الفصل العشرون

التصوير المقطعي المحوسب بالأشعة السينية
X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY

(٢٠,١) التصوير المقطعي المحوسب
Computed Tomography

يوجد محددان رئيسيان في استخدام الأشعة السينية التقليدية لفحص التراكيب الداخلية للجسم. أولاً، إن تراكب المعلومات ثلاثية الأبعاد في مستوي وحيد يجعل التشخيص مشوشاً وفي معظم الأحيان صعباً. ثانياً، يملك فلم التصوير الفوتوغرافي المُستخدم عادة في صنع الصور الشعاعية مجالاً ديناميكياً محدوداً ولذلك فإنه فقط الأهداف التي تملك اختلافات كبيرة في امتصاص الأشعة السينية بالنسبة إلى محيطها سوف تسبب فروقات تباين كافية على الفلم ليتم تمييزها بواسطة العين. وهكذا بينما يمكن مشاهدة تراكيب العظام التفصيلية بوضوح فإنه من الصعب التمييز بين شكل ومحتوى الأعضاء ذات النسيج الطري بشكل دقيق.

في مثل هذه الحالات تبين التطورات والشذوذات داخل النسج فقط اختلاف تباين صغير على الفلم وكنتيجة لذلك فإنه من الصعب جداً اكتشافها، حتى بعد استخدام وسائط تباين محقونة متنوعة. تصبح المشكلة أكثر جدية أيضاً أثناء إجراء دراسات الدماغ بسبب التحجيب الكامل للنسيج الطري بواسطة عظم الجمجمة الكثيف.

تم تطبيق تقنيات مختلفة في محاولة للتغلب على هذه المحددات، ولكن أكثر التقنيات الفعالة التي بينت نتائج مثيرة هي التصوير المقطعي المحوسب التي تم اختراعها وتطويرها من قِبَل G. N. Hounsfield في مخابر البحث المركزية لـ EMI Ltd, UK وتم تقديمها للمرة الأولى على المستوى التجاري في عام ١٩٧٢م. منذ ذلك الحين أصبح تأثيرها على العالم الطبي عظيماً بنفس مقدار عظمة اكتشاف الأشعة السينية نفسها. وبالرغم من كلفة التجهيزات العالية الملازمة لهذه التقنية فإن عدة آلاف منها مركبة في الوقت الحاضر في مستشفيات حول العالم.

إن التصوير المقطعي هو مصطلح مُشتق من الكلمة اليونانية "المقاطع" "tomos" وتعني "لتكتب شريحة أو مقطع" وهو مفهوم جيداً في دوائر التصوير الشعاعي. طُور التصوير المقطعي التقليدي لتخفيض أثر تراكب الصور الشعاعية البسيطة. يتم في هذا الترتيب تحريك أنبوب الأشعة السينية وفلم التصوير الفوتوغرافي بالتزامن بحيث يبقى

مستوى واحد من المريض تحت الفحص في المحرق، بينما يجعل كل المستويات الأخرى غير واضحة. يتم صنع الصورة في التصوير المقطعي المحوسب (CT) من خلال معاينة المريض بواسطة التصوير بالأشعة السينية من زوايا متعددة ومن خلال إعادة التركيب الرياضية للتراكيب المُفصلة وإظهار الصورة التي أعيد بناؤها على مونيتور فيديوي.

صُممت ماسحات الـ CT البدائية بشكل خاص من أجل الفحوصات الإشعاعية العصبية. مكّن التصوير المقطعي المحوسب أخصائيي الأشعة من التمييز للمرة الأولى بين أنواع مختلفة من أنسجة الدماغ وحتى بين الدم العادي والدم المتخثر. يستطيع أخصائيي الأشعة إظهار بطينات الدماغ ومخزونات سائل النخاع الدماغي بسهولة بواسطة صور الـ CT. أدت هذه المقدرة إلى طريقة مهملة وبالأحرى بغيضة معروفة بـ "تصوير الدماغ المحقون بالهواء" والتي يتم فيها ضخ هواء إلى البطينات ليحل محل السائل وتأمين تباين للتصوير الشعاعي.

إن الرغبة في امتلاك ماسحات للجسم تم تحقيقه سريعاً. يمثل فحص مقاطع الجسم، من ناحية ثانية، مشاكل مختلفة بشكل واسع. تشمل بعض هذه المشاكل حركة الأعضاء والفعل التنفسي للمريض والمجال العريض لكثافات النسج التي تتم مصادفتها والمجال الواسع لأحجام الأجسام التي يجب التكّيف معها. وبالرغم من كل هذه الصعوبات فقد تم توفير ماسحات CT (الشكل رقم (٢٠,١)) لكامل الجسم مع مجال واسع جداً من المقدرات الإكلينيكية تجارياً. بما أن التنفس لا يتضمن عادةً حركات ضخمة للرأس فإن تأثيرها على جودة صور الدماغ مهمل. وهكذا لا يحتاج ماسح الدماغ للعمل عند سرعة الآلة لكامل الجسم.

الشكل رقم (٢٠,١). ماسح CT لكامل الجسم. عن (Courtesy: M/S General Electric Company)

(٢٠,١,١) المبدأ الأساسي Basic Principle

يختلف التصوير المقطعي المحوسب عن تقنيات الأشعة السينية التقليدية بأن الصور المعروضة ليست صوراً فوتوغرافية وإنما هي صورة يتم إعادة بناؤها من عدد كبير من بروفيلات الامتصاص المأخوذة عند فواصل زاوية منتظمة حول شريحة ما حيث يتم تركيب كل بروفيل من مجموعة متوازية لقيم الامتصاص خلال الشخص.

يتم في التصوير المقطعي المحوسب صنع الأشعة السينية من مصدر ساحته محددة بشكل دقيق لتمر خلال شريحة من الشخص أو المريض من عدة اتجاهات مختلفة. يتم نفاذ أشعة سينية أقل في الاتجاهات التي يكون فيها طول المسار عبر النسيج أطول عندما يُقارن مع الاتجاهات التي يوجد فيها نسيج أقل يُضَعِّف حزمة الأشعة السينية.

بالإضافة إلى طول النسيج العرضي يمكن لبعض التراكيب في المريض مثل العظم أن تُضَعِّف الأشعة السينية أكثر من حجم مماثل لنسيج طري كثافته أقل. يشمل التصوير المقطعي المحوسب بشكل أساسي تحديد خصائص التضعيف لكل حجم صغير من النسيج في شريحة المريض التي تؤلف شدة الإشعاع النافذ المُسَجَّل من اتجاهات تشعيعية مختلفة. إن خصائص تضعيف النسيج المحسوبة هذه هي التي تشكل في الواقع صورة الـ CT.

يمكن وصف ميزات تضعّيف النسيج من أجل حزمة أشعة سينية أحادية طول الموجة بواسطة:

$$I_t = I_o e^{-\mu x}$$

حيث: I_0= شدة الإشعاع الوارد

I_t= الشدة النافذة

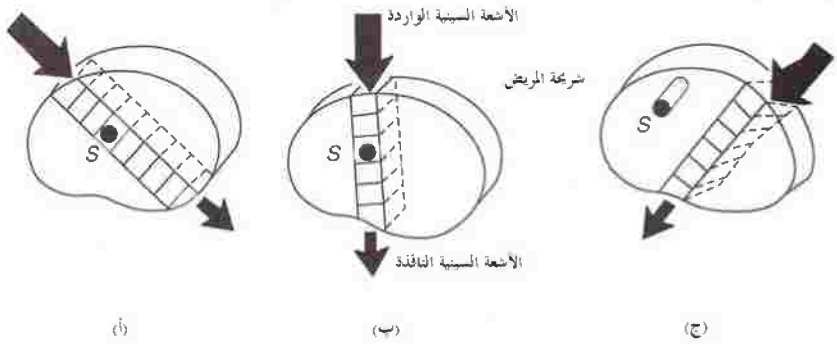
x= سماكة النسيج

μ= معامل التضعيف المميز للنسيج

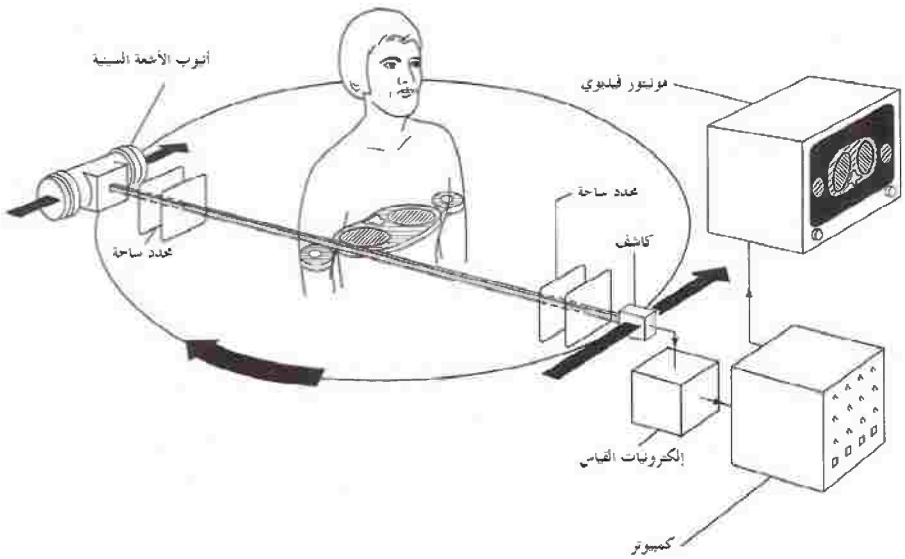
إذا تم تشعيع شريحة من نسيج متغير الخواص (الشكل رقم (٢٠,٢)) وتقسيم الشريحة إلى عناصر حجمية أو فوكسلات (voxels) مع امتلاك كل عنصر حجمي لمعامل التضعيف الخاص به، فمن الواضح أنه يمكن تحديد مجموع معاملات تضعيف العناصر الحجمية لكل اتجاه حزمة أشعة سينية من شدات الحزمة المُقاسة بشكل تجريبي من أجل عرض فوكسل مُعطى. من ناحية ثانية، يبقى كل معامل تضعيف عنصراً حجمياً مفرداً غير معروف. يستخدم التصوير المقطعي المحوسب المعرفة لمجموع معاملات التضعيف المُشتقة من قياسات شدة الأشعة السينية التي تم القيام بها عند كل اتجاهات التشعيع المختلفة لحساب معاملات التضعيف لكل عنصر حجمي مفرد لتشكيل صورة الـ CT.

يبين الشكل رقم (٢٠,٣) مخططاً صندوقياً للنظام. يتم تركيب مصدر الأشعة السينية والكواشف مقابل بعضها البعض في قنطرة صلبة مع استلقاء المريض بينهما وبواسطة تحريك أحدهما أو كلاهما معاً حول وعبر مقاطع مناسبة وهذه هي كيفية إجراء القياسات. يستلقي المريض على السرير ويتم تحريكه في فتحة القنطرة مع التحديد

الدقيق للموقع بواسطة حزمة ضيقة من الضوء تسقط على الجسم من القنطرة وتضيء المقطع الذي يتم فحصه. يتم من خلال لوحة المفاتيح المركبة على منصة التشغيل تغذية التفاصيل، مثل رمز المريض و أسم المستشفى ... الخ. إلى النظام والقيام بإعدادات بارامترات الأشعة السينية من أجل المسح.



الشكل رقم (٢٠,٢). الأشعة السينية الواردة على المريض من اتجاهات مختلفة. يتم تضعيف هذه الأشعة بمقادير مختلفة، حيث أُشـ ـير إليهـ ـا بواسطة شدات الأشعة السينية النافذة المختلفة



الشكل رقم (٢٠,٣). تقنية إنتاج صور بالـ CT. إن أنبوب الأشعة السينية والكاشف مترابطين بشكل متين بالنسبة لبعضهما البعض. يقوم النظام بتنفيذ حركات انتقالية ودورانية والتشعيع عبر المريض من إسقاطات زاوية مختلفة. يتم إنتاج حزمة أشعة سينية رفيعة وقلمية بمساعدة محددات الساحة. يحول الكاشف الإشعاعات السينية إلى إشارة كهربائيـ ـة. تـ ـضخم بعدئـ ـذ إلكترونيات القياس الإشارات الكهربائية وتحولها إلى قيم رقمية. بعدئذ يعالج الكمبيوتر هذه القيم ويحسبها على شكل توزع كثافة بخط مصفوفة يعاد إنتاجه على مونيتور فيديوي كشكل خيال رمادي. عن (Courtesy: Siemens)

يتم في أحد الأنظمة التي تستخدم ١٨ حركة عرضية في دورة مسح مدتها ٢٠ ثانية أخذ ٣٢٤٠٠٠ (١٨×٣٠×٦٠٠) قراءة نفاذ للأشعة السينية وتخزينها بواسطة الكمبيوتر. يتم تحقيق ذلك بواسطة مكاملة مخارج ٣٠ كاشف مع ٦٠٠ نبضة موضع تقريباً. يتم اشتقاق نبضات الموقع من مقياس عينية زجاجي يقع بين ديود إصدار ضوئي ومجموعة ديودات ضوئية تتحرك مع الكواشف. تكون الكواشف عادة من بلورات الصوديوم اليوديدي الممعجن بالثاليوم لمنع ظاهرة ما بعد التوهج. تمتص الكواشف فوتونات الأشعة السينية وتصدر الطاقة كضوء مرئي.

يتم تحويل هذا إلى إلكترونات بواسطة أنبوب مضاعف ضوئي وبعد ذلك تضخيمها. تذهب المخارج التمثيلية لهذه الأنابيب خلال نظام دارات تكييف الإشارة الذي يضخم ويختصر ويُشكِّل الإشارات. بعد ذلك يقوم محول تمثيلي – إلى – رقمي بسيط نسبياً بتحضير الإشارات للكمبيوتر. بنفس الوقت يقيس كاشف مرجعي منفصل وبشكل مستمر الشدة لحزمة الأشعة السينية الأولية. وهكذا تُمكِّن مجموعة القراءات الناتجة الكمبيوتر من تعويض التموجات في شدة الأشعة السينية. تُستخدم القراءات المرجعية المأخوذة عند نهاية كل حركة عرضية أيضاً لمعايرة نظام الكشف بشكل مستمر وإجراء التصحيح الضروري.

بعد المعالجة الأولية الابتدائية توضع الصورة على قرص النظام. يسمح هذا برؤية مباشرة على منصة (كونسول) العامل. يُعاد تركيب الصورة إما بمصفوفة ٣٢٠×٣٢٠ بمربعات ٠,٧٣ ميليمتر معطية دقة تمييز حيزية عالية أو بمصفوفة ١٦٠×١٦٠ بمربعات ١,٥ ميليمتر ينتج عنها صورة أعلى دقةً وأقل ضجيجاً وتمييزاً أفضل بين الأنسجة ذات الكثافة المتشابهة. يملك كل عنصر صورة يساهم في مصفوفة الصورة رقم CT يقع بين −١٠٠٠ و+١٠٠٠ وبناءً عليه يأخذ كلمة كمبيوتر واحدة. تحتل صورة الكمبيوتر بحدود ١٠٠ كيلو من الكلمات ويمكن تخزين حتى ثمان صور من مثل هذه الصور على قرص النظام. توجد علاقة خطية دقيقة بين أرقام الـ CT وقيم امتصاص الأشعة السينية الفعلية ويُحدد التدرج بالهواء عند −١٠٠٠ وبالماء عند الصفر.

من الواضح أن جودة الصورة التي يُعاد بناؤها هي موضوع التفاضل بين μ (معامل تضعيف الأشعة السينية) عند نقاط مختلفة وموضوع حجم كل بيكسل (نقاط مربعة من الضوء تتغير شدته لتعكس التضعيف). إن الاختلافات في μ لأنسجة الجسم المختلفة بسيطة ويحتوي النسيج النموذجي في الأغلب على عناصر ذات وزن ذري منخفض. يسبب تفاعل الفوتونات مع النسيج عند طاقة الفوتون المُستخدمة في ماسحات الـ CT "أثر كومبتون" الذي يكون فيه تأثير فوتون الأشعة السينية بالإلكترون مصحوباً بنقل الطاقة وانخفاضاً في تردد الأشعة السينية. يتناسب الضياع في الطاقة مع كثافة الإلكترونات التي ينتج عنها علاقة خطية بين كثافة النسيج والتضعيفات. وهكذا يكون معامل التضعيف التفاضلي مترابطاً بشكل جيد مع الجاذبية النوعية. لهذا السبب فإن الصورة التي يُعاد بناؤها كنتيجة للتصوير المقطعي المحوسب يمكن اعتبارها كرسم لكثافات (الجدول رقم ٢٠,١) بالنسبة إلى كثافة الماء.

الجدول رقم (٢٠,١). معامل الجاذبية والتضعيف النوعي لمواد مختلفة.

المادة	الجاذبية النوعية	μ (cm^{-1})	Δμ فوق الماء ٪
ماء	١,٠٠	٠,٢٠٥	–
كل الدم	١,٠٣٤	٠,٢١٤ ٠,٣٢٢	٤,٣
عضلة القلب	١,٠٤	٠,٢١٢	٣,٤
دهون	٠,٩٣	٠,١٩٠	٧,٨-
الصدر	٠,٩٧	٠,١٨٩	٨,٤-
المادة البيضاء للدماغ	–	٠,٢١٥	٤,٨
المادة الرمادية	–	٠,٢١٣	٣,٩
الورم السحائي	١,٠٥	٠,٢١٤	٤,٣

(٢٠,١,٢) تدريج التباين Contrast Scale

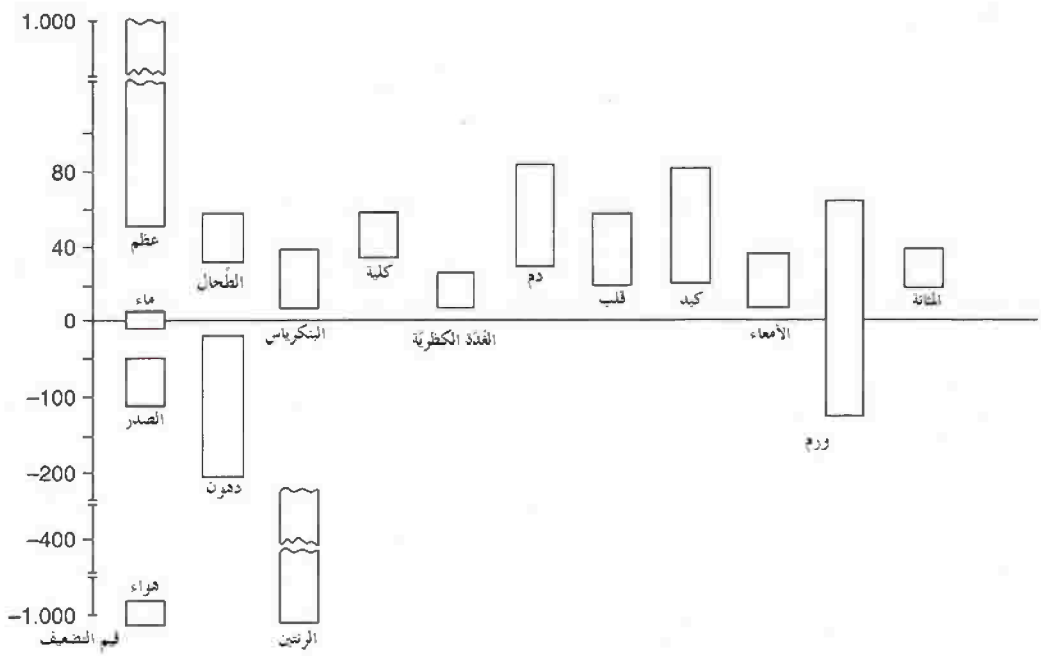
يتم تمثيل معامل التضعيف الخطي للنسيج في كمبيوتر الماسح كأعداد صحيحة تتراوح قيمها عادةً بالمجال من -١٠٠٠ إلى +١٠٠٠. ولقد أُعطيت هذه الأعداد الصحيحة الاسم "وحدات هاونسفيلد" "Hounsfield units" ويتم اختصارها بـ H. ويتم الدلالة عليها أيضاً من خلال أرقام الـ CT. إن العلاقة بين معامل التضعيف الخطي ووحدة هاونسفيلد المتطابقة هي:

$$H = \frac{\mu - \mu_{water}}{\mu_{water}} \times 100$$

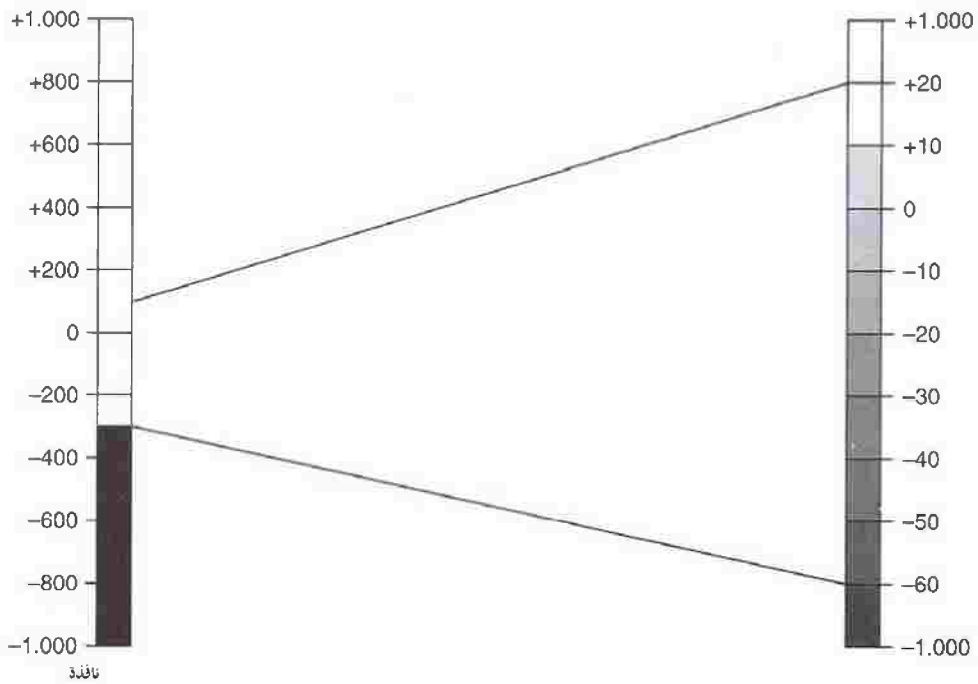
حيث μ_{water}= معامل تضعيف الماء.

يُحدَّد تدريج رقم الـ CT (الشكل رقم (٢٠,٤)) بطريقة يتم فيها تحديد الصفر للماء و-١٠٠٠ للهواء. تُمثل القمة +١٠٠٠ مواد عالية الكثافة. وبما أن العين البشرية ونظام الإظهار التلفزيوني غير قادرين على تمييز الـ ٢٠٠٠ خطوة كلها في هذا التدريج فإنه يتم تمثيل مقطع فقط من التدريج على المونيتور الفيديوي.

لذلك تتضمن أنظمة المشاهدة تحكمات بمستوى وعرض النافذة (الشكل رقم (٢٠,٥)). تحدد هذه التحكمات، في أي مجال وعلى أي مجال من أرقام الـ CT سوف يقع التدريج الرمادي الفيديوي بأية حال. يُمكِّن تخفيض عرض النافذة من رؤية تغيرات صغيرة جداً في كثافة النسيج بوضوح أكبر؛ لأن التدريج الرمادي يصبح منتشراً على مجال أصغر كما يبين أي تغير مُعطى في كثافة النسيج تبايناً زائداً. من ناحية ثانية من الضروري تحريك النافذة إلى أعلى وأسفل تدريج الـ CT من خلال التحكم بالمستوى حيث إنه سيتم إظهار قيم الامتصاص التي تكون تحت الفحص بين الأبيض والأسود على المونيتور.



الشكل رقم (٢٠,٤). تدريج رقم الـ CT كما هو مستخدم في التصوير المقطعي المحوسب.



الشكل رقم (٢٠,٥). التحكم بعرض النافذة و مستواها في الـ CT.

يتم تزويد الجهاز بتسهيلات لاختيار عروض النافذة إما بخطوات مقدارها صفر و٣٢ و٦٤ و١٢٨ و٢٥٦ و٥١٢ و١٠٢٤ أو بشكل حر. يمكن ضبط موضع المنتصف للنافذة بين -١٠٢٤ و+١٠٢٣ أو بين -٥١٢ و+١٥٣٥.

إن الاختلافات في قيم التضعيف للزجاج الشبكي (plexiglass) والماء ثابتة على مجال واسع وذلك في المجال المناسب لطاقة الإشعاع الفعالة بين ٦٠ و٨٠ كيلو إلكترون فولت (KeV). تُستخدم قيم الـ CT المُقاسة وقيم μ المعروفة لهذه المواد في تدريج رقم الـ CT وتُعطى نسبة فرق قيم الـ CT إلى الفرق المتطابق لقيم μ من خلال ميل الخط المستقيم كما يلي :

$$\frac{1}{K} = \frac{CT_{plex} - CT_{H2o}}{\mu_{plex} - \mu_{H2o}}$$

حيث $\mu_{plex}-\mu_{H2o}$=٠,٠٢٤ لكل سنتيمتر

μ_{H2o}=٠,١٩٧ لكل سنتيمتر عند ٦٦ KeV

K= ١,٩×١٠$^{-٤}$ لكل سنتيمتر/قيمة الـ CT

بناءً على ذلك يمكن حساب قيم μ للأنسجة المختلفة من خلال عملية ضرب بسيطة لقيم الـ CT المُقاسة بـ K.

يمكن الملاحظة بأن هذا صحيح في الواقع من أجل كل المواد المكافئة للماء أو الزجاج الشبكي، مثل النسيج الطري. ولكن في حالة اتحاد النسيج الطري مع العظم لا يمكن استخراج قيم μ الفعلية بسهولة من أرقام الـ CT لأن إشعاع الأشعة السينية متعدد الألوان وخاضع لما يسمى تقسية الشعاع (Dichiro et al, 1978).

تمتلك معظم آلات الـ CT التقليدية دقة تمييز حيزية بحدود ٢ ميليمتر وبدون استثناء تقريباً، يدّعي المصنّعين مستوى ضجيج متطابق مع تغير مقداره ٠,٥ ٪ في معامل امتصاص الأشعة السينية. إن تحقيق هذا المستوى من التمييز في صورة شعاعيه عادية سوف يحتاج إلى اختلافات في شدة الأشعة السينية بحوالي ٠,٠٢ ٪ للتَمَكُّن من استخلاص منظور على الفلم. (إن معامل الامتصاص الخطي للنسيج الطري هو بحدود ٠,٢ لكل سنتمتر والتغير في الشدة سوف يكون: ٠,٢ لكل سنتمتر×٠,٢ سنتمتر×٠,٥ ٪ = ٠,٠٢ ٪). إن تغير الشدة بمقدار ٠,٠٢ ٪ في التصوير الشعاعي ذي الإسقاط التقليدي هو أصغر بمرتبتين بالمقدار من التغير الأعظمي المحتمل القابل للكشف بواسطة تلك الوسيلة.

(٢٠,٢) مكونات النظام

System Components

تتألف جميع أنظمة التصوير المقطعي المحوسب من الأنظمة الجزئية الرئيسية الأربعة التالية :

١- نظام المسح- يأخذ هذا النظام قراءات مناسبة للصورة من أجل إعادة بناؤها، ويتضمن مصدر الأشعة السينية والكواشف.

٢- وحدة المعالجة- تحول هذه الوحدة القراءات إلى معلومات صورة واضحة.

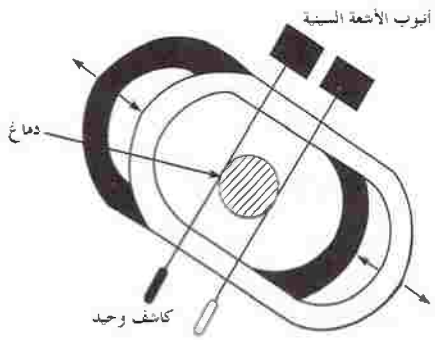
٣- جزء المشاهدة- يعرض هذا الجزء هذه المعلومات بشكل مرئي ويتضمن مساعدات أخرى للمناورة تساعد في التشخيص.

٤- وحدة التخزين- تُمكّن هذه الوحدة من تخزين المعلومات من أجل التحليل فيما بعد.

(٢٠,٢,١) نظام المسح Scanning System

إن هدف نظام المسح هو التقاط معلومات كافية لإعادة تركيب الصورة من أجل التشخيص الدقيق. ويجب أن يأخذ عدداً كافاً من القراءات المستقلة لتسمح بإعادة تركيب الصورة بدقة التمييز الحيزية وتمييز الكثافة المطلوبتين لأغراض التشخيص. يتم أخذ القراءات على شكل "بروفيلات". عندما تمر حزمة أشعة سينية متوازية مستوية من خلال المقطع المطلوب يتم تعريف البروفيل (profile) على أنه الحزمة المنبثقة المرسومة على طول خط متعامد مع حزمة الأشعة السينية. يمثل هذا البروفيل رسماً للامتصاص الكلي على طول كل واحدة من حزم الأشعة السينية المتوازية.

وهذا يؤدي إلى أنه كلما كان عدد البروفيلات التي يتم الحصول عليها أعلى كانت الصورة الناتجة أفضل. يحتاج في الواقع بناء الصورة المفيدة للتشخيص عادة إلى ١٨٠ بروفيل من هذه البروفيلات بفواصل مقدارها ١ درجة. توجد تصاميم مختلفة لقنطرة المسح متوفرة تجارياً من مصنّعين متعددين. وهم يستخدمون تراتيب ميكانيكية مختلفة. ولقد أعطى Webb, 1987 مراجعة ممتازة للمفاهيم الفيزيائية للتصوير المقطعي المحوسب بإرسال الأشعة السينية.



(أ)

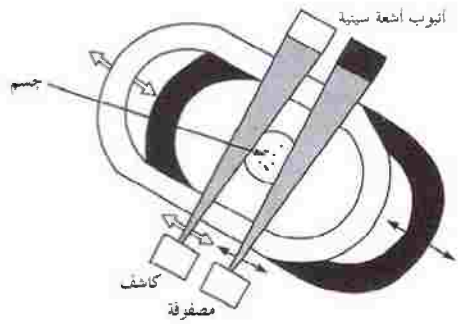
الشكل رقم (٢٠,٦). (أ). ترتيب المسح لآلات الـ CT البدائية. كانت تقوم بحركة عرضية قبل أن تأخذ دورة مقدارها ١ درجة.اس . تخدم النظام نظام المنبع الوحيد والكاشف الوحيد. وقد أخذ هذا النظام أزمنة قياس طويلة.

الجيل الأول– هندسة الحزمة المتوازية: يتم في عملية المسح الأساسية تمرير حزمة أشعة سينية مُحددة الساحة من خلال الجسم و اكتشاف تضعيفها بواسطة حساس يتحرك في القنطرة بالإضافة إلى أنبوب الأشعة السينية (الشكل رقم ٢٠,٦ (أ)). يتحرك الأنبوب والكاشف بخط مستقيم آخذاً عينات البيانات ١٨٠ مرة. وعند نهاية الانتقال يتم إحداث إمالة بمقدار ١ درجة و البدء بمسح خطي جديد. وتنتقل هذه المجموعة ١٨٠ درجة حول موضع المريض. يُعرف هذا الترتيب بـ "الانتقال العرضي و الدليل Traverse and Index" وكان مُستخدماً في النظام التجاري الأول، ماسح الدماغ EMI MKI. ينتج عن هذه الإجرائية ٣٢٤٠٠ قياس مستقل للتضعيف و هي كافية لنظام الكمبيوتر لكي ينتج صورة ما. من الواضح أن هذه الإجرائية بطيئة تماماً وتحتاج إلى زمن مسح نموذجي مقداره ٥ دقائق. إنه لشيء أساسي للمريض أن يبقى ساكناً أثناء كامل مدة المسح ولهذا السبب كانت الماسحات البدائية محدودة في استخدامها فقط على دراسات الدماغ.

بالرغم من أن هذا النوع من الأنظمة بطيء فإن جودة صورته وبذلك فائدته التشخيصه جيدة بشكل استثنائي. لقد وفّر مسح الدماغ بواسطة الماسحات البدائية الفائدة الإكلينيكية المباشرة القصوى لأن صور الأشعة السينية التقليدية للدماغ صعبة التفسير إلى حد كبير. من ناحية ثانية، وبقصد تسريع تجميع المعلومات ولتحقيق إنتاجية مريض معقولة تم استخدام زوجٍ من الكواشف بحيث يمكن فحص شريحتين متلامستين في آنٍ واحد.

لقد حال بطيء ماسحات الدماغ البدائية دون إمكانية مسح مناطق أخرى من الجسم غير الرأس. في أفضل الحالات يمكن أن يكون المريض رزيناً للتخلص من حركة الرأس ولكن من الواضح أنه لا يمكن التخلص من الحركات التنفسية. لذلك يمكن أن يكون هناك فرص لجعل الصورة التي يُعاد بناؤها ضبابية بسبب حركة المريض أو الأعضاء الداخلية التي تستوجب تخفيض مدة الفحص إلى ما بين الأزمنة التي يتوقف فيها التنفس. إن التقييدات الميكانيكية الملازمة لنظام الحركة العرضية/الدليل تعني بأن كل حركة عرضية يجب أن تأخذ على الأقل ١ ثانية. وهكذا كان من غير المُحتمل أن يتم جعل الآلات المبنية على هذا المبدأ سريعة بحيث تمسح بأقل من ١٨٠ ثانية.

الجيل الثاني– الحزمة المروحية والكواشف المتعددة: يتألف النموذج المطور لترتيب الحركة العرضية–الدليل من استخدام صف من الكواشف وحزمة مروحية من الأشعة السينية (الشكل رقم (٢٠,٦) (ب)). يأخذ هذا النظام بروفيلات مختلفة بشكل فعال في كل حركة عرضية وبالتالي يسمح بزوايا دليل أكبر. على سبيل المثال، يمكن أخذ ١٠ بروفيلات بفواصل ١ درجة باستخدام حزمة مروحية مقدارها ١٠ درجات في كل حركة عرضية وبعدئذ الدليل خلال ١٠ درجات قبل أخذ المجموعة التالية من البروفيلات. بناءً على ذلك يمكن الحصول على مجموعة كاملة من ١٨٠ بروفيل بواسطة ١٨ حركة عرضية. لقد سمحت هذه الطريقة بتخفيض في زمن المسح وعند معّدل يساوي ١ ثانية تقريباً لكل حركة عرضية وقد أدى هذا إلى تشغيل الأنظمة في المجال بين ١٨–٢٠ ثانية.



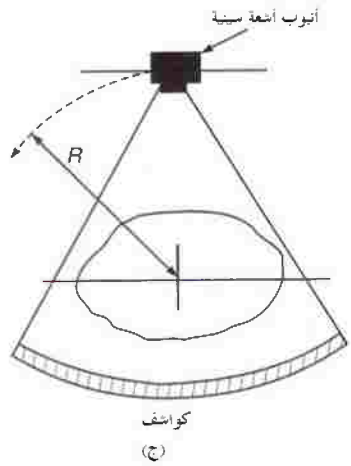
(ب)

الشكل رقم (٢٠,٦) (ب). باستخدام حزمة مروحية الشكل ومصفوفة من الكواشف يمكن القيام بخطوات أكبر وقد ازدادت سرعة عملية المسح.

الجيل الثالث– الحزمة المروحية و الكواشف الدوارة: ينشأ العائق الرئيسي لزيادة إضافية في السرعة بأجهزة التصوير المقطعي المحوسب التقليدية من التبديلات المتعددة غير المرغوب فيها ميكانيكياً بين الحركة الانتقالية والحركة الدورانية لنظام القياس. وبما أنه يجب إعادة إنتاج مسح بروفيلات امتصاص الإشعاع لشريحة الجسم من اتجاهات إسقاط مختلفة ومتعددة فإنه لشيء أساسي من أجل تركيب الصورة المقطعية الحاسوبية عدم توقف الحركة الدورانية لمصدر الإشعاع. من ناحية أخرى يمكن تجنب حركة المسح الخطية باستخدام حزمة أشعة سينية مروحية الشكل عريضة بشكل كاف تشمل كامل المقطع العرضي للجسم ونظام كواشف متعددة مربوط ميكانيكاً مع الأنبوب الذي يسمح بقياس متزامن لكامل بروفيل الامتصاص في اتجاه إسقاط واحد (الشكل رقم ٢٠,٦) (ج)). كذلك وبسبب ضخامة نظام القياس المؤلف من أنبوب الأشعة السينية والكواشف يجب أن لا تكون الحركة الدورانية تدريجية وإنما مستمرة.

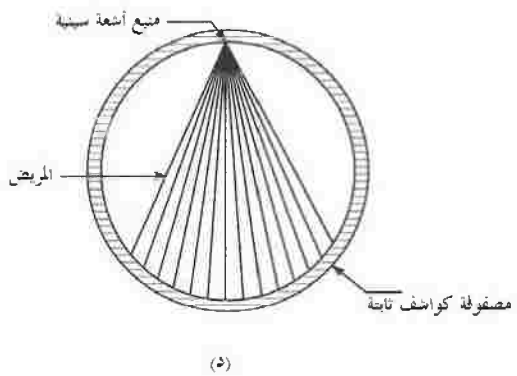
تم تطوير آلات دورانية خالصة على أساس هذا المبدأ. تحتوي أبسط هذه الآلات على منبع أشعة سينية وكواشف مُركَّبة على إطار مشترك وتدور حول المريض خلال ٣٦٠ درجة عادةً. يعطي النظام حزمة مروحية عريضة تقع بين ٣٠ درجة و٥٠ درجة نموذجياً. يمكن أن يتم صنع الإطار لينتقل بسرعة عالية بحيث تأخذ الدورة الكاملة بضعة ثوان فقط.

يتضمن هذا الترتيب سيئتين أساسيتين. أولاً، يملك هندسة فراغية ثابتة. يثبت الترتيب أنه غير فعال من أجل الأجسام الصغيرة، وخصوصاً الرؤوس وذلك بسبب الحزمة المروحية المضبوطة من أجل المريض الأضخم. ثانياً، إن معايرة الكواشف أثناء المسح غير ممكنة؛ لأن المريض دائماً ضمن الحزمة. بناءً على ذلك فإن أية انحرافات أو عيوب في نظام الكشف يميل إلى إنتاج انخفاض ذي معنى في جودة الصورة.



الشكل رقم (٢٠,٦). (ج). إذا كانت الحزمة المروحية كبيرة، فلا حاجة للحركة العرضية. ويكون المطلوب فقط حركة دورانية لإطار المسح، وبالتالي تقدم تحسيناً جديراً بالاعتبار في زمن القياس.

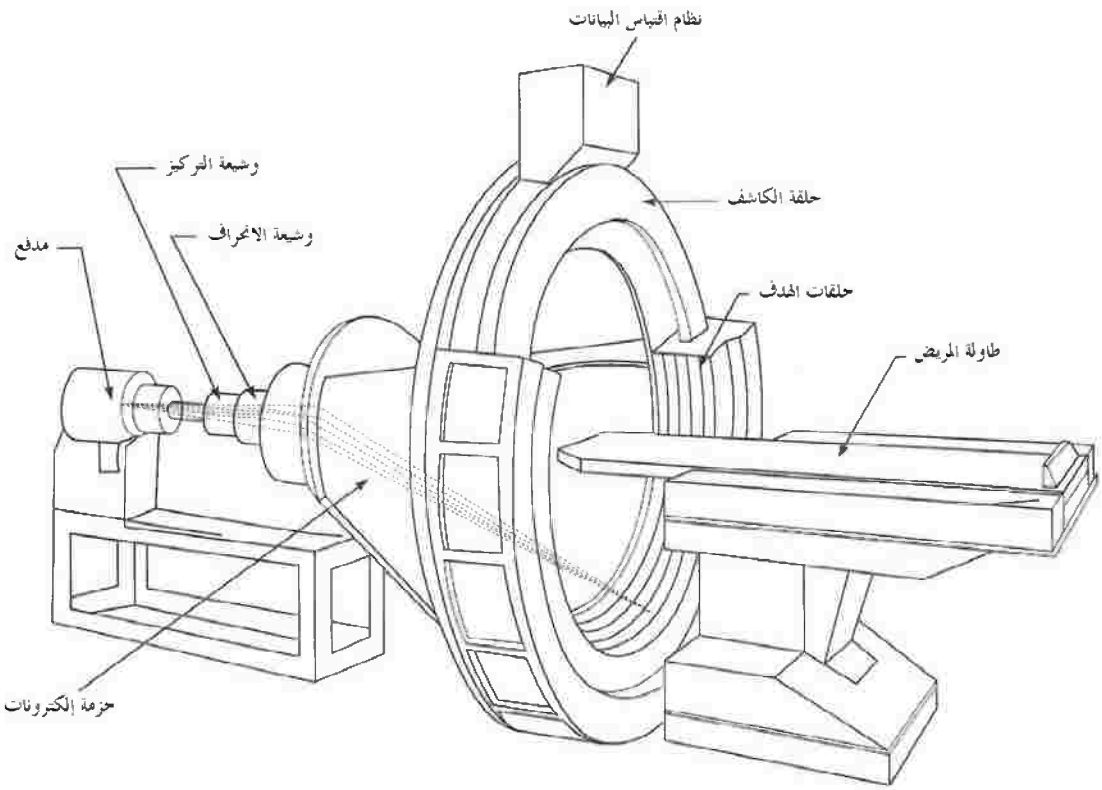
الجيل الرابع– الحزمة المروحية و الكواشف الثابتة: بقصد التغلب على الصعوبات التي تواجه ترتيب الكواشف الدوارة فقد تم تصميم آلات دوارة يدور فيها منبع الأشعة السينية فقط ضمن دائرة كاملة من الكواشف الثابتة المرتبة حول المريض. يستخدم النظام ما يقارب ٢٠٠٠ كاشف للمحافظة على دقة تمييز حيزية جيدة. يتم عملياً ترتيب الكواشف الفردية في خط مستقيم بدون فراغات، بحيث يتم استخدام الإشعاع الذي يخترق المريض بشكل أمثل (الشكل رقم ٢٠,٦ (د)). يسمح النظام بالمعايرة أثناء المسح مما يؤدي إلى التخلص من مشكلة انحراف الكاشف. من ناحية ثانية فإن كلفة مثل هذه الآلات سوف يكون عالياً بشكل واضح.



الشكل رقم (٢٠,٦) (د). يدور أنبوب الأشعة السينية بينما تبقى الكواشف ثابتة. يتغلب هذا الترتيب على عدة مشاكل للأنظمة الدورانية الخالصة.

الجيل الخامس– حزمة المسح الإلكترونية : إن الحد من دقة التمييز الزمنية من ٠,٧ إلى ١ ثانية لماسحات الـ CT الميكانيكية يجعل التصوير بدقة تمييز طورية للقلب النابض ممكناً فقط من خلال تلاعبات تتضمن القدح بواسطة الـ ECG. إن التقاط جميع الأطوار القلبية خلال دورة قلبية واحدة يمكن تحقيقه فقط باستخدام نظام التقاط بيانات لا يحتوي على أية أجزاء ميكانيكية متحركة. إحدى هذه الأنظمة هو ماسح التصوير المقطعي ذو الحزمة الإلكترونية (EBT) (Schwierz and Kirchgeorg, 1995).

يختلف التصوير المقطعي المحوسب ذو الحزمة الإلكترونية بشكل أساسي عن الـ CT التقليدي من حيث السرعة وطريقة توليد الأشعة السينية. يتم في مسح الـ CT التقليدي تركيب أنبوب أشعة سينية وكاشف أشعة سينية مقابل بعضهما البعض على إطار دائري ويدوران حول المريض. أما في التصوير المقطعي ذو الحزمة الإلكترونية فتمسح الحزمة الإلكترونية ذهاباً وإياباً خلال حقل مغناطيسي. إن تأثير الحزمة الإلكترونية على مصفوفة التنغستين النصف دائرية الواقعة تحت المريض يولد الأشعة السينية ويتم تركيب كواشف الأشعة السينية على مصفوفة نصف دائرية فوق المريض (الشكل رقم ٢٠,٧)).



الشكل رقم (٢٠,٧). رسم توضيحي لماسح CT ذو حزمة إلكترونات فائقة السرعة.

بما أن أنبوب الأشعة السينية وكواشف الأشعة السينية هي أجزاء متحركة ثقيلة وتزن حتى ٢٥٠ كيلو غرام فإن أخذ جميع لقطات التصوير التي يتم إعادة تركيبها فيما بعد لتشكيل صورة لشريحة واحدة من الجسم يستغرق ثانية واحدة أو أكثر في ماسح التصوير المقطعي المحوسب التقليدي. وبما أن الحزمة الإلكترونية تستطيع أن تتحرك ذهاباً وإياباً خلال حقل مغناطيسي بسرعة كبيرة يمكن أن يكون زمن المسح لشريحة ما من مرتبة الـ ٥٠ ميلي ثانية في التصوير المقطعي ذو الحزمة الإلكترونية.

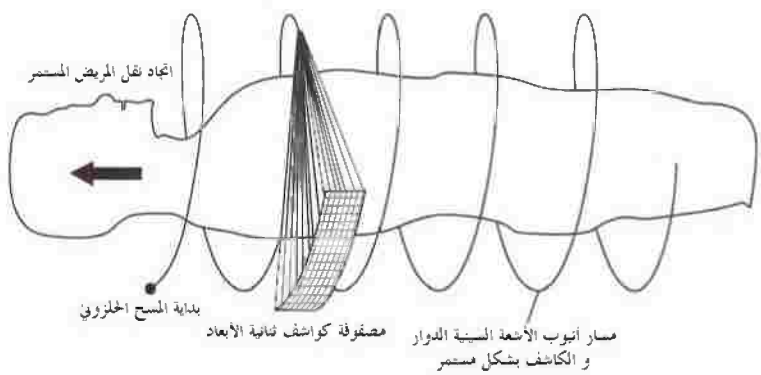
عندما يتم الاتحاد مع القدح بواسطة الـ ECG يمكن أن يسمح الـ EBCT (التصوير المقطعي المحوسب ذو الحزمة الإلكترونية) بتصوير قلبي شامل و بفحص يتضمن قياس كميات معدل التدفق عبر عدة ضربات قلبية. يمكن أن تكون الصور القلبية التي تم الحصول عليها بواسطة الـ CT التقليدي ضبابية بسبب التشويشات الصنعية الناتجة عن الحركة. على العكس فإن الصور التي يتم الحصول عليها بواسطة التصوير المقطعي ذو الحزمة الإلكترونية تكون دقيقة وقابلة لإعادة الإنتاج (Guerci and Kornhausee, 1994).

تتألف مصفوفة الكاشف من صفين مستمرين بزاوية ٢١٦ درجة مع ٤٣٢ قناة لكل منهما. وقد تم استخدام بلورات لمّاعه مترابطة مع ديودات ضوئية من السيليكون. يتم إصدار حزمة المسح الإلكترونية بواسطة مدفع إلكتروني مُسرَّع بـ ١٣٠-١٤٠ كيلو فولت و يتم تركيزه وحرفه إلى الهدف إلكترومغناطيسياً بزمن نموذجي مقداره من ٥٠-١٠٠ ميلي ثانية. لقد صُمم أصلاً من أجل الفحوصات القلبية. تم تجهيز الوحدة من أجل هذا الغرض بأربع حلقات مصعد وحلقتي كاشف مكّنتا من مسح ثماني شرائح متلامسة ومساحة تقارب ٨×٨ ميليمتر بدون حركة من المريض. إن الاختلاف الأساسي بين ماسح الحزمة الإلكترونية والوحدات التقليدية هو أن المريض مُحاط بواسطة حلقات مصعد ثابتة يمكن بالتالي تبريدها مباشرة. يمكن إنجاز فحص شرائح متعددة بواسطة مسح متسلسل للحلقات الأربع جميعها (Webb, 1987).

المسح الحلزوني/اللولبي: هو تقنية مسح يدور فيها أنبوب الأشعة السينية باستمرار حول المريض بينما يتم نقل المريض باستمرار خلال الحزمة المروحية. بناءً على ذلك ترسم البقعة المحرقية حلزوناً حول المريض. وهكذا تسمح بيانات الإسقاط التي تم الحصول عليها بإعادة تركيب صور متلامسة متعددة. غالباً ما يُشار إلى هذه العملية بالحجم الحلزوني أو اللولبي أو المسح CT ثلاثي الأبعاد. تم تطوير هذه التقنية لالتقاط صور بأزمنة مسح أسرع والحصول على عمليات مسح متعددة سريعة من أجل التصوير ثلاثي الأبعاد للحصول على "الحجم" وتقييمه عند مواقع مختلفة.

يوضح الشكل رقم (٢٠,٨) تقنية المسح الحلزوني التي تؤدي بالبقعة المحرقية إلى اتباع المسار الحلزوني حول المريض. يتم التقاط صور متعددة بينما يتم تحريك المريض خلال القنطرة بحركة مستمرة سلسة بدلاً من التوقف من أجل كل صورة. يمكن التقاط بيانات الإسقاط لصور متعددة تغطي حجماً ما من المريض في عملية إيقاف تنفس

وحيدة بمعدلات تساوي شريحة واحدة لكل ثانية تقريباً. إن لوغاريتمات إعادة التركيب معقدة أكثر؛ لأنها تحتاج إلى حساب للمسار الحلزوني أو اللولبي المُتحرك بواسطة منبع الأشعة السينية حول المريض (Kalender, 1993).



الشكل رقم (٢٠,٨). مبدأ المسح بالـ CT الحلزوني في المسح متعدد الشرائح. عن (after Theobald et al, 2000).

يمتلك التصوير المقطعي المحوسب الحلزوني ميزة خاصة تسمح بإعادة تركيب الصور عند مواضع وفراغات اعتباطية، وكذلك تسبب التراكب. يقدم هذا ميزة عظيمة إذا كان المطلوب شرائح بفراغات صغيرة من أجل الإثبات الواضح للآفات الصغيرة. إن الالتقاط المستمر لكل مقاطع الجسم مستقل بشكل كبير عن التنفس أو الحركة ويسمح أيضاً بتحديد موقع موثوق للآفات الصغيرة. إن التقاط البيانات المستمر من جذع الجسم مع إمكانية لإعادة التركيب من الشرائح المتراكبة لم يكن بالإمكان تحقيقه سابقاً (Becker et al, 1999).

إن الاختلاف الأساسي والسيئة الممكنة للـ CT الحلزوني عندما يُقارن مع الـ CT التقليدي هي الحقيقة بأن بروفيلات حساسية الشريحة تكون محفوظة من خلال حركة المريض في الاتجاه Z. تعتمد درجة الضبابية على السرعة التي يتم بها تحريك المريض وتملك تأثيراً مماثلاً على دقة التمييز الحيزية العمودية على شريحة المسح. من ناحية ثانية يمكن تخفيض ذلك إلى حد كبير من خلال استخدام برنامج مناسب لإزالة الضبابية. في الحالة العادية تكون هذه الضبابية قابلة للإهمال إذا كان تلقيم الطاولة المُختار لكل دورة ٣٦٠ درجة هو نفسه سماكة الشريحة (Theobald et al, 2000).

إن جهاز SOMATOM Plus من شركة Siemens وجهاز 900S من شركة Toshiba كانا أول وحدتين قدمتا الـ CT الحلزوني عام ١٩٨٧م ولأول مرة أصبحت أزمنة المسح بثانية واحدة فقط لكل مسح مقداره ٣٦٠ درجة ممكنة.

استخدام الحلقات المنزلقة: يتم في ماسح الـ CT التقليدي تطبيق طاقة الدخل الكهربائية على المحول الموضوع بشكل منفصل عن القنطرة. يرفع المحول الجهد إلى مستوى مقداره ٨٠-١٥٠ كيلو فولت. يتم تغذية الجهد بواسطة

كابلات خاصة تكون موصولة إلى أنبوب الأشعة السينية في القنطرة. يسمح نظام ترتيب الكبل المعقد بدخول حر للأنبوب من أجل الدوران ٤٠٠ درجة تقريباً في كلا الاتجاهين. لذلك يجب أن يدور الأنبوب أولاً في أحد الاتجاهين ومن ثم في الاتجاه المعاكس أثناء المسح.

تم التحقق في أنظمة الجيل الثالث و الرابع لـ CT من ضرورة إزالة كابلات الطاقة وحيث أنه إذا لم يتم ذلك فإنه سيتحتم إعادة لف هذه الكابلات بين عمليات المسح. لإنجاز ذلك تم تطوير فكرة جديدة تماماً باستخدام تقنية الحلقة المنزلقة ذات التزييت الذاتي لصنع الوصلات الكهربائية بواسطة المكونات الدوارة. يتم في ماسح الـ CT ذو الحلقة المنزلقة ذات الجهد العالي تطبيق طاقة الدخل الكهربائية على المحول الموضوع بشكل منفصل عن القنطرة.

يتم بعدئذ توصيل الجهد العالي إلى حلقة داخل القنطرة. يحتوي أنبوب الأشعة السينية على كابلات موصولة إلى ريش معدنية تصنع التلامس المادي مع الحلقة وتنقل الجهد العالي إلى أنبوب الأشعة السينية. يسمح ذلك بحرية دوران غير محدودة في كلا الاتجاهين لأنبوب الأشعة السينية.

لقد أثبتت الحلقات المنزلقة ذات الجهد العالي عملياً أنها لا تحتاج إلى الصيانة وأنها موثوقة جداً على مدى سنين عديدة من التجريب. يرجع الترتيب الخاص للحلقات المنزلقة إلى استخدام الزيت أو الغاز من أجل عزل الجهد العالي غير الضروري وبالتالي منع الخطر المحتمل لتسريب ما. يمكن في التشغيل العملي نقل استطاعة كهربائية حتى ٤٠ كيلو وات وجهد حتى ١٤٠ كيلو فولت (Alexander and Krumme, 1988).

يمكن في ترتيب بديل استخدام حلقات منزلقة ذات جهد منخفض لوصل طاقة الدخل الكهربائية مباشرة إلى الحلقة داخل القنطرة. يتم وضع محول تردد عالي صغير داخل القنطرة على مسافة واحد متر تقريباً من أنبوب الأشعة السينية. يحتوي المحول على كابلات تصنع التلامس المادي مع الحلقة من خلال ريش معدنية لنقل الجهد المنخفض إلى المحول. يتم تغذية الجهد العالي المُولَّد بواسطة المحول عندئذ إلى أنبوب الأشعة السينية بواسطة كابلات جهد عالي قصيرة. يسمح هذا بحرية دوران غير محدودة في كلا الاتجاهين لأنبوب الأشعة السينية.

منبع الأشعة السينية: يتم الحصول في ماسحات الـ CT على أعلى جودة للصورة خالية من التأثيرات الضبابية المزعجة بمساعدة إشعاعات الأشعة السينية النبضية. يتم أثناء الدوران تطبيق جهد عالي (١٢٠ كيلو فولت) عند كل الأزمنة. تمنع الشبكة داخل الأنبوب تيار الإلكترونات من ضرب المصعد إلاَّ في المكان المطلوب سامحة للأشعة السينية بالانبعاث على شكل دفقات (bursts).

عندما تدور القنطرة يتم توليد إشارة كهربائية بمواضع معينة من نظام الدوران، على سبيل المثال، يتم في ثانية المسح ٤,٨ توليد ٢٨٨ نبضة كهربائية بفواصل مقدارها ١/٦٠ ثانية حول الدائرة. تقوم كل نبضة بتشغيل الأشعة السينية لمدة قصيرة من الزمن. يحدد كل من عدد النبضات ومدة النبضة وتيار الأنبوب جرعة المريض. ويمكن اختيار هذه العوامل بواسطة المُشَغِّل بنفس الطريقة التي يتم فيها اختيارها في أنظمة الأشعة السينية التقليدية.

بما أن الحزمة تكون في حالة تشغيل لمدة قصيرة فقط من الزمن ، يجب أن تُقلّل حركة المريض إلى أدنى حد أثناء القياس لضمان عدم حصول انخفاض في دقة التمييز. لإنتاج حزمة مروحية يتم دمج محدد ساحة بين أنبوب الأشعة السينية والمريض. ويحدد المرشح داخل غلاف محدد الساحة شدة الحزمة. يوجد في الواقع في ماسحات الجسم مرشحين ، أحدهما من أجل الأجسام والآخر من أجل الرؤوس ويتم اختيارها آلياً بواسطة الكمبيوتر. تنتج هذه المرشحات تغيراً في الشدة يُخفِّض بشكل ملحوظ متطلبات المجال الديناميكي من الدارات الإلكترونية وذلك عندما تترابط مع الشكل شبه الدائري للمريض.

تمتد مروحة الأشعة السينية إلى ما بعد قطر المريض بحيث يمكن للأشعة السينية التي لا يتم تضعيفها أن تدخل إلى الكاشف. يتم قياس شدة هذه الأشعة السينية غير المُخَمَّدة بقصد تصحيح البيانات من أجل التغيرات في خرج أنبوب الأشعة السينية.

يتم استخدام نوعين رئيسين من أنابيب الأشعة السينية من أجل التصوير المقطعي المحوسب. الأول هو أنبوب مستمر بخط محرق ذو مصعد ثابت مبرد بالزيت كان مستخدماً بشكل مبدئي في الجيل الأول والثاني من ماسحات الـ CT. استخدمت هذه الأنابيب هدف من التنغستين بزاوية هدف بحدود ٢٠ درجة. يتم تأمين خط المحرق بواسطة بقعة أبعادها ٢×١٦ ميليمتر. إن النوع الثاني للأنبوب المُستخدم في الأجيال اللاحقة من الماسحات هو منبع الأشعة السينية النبضي المبرد بالهواء ذو المصعد الدوار. تمتلك هذه الأنابيب على مقدرة للطاقة أعلى من أجل أزمنة تعرض في المجال من ٢–٢٠ ثانية. إن متطلبات الطاقة لهذه الأنابيب متغيرة عموماً ضمن المجال من ١٠٠–١٦٠ كيلو فولت.

كما إن متطلبات الطاقة النموذجية لهذه الأنابيب هي ١٢٠ كيلو فولت عند ٢٠٠–٥٠٠ ميلي أمبير، مُنتجةً أشعة سينية بطيف طاقة يتراوح تقريباً في المجال من ٣٠–١٢٠ كيلو إلكترون فولت. تملك معظم الأنظمة قياسين من البقع المحرقية الممكنة ، ١,٥×٠,٥ ميليمتر و ٢,٥×١,٠ ميليمتر تقريباً. تُستخدم مجموعة محدد الساحة للتحكم بعرض الحزمة المروحية ما بين ١,٠ و١٠ ميليمتر التي تتحكم بدورها بعرض الشريحة المُصوَّرة.

تستخدم جميع الأنظمة الحديثة مولدات تردد عالي تعمل بشكل نموذجي بين ٥ و٥٠ كيلو هرتز. وبما أن إنتاج الأشعة السينية في أنبوب الأشعة السينية هو عملية غير فعّاله فإن معظم الطاقة المُزوَّدة إلى الأنبوب تؤدي إلى زيادة في تسخين المصعد. يُستخدم مبادل حراري على القنطرة الدوارة لتبريد الأنبوب. يضع المسح الحلزوني بشكل خاص مطالب صعبة على سعة التخزين الحرارية ومعّدل التبريد لأنبوب الأشعة السينية. ولتحقيق هذه المتطلب تم تطوير أنبوب أشعة سينية جديد مبني على أساس رولمانات أخدودية حلزونية مملوءة بمعدن سائل تسمح بطاقة مستمرة عالية جداً. ومع هذه التطورات أصبحت بعض التطبيقات الجديدة ممكنة مثل تصوير الأوعية بواسطة الـ CT.

إن المصادر الرئيسية للانحراف في ماسحات الـ CT هي تغيرات في خرج أنبوب الأشعة السينية وإلكترونيات الكواشف. تُصَحِّح القنوات المرجعية المشمولة في النظام انحرافات أنبوب الأشعة. وتتضمن الإلكترونيات دارتي استقرار مبنية داخل الجهاز. الأولى هي مفتاح عند مدخل كل قناة يمكنه وصل المضخمات الإلكترونية إلى بطارية ومقاومة لقياس وتصحيح أي نوع من الانحراف الإلكتروني. ويتم ذلك بشكل آلي بواسطة الكمبيوتر. تحدث المعايرة الإلكترونية الثانية على كل قناة كاشف بين كل نبضة أشعة سينية. تعطي الدارات خرجاً إلكترونياً مساوياً للصفر بين النبضات لأن الأشعة السينية غير موجودة. من الممكن أن يكون ذو قيمة كبيرة أنه ليس فقط عدد الإسقاطات والبيانات المُقاسة بكل إسقاط هي المهمة من أجل دقة التمييز التفصيلية التي يمكن الحصول عليها وإنما أيضاً حجم الكاشف وأبعاد حزمة الأشعة السينية المصطدمة بالكواشف ومسار البقعة المحرقية طوال فترة نبضة الأشعة السينية هي عوامل مهمة تحد من الطاقة المميزة. بشكل عام فإن العوامل التي تعطي زيادة "في عدم الحِدَّة" والتي يجب أخذها بالاعتبار مشابهة إلى حد كبير إلى تلك التي يتم مواجهتها في أي نظام آخر للتصوير بالأشعة السينية.

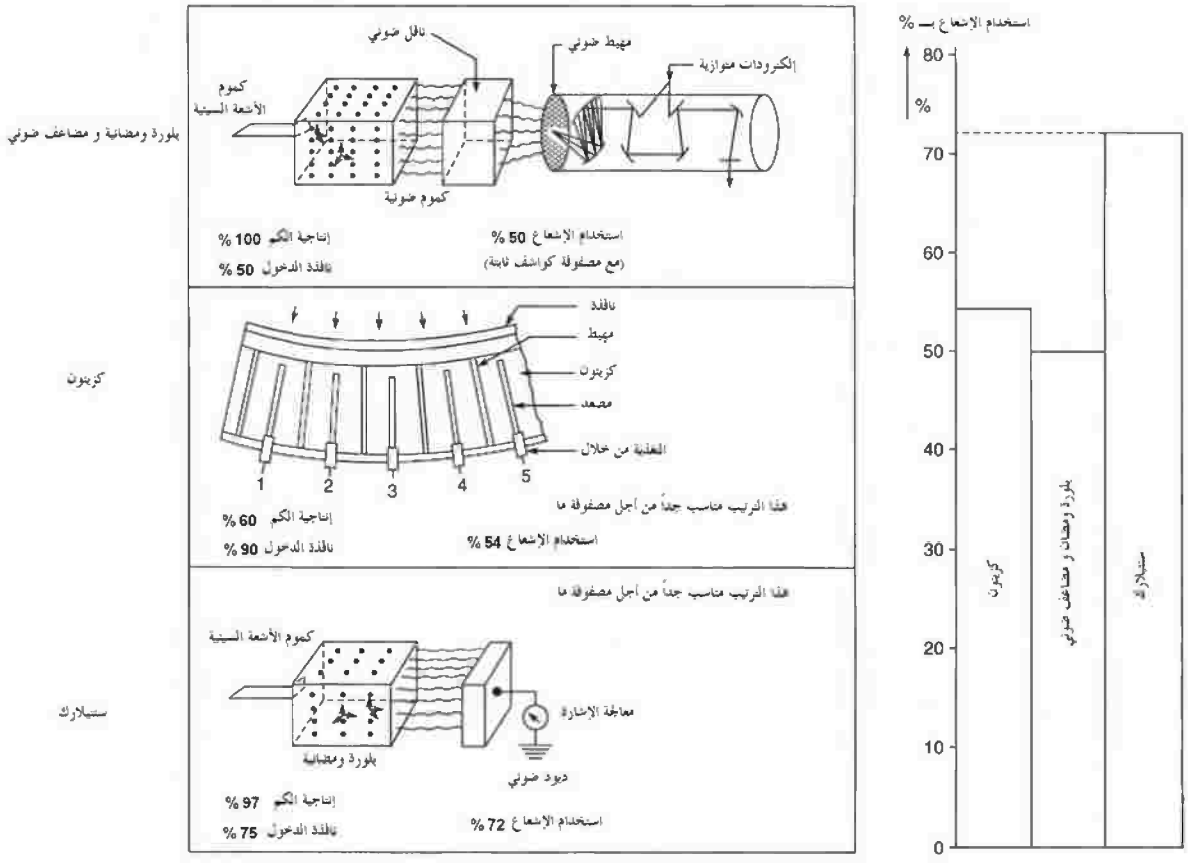
الكواشف: من المهم أن تكون استجابة النظام مستقرة و تلعب فيها الكواشف دوراً هاماً من أجل نوعية جيدة للصورة. يجب أن تمتلك الكواشف المُستخدمة في أنظمة الـCT فعالية عالية عموماً بقصد تخفيض جرعة إشعاع المريض إلى أدنى حد و أن تمتلك على مجال ديناميكي كبير و أن تكون مستقرة جداً مع الزمن وغير حساسة للتغيرات الحرارية ضمن القنطرة.

يبين الشكل رقم (٢٠,٩) الأشكال الثلاثة للكواشف المُستخدمة بشكل عام في ماسحات الـ CT. غالباً ما تستخدم الماسحات الدوارة ذات الحزمة المروحية كواشفاً بتأين غاز الكزينون. يبين الرسم البياني التخطيطي للكاشف بأن الأشعة السينية تدخل إلى الكاشف من خلال نافذة ألمنيوم رقيقة. إن نافذة الألمنيوم هي جزء من حجرة تحتجز غاز الكزينون الذي يملأ الفراغ الداخلي للحجرة. يوجد فقط حجم غاز وحيد بحيث تكون كل عناصر الكاشف تحت شروط متطابقة من الضغط ونقاوة الغاز.

يُقسَّم حجم الكاشف إلى عدة مئات من العناصر أو الخلايا. تقابل هذه الخلايا في الماسح النموذجي قطر مريض أعظمي يبلغ ٤٢ سنتمتر. توجد ٥١١ خلية بيانات و١٢ خلية مرجعية لتجمع المعلومات بآن واحد لكل صورة. تُحدد خلايا الكاشف بواسطة صفائح تنغستين رقيقة. يتم وصل كل صفيحة من الصفائح الأخرى إلى تغذية بالطاقة مشتركة تساوي ٥٠٠ فولت. إن الصفائح المتناوبة هي صفائح مجمع وتكون موصولة بشكل مفرد إلى مضخمات إلكترونية. تتفاعل الأشعة السينية التي تدخل حجم الغاز بين الصفائح مع الكزينون، وبالتالي تنتج شوارد موجبة وإلكترونات سالبة. يُسَرِّع الجهد الموجب الشوارد إلى صفيحة المجمع وينتج تياراً كهربائياً في المضخم. إن التيار الناتج خلال الإلكترود هو مقياس لشدة الأشعة السينية الواردة.

إن كاشف الكزينون هو كاشف مستقر أصلاً. وبما أن الكاشف يعمل في نمط التأين بدلاً من النمط التناسبي، فإن التغيرات الصغيرة في الجهد ودرجة الحرارة لا تنتج تغيراً قابلاً للقياس في خرج الكاشف. وهذا اختلاف كبير عن أنابيب المضاعف الضوئي التي تحتاج إلى معايرة مستمرة تقريباً. إن الميزات الرئيسية لكواشف غاز الكزينون هي أنه يمكن رصفها بشكل متراص وأنها ليست غالية. يمكن أن يكون عرض المدخل صغيراً بمقدار ١ ميليمتر. لا يجب رصف الكواشف بشكل متراص في ماسحات المنبع الثابت ذات الكواشف الدوارة.

لذلك تُستخدم الكواشف المتألقة كعناصر مواجهَه للحجرات الغازية المتأينة. تُصنع الكواشف المتألقة من بلورات يوديد الصوديوم وبزموت الجرمانيوم ويوديد السيزيوم. تحول البلورات الطاقة الحركية للإلكترونات الثانوية إلى ومضات من الضوء يمكن كشفها بواسطة المضاعف الضوئي. تعاني كواشف المضاعف الضوئي المتألقه من سيئة هي أن أصغر أنبوب مضاعف ضوئي متوفر تجارياً يملك قطراً مقداره ١٢ ميليمتر. نتيجة لذلك تُستخدم هذه الكواشف فقط في مصفوفات الكاشف الثابتة والدوارة- الانتقالية.



الشكل رقم (٢٠,٩). ثلاثة أنواع من الكواشف مستخدمة في التصوير المقطعي المحوسب. عن (Courtesy: M/S Siemens).

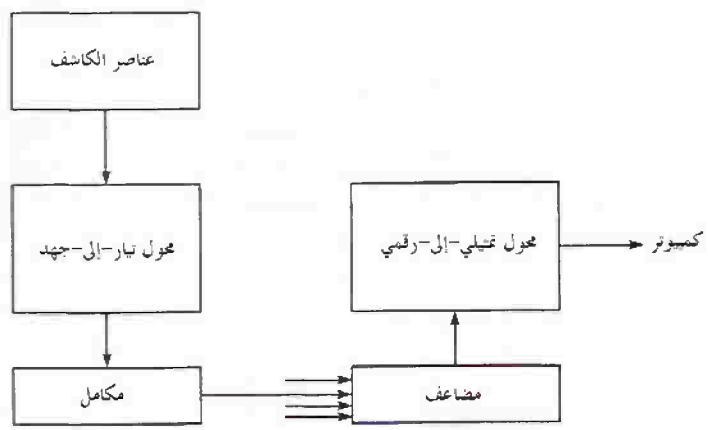
تستخدم Siemens نظام الكاشف SCINTILLARK متضمنةً بلورات تألق وديودات ضوئية في آلاتها من النوع SOMATOM. يتم في هذا النظام ترتيب ٥٢٠ بلورة من يوديد السيزيوم مجمعة مع ديودات ضوئية على قوس مقداره ٤٢ درجة. تملك الكواشف في مستوى مدخل الإشعاع أبعاد صغيرة جداً تبلغ ١,٢ ميليمتر × ١٣,٥ ميليمتر فقط، وهكذا تسمح بدقة تمييز جيدة. تصل نِسَبًا عالية (٧٥ ٪) من كموم الأشعة السينية إلى الكواشف بسبب الشبكة الدقيقة المشابهة لفجوة محدد ساحة الإشعاعات المتبعثرة. ويمكن أيضاً لحوالي ٩٧ ٪ من الكموم الواردة أن تتحول إلى إشارة كهربائية.

تستخدم عدة ماسحات حديثة كواشف الحالة الصلبة مثل البلورة الوحيدة $CDWO_4$ أو السيراميك Gd_2O_2S مع ديودات ضوئية تمتلك بعض المزايا المتأصلة مثل الفعالية العالية بكشف فوتونات الأشعة السينية. إحدى التطورات التالية المتوقعة هي استخدام كواشف متعددة المصفوفات، هذا يعني عدد من الحلقات المتوازية من كواشف الحالة الصلبة. وسوف يسمح هذا بمسح أسرع للحجم.

(٢٠,٢,٢) نظام المعالجة Processing System

نظام التقاط البيانات: بالرغم من أن الخصائص الجيدة للكاشف هي متطلب أولي للحصول على جودة صورة مُثلى، يجب أن تمتلك إلكترونيات القياس على مجال ديناميكي كبير لدعم الكاشف. يُحَدِّد المجال الديناميكي نسبة الإشارة الأصغر، والقابلة للكشف بصعوبة إلى الإشارة الأكبر بدون التسبب بالإشباع. إن المجال الديناميكي في الحالة النموذجية هو ١ : ٤٠٠٠٠٠. يتضمن هذا أنه سيتم الحصول دائماً على صورة مُثلى بواسطة مثل هذه الأنظمة بدون الأخذ بعين الاعتبار فيما إذا كان المريض بديناً أو نحيفاً أو فيما إذا كان الاهتمام بالعظام أو بالأنسجة الطرية.

يبين الشكل رقم (٢٠,١٠) نظام التقاط بيانات نموذجي. يتألف النظام من مضخمات أولية بالغة الدقة ومحول من تيار إلى جهد و مكاملات تمثيلية و مضاعفات و محولات من تمثيلي- إلى- رقمي.



الشكل رقم (٢٠,١٠). نظام التقاط البيانات في ماسح الـ CT.

تتطلب بعض الماسحات معدّل نقل بيانات من مرتبة ١٠ ميجابايت/الثانية (10 Mbytes/s). يمكن إنجاز هذا من خلال الوصل المباشر لأنظمة تحتوي على مصفوفة كاشف ثابتة. تستخدم أنظمة الحلقة المنزلقة للجيل الثالث مرسلات ضوئية على القنطرة الدوارة لإرسال البيانات إلى مستقبلات ضوئية ثابتة.

وحدة المعالجة: بالرغم من أنه يتم تقسيم شريحة المريض إلى عناصر حجمية (فوكسلات، voxels) ثلاثية الأبعاد كثيرة من أجل صورة الـ CT فإن صورة الشريحة هي صورة ثنائية الأبعاد يتطابق فيها كل عنصر صورة (بيكسل) مع معامل تضعيف لعنصر حجمي في شريحة الجسم.

يوضح الشكل رقم (٢٠,١١) كيف يمكن استخدام طريقة التقريب التكرارية أو المتعاقبة التي يتم استخدامها للحصول على صورة معاملات التضعيف من بيانات الشدة المُقاسة. بفرض أن معاملات تضعيف الأجسام (غير معروفة قبل الكتابة) في الصف الأول هي ٤ و٦ وفي الصف الثاني هي ١ و٨ ممثِّلة لخصائص النسيج ضمن المريض. يتم الحصول على مجموع القيم على طول اتجاهات/إشعاعات مختلفة عندما يتم مسح الجسم بواسطة الأشعة السينية. على سبيل المثال، من أجل المسح I، يتم الحصول على مجموع عمودي هو ٥ و١٤ومن أجل المسح II، فإن المجموع القطري هو ١ و١٢ و٦ ومن أجل المسح III، يتم الحصول على مجموع أفقي هو ١٠ و٩ . وسوف تُستخدم بيانات المسح هذه الآن لحساب مصفوفة الصورة.

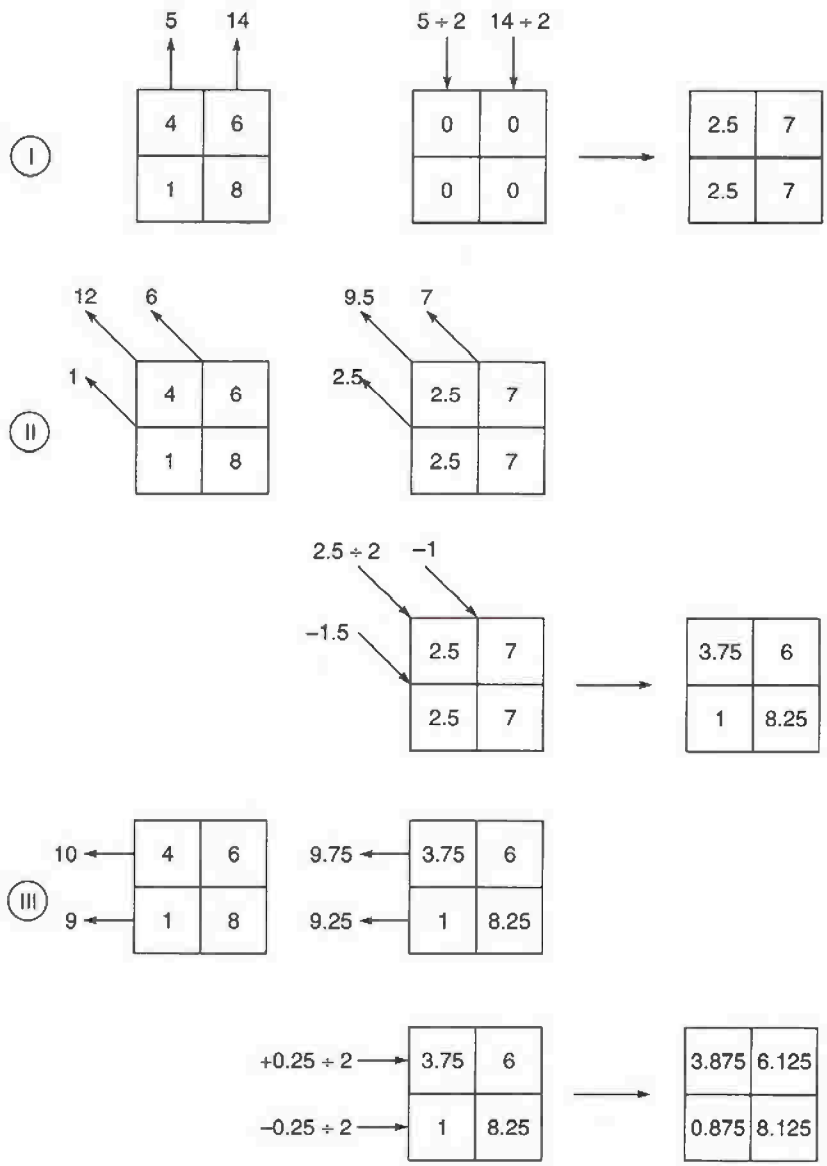
يتم في الخطوة الأولى إسقاط راجع لبيانات المسح I أو توزيعها على طول العمود العمودي المناسب بتثقيل متساوٍ، من خلال جعل التقدير الأول بوضع ٢/٥ (٢,٥) في كل بيكسل من ذلك العمود. بشكل مشابه يتم إسقاط راجع لقيمة بيانات العمود الثاني (١٤) معطية ٢/١٤ (٧) من أجل بيكسل في العمود الثاني.

يتم بعد ذلك جمع مصفوفة الصورة الناتجة عن التكرار الأول قطرياً ويتم مقارنة مجموعها الشعاعي ٢,٥ و٩,٥ و٧ مع البيانات التجريبية ١ و١٢ و٦ التي تم الحصول عليها من المسح II. يتم إسقاط راجع للفروقات -١,٥ و٢,٥ و-١ بتثقيل متساوٍ قطرياً بحيث تترابط مع البيانات التجريبية للجسم الممسوح. بشكل مشابه يتم الآن جمع مصفوفة الصورة الناتجة عن التكرار الثاني أفقياً للحصول على نتيجة التكرار الثالث. من الواضح أنه مع عمليات تكرار أكثر وأكثر تترابط مصفوفة الصورة أكثر وأكثر إلى حد بعيد مع مصفوفة الجسم، وبتلك الوسيلة تتولد الصورة من جسم غير معروف بمساعدة الكمبيوتر.

تحتاج المعلومات التي يتم استقبالها بواسطة الكمبيوتر من قنطرة المسح إلى معالجة من أجل إعادة تركيب الصور. تتضمن البيانات من القنطرة معلومات عن البارامترات التالية:

- معلومات تَوَضُّع، مثل أي الحركات العرضية تم إنجازها و إلى أي مدى يكون إطار المسح على طول حركته العرضية.
- معلومات امتصاص تتضمن قيم معامل التضعيف من الكواشف.

- معلومات مرجعية يتم الحصول عليها من الكاشف المرجعي الذي يراقب خرج الأشعة السينية.
- معلومات معايرة يتم الحصول عليها عند نهاية كل حركة عرضية.



الشكل رقم (٢٠,١١). مبدأ طريقة إعادة التركيب التكرارية.

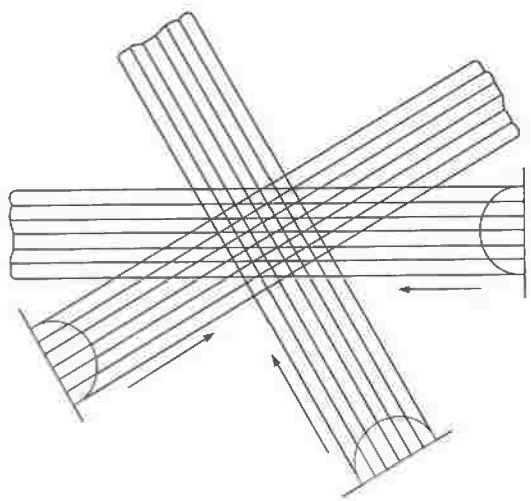
إن المرحلة الأولى من الحساب هي لتحليل وتحويل كل البيانات المُجمَّعة إلى مجموعة من البروفيلات تساوي ١٨٠ بروفيل أو أكثر عادة. من ناحية ثانية يتألف الجزء الرئيسي من معالجة البروفيلات لتحويل المعلومات

التي يمكن عرضها كصورة وبعدئذ استخدامها للتشخيص. بشكل عام يمكن تصنيف طرق إعادة التركيب إلى التقنيات الرئيسية الثلاث التالية:

- الإسقاط الراجع، المشابهة لإعادة التركيب الفوتوغرافي.
- الطرق التكرارية، التي تنفذ بعض أشكال الحلول الجبرية.
- الطرق التحليلية، حيثما يتم استخدام صيغة دقيقة. اثنتين من هذه الطرق هما الإسقاط الراجع المُرشَّح التي تدمج التفاف البيانات وترشيح فوريه للصورة وتقنية إعادة تركيب فوريه ثنائية البعد.

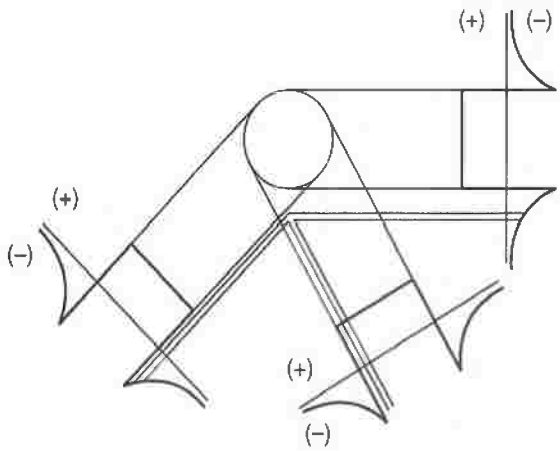
إن طريقة الإسقاط الراجع بدون أية معالجة إضافية بسيطة ومباشرة. يتم في هذه الطريقة إسقاط راجع لكل البروفيلات المُقاسة على منطقة الصورة عند نفس الزاوية التي تم أخذها منها. بنفس الوقت لا يساهم كل إسقاط فقط في النقاط التي شكلت البروفيل أصلاً ولكن أيضاً في كل النقاط الأخرى في مساره. تنتج هذه التقنية في الواقع صوراً "نجمية الشكل" (الشكل رقم ٢٠,١٢ (أ)) وضبابية تجعلها غير مناسبة كلياً لتأمين صور ذات وضوح كاف من أجل التشخيص الطبي.

استخدمت ماسحات الدماغ البدائية التقنية التكرارية التي أخذت تتابع تصحيح الإسقاطات الراجعة عند كل مرحلة حتى يتم تحقيق إعادة تركيب دقيقة. تحتاج الطريقة إلى خطوات متعددة لتعديل البروفيلات الأصلية إلى مجموعة بروفيلات يمكن إسقاطها بشكل راجع لإعطاء صورة غير ضبابية. من ناحية ثانية تميل التقنية إلى الحاجة لزمن حساب طويل.



الشكل رقم (٢٠,١٢). (أ). تضاف الأشعة المُسقطة عكسياً إلى الصورة التي أعيد بناؤها كتشويشات صنعية أو نقاط غير مطلوبة من خلال إضافة الإسقاطات الراجعة التي تنتجها توابع الخيال. يتم تحويل البنية الدائرية الأصلية إلى إظهار نجمي الشكل.

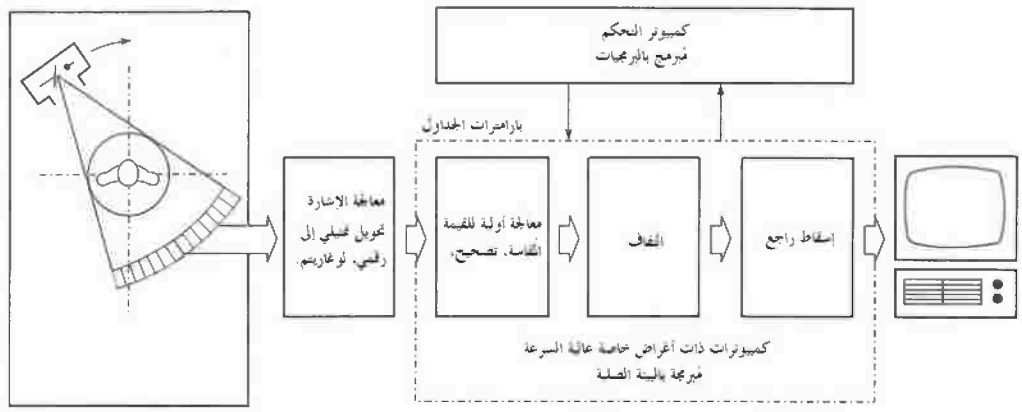
تستخدم الماسحات التجارية الحديثة تقنية رياضية معروفة بالالتفاف (الشكل رقم ٢٠,١٢ (ب)) أو الترشيح. تستخدم هذه التقنية مرشح حيزي لإزالة التشويشات الصنعية الناتجة عن الضبابية. يتم تحقيق ذلك من خلال لف تابع الخيال بواسطة مرشح بحيث تملك كل نقطة في الإسقاط قيمة سالبة بدلاً من الصفر، عند كل نقطة أخرى غير مكانها المناسب في الإسقاط. يتم بعدئذ إسقاط راجع للبروفيلات الناتجة وجمعها. وهكذا فإن الجزء السالب من كل تابع خيال يلغي تشويشات الصورة الصنعية التي يمكن أن تنشأ بطريقة أخرى بواسطة توابع أخرى.



الشكل رقم (٢٠,١٢). (ب). تقنية الإسقاط الراجع المُرشح للتخلص من التشوهات (cups) غير المطلوبة مثل ذيول الإسقاط. تلَف بيانات الإسقاط (ترشح) بتابع معالجة مناسب قبل الإسقاط الراجع. يملك تابع المرشح حلقات جانبية سالبة تحيط بلب مركزي موجب بحيث تلغي في المجموع الإسقاطات الراجعة المُرشحة، والمُساهمة الموجبة والسالبة، اللب المركزي إلى الخارج وأن تشابه الصورة التي أُعيد بناؤها الجسم الأصلي.

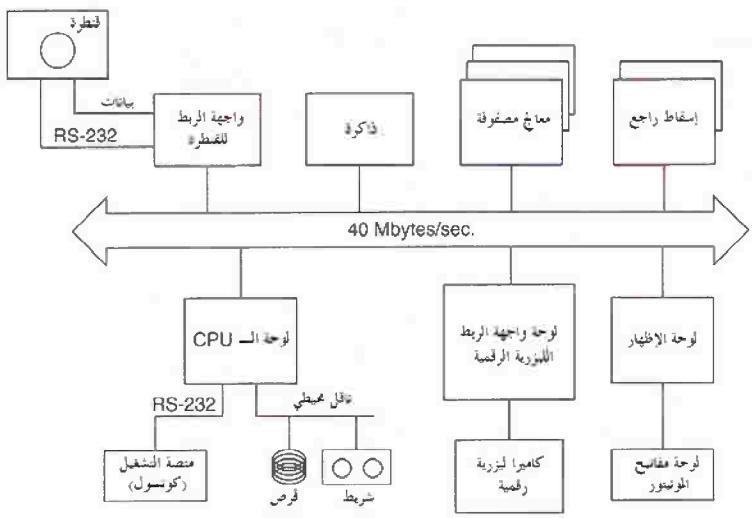
تقدم طريقة تحويل فوريه السريع أداة فعالة رياضياً لإنجاز الحسابات المطلوبة كما أن كمبيوترات عالية السرعة ذات أهداف خاصة متوفرة حالياً لتحقيق هذا المتطلب. يُمكِّن استخدام هذه الطريقة إعادة تركيب صور خلال ثوانٍ قليلة. يبين الشكل رقم (٢٠,١٣) مخططاً صندوقياً لكمبيوتر إعادة تركيب الصورة المُستخدم في ماسحات الـ CT.

أنظمة الكمبيوتر: يلعب الكمبيوتر دوراً مركزياً في مسح الـ CT ؛ لأنه وبدونه سوف لن يكون هناك حساب وتشكيل للصورة. يتحكم الكمبيوتر بتوليد الأشعة السينية وبحركة الطاولة والقنطرة وبالتقاط البيانات وبتشكيل الصورة وبالإظهار والتخزين. يتضمن نظام كمبيوتر الـ CT عادة كمبيوتر صغري من أجل وظائف التحكم ومعالج مصفوفة وذاكرة فيديوية لكي تُمكِّن عرض الصور التي تم إعادة تركيبها. يمكن أن يتم عرض الصورة على منصة (كونسول) ويمكن أن يتم صنع نسخة صلبة منها بواسطة كاميرا متعددة الأشكال.



الشكل رقم (٢٠,١٣). مخطط صندوقي لكمبيوتر الصورة. تسمح إعادة التركيب المتزامن للصورة بتمثيل الصورة المقطعية على مونيتور فيديوي بشكل فوري بعد إتمام المسح. عن (Courtesy: Siemens)

يوضح الشكل رقم (٢٠,١٤) نظاماً لكمبيوتر نموذجي مُستخدم في ماسح الـ CT. يستخدم هذا الكمبيوتر أثني عشرة معالجاً مستقلاً موصولاً بواسطة ترتيب متعدد الناقل بـ ٤٠ ميجابايت/الثانية (Mbyte/s). يُستخدم معالج متعدد المصفوفة لتحقيق سرعة حسابية بمقدار ٢٠٠ ميجافلوبس (Mflops) (مليون عملية نقطة عائمة في الثانية). إن زمن إعادة التركيب في مثل هذا الترتيب هي خمس ثواني تقريباً لإنتاج صورة على شاشة إظهار ١٠٢٤×١٠٢٤ بيكسل. يتم تأمين بيئة متعددة الاستخدام ومتعددة المهام بواسطة نظام تشغيل UNIX مبسط.



الشكل رقم (٢٠,١٤). هيكلية نظام كمبيوتر نموذجي من أجل الـ CT. يستخدم النظام معالجات صغرية ١٦ بت من عائلة موتورولا ٦٨٠٠٠. عن (Courtesy: M/S Pickers)

(٢٠,٢,٣) نظام المشاهدة Viewing System

إن الصورة النهائية في معظم أنظمة الـ CT تكون متوفرة على أنبوب الصورة من النوع التلفزيوني. يتم تركيب الصورة بواسطة عدد من العناصر في مصفوفة مربعة حيث يتضمن كل عنصر قيمة ممثلة لقيمة الامتصاص للنقطة التي تمثلها في الجسم. تؤمن هذه التقنية مجالاً ديناميكياً أكبر بكثير من الذي يمكن أن تملكه العين. يتم إظهار قيم الامتصاص على تدريج خطي متطابق مع الهواء خلال النسيج إلى العظم الكثيف ... الخ.

وقد تم تعيين عدة قيم لنقطتي النهاية للتدريج. على سبيل المثال ففي بعض الحالات مثل تدريج الـ EMI الأصلي يتم تعيين القيمة -٥٠٠ للهواء والقيمة صفر للماء وللعظام تلك المساوية +٥٠٠. تُقسَّم نقاط الصورة إلى ٢٠٠٠ خطوة في ماسحات الـ CT التي يتم تصنيعها في الوقت الحاضر. وهكذا تكون دقة تمييز التدرج الذي يمكن الحصول عليه هي ١ بروميل (promille) فرق في الامتصاص المرتبط بقيمة التضعيف للماء.

بقصد تسهيل إظهار الصورة سوف يكون من الأفضل، إذا أمكن ذلك، توسيع التدريج ضمن هذا المجال. من أجل هذا الغرض تم صنع مساعدة لاختيار نافذة الصورة. ينتشر محتوى المعلومات لهذه النافذة فوق المجال القابل للتمثيل وذلك للتدريج الملون أو الرمادي. وطالما أن بيانات الصورة الأصلية لمسح الـ CT موجودة في مخزن إعادة تركيب الصورة بكمبيوتر الصورة أو في ذاكرة إظهار الصورة بالمونيتور فإنه يمكن تغيير نافذة الصورة ذات الاهتمام في بارامترين، هما مستوى النافذة وعرض النافذة. يمكن تغيير هذين البارامترين حيثما يُراد ضمن مجال قيم الامتصاص.

إن الإظهار من خلال النافذة هو مظهر قوي للـ CT ويبيّن الطبيعة الرياضية التحتية للصورة المعروضة. يُساعد هذا في تحديد المنطقة ذات الاهتمام من حيث الحسابات المتنوعة التي يمكن إنجازها على العناصر المحصورة. إن الحسابات المُستخدمة عموماً هي المساحة والقيمة المتوسطة والانحراف القياسي الذي يستطيع أن يبين بشكل جيد فرقاً يمكن التعرف عليه بين النسيج السليم والمريض. ومن الممكن أيضاً طرح صورة من الأخرى لتبيان الاختلافات التي حدثت أثناء المعالجة.

(٢٠,٢,٤) التخزين والتوثيق Storage and Documentation

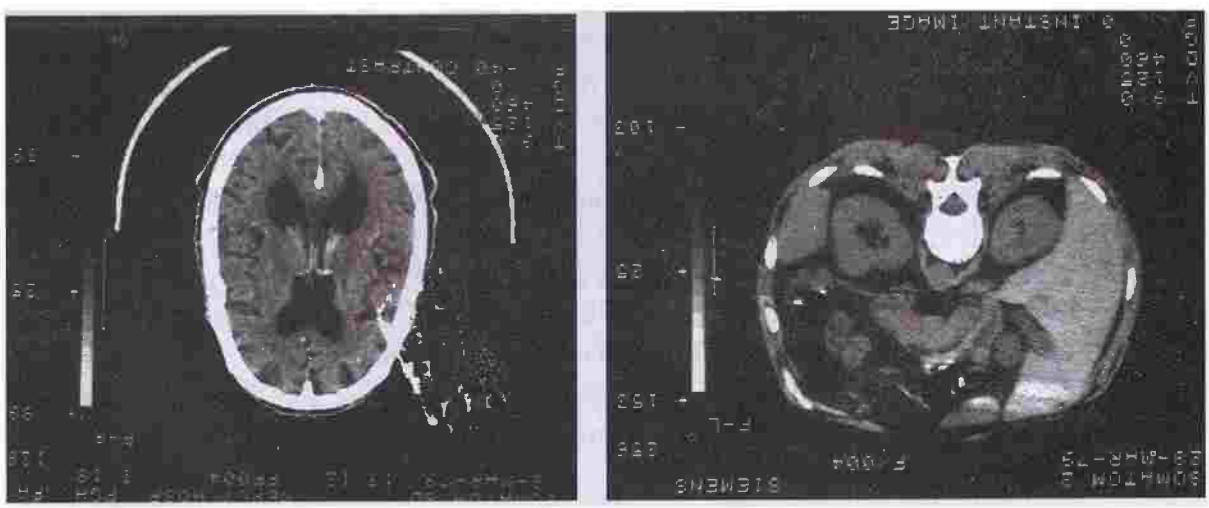
تُستخدم طرق متنوعة من التخزين من أجل المعالجة أو التقييم لاحقاً لصورة الـ CT. وتُخزن الصورة بشكل رقمي بحيث يكون التقييم مريحاً بواسطة برنامج مُدعَّم بالكمبيوتر. من أجل هذا الغرض فإن حوامل البيانات المستخدمة عموماً هي القرص المغناطيسي والشريط المغناطيسي والقرص المرن.

يستخدم معظم المصنِّعين لوحدات الـ CT الشريط المغناطيسي أو القرص المرن. يوفر القرص المرن مجالاً متوسطاً للتخزين. إن السعة للقرص المطلي على الوجهين هي حوالي ٢٠ صورة، تحتوي على مصفوفة قيمتها ٢٥٦×٢٥٦ وعمق معلومات مقداره ١٠ بت. تقدم الأقراص المرنة مزايا مثل سهولة التعامل و تكاليف صيانة منخفضة لآلية القيادة وزمن الوصول القصير إلى حد بعيد وإمكانية التخزين المتعلق بالمريض لحامل البيانات. من

أجل التخزين طويل الأمد تكون الشرائط المغناطيسية هي المفضلة. إن هذه الشرائط ليست غالية وموثوقة إلى حد كبير ولكن استرجاع الصورة مستهلك للوقت و هي حساسة للتأثيرات البيئية.

توجد إمكانيات أخرى لتخزين الصور تخزن عادةً إعداداً معيناً وحيداً لعرض النافذة و مستوى النافذة فقط. إن الإمكانية الأكثر عموماً من هذه الإمكانيات هي الصورة الفوتوغرافية المأخوذة من مونيتور تابع. وهي نسخة مطابقة للصورة المعروضة على الشاشة عند أية لحظة. يمكن أن يتم الاختيار من أجل التصوير الفوتوغرافي بين كاميرا متعددة الأشكال وكاميرا فلم القطع بقياس ١٠٠ ميليمتر المتوفر من أجل تقنية المخزن. تملك الكاميرا متعددة الأشكال سعة مقدارها تسعة صور قياس ٧٠ ميليمتر أو أربع صور قياس ١٠٠ ميليمتر لكل صفيحة. تسمح كاميرا فلم القطع بقياس ١٠٠ ميليمتر وذات تقنية المخزن والتحكم الآلي بالتعرض بتسجيل حتى ١٠٠ صورة بدون تبديل المخزن.

يمكن عمل طباعات لنسخ صلبة في التدريج الرمادي أو الخيالات الملونة. إن الخيالات الرمادية محدودة على ٨ أو ١٠ في صورة التدريج الرمادي. بالإضافة إلى هذا فإن الصورة التي يتم الحصول عليها غير واضحة وضعيفة التباين. يمكن عمل صورة CT بالألوان من خلال استخدام ٣٢ خيال لوني باستخدام نظام كتابة حبري وتكون دقة التمييز عندها ٢٥٦×٢٥٦ نقطة. توجد إمكانية إضافية لتوثيق الصورة وهي طباعة خطوط تَساوي الكثافة. تسمح طباعة النسخة الصلبة بإمكانية الحصول على صور بتدريج ١ : ١. كما إن هذا التدريج هو متطلب أساسي يجب تحقيقه فعلياً في تنظيم المعالجة. يبين الشكل رقم (٢٠,١٥) مجموعة من عمليات مسح الـ CT النموذجية.



(أ) (ب)

الشكل رقم (٢٠,١٥). (أ) مسح CT نموذجي للدماغ (ب) مسح CT لمنطقة البطن.

(٢٠,٣) هندسة القنطرة
Gantry Geometry

تحتوي قنطرة الـ CT التي تشبه "الكعكة المُحلاة" على أنبوب الأشعة السينية ونظام الكشف وآلية مرافقة أخرى. تسمح الطاولة الداعمة للمريض بإدخال المريض إلى ثقب الكعكة الذي يساوي قطره ٧٢ سنتمتر تقريباً. يمكن إمالة معظم القناطر بـ ±٢٠ درجة بهدف الحصول على شرائح مائلة. يُستخدم حقل ضوئي مرئي ضيق ليشير إلى المكان الذي سيتم فيه أخذ شريحة الـ CT. يتم عادة توفير نظام اتصال محلي بالقرب من الفتحة الداخلية للقنطرة ليمكّن الاتصال الكلامي مع المريض.

إن سطح الطاولة الذي يستلقي المريض عليه مصنوع من ألياف الكربون من أجل قوة أعظمية وشفافية الإشعاع ويكون مدعوماً بقاعدة ثابتة. تؤمن الطاولة حركة طولية على مجال مقداره ١٥٠ سنتمتر يُمكّن مسح مستمر غير منقطع بدون تغيير وضعية المريض.

دائماً ومنذ أن تم تطوير تقنية الـ CT شوهدت تطورات سريعة في البيئة الصلبة للكمبيوتر وتقنية الكاشف. تلتقط أنظمة الـ CT الحديثة بيانات الإسقاط المطلوبة من أجل صورة مقطعية واحدة في ثانية واحدة تقريباً وتعرض الصورة التي أعيد تركيبها على شاشة إظهار بمصفوفة ١٠٢٤×١٠٢٤ خلال بضعة ثواني. تمثل الصور خريطة مقطعية ذات جودة عالية لمعاملات التضعيف الخطية للأشعة السينية في أنسجة المريض.

أحدثت السنوات القليلة الأخيرة تغيراً صغيراً نسبياً في الفكرة الأساسية لأنظمة الـ CT. فقد تم التركيز على توسيع مجال تطبيقات الـ CT بدلاً من التركيز على فعالية التطور. مثال على هذا يتضمن إعادة التركيب لصور بسطوح ثلاثية الأبعاد من مجموعة من الشرائح العمودية على المحور لمساعدة التنظيم الجراحي ومتابعة التقييم.

(٢٠,٤) جرعة المريض في ماسحات التصوير المقطعي المحوسب
Patient Dose in CT Scanners

إن الحصول على مسح CT تشخيصي بإعطاء الحد الأدنى من الجرعة إلى المريض شيء مرغوب فيه. حيث يصطدم الإشعاع هنا بالمريض بشدة عالية نسبياً في منطقة صغيرة من عرض الشريحة. إن المناطق القريبة من الشريحة معرضة للإشعاع المتبعثر. يزداد الضجيج عكسياً مع الجذر التربيعي للجرعة في نظام الـ CT الذي يتم فيه المحافظة على كل العوامل Y (حجم البيكسل واللوغاريتم وحجم المريض والكيلو فولت) ثابتة. بشكل مشابه سوف يزداد ضجيج النظام عندما يتم تغيير اللوغاريتم وفتحة الكاشف من أجل تحسين دقة التمييز. بكلمات أخرى يجب زيادة الجرعة للمحافظة على نفس مستوى الضجيج. توجد في الواقع مقايضة للوصول إلى حل وسط بين دقة التمييز والضجيج والجرعة.

إن الجرعة الجلدية حول المريض ثابتة إلى حد كبير في أنظمة الـ CT التي تكون فيها حركة أنبوب الأشعة السينية ٣٦٠ درجة. يتم ترتيب عوامل التصوير الشعاعي بالـ CT المتعددة بطريقة تنتج فيها واحدات جرعة مساوية لـ ٠,٢٥ و٠,٥٠ و١ و٢ د (D). حيث د (D) هي جرعة الجلد الأعظمية ١,٣±٠,١ راد (جول/كيلو غرام) للشريحة الواحدة. وحُددت واحدات الجرعة من أجل جهود متنوعة للتصوير الشعاعي. يتم اشتقاق واحدات الجرعة هذه من خرج المولد وعدد النبضات ومدة كل نبضة.

إن جرعات الجسم والرأس النموذجية للمرضى المتوسطين الذين يتم مسحهم بأنظمة الـ CT هي ٢,٥ راد للرأس و١,٠-٢,٠ راد للأجسام. إن بروفيل الجرعة الكلي في العمليات متعددة الشرائح هو مجموع بروفيلات الجرعة الجلدية الفردية.