المتبلور ذات دقة التمييز العالية و مصفوفة ترانزستورات ذات طبقة رقيقة جداً. لقد تم وصف ذلك بالتفصيل في المقطع التالي.

(١٩,٦) آلات الأشعة السينية السنية

Dental X-Ray Machines

تعتبر الأشعة السينية الوسط الوحيد المتوفر للكشف عن موقع الأسنان وحالتها الداخلية ودرجة التلاشي بمرحلة مبكرة. وبما أن المسافة بين الفلم والهدف قريبة جداً وسماكة النسيج والعظام محدودة فإن آلة أشعة سينية بطاقة منخفضة كافية للحصول على صور شعاعية ذات تباين مناسب. تمتلك معظم الوحدات السنية في الواقع جهد أنبوب ثابت يقع في منطقة الـ ٥٠ كيلو فولت وتيار أنبوب ثابت بحدود ٧ ميلي أمبير. يضم النظام محول الجهد العالي وأنبوب الأشعة السينية في صندوق صغير مفرد وهكذا يبسط المعالجة والتوضع بشكل كبير؛ لأن كابلات الجهد العالي غير مطلوبة.

يتم تغذية الملف الأولي للمحول بجهد رئيسي من خلال مؤقت تعرض وتغذية الجهد العالي المتطور في الملف الثانوي إلى أنبوب الأشعة السينية ذو التقويم الذاتي. إن المجموعة بالكامل مُحتواة في غلاف معدني مملوء بزيت عازل خاص. إن أنبوب الأشعة السينية ذو تصميم خاص ويستخدم إلكترود ثالث يدعى 'الشبكة' بين إلكتروديّ المصعد والمهبط. تحد الشبكة من مغادرة الإلكترونات للمهبط حتى يصل الجهد العالي إلى قيمة قمته عندئذ يتم تحرير كل الإلكترونات وتصطدم بالمصعد بسرعة عالية جداً. كنتيجة لذلك تحتوي الإشعاعات السينية المتولدة القليل من الأشعة السينية الطرية عديمة الفائدة والكثير من الأشعة السينية القاسية. ولذلك يكون الإشعاع الكلي أكثر فعالية ويمكن مقارنته رياضياً مع خرج أعلى بكثير ينتج عنه أزمنة تعرض قصيرة.

(١٩,٧) وحدات الأشعة السينية النقّالة و المحمولة

Portable and Mobile X-Ray Units

إن وحدات الأشعة السينية النقّالة والمحمولة ضرورية في العديد من الحالات من أجل مرضى الأشعة السينية الذين لا يكونون قادرين، لبعض الأسباب، من الذهاب إلى أقسام الأشعة السينية. تنشأ مثل هذه الحالات عندما يكون المريض عليلاً جداً ليتم تحريكه من سرير المستشفى أو مريضاً على نحو خطير في المنزل أو يخضع للجراحة في العمليات. وهكذا تزداد الحاجة لامتلاك تجهيزات أشعة سينية يمكن تحريكها إلى المريض أفضل من تحريك المريض إلى آلة الأشعة السينية.

(١٩,٧,١) الوحدات المحمولة Portable Units

يتم تصميم الوحدة المحمولة بحيث يمكن تفكيكها ووضعها داخل غلاف وحملها بشكل مريح إلى الموقع المطلوب. إن رأس الأنبوب مُركَّب بحيث يكون أنبوب الأشعة السينية ومولد الجهد العالي موضوعين في خزان واحد معدني مؤرض ومملوء بالزيت. يكون أنبوب الأشعة السينية عادة من نوع المصعد الثابت الصغير الذي يعمل في نمط التقويم الذاتي وموصول مباشرة عبر الملف الثانوي للمحول. إن الوصلة الوحيدة المطلوبة من طاولة التحكم هي من أجل التغذية بالجهد المنخفض. إن التحكمات المتوفرة محدودة إلى حد ما وتشمل معوض جهد رئيسي وkV مدمج ومفتاح تيار وأداة اختيار الزمن.

بما أن الوحدة مُصممة للاستخدام على التغذية المنزلية فيجب أن يكون التيار محدود على ١٥ أمبير. وهكذا وجد أن الخرج الشعاعي الأعظمي بشكل عام في الوحدات المحمولة يقع في المجال من ١٥-٢٠ ميلي أمبير عند ٩٠-٩٥ كيلو فولت.

يُركَّب رأس الأنبوب على ذراع عرضي محمول على عمود شاقولي. من الممكن تحريك الذراع العرضي إلى الأعلى والأسفل على هذا العمود بواسطة قيادة ترس وقضيب مسننين.

(١٩,٧,٢) الوحدات النقّالة Mobile Units

تحمل الوحدة النقّالة لوح التحكم وعمود دعم أنبوب الأشعة السينية بشكل دائم مركباً على القاعدة النقّالة. يمكن أن تكون الوحدات النقّالة أثقل بكثير من الوحدات المحمولة وهي قادرة على توفير خرج أعلى. تؤمن الوحدات النقّالة اختياراً أكبر لقيم الـ mA والـ kV. يتضمن مولد الجهد العالي دارة تقويم موجة كاملة تغذي أنبوب أشعة سينية ذي مصعد دوار ثنائي البؤرة. تملك معظم الوحدات المتنقلة خرجاً إشعاعياً بقيمة تصل حتى ٣٠٠ ميلي أمبير وجهداً أعظمياً بقيمة ١٢٥ كيلو فولت. يحتاج هذا النوع من الخرج إلى تيار تغذية رئيسي بقيمة ٣٠ أمبير. ولذلك تكون الآلة عادة مزودة بقابس ٣٠ أمبير وبحاجة إلى مآخذ خاصة يجب توفرها في كل مكان من المستشفى لأجل هذا الغرض.

بسبب متطلبات التيار العالي للوحدات النقّالة تصبح المقاومة الرئيسية مشكلة وخصوصاً إذا كان الجهاز النقال للاستخدام في أقسام مختلفة من المستشفى. وبهدف ضمان نتائج ثابتة من مأخذ تغذية بالطاقة إلى آخر يتم تأمين وسائل لمعايرة المقاومة الرئيسية ويجب أن تكون مضبوطة لتناسب كل موقع قبل إجراء التعرض.

حيث إنه توجد محددات على التغذية الكهربائية فإن الوحدات النقّالة تستخدم الطاقة المخزنة. ويمكن أن يكون هذا من تفريغ مكثف أو من دارات عاكس مُغذَّاة بالطاقة من بطاريات. يحرر الأول الطاقة المخزنة من المكثف أثناء التعرض، بينما يحول الأخير الطاقة المخزنة في البطارية.

(١٩,٧,٣) تجهيزات الأشعة السينية لتصوير الثدي Mammographic X-ray Equipment

إن تصوير الثدي الشعاعي هو عملية تصوير بالأشعة السينية مُستخدمة من أجل فحص الثدي الأنثوي. وتُستخدم بشكل أولي من أجل تشخيص سرطان الثدي وفي توجيه الخزعات بالإبرة. إن الثدي الأنثوي حساس جداً للإشعاعات. لذلك ينبغي المحافظة على الجرعة الإشعاعية أثناء تصوير الثدي الشعاعي منخفضة قدر الإمكان. ومن الضروري أيضاً تحقيق دقة تمييز حيزية أفضل من الأنواع الأخرى للصور الشعاعية على الفلم/الشاشة. وبهدف تحقيق هذه الغاية يتم استخدام أنبوب أشعة سينية ذو بؤرة محرقيه أبعادها صغيرة للتقليل إلى الحد الأدنى من إمكانية حدوث الضبابية الهندسية. يتضمن كاسيت الفلم/الشاشة طبقة رقيقة حساسة وحيدة وشاشة وحيدة و يكون مُصَمَّم لتأمين تلامس ممتاز للفلم/شاشة.

يمكن استخدام تجهيزات الأشعة السينية لتصوير الثدي الشعاعي إما مع كاسيتات شاشة/فلم خاصة وإما كوحدات إشعاعية جافة. تتضمن الوحدة المطلوبة للاستخدام كفلم/شاشة أنابيب أشعة سينية ذات هدف من المولبدينيوم مع نافذة بريليوم ومرشح ٠,٠٣ ميليمتر من المولبدينيوم. يتم أخذ الصور الشعاعية عادة عند ٢٨-٣٥ كيلو فولت. تستخدم الأنظمة الشعاعية الجافة أنابيب أشعة سينية بأهداف من التنغستين ومرشح ١ ميليمتر تقريباً. يتم أخذ صور شعاعية بهذه التقنية عند ٤٠-٥٠ كيلو فولت. ولهذا السبب يعمل كلا النوعين من وحدات التصوير الشعاعي للثدي عند جهود ذات قمم منخفضة.

يملك تصوير الثدي الشعاعي المبني على أساس الفلم عدة سيئات مثل المحددات في كشف التكلسات الميكروية وتراكيب أخرى دقيقة ضمن الثدي وعدم كفاية الشبكات في إزالة آثار الإشعاع المتبعثر. يمكن إزالة معظم هذه المحددات بشكل فعال باستخدام نظام تصوير ثدي شعاعي رقمي يتم فيه القيام بالتقاط الصورة والإظهار والتخزين بشكل مستقل يسمح بإنجاز كل عملية على أكمل وجه. من ناحية ثانية يبقى توفر كاشف الأشعة السينية المناسب لهذا الغرض تحدياً يحول دون استخدام واسع لتصوير الثدي الشعاعي الرقمي. توجد عدة تقنيات كواشف تحت التقييم في تصوير الثدي الشعاعي الرقمي وهي الـ CCDs ذات المساحة الكبيرة (أجهزة الشحنة المزدوجة) والمواد الفوسفورية القابلة للإثارة الضوئية والسيليكون غير المتبلور المرتبط مع أجهزة الوميض والسيلينيوم غير المتبلور والأجهزة ذات الحالة الصلبة الأخرى.

(١٩,٨) البارامترات الفيزيائية لكواشف الأشعة السينية

Physical Parameters for X-Ray Detectors

إن البارامترات الفيزيائية المُستخدمة لتمييز كواشف الأشعة السينية هي كما يلي:

المردود الكمي للكاشف (DQE): يصف الـ DQE فعالية الكاشف، هذا يعني نسبة الكموم للجرعة المُعطاة التي تساهم فعلياً في الصورة. وهو تابع للجرعة والتردد الحيزي ويتأثر حسب التعريف بالمكونات المتنوعة للنظام.

المجال الديناميكي: إن المجال الديناميكي للكاشف هو المجال من الشدة الإشعاعية الصغرى إلى الشدة الإشعاعية العظمى الذي يمكن إظهاره إما بالنسبة لاختلافات في شدة الإشارة أو اختلافات الكثافة في فيلم مناسب.

تابع النقل التعديلي (MTF): يصف الـ MTF كيفية نقل تباين مكونات الصورة كتابع لحجمها أو ترددها الحيزي. يتم التعبير عنه بزوج خطوط لكل ميليمتر (زوج خطوط/ميليمتر).

وضوحية التباين: إنه أصغر تباين قابل للكشف لحجم تفصيلي مُعطى يمكن مشاهدته بواسطة نظام التصوير بشدة مختلفة (كثافة) أو بكامل المجال الديناميكي. إن عتبة التباين هي مقياس من أجل تصوير تراكيب ذات تباين منخفض وتحدد بشكل كبير بواسطة الـ DQE للكاشف.

(١٩,٩) التصوير الشعاعي الرقمي

Digital Radiography

دائماً ومنذ الاكتشاف الأصلي للأشعة السينية كان الفلم الوسط المفضل لإنتاج صور الأشعة السينية الطبية. هذا يعني أنه يتم استخدام نفس الوسط من أجل التقاط الصورة والعرض والتخزين. وهكذا فإن الصور التي يتم إنتاجها بأقل من الجودة المثلى لا يمكن معالجتها يدوياً بسهولة لتحسين استرجاع المعلومات.

يمتلك نظام الفلم-الشاشة التقليدي على مردود كمي للكاشف متوسط الجودة (٢٠-٣٠ ٪ عند ٦٠ كيلو إلكترون فولت) وبشكل مشابه على MTF جيد من أجل ترددات أعلى من ٣ زوج خطوط/الميليمتر. تكمن قوة اتحادات الفلم- الشاشة في دقة تمييزها الحيزية الاسمية العالية (< ٣ زوج خطوط/الميليمتر) ووضوحية التباين العالية عند تعرض أمثل.

يوجد في التصوير الشعاعي والتنظير التألقي معاً ميزات محددة لامتلاك صور رقمية مُخزنة في الكمبيوتر. يسمح ذلك بمعالجة الصورة من أجل صور معروضة بشكل أفضل أو استخدام جرعة منخفضة أو تجنب إعادة التصوير الشعاعي أو فتح إمكانية التخزين الرقمي بواسطة الـ PACS (نظام الاتصال والأرشفة للصور) أو مشاهدة الصورة عن بعد بواسطة علم الأشعة عن بعد. يمكن أن تتيح الصور المبنية رقمياً التخزين الرقمي والاسترجاع والنقل والإظهار لصور الأشعة السينية بإمكانيات ضخمة بما يتعلق بمعالجة الصورة والتلاعب بها بالإضافة إلى أنه يمكن تحقيق كل تابع على حده بشكل أمثل (Schittenhelm, 1986).

تتألف أنظمة التصوير بالأشعة السينية الرقمية من الجزأين التاليين:

١- مبدل تصوير بالأشعة السينية أو تجميع البيانات.

٢- إظهار البيانات وتخزينها ومعالجتها.

يمكن تقسيم مبدلات التصوير بالأشعة السينية المتوافقة رقمياً إلى الصنفين التاليين:

١- النظام التلفزيوني ذو مكثف الصورة.

٢- أنظمة شعاعية (استبدال الفلم).

يُستخرج تطبيق الأنظمة التلفزيونية ذات مكثف صورة الأشعة السينية في تصوير الأشعة السينية الرقمي من استخدامها في تصوير الأوعية. إن تصوير الأوعية هو وسيلة تشخيصية وعلاجية متنامية بسرعة تهتم بأمراض جهاز الدوران. يتم تنفيذ الإجراء باستخدام مادة تباين لتظليل التراكيب الوعائية؛ لأن التباين الشعاعي للدم هو بشكل أساسي نفسه للأنسجة الطرية. إن مادة التباين هي مركب يحتوي على اليود ويتم حقنه من خلال القثطار (يتراوح مجال القطر من ١ إلى ٣ ميليمتر). يمكن مشاهدة الصور الشعاعية للأوعية المملوءة بمادة التباين على شاشة التلفزيون أو يتم تسجيلها باستخدام إما فلم وإما فيديو.

إن أكثر التطبيقات أهمية للتقنية الرقمية هي تطور تصوير الأوعية بالطرح الرقمي (DSA). يتم في هذه التقنية التقاط صورة سابقة لعملية الحقن (قناع) بعد ذلك يتم تنفيذ الحقن لمادة التباين وبعدئذ يتم التقاط صور الأوعية الظليلية وطرحها من القناع. يساعد هذا بشكل كبير في تحسين التباين بما يتعلق بتأمين حساسية تباين متزايدة.

ولتوضيح ذلك يمثل الشكل رقم (١٩,٢٣ (أ)) شدة الأشعة السينية المنقولة خلال المقطع العرضي للمريض. من الواضح بأن تغيرات التباين الصغيرة بسبب الأوعية تكون مُقَنَّعة بواسطة تغير تباين الخلفية التشريحية الكبير. إن أية محاولة لتضخيم هذه الإشارات الصغيرة سوف يسبب فقط إشباعاً لنظام الإظهار بواسطة إشارات الخلفية الكبيرة. ينتج طرح الإشارة الخلفية الثابتة بعيداً عن الإشارة المُحسَّنة للتباين (الشكل رقم (١٩,٢٣ ب)) إشارة منتظمة و ذات معنى. يُمَكِّن هذا من تضخيم إشارات الأوعية بشكل كبير قبل الإظهار مما يحسن رؤيتها.

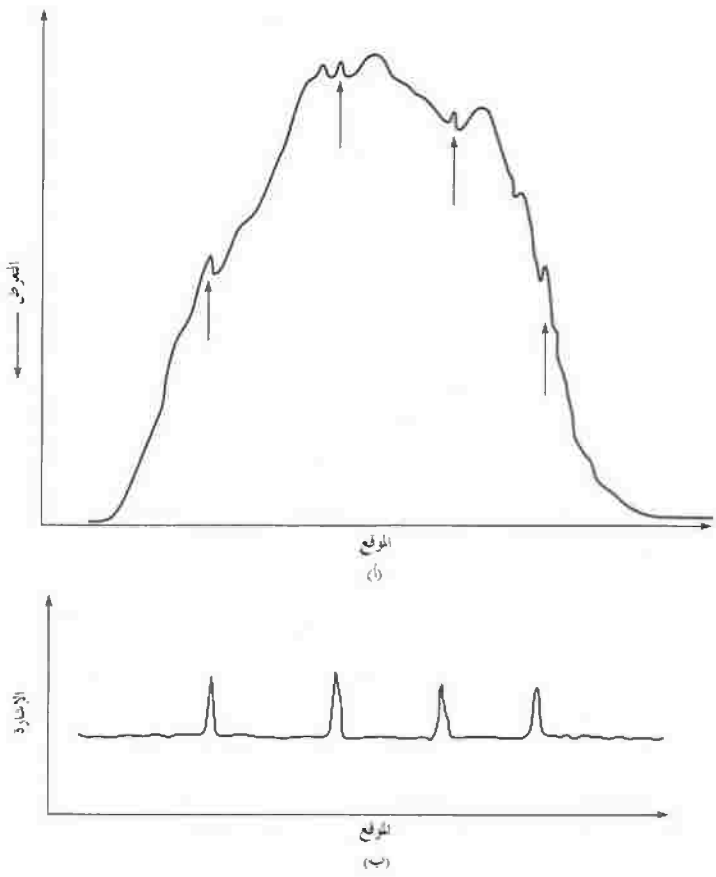
يبين الشكل رقم (١٩,٢٤) نظاماً لتصوير أوعية بالطرح الرقمي مبنياً على أساس استخدام مكثف الصورة. يتم في المرحلة الأولى تحويل خرج الكاميرا الفيديوية الذي يكون بشكل تمثيلي إلى رقمي في محول من تمثيلي إلى رقمي وتغذية ذلك إلى ذاكرتين نصف ناقلتين.

يتم نظرياً إضافة ضجيج إلى الصورة بسبب أخطاء التكميم المرافقة لعملية التحويل إلى رقمي. يمكن الحفاظ على هذا الضجيج الإضافي عند درجة صغيرة مهملة باستخدام محول تمثيلي- إلى- رقمي بـ ١٠ أو ١٢ بت بهدف الحصول على عدد عالي بشكل كاف من المستويات الرقمية.

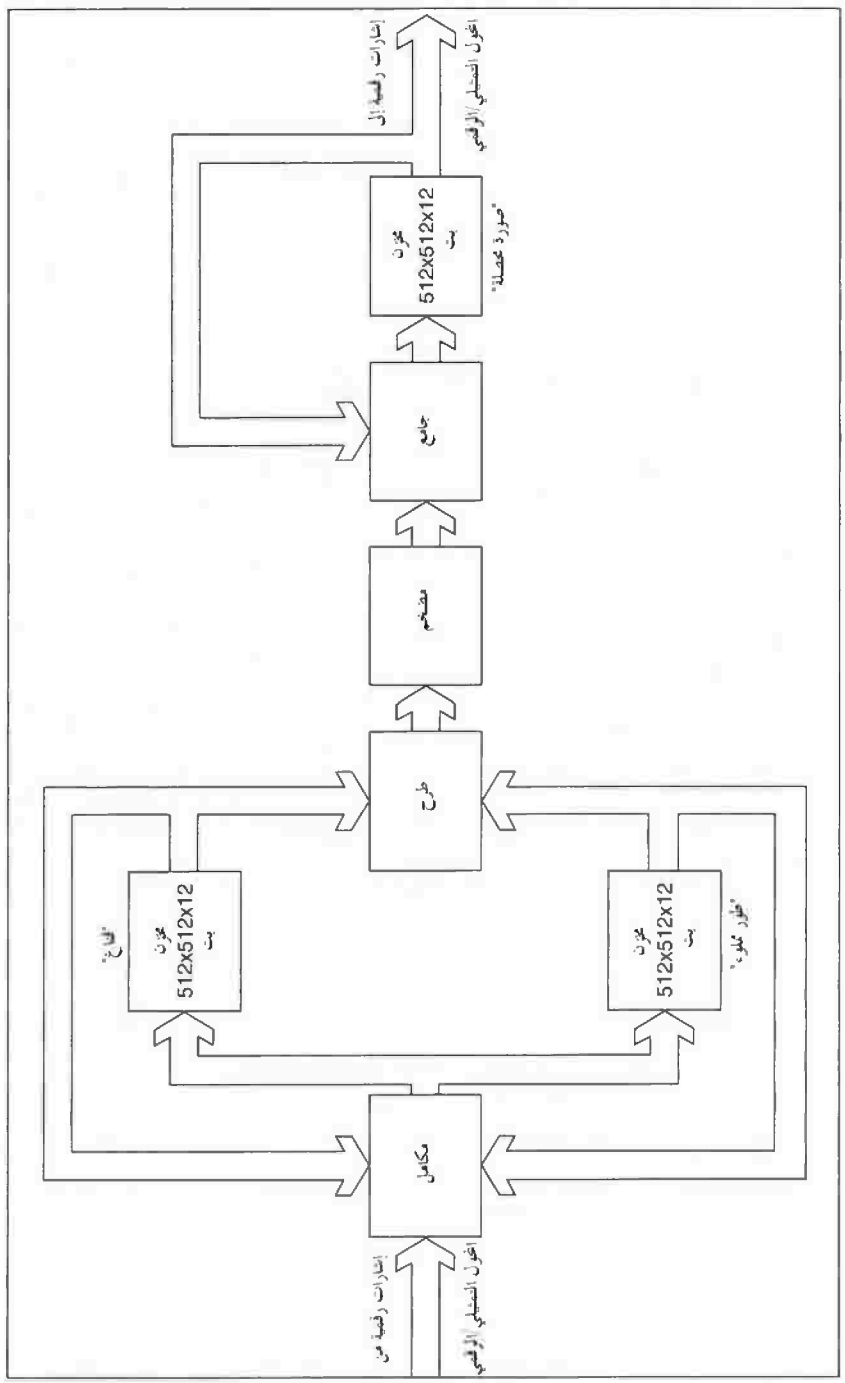
إن تخزين الصور الرقمية مطلوب من أجل كل من الأغراض المباشرة أو الأرشيفية. يتم توفير التخزين المباشر بواسطة أقراص رقمية بالزمن الحقيقي. يتم تحقيق متطلبات الأرشفة بمعظم الأحيان بواسطة التخزين كنسخ قاسية للأفلام التي يتم إنتاجها من الصور الرقمية. تشتمل أجهزة النسخ الصلبة على كاميرات متعددة القياسات (ليزرية أو فيديوية) وطوابع حرارية فيديوية. بدلاً من ذلك اُستخدمت الكاسيتات ذات الشريط الماسح الرقمية و الأقراص البصرية الرقمية لتسجيل إجراءات تصوير الأوعية والصور المرافقة.

تستخدم مبدلات التصوير بالأشعة السينية الرقمية البديلة عن الفلم عدداً من التقنيات من أجل مسح المنطقة ذات الاهتمام للتصوير الشعاعي. يصف Moores, 1987 هذا في مقالة موضحة بشكل جيد.

إن شاشات التخزين الفوسفورية هي أكثر الكواشف المُستخدمة على نطاق واسع من أجل التصوير الشعاعي الرقمي. إن مردودها الكمي أقل من المردود الكمي لاتحاد فلم- شاشة ؛ لأن الـ MTF متوسط الجودة ويعتمد على نوع الشاشة الفوسفورية.



الشكل رقم (١٩,٢٣). (أ) مقطع عرضي لإرسال الأشعة السينية لمريض مع صورة وعاء بتباين محسن متراكبة (ب) صورة جانبية مطروحة مع خلفية منتظمة وفقاً لصورة الوعاء.



الشكل رقم (١٩,٢٤). مخطط صندوقي لوحدة طرح فيديوية رقمية.

إن استخدام السيلينيوم كمادة كاشفة معروف منذ زمن طويل من التصوير الشعاعي الجاف. يتضمن في الوقت الحاضر نظام التصوير بالأشعة السينية الكهروستاتيكية الرقمية قراءة كهربائية مباشرة لصورة الأشعة السينية الكامنة التي يتم تشكيلها بواسطة التصوير الشعاعي الجاف.

يتم تعريض هذه العملية، طبقة رقيقة من السيلينيوم المُستَحث عليها جهد سطحي، إلى الأشعة السينية. تهاجر الشحنات المحررة بواسطة امتصاص طاقة الأشعة السينية إلى السطح حيث تقوم بمعادلة طبقة الشحنات المترسبة وهكذا تتشكل صورة كهروستاتيكية. يتم مسح صور الشحنة الكامنة الناتجة مثلاً بواسطة مقاييس كهربائية محمية. يتم إحداث إشارة متعلقة بالزمن يكشفها مضخم أولي ذو ممانعة دخل عالية. بعدئذ يتم مضاعفة الإشارة المُكتشفة بواسطة المقاييس الكهربائية وتضخيمها وتحويلها إلى إشارة رقمية.

وكما في كل الأنظمة الرقمية تُحدد دقة التمييز بواسطة حجم البيكسل (٠,٢ ميليمتر؛ مصفوفة ٢١٦٦×٢٤٤٨) وهي أسمياً أدنى من دقة تمييز الفلم. إن المجال الديناميكي عريض جداً (١٠٠٠٠ : ١) وذو علاقة خطية بين الجرعة والإشارة على مجال تعّرض واسع. يميل التصوير الشعاعي الجاف إلى المعاناة من نقص الحساسية عند تصوير مقاطع سميكة من الجسم. لذلك يمكن أن تكون إمكانية استخدامه محدودة على الفحوصات بالأشعة السينية لأطراف الجسم.

يتم إظهار الصورة على المونيتور مباشرة بعد الإلتقاطات بحيث يمكن فحص جودة الصورة بينما لا يزال المريض في غرفة الفحص. ويمكن القيام مباشرة بأية تعديلات في وضعية المريض أو في إعدادات التجهيزات دون الحاجة إلى الانتظار حتى يتم تحميض الفلم. كما يمكن ضم بيانات المريض و التعرض إلى الصورة الرقمية آلياً في النظام و نقلها فورياً إلى كاميرا ليزرية أو محطة عمل تشخيصية.

(١٩,٩,١) كواشف اللوحة المسطحة للتصوير الشعاعي الرقمي

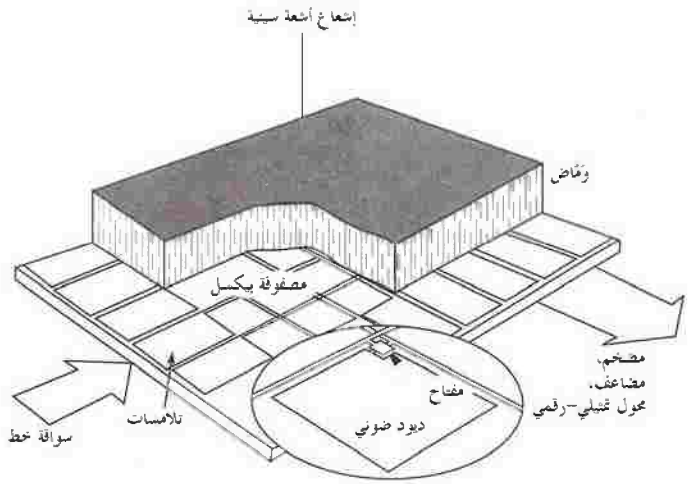
Flat Panel Detectors for Digital Radiography

إن الخطوة التالية باتجاه التكامل الرقمي لتقنية التقاط الأشعة السينية التقليدية هي استخدام كواشف الصورة الإلكترونية. إن النظام تحت التطوير و هو مبني على أساس كواشف أشعة سينية جديدة تستخدم حساسات نصف ناقلة من السليكون غير المتبلور (ليس بلورة) بمساحة كبيرة.

يُستخدم السيليكون غير المتبلور (أ- سيليكون) بدلاً من الرقاقة الميكروية التقليدية مع سيليكون وحيد البلورة وذلك ضروري لتحقيق مساحة الكاشف الكبيرة. تُحَمَّل طبقة الـ أ- سيليكون على حامل زجاجي كطبقة رقيقة وتُبنى في مصفوفة من الحساسات (ديودات ضوئية) باستخدام طرق تصوير الحصيات الضوئية التقليدية. يتم تخصيص عنصر تحويل (ديود أو ترانزستور) لكل حساس فردي بحيث يمكن توصيل الحساس إلى خط القراءة في اتجاه العمود.

ويتم التحكم بعنصر التحويل بواسطة خطوط عنونة متطابقة في اتجاه الصف (الشكل رقم (١٩,٢٥)). تُقاد الإشارة من الحساسات الفردية إلى المضخمات الأولية وتُضخم وتُعطى إلى محولات من تمثيلي- إلى- رقمي. يتم

قراءة الإشارات من جميع الحساسات حتى تكتمل كل صورة الأشعة السينية. بما أن العملية إلكترونية فإنه يمكن تحقيق معدلات نقل عالية جداً. تُعرض صورة الأشعة السينية على مونيتور محطة عمل بوضوحية ذات تدرج رمادي يساوي ١٢ بت.



الشكل رقم (١٩,٢٥). كاشف ذو حالة صلبة للأشعة السينية مسطح مع مصفوفة قراءة فعالة من السيليكون غير المتبلور.

إن السيليكون بحد ذاته غير حساس بشكل كاف لكشف الأشعة السينية بمجال الطاقة المُستخدم في علم الأشعة التشخيصي. ولهذا السبب يتم تطبيق طبقة مُحوِّلة للصورة فوق طبقة السيليكون غير المتبلور. يُستخدم بشكل عام السيزيوم اليوديدي (CsI) كطبقة مُحوِّلة للصورة. وهي مادة متألقة تُستخدم أيضاً كشاشة دخل لمكثف صورة الأشعة السينية (Strotzer et al, 1998).

يُحدد حجم البيكسل في صورة الأشعة السينية بواسطة حجم الحساسات.و تبلغ في الكاشف أ- سيليكون ١٤٣ مايكرو متر×١٤٣ مايكرومتر. يسمح هذا بتحقيق دقة تمييز أكثر من ٣,٥ زوج خطوط/ميليمتر، تكون كافية من أجل معظم التطبيقات الشعاعية ماعدا التصوير الشعاعي للثدي. يتم بواسطة حجم كاشف أبعاده ٤٣×٤٣ سنتمتر إنشاء مصفوفة أبعادها ٣٠٠٠×٣٠٠٠ بيكسل على الكاشف أ- سيليكون المسطح. يأخذ البناء المسطح على شكل شطيرة لكاشف الصورة بعين الاعتبار البنية المُدمجة بحيث يمكن دمج الكاشف المسطح بسهولة في بوكي الطاولة.

يملك الكاشف ذو اللوح المسطح القدرة على سد الفجوة بين الأنظمة الرقمية قيد الاستخدام (الطبقي المحوري (CT) والرنين المغناطيسي (MR) ... الخ) والتصوير الشعاعي وبذلك يمثل واحدة من أكثر الخطوات أهمية باتجاه المستشفى الرقمي بالكامل.