



الأشعة السينية الفوائد والمخاطر

تأليف

د. صالح محمد متولي



الرياض

١٤٣٧هـ - ٢٠١٥م



www.j4know.com

المملكة العربية السعودية



مدينة الملك عبدالعزيز
للعلوم والتقنية KACST

الأشعة السينية الفوائد والمخاطر

تأليف : د. صالح محمد متولي

الرياض

١٤٣٧هـ - ٢٠١٥م

ح مدينة الملك عبدالعزيز للعلوم والتقنية، ١٤٣٧هـ

فهرسة مكتبة الملك فهد الوطنية أثناء النشر

متولي، صالح محمد

الأشعة السينية الفوائد والمخاطر. / صالح محمد متولي. - الرياض، ١٤٣٧هـ

ص. . سم

ردمك: ٨-٨٠-٨٠٤٩-٦٠٣-٩٧٨

١- الأشعة السينية أ. العنوان

١٤٣٧/١٠٥

ديوي ٠٧٥٧٢، ٦١٦

رقم الإيداع: ١٤٣٧/١٠٥

ردمك: ٨-٨٠-٨٠٤٩-٦٠٣-٩٧٨

جميع الحقوق محفوظة



مدينة الملك عبدالعزيز
للعلوم والتقنية KACST

مدينة الملك عبدالعزيز للعلوم والتقنية

ص.ب. ٦٠٨٦ الرياض ١١٤٤٢

المملكة العربية السعودية

هاتف: ٤٨٨٣٤٤٤ - ٤٨٨٣٥٥٥ فاكس: ٤٨٨٣٧٥٦

الموقع الإلكتروني: www.kacst.edu.sa

إصدارات المدينة: publications.kacst.edu.sa

البريد الإلكتروني: awareness@kacst.edu.sa



المحتويات

الموضوع

١١	تقديم
١٣	مقدمة

الفصل الأول : الأشعة السينية : الإنتاج والخصائص

١٧	١ : ١ الأشعة السينية
١٩	٢ : ١ مصادر الأشعة السينية
١٩	٣ : ١ أنابيب الأشعة السينية
٢١	٤ : ١ أنابيب المعدن والزجاج / المعدن والخزف
٢٣	٥ : ١ المكونات الرئيسية لأنبوب الأشعة السينية
٢٣	١ : ٥ : ١ الفتيلة: مصدر الإلكترونات
٢٣	٢ : ٥ : ١ المصعد: مجمع الإلكترونات
٢٥	٣ : ٥ : ١ الهدف
٢٦	٦ : ١ آليات انبعاث الأشعة السينية من المادة
٢٦	١ : ٦ : ١ الأشعة السينية المستمرة
٢٨	٢ : ٦ : ١ الأشعة السينية المميزة
٣٠	٧ : ١ المرشحات
٣٢	٨ : ١ مصادر أخرى للأشعة السينية
٣٢	١ : ٨ : ١ المعجل الخطي
٣٧	٢ : ٨ : ١ السينكروترون
٤٠	٩ : ١ رصد وقياس الأشعة السينية

الفصل الثاني : التطبيقات الطبية للأشعة السينية

٤٣	٢ : ١ أنواع التصوير بالأشعة السينية في المجال الطبي
٤٤	٢ : ٢ أهمية صورة الأشعة السينية
٤٤	• مراحل التصوير بالأشعة السينية
٤٧	٢ : ٣ فحص الصدر بالأشعة السينية
٤٩	٢ : ٤ فحص الأطراف بالأشعة السينية
٤٩	٢ : ٥ أوضاع التصوير بالأشعة السينية
٥١	٢ : ٦ فوائد أخرى لتصوير الصدر بالأشعة السينية

٥٢.....	٧ : الأشعة السينية وطب الأسنان
٥٣.....	مشاكلات يمكن رصدها بالأشعة السينية في طب الأسنان
٥٣.....	٨ : التصوير الإشعاعي الثديي Mammography
٥٧.....	٩ : قيود التصوير بالأشعة السينية ومحدوديتها
٥٨.....	١٠ : التصوير المقطعي (CT- Computed Tomography)
٥٨.....	١ : ١٠ : مراحل الحصول على الصور المقطعية
٥٩.....	٢ : ١٠ : التحضير للتصوير المقطعي
٥٩.....	٣ : ١٠ : خصائص الصور المقطعية
٦١.....	٤ : ١٠ : التصوير المقطعي الحلزوني Helical CT
٦٢.....	١١ : تصوير الأوعية الدموية (الأنجيوجرام Angiogram)
٦٣.....	١٢ : تصوير الأنسجة الناعمة
٦٦.....	١٣ : مَن يفسر محتويات صور الأشعة السينية
٦٧.....	١٤ : الأشعة السينية العلاجية

الفصل الثالث: التطبيقات الصناعية للأشعة السينية

٦٩.....	١ : ٣ : الصور الإشعاعية
٧٠.....	٢ : ٣ : الأشعة السينية وضمان الجودة
٧٠.....	١ : ٢ : ٣ : اختبار دقة كاميرا التصوير بالأشعة السينية
٧١.....	٢ : ٢ : ٣ : اختبار لحام المعادن بالأشعة السينية
٧١.....	٣ : ٢ : ٣ : فحص الأنابيب وخطوطها
٧٢.....	٤ : ٢ : ٣ : فحص أقراص القطع و التخليخ
٧٢.....	٥ : ٢ : ٣ : تأمين الجودة وفحص الإطارات
٧٣.....	٦ : ٢ : ٣ : اختبار الدوائر الكهربائية
٧٥.....	٧ : ٢ : ٣ : اختبار شرائح الدوائر الإلكترونية
٧٦.....	٨ : ٢ : ٣ : مستجدات التصوير بالأشعة السينية
٧٨.....	٩ : ٢ : ٣ : قياس الأبعاد الدقيقة بالأشعة السينية
٨٢.....	٣ : ٣ : تشعيع الأغذية
٨٣.....	١ : ٣ : ٣ : تقييم مشاكل الغذاء المشع
٨٥.....	٢ : ٣ : ٣ : فوائد تشعيع الغذاء
٩٠.....	٣ : ٣ : ٣ : كيفية تشعيع المواد الغذائية
٩٣.....	٤ : ٣ : ٣ : مستقبل تشعيع الأغذية
٩٤.....	٤ : ٣ : الفحص الآلي للخضروات والمنتجات الزراعية

- ٣:٥ فحص وتعقيم المستلزمات الطبية ١٠٠
 ٣:٦ استخدامات أخرى للأشعة السينية في المجال الصناعي ١٠٧

الفصل الرابع: التطبيقات العلمية للأشعة السينية

- ٤:١ أنظمة التحليل بالأشعة السينية ١٠٠
 ٤:٢ علم البلورات والأشعة السينية ١٠١
 ٤:٣ لماذا تتبعثر الأشعة السينية بواسطة الذرات في كل الاتجاهات ١٠٤
 ٤:٤ حيود الأشعة السينية في السوائل والمواد الصلبة الغير متبلورة ١٠٧
 ٤:٥ حيود الأشعة السينية في البوليمرات ١٠٩
 ٤:٦ التوصيف الهندسي لجهاز حيود الأشعة السينية ١١٠
 ٤:٧ فلورية الأشعة السينية (XRF) ١١٥
 ٤:٧:١ المبادئ الأساسية لفلورية الأشعة السينية ١١٥
 ٤:٧:٢ تطبيقات تقنية فلورية الأشعة السينية ١١٧
 ٤:٧:٣ نقاط القوة والضعف لتقنية فلورية الأشعة السينية ١١٨
 ٤:٨:٨ تشتت الأشعة السينية عند زاوية صغيرة ١١٩
 ٤:٨:١ تجهيزات تقنية تشتت الأشعة السينية عند زاوية صغيرة SAXS ١٢٠
 ٤:٨:٢ تطبيقات تقنية SAXS ١٢١
 ٤:٩ ميكروسكوب الأشعة السينية ١٢١
 ٤:١٠ تحليل طيف امتصاص الأشعة السينية ١٢٣
 • تطبيقات تحليل طيف امتصاص الأشعة السينية ١٢٤
 ٤:١١ تطبيقات أخرى للأشعة السينية في المجال العلمي ١٢٥

الفصل الخامس: الأشعة السينية واستكشاف الكون

- ٥:١ مصادر الأشعة في الكون ١٢٧
 ٥:٢ مشكلات عملية الرصد الفلكي ١٢٩
 ٥:٣ نجوم الأشعة السينية ١٢٩
 • مواصفات نجوم الأشعة السينية ١٣٣
 ٥:٤ تلسكوبات الأشعة السينية ١٣٥
 ٥:٥ إنجازات في بصريات الأشعة السينية ١٤٠
 ٥:٦ بعض نتائج رصد الأشعة السينية الفلكية ١٤٣

الفصل السادس : تطبيقات متنوعة للأشعة السينية

- ١٥٧..... ١ :٦ الأشعة السينية وتأمين المطارات والمنشآت
- ١٦٠..... ١:١:٦ تصنيف ألوان محتويات الحقائب
- ١٦١..... ٢:١:٦ أنظمة الكشف عن المتفجرات
- ١٦٢..... ٣:١:٦ أنظمة فحص الشاحنات والحاويات
- ١٦٩..... ٤:١ :٦ أنظمة التصوير المتكاملة
- ١٧١..... ٥:١ :٦ تقييم الطرود المشبوهة
- ١٧٢..... ٢ :٦ الأشعة السينية والعدالة القضائية
- ١٧٣..... ٣ :٦ الأشعة السينية وعلم الآثار
- ١٧٤..... ٤ تطبيقات الأشعة السينية في الزراعة والبيئة
- ١٧٦..... ٥ :٦ الأشعة السينية والدراسات الجيولوجية والجيوفيزيائية
- ١٧٧..... ٦ :٦ الأشعة السينية ومجال التعدين
- ١٧٧..... ٧ :٦ الأشعة السينية وبحوث الحالة الصلبة وأشباه الموصلات

الفصل السابع : وحدات قياس الجرعات الإشعاعية

- ١٧٩..... ١ :٧ وحدة قياس التعرض الإشعاعي
- ١٨١..... ٢:٧ الجرعة الإشعاعية الممتصة
- ١٨٣..... ٣:٧ معدل الانتقال الخطي لطاقة الأشعة
- ١٨٥..... ٤:٧ التأثير البيولوجي النسبي
- ١٩٠..... • الرم (Rem)
- ١٩٠..... • المعامل الوزني ” المعامل المرجح
- ١٩٣..... • الجرعة الفعّالة
- ١٩٣..... • السيفرت (Sv)
- ١٩٣..... ٥ :٧ معدل الجرعة الإشعاعية
- ١٩٥..... ٦ :٧ قياس الجرعة الإشعاعية
- ١٩٥..... ١ :٦ :٧ الماسح الإشعاعي Survey Meter
- ١٩٧..... ٢: ٦ :٧ الدوزيمتر Dosimeter

الفصل الثامن: مخاطر التعرض للأشعة السينية

- ٢٠١..... ١ :٨ التعرض الإشعاعي
- ٢٠٤..... ٢ :٨ تفاعل الأشعة السينية مع المادة

٢٠٥.....	١:٢:٨ التأثير الكهروضوئي
٢٠٦.....	٢:٢:٨ تأثير كومبتون
٢٠٧.....	٣:٢:٨ إنتاج الزوج
٢٠٧.....	٣:٨ تأثير الأشعة المؤينة على الخلايا
٢١١.....	١:٣:٨ التفاعلات البيوكيميائية للأشعة المؤينة
٢١٤.....	٢:٣:٨ الأضرار المستحثة بالإشعاع في الكروموسومات
٢١٧.....	٣:٣:٨ أضرار الغشاء الخلوي المستحثة بالإشعاع
٢١٧.....	٤:٣:٨ دورة الخلية
٢٢٠.....	٥:٣:٨ تشوهات الكروموسومات وموت الخلايا
٢٢١.....	٤:٨ الحساسية الإشعاعية للخلية
٢٢٤.....	٥:٨ التأثيرات البيولوجية للإشعاع المؤين
٢٢٨.....	٦:٨ التأثيرات الصحية المستحثة بالأشعة
٢٣٢.....	٧:٨ مخاطر التصوير الإشعاعي التشخيصي
٢٣٥.....	١:٧:٨ طبيعة الأخطار الناتجة عن التعرض الإشعاعي في الطب
٢٤١.....	٢:٧:٨ التعرض المهني في المجال الطبي
٢٤١.....	٨:٨ تأثيرات الإشعاع على الجنين
٢٤٥.....	٩:٨ تأثير الجرعات الإشعاعية المنخفضة
٢٤٨.....	١٠:٨ النماذج الرياضية وتقييم الخطر الإشعاعي

الفصل التاسع: تأمين المصادر الوقائية من التعرض للأشعة السينية

٢٥١.....	١:٩ فلسفة الوقاية من الإشعاع
٢٥٢.....	٢:٩ الحماية الإشعاعية: مسؤولية من
٢٥٣.....	• اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع
٢٥٤.....	• الوكالة الدولية للطاقة الذرية IAEA
٢٥٦.....	• منظمة العمل الدولية ILO
٢٥٦.....	• اللجنة الدولية للوحدات الإشعاعية والقياسات ICRU
٢٥٧.....	• وكالة الطاقة النووية
٢٥٧.....	• المنظمة الدولية للتوحيد القياسي
٢٥٧.....	• الوكالات الوطنية
	٣:٩ المعايير الأساسية للحماية من الإشعاع الخاصة باللجنة الدولية للوقاية
٢٥٨.....	من الإشعاع
٢٦١.....	٤:٩ نماذج من التنظيمات العالمية للحماية من الإشعاع
٢٦١.....	١:٤:٩ معايير السلامة الإشعاعية في التنظيمات الأوروبية

- ٢٦٢..... ٢:٤ :٩ معايير السلامة الإشعاعية في التنظيمات الأمريكية
- ٢٦٢..... ٥ :٩ وسائل الحماية من الإشعاع
- ٢٦٥..... ٦ :٩ تدابير الوقاية من الأشعة السينية
- ٢٦٩..... ٧:٩ قواعد الوقاية في مختبرات حيود الأشعة السينية
- ٢٧١..... ٨ :٩ قواعد الوقاية في التشخيص الإشعاعي
- ٢٧٤..... ٩ :٩ حماية المريض من الأشعة السينية
- ٢٨١..... ١٠ :٩ أسئلة وإجابات
- ٢٨٥..... • مصادر ومراجع فصول الكتاب
- ٣٥٢..... • الموقع الإلكتروني للمنظمات والهيئات الدولية المعنية بالإشعاع

تقديم

يتميز هذا العصر بالتقدم العلمي الهائل والمتسارع في شتى جوانب المعرفة، وكذلك في عدد الاكتشافات والمخترعات في مختلف الجوانب والتطبيقات. وقد أحدث ما شهدته الحضارة الإنسانية من قفزات وطفرات علمية تغييراً جذرياً شمل معظم نواحي الحياة البشرية. ولأسباب تتعلق بهذا التراكم الكبير من العلوم وتطبيقاتها، وبسياق يستهدف تنمية الإنسان علمياً من أجل تنميته الذاتية، أخذت مفاهيم، مثل: الوعي العلمي، والتنوير العلمي، والتثقيف العلمي تشق طريقها؛ لتسهم في زيادة الوعي بالعلوم ومنتجاتها، والمعارف وتطوراتها، بل شملت نواتج التطور في بعض العلوم وآثارها، واستخداماتها الرديئة. ولهذه الأسباب وغيرها برزت أهمية الاهتمام بما يعرف بالثقافة العلمية، حيث ظهر هذا المصطلح على الساحة الثقافية العامة، وأصبح يفرض نفسه كضرورة ملحة؛ لتكوين المواطن الواعي بالمجريات العلمية التي من حوله، وخاصة بعد التفجر المعرفي الهائل الذي غير كثيراً من الأنماط الفكرية والسلوكية للإنسان، وذلك بعد دخول العلم بنظرياته وتقنياته في مختلف مجالات النشاط الإنساني.

وقد جاءت السياسة الوطنية للعلوم والتقنية والابتكار في المملكة العربية السعودية مؤكدة على أهمية نشر الوعي العلمي، والثقافة العلمية في المجتمع السعودي؛ لربط المجتمع العريض بتطورات العلوم، ونشر مفاهيمها الأساسية، ومن ثمّ بناء ثقافة علمية تستجيب للتوجهات الحديثة نحو البحث العلمي، والتطوير التقني في المملكة.

وقد حرصت مدينة الملك عبدالعزيز للعلوم والتقنية منذ إنشائها على الاهتمام بالتوعية العلمية، ونشر الثقافة العلمية، حيث دأبت على متابعة إصدار المطبوعات العلمية من مجلات، وكتيبات، وكتب علمية، وغيرها من الإصدارات الموجهة إلى عموم القراء والمستفيدين من أوعية النشر المتعددة، وكذلك نشاطاتها الأخرى: كأسبوع العلوم والتقنية، والمحاضرات، والندوات، والمؤتمرات؛ وذلك للإسهام في تثقيف أفراد المجتمع، وتنمية معارفهم العلمية، بالإضافة إلى إثراء المكتبة العربية، والمحتوى العربي في أوعية المعلومات الحديثة؛ لتعم الفائدة، وتتسع آثارها.

ويأتي هذا الإصدار كأحد الإصدارات العلمية الموجهة إلى عموم القراء الكرام. وستتبعه - بإذن الله تعالى - إصدارات عدة تشكل سلسلة ممتدة من المعارف والعلوم والتطبيقات العلمية في مجالات كثيرة.

أسأل الله التوفيق؛ للمضي قدماً في سعينا إلى إثراء المكتبة العربية بإصدارات علمية متنوعة، حيث نرجو أن تحقق أثراً حميداً يدفعنا جميعاً نحو مجتمع معرفي، يحث الخطى صوب التقدم والتطور.

رئيس مدينة الملك عبدالعزيز للعلوم والتقنية

د. تركي بن سعود بن محمد آل سعود

مقدمة

الحمد لله رب العالمين الذي أنزل الكتاب، وعلم بالقلم، علم الإنسان ما لم يعلم، وأمرنا بالقراءة والتدبر، وجعلنا أمةً وسطاً شاهدةً على الأمم، والصلاة والسلام على من بُعث رحمة للعالمين، أما بعد:

فلم يكن يخطر على ذهن فيلهيلم كونراد رونجن أثناء كتابته مذكرة الإعلان عن أشعته الغامضة (الأشعة السينية) في الثامن من نوفمبر ١٨٩٥م، والتعبير عن ذلك بعبارة (لقد اكتشفت شيئاً مثيراً جداً I have discovered something very interesting) ، أن تتداخل استخداماتها وتطبيقاتها في حياة البشر كما هو شأنها بعد مرور تسعة عشرة ومائة عام. وعلي الرغم من المبالغات الإعلامية حول الفوائد المتوقعة من استخدامها، والمنشورة على صفحات الجرائد التي تبعت الإعلان عن الأشعة السينية فإن هذه المبالغات في مجملها لم تعد تمثل هذه الأيام سوى النذر اليسير مما تقدمه هذه الأشعة من خدمات جليلة. وفي المقابل لم يكن أحد يتوقع آنذاك أن هذه الفوائد قد تصاحبها أضرار بالغة مهما بلغت قوة خيال الكُتّاب العلميين في تلك الأيام البعيدة.

والمجال الطبي كان أول المستفيدين بإضافة الإمكانيات غير التقليدية للأشعة السينية ضمن أدواته المستخدمة في فحص أبدان البشر، حيث ساعدت الأطباء والمعالجين على رؤية ما لم يكن يرى من تفاصيل الجسم الداخلية دون جراحة أو إسالة دماء؛ ليحصد المرضى شفاءً لا يغادر سقماً - بإذن الله-.

وتفاوتت المجالات الأخرى في درجة الاستفادة من الأشعة السينية، ويأتي على رأس قائمة المنافسين المجال الصناعي، ثم البحث العلمي، ثم بحوث الفضاء، ثم البحوث الجيوفيزيائية، ثم استكشاف المصادر: كالتعدين والبترو، وكذلك الطب الشرعي، والعدالة القضائية، وعلم الآثار، والزراعة والبيئة، وأمن المطارات والمنشآت. والقائمة مازالت تتزايد بمرور الوقت.

والفكرة الفيزيائية للحصول على الأشعة السينية صارت أكثر وضوحاً منذ زمن بعيد؛

وقد أدى ذلك إلى تصميم أجهزة عديدة؛ لإنتاج الأشعة السينية تختلف في القدرة؛ لتناسب الاستخدام المطلوب. وإذا كان صاحب الإعلان عن الأشعة السينية شخصاً واحداً فإن المساهمين في تطوير إنتاج هذه الأشعة واستخدامها صاروا بالآلاف، حيث الكل التف حول هدف واحد، وهو كيفية زيادة الاستفادة من هذه الأشعة، وتقليل الأضرار الناتجة عن تعرض المرء لها. ومعظم تلك المساهمات قد وثِّقت في آلاف الأوراق العلمية، ومئات الكتب التي خُصِّصت؛ لتوضيح موضوعات محددة تتعلق بالأشعة السينية. وقد صَعَّبَ ذلك مهمة الإلمام بكل النتاج العلمي الخاص بالأشعة السينية إن لم يكن مستحيلاً لبعض شرائح القراء، وخاصة إذا كانت اللغة العربية هي وسيلتهم الوحيدة؛ للتعرف على النتاج العلمي في هذا الموضوع ذي الجوانب المتعددة.

وقَسَّمتُ هذا الكتاب إلى تسعة فصول؛ وذلك في محاولة لتقديم مادة علمية مَوْثَّقة لعموم قُرَّاء اللغة العربية من المستويات كافة، وخاصة طلاب التعليم الجامعي والمختصين الراغبين في التعرف خلال سويكات قليلة على مصادر إنتاج الأشعة السينية وتطبيقاتها في المجالات المختلفة، وكيفية تقادي المخاطر الناتجة عن التعرض لها على وجه الخصوص، والأشعة المؤينة على وجه العموم. ويتناول الفصل الأول بعض وسائل إنتاج ورصد وقياس الأشعة السينية، بالإضافة إلى أبرز خصائصها. في حين يتضمن الفصل الثاني معلومات وحقائق كثيرة حول الاستخدامات المتعددة للأشعة السينية في المجال الطبي. وأما الفصل الثالث فتطرق لتطبيقات الأشعة السينية في المجال الصناعي، ثم تلاه الفصل الرابع موضحاً كيفية الاستفادة من تفاعل الأشعة السينية مع مادة ما؛ لتصير ضمن الأدوات الأساسية للبحث العلمي. في حين أن الفصل الخامس خُصَّصَ لمدى إسهام الأشعة السينية في استكشاف الكون، ورسم خريطة مصغرة لتوزيع المادة فيه. وأما الفصل السادس فأشار باختزال شديد إلى تطبيقات أخرى متنوعة للأشعة السينية في مجالات غير المشار إليها في الفصول السابقة. في حين تضمن الفصل السابع سرداً مبسطاً لوحداث قياس الجرعات الإشعاعية، مع الإشارة إلى بعض وسائل قياس الجرعات الإشعاعية والمسح الإشعاعي. وأما الفصل الثامن فتناول المخاطر المحتملة

عند التعرض للأشعة السينية، والعوامل المؤثرة في الحساسية الإشعاعية وتأثيرات التعرض للجرعات الإشعاعية المنخفضة؛ المثيرة للجدل. وقد وردت طرق الوقاية والتدابير المختلفة للحماية من الأشعة السينية والهيئات المسؤولة عن وضع معايير التعامل الآمن معها في الفصل التاسع الذي أُخْتِمَْ بِأَسْئَلَةٍ عِدَّةٍ قَدْ تَرَاوَدَ الْقَارِئُ أَثْنَاءَ مَطَالَعَتِهِ لِلْكِتَابِ.

إن احتواء كافة التفاصيل العلمية لتطبيقات الأشعة السينية ضمن متن كتاب بهذا الحجم أمر بالغ الصعوبة ولذا وردت المعلومات مختصرة وموثقة بمصادرها من الكتب والأوراق العلمية الحديثة. وأخيراً، أأمل في أن تكون قراءة هذا الكتاب، ومطالعة بعض المصادر والمراجع المذكورة، بمثابة نقطة البداية للبعض وخاصة من هم في مرحلة الشباب؛ للانطلاق نحو مزيد من البحث أو الدراسة التي قد تؤدي إلى التخصص في أحد جوانب هذا الموضوع الرحب. والله أسأل أن يعلمنا ما ينفعنا، وأن ينفعنا بما علمنا، فعليه التوكل، ومنه التوفيق والسداد.

المؤلف

الفصل الأول

الأشعة السينية : الإنتاج والخصائص

تزايد الثروة الإنسانية المستمدة من العلم بتسارع كبير، وذلك مع تقدم عمر البشرية على سطح الأرض. وقد بدأت سنوات الازدهار بتراكم الثروة العلمية في العقد الفريد ١٨٩٥ - ١٩٠٥ م، حيث اكتُشِفَتْ ظواهر، وأُسِّسَتْ نظريات لم تكن معروفة من قبل، أسهمت كثيراً في تغيير مفاهيمنا حول المادة والطاقة والكون الذي نعيش فيه. وأولى هذه الاكتشافات التي أعلنت صراحة عن ميزات استخدامها في المجال الطبي، وكانت البداية لسلسلة من الخدمات العظيمة المتزايدة باستمرار في ميادين شتى، وتؤثر معظمها مباشرة في حياة الإنسان: إنها الأشعة السينية.

١ : ١ الأشعة السينية

تُعَدُّ هذه الأشعة جزءاً من الأشعة الكهرومغناطيسية أُكْتُشِفَتْ في عام ١٨٩٥ م بواسطة الفيزيائي الألماني فيلهلم كونراد رونتجن (٢٧ مارس ١٨٤٥ - ١٠ فبراير ١٩٢٣ م). وتنتقل الأشعة السينية في الفراغ بسرعة تقترب كثيراً من ثلاثمائة ألف كيلومتر في الثانية بصرف النظر عن طاقتها (٩٩٧٩٢٤٥٨, ١٠×٢ متر/ثانية). وتُقَدَّر طاقة الأشعة السينية بوحدهات تسمى «إلكترون فولت» [١].

ويتراوح طول موجة الأشعة السينية الأكثر استخداماً ما بين ١٠ إلى ٠,٠٠١ نانومتر^٢، ومن ثم فهي تمتلك ترددات في المدى المتراوح ما بين ١٠×٣^{١١} إلى ١٠×٣^{٢٠} هيرتز. وعلى هذا الأساس، فإن طاقة الأشعة السينية تتراوح ما بين ١٢٠ إلكترون فولت إلى ١,٢ مليون إلكترون فولت [٢].

وعلى الرغم من أن الأشعة السينية والضوء العادي ينطلقان بالسرعة نفسها في الفراغ، ويؤثران في الألواح الفوتوغرافية (أفلام التصوير)، إلا أن الأشعة السينية غير مرئية، وتتميز

١ - الفولت هو الوحدة الأساسية: لقياس فرق الجهد الكهربائي. ويُعبَّرُ بالإلكترون فولت عن مقدار الطاقة المكتسبة بواسطة الإلكترون عند انتقاله بين نقطتين فرق الجهد الكهربائي بينهما يساوي فولتاً واحداً.

٢ - النانومتر وحدة لقياس الطول تساوي ١٠^{-٩} متر، أي: جزءاً من ألف مليون جزء من المتر.

بقدره عالية على المرور عبر المواد المختلفة المعتمه للضوء، مثل: جسم الإنسان، والخشب، وشرائح رفيعة نسبياً من المعادن: كالألومنيوم، والرصاص [١].

وكل الموجات التي تُشكّل طيف الأشعة الكهرومغناطيسية ذات تردد أقل من الأشعة السينية ما عدا أشعة جاما. ونحصل على الأشعة السينية المستخدمة في حياتنا اليومية من أجهزة مخصصة لإنتاجها، في حين نحصل على أشعة جاما من المصادر المشعة. ومعظم أشعة جاما المنطلقة من المصادر المشعة المختلفة ذات طاقة أعلى من الأشعة السينية؛ لذلك فإنها تمتلك قدرة أكبر مما تملكه الأشعة السينية؛ للمرور عبر المواد ذات الكثافة العالية، حيث تعتمد قدرة اختراقها المواد المختلفة على طاقتيهما وطبيعة المادة التي يمران من خلالها [٣، ٤].

والأشعة السينية شأنها شأن أشعة جاما؛ إذ لا يمكن استشعارهما بواسطة حواس الإنسان (لا يمكن رؤيتهما، أو لمسهما، أو شمّهما، أو تذوقهما، أو سماعهما)، كما لا يمكن تغيير مساره المستقيم في الفراغ بواسطة المجالات الكهربائية، أو المغناطيسية المعتادة، بيد أن كليهما من الممكن أن تحيدا عن مساره عند السطح الفاصل بين مادتين مختلفتين، أو عند التصادم مع جسيمات أولية، مثل: الإلكترونات. وتمثل الأشعة السينية وأشعة جاما والشريحة العليا في طاقة الأشعة فوق البنفسجية فصيلة الجزء المؤين من طيف الموجات الكهرومغناطيسية (القادر على طرد إلكترونات من ذرات المادة). في حين أن الجزء المتبقي من الطيف الكهرومغناطيسي، مثل: الضوء المرئي، والأشعة تحت الحمراء، وموجات الإذاعة والتليفزيون والاتصالات والملاحة، يمثل فصيلة الأشعة غير المؤينة.

وعلى الرغم من التشابه بين الأشعة السينية وأشعة جاما في خصائص كثيرة، وتطابقهما في مدى محدود من التردد والطاقة، فإن الاختلاف الجوهرى (الجزري) بينهما يتمثل بالمنشأ، حيث أن الأشعة السينية تنشأ خارج نواة الذرة؛ ولذلك تسمى أشعة ذرية. وأما أشعة جاما فتنشأ داخل نواة الذرة؛ ولذلك تسمى أشعة نووية، أو أشعة ذرية باعتبار أن النواة جزء من الذرة.

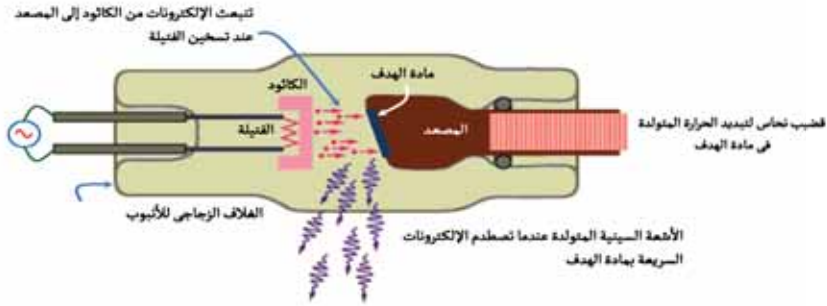
٢:١ مصادر الأشعة السينية

تتحصر مصادر الأشعة السينية منذ اكتشافها إلى يومنا هذا، في مجموعتين: مصادر طبيعية، ومصادر صناعية، فأما المصادر الطبيعية فتتمثل في النجوم الملتهبة الموجودة في أنحاء متفرقة من الكون، مثل: النجوم الموجودة في برج العقرب (Scorpius X-1)، الواقع باتجاه مركز درب التبانة في نصف الكرة الجنوبي، التي تم اكتشافها عام ١٩٦٢م [٥]. في حين تتمثل المصادر الصناعية للأشعة السينية في أجهزة خاصة صنعها الإنسان؛ لتتوافق مع الأغراض الحياتية المختلفة. وحرى بالذكر أنه مهما اختلف تصميم الأجهزة فإن مقومات الحصول على الأشعة السينية ثلاثة: مصدر للإلكترونات، ووسيلة لزيادة طاقة حركة تلك الإلكترونات، بالإضافة إلى جسم مادي صلب تصطدم به الإلكترونات بعد تعجيلها، ويسمى «الهدف». وهذه المكونات الثلاث توجد في أبسط صورها داخل أنابيب مفرغة من الهواء إلى أقصى حد ممكن؛ ولذلك فإن هذه الأنابيب تمثل الجزء الرئيس في أجهزة إنتاج الأشعة السينية العادية. وتختلف الأنابيب التي تُنتج الأشعة في الشكل، وربما في التفاصيل الداخلية طبقاً لنوع التطبيق، ولكنها تتفق في أساس العمل [٦].

٣:١ أنابيب الأشعة السينية

أنابيب الأشعة السينية إما أن تكون محكمة الغلق، وإما أن تكون متصلة بمضخة على نحو مستمر؛ لحفظ الضغط الداخلي عند قيمة معينة. ويمكن التعرف على المكونات الأساسية لأنابيب الأشعة السينية بالاطلاع على ما يتضمنه الشكل رقم (١-١). ويُلاحظ أن الأجزاء الرئيسية تتمثل بغلاف زجاجي محكم الغلق، مصنوع عادة من زجاج خاص يحتوي دائرة الكاثود والمصعد، وذلك تحت ضغط منخفض جداً (أقل من ٠,٠١ ميلليمتريزئبق، مع العلم أن الضغط الجوي العادي يكافئ ٧٦٠ ميلليمتريزئبق) [٦]. ودائرة الكاثود تتضمن فتيلة مغلقة بقناع الكاثود (الفتيلة عبارة عن سلك رفيع جداً من مادة تتمتع بدرجة انصهار عالية حتى لا تتلف بسرعة مع ارتفاع درجة حرارتها). وأما المصعد فيتضمن مادة الهدف في مواجهة

الكاثود. يُضاف إلى ذلك ضرورة وجود مصدر مستمر للطاقة الكهربائية بسبب فرق جهد كهربائي كبير بين طرفي الأنبوب أثناء التشغيل، بشرط أن يكون المصعد موجباً بالنسبة للكاثود. فرق الجهد الكهربائي يصل إلى عشرات الآلاف من الفولت. كل ألف فولت يسمى "كيلوفولت".



شكل رقم (١-١) رسم توضيحي مبسط لأنبوب الأشعة السينية ذات المصعد الثابت،

والفتيلة الساخنة [٧].

عند تسخين الفتيلة ينطلق منها فيض من الإلكترونات ذات طاقة حركة صغيرة. وتكتسب هذه الإلكترونات طاقة كبيرة جداً بسبب تعرضها لفرق جهد كهربائي أثناء انطلاقها تجاه الهدف. ويسمى سيل الإلكترونات المعجلة بـ «تيار الأنبوب». وعند اصطدام الإلكترونات المعجلة بمادة «الهدف» تُنتج «الأشعة السينية»، حيث تنطلق من مادة الهدف إلى جميع الاتجاهات تقريباً؛ لذلك تستعمل المُحزِّمات Collimators؛ لتقييد اتجاهات الأشعة السينية الناتجة نحو اتجاه محدد، ومن ثم تشكيل حزمة من أشعة متوازية يمكن استخدامها في تطبيقات مفيدة مختلفة. ولكي تعمل أنابيب الأشعة السينية بكفاءة عالية لا بد أن يكون ضغط الهواء داخل الغلاف الزجاجي منخفض جداً (تفريغ الهواء عالٍ جداً)؛ وذلك لمنع الإلكترونات المعجلة من التصادم والتفاعل مع ذرات الهواء بالأنبوب، ومن ثم تفقد جزءاً من طاقتها التي تستخدم؛ للحصول على الأشعة بالكثافة المطلوبة. كما أن تفريغ الهواء من الأنبوب يحفظ الفتيلة الساخنة من تغير كفاءة سطحها بسبب الأكسدة، ومن ثم تنقص كثافة فيض الإلكترونات المنبعثة من

سطح الفتيلة.

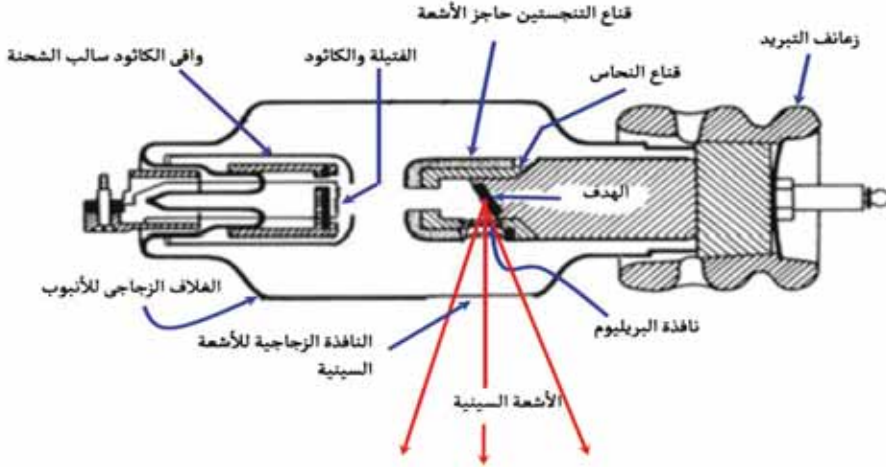
ويُخلى الهواء المحبوس في مكونات أنبوب الأشعة السينية أثناء التصنيع بواسطة دورات تسخين متتالية؛ لضمان بقاء درجة تفرغ الهواء ثابتة داخل الأنبوب. وعلى الرغم من ذلك، يتراكم في بعض الأنابيب قليل من الهواء، إما على إثر استعمالها لفترات زمنية طويلة، وإما لعدم كَوْن لحام الأنبوب مع الوصلات الطرفية عبر الغلاف الزجاجي مثاليًا. وبصرف النظر عن سبب وجود هواء، فإن الفتيلة تتحطم بسرعة في الأنابيب التي تحتوي على هواء، حتى وإن كان قليلاً، ومن ثم يصبح الأنبوب معدوم الفائدة. وتضمنت أكثر أنابيب الأشعة السينية ”مصيدة أيونات نشطة“؛ لإزالة ذرات وجزيئات الهواء التي تظهر في الأنابيب بصرف النظر عن مصدرها، ومن ثم التغلب على هذه المشكلة [٦، ٨].

الغلاف الزجاجي لأنبوب الأشعة السينية يستطيع امتصاص بعض الأشعة السينية منخفضة الطاقة؛ لاحتوائه على عنصر السيليكون. وقد صُنعت نافذة من عنصر البريليوم في بعض أنابيب الأشعة السينية؛ للتغلب على هذه المشكلة كما هو موضح في الشكل (١-٢). والغرض من صنع هذه النافذة هو السماح لأكبر نسبة من الأشعة السينية منخفضة الطاقة بالمرور خلال الغلاف إلى خارج الأنبوب الذي يعمل عند فرق جهد كهربائي منخفض نسبياً. والسبب في اختيار البريليوم يرجع إلى كونه السيليكون أعلى كثافة من البريليوم (كثافة السيليكون = ٢,٣٣ جرام/سم^٣، بينما كثافة البريليوم = ١,٨٥ جم/سم^٣)، بالإضافة إلى احتواء ذرة السيليكون على أربعة عشر إلكترونًا، في حين أن ذرة البريليوم تحتوي على أربعة إلكترونات فقط؛ لذلك يمتص البريليوم مقداراً أقل بكثير مما يمتصه السيليكون من الأشعة السينية منخفضة الطاقة [٨، ٩].

١ : ٤ أنابيب المعدن والزجاج / المعدن والخزف

تتبخر أعداد هائلة من ذرات مادتي الكاثود والمصعد تحت تأثير الجهد الكهربائي العالي والتشغيل لفترات طويلة. والذرات المتبخرة تترسب على الغلاف الزجاجي للأنبوب، وتكوّن

طبقة معدنية رفيعة تقلل من قيمة خاصية العزل الكهربائي للزجاج، ومن ثمَّ تؤثر سلباً في الفترة الزمنية لتشغيل الأنبوب بالكفاءة المطلوبة. ولتجنب هذا التأثير وإطالة عمر الأنابيب، يُصنَع الجزء الأوسط للغلاف الزجاجي في بعض الأنابيب من مادة معدنية؛ لإنشاء جهد كهربائي محدد، قيمته أقل من الجهد الكهربائي بين الكاثود والمصعد. ويعمل الجزء المعدني في غلاف الأنبوب على تجميع الذرات المتبخرة الشاردة. بالإضافة إلى ذلك، يمكن أيضاً إزالة جزء من الإلكترونات الثانوية المنبعثة من المصعد تحت تأثير الإلكترونات المعجلة القادمة من الكاثود، ومن ثمَّ تقليل تشتت الأشعة السينية؛ نتيجة اصطدامها بالإلكترونات الثانوية في الفراغ أمام مادة الهدف [١٠].



شكل رقم (٢-١) رسم تخطيطي لأنبوب أشعة سينية علاجية. ويلاحظ أقنعة النحاس والتنجستين المحيطة بمادة المصعد عند موضع تثبيت الهدف [١١].

وقد أدت أبحاث كثيرة حول تطوير تركيب أنبوب الأشعة السينية إلى ظهور أنبوب المعدن والخزف (السيراميك). وهذا الأنبوب يتمثل بأسطوانة من الفولاذ مثبتة وملحومة بإحكام مع عوازل خزفية عند نهايتها. العوازل الخزفية مصنوعة من مجموعة أكاسيد معدنية مثل أكسيد الألومنيوم. وتحمل هذه العوازل مكونات القطب السالب (الكاثود) في أحد الطرفين، والقطب الموجب (المصعد) مثبت في الطرف الآخر. وتتميز الأنابيب المعدنية الخزفية بصغر

الحجم، وعِظَمُ المتانة مقارنة بالأنابيب الزجاجية المكافئة في الأداء. كما تتيح هذه الأنابيب مرونة أكثر في مجموعة الدوائر الكهربائية المرتبطة بالأنبوب [١٠].

٥ : ١ المكونات الرئيسية لأنبوب الأشعة السينية

١ : ٥ : ١ الفتيلة : مصدر الإلكترونات

تُختار مادة الفتيلة في أنابيب الأشعة السينية من بين الفلزات التي تتمتع بدرجة انصهار مرتفعة. وتستخدم فتيلة مصنوعة من سلك رفيع من التنجستين في معظم أنابيب الأشعة السينية، حيث تبلغ درجة حرارة انصهاره ٣٤٢٢ درجة مئوية [٦]. والسلك الرفيع يعمل على مقاومة مرور التيار الكهربائي خلاله؛ ولذلك ترتفع درجة حرارة السلك مع زيادة شدة التيار الكهربائي المار فيه، وقد تصل إلى أمبيرات عدة (الأمبير: وحدة لقياس شدة التيار الكهربائي). تتحرر الإلكترونات من سطح الفتيلة الساخنة بمعدل يتزايد مع زيادة شدة التيار الكهربائي. وتطلق الإلكترونات مسرعة نحو المصعد تحت تأثير فرق جهد كهربائي كبير حتى تصطدم ببقعة صغيرة في مادة الهدف التي تُسمى بقعة التجميع (أو البقعة البؤرية)، وهي المساحة التي تسقط عليها الإلكترونات المعجلة، وتطلق منها الأشعة السينية.

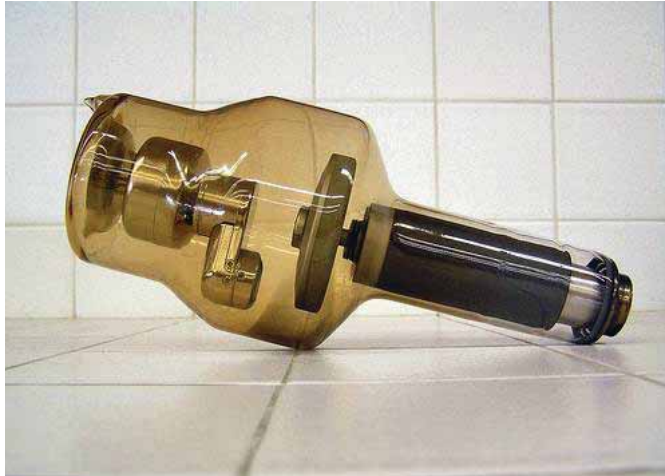
وكلما انحصر اصطدام الإلكترونات المعجلة في بقعة صغيرة من الهدف، كان أداء الأشعة الصادرة أفضل عند الاستخدام، مثل: الحصول على صور إشعاعية أكثر وضوحاً. ولذلك يؤخذ في الحسبان أثناء تصميم الأنبوب ضرورة انطلاق الإلكترونات من الفتيلة على شكل حزمة رفيعة جداً. وتثبت الفتيلة داخل غلاف معدني سالب الشحنة؛ لإتمام هذا الهدف. وهذا الغلاف يعمل على تنظيم حركة الإلكترونات في شكل شعاع بواسطة قوة التنافر الكهروستاتيكية بين الغلاف المعدني والإلكترونات سالبة الشحنة. ويطلق على الفتيلة والغلاف المعدني معاً دائرة الكاثود (أو القطب السالب) [٦].

١ : ٥ : ٢ المصعد : مجمع الإلكترونات

المصعد قضيب اسطواني من النحاس تحتوي نهايته المواجهة للقطب السالب (الكاثود)

على شريحة مادة الهدف. واصطدام الإلكترونات المعجلة بمادة الهدف في بقعة صغيرة نسبياً يؤدي إلى ارتفاع درجة حرارة الهدف؛ ولذلك يُعد التخلص من هذه الحرارة أحد المتطلبات المهمة عند تصميم مادة الهدف.

ويُتخلص من الحرارة الناتجة أثناء التشغيل بأكثر من طريقة حسب التصميم، والغرض من استخدام الأنبوب. ويمكن التخلص من الحرارة بواسطة التوصيل الحراري عبر قضيب المصعد إلى خارج الأنبوب؛ لتتم عملية التبريد بالزيت، أو أي وسيلة أخرى، مثل: زعانف التبريد، وخاصة في أنابيب المصعد الثابت (انظر: الشكل رقم ١-٢). أما شريحة الأنابيب التي تحتوي على مصعد دوار يتحرك حركة دائرية سريعة، فتوزع الحرارة المتولدة على أكبر مساحة ممكنة من مادة الهدف (انظر: الشكل رقم ١-٣). وترسل هذه الحرارة إلى مخزن من الزيت محيط بالأنبوب. وهذا المخزن يؤدي وظيفتين، الوظيفة الأولى: تبديد الحرارة المتولدة في مادة الهدف، والوظيفة الثانية: عزل الأنبوب عن مصدر الجهد الكهربائي العالي.



شكل رقم (١-٣) أنبوب حديث للأشعة السينية يتميز بوجود المصعد الدوار [١٢].

تكون المصاعد الثابتة لدى بعض أنابيب الأشعة السينية محاطة بطبقات متداخلة في شكل أفنعة من النحاس والتنجستين؛ لمنع الإلكترونات الشاردة من الاصطدام بالغلاف الزجاجي، أو أي مكونات أخرى بالأنبوب. والإلكترونات الشاردة هي: الإلكترونات الثانوية التي نتجت

عن مادة الهدف عند اصطدام الإلكترونات السريعة القادمة من الفتيلة (الإلكترونات الرئيسية) بها، وفي الوقت نفسه تقلل من فرصة ارتداد الإلكترونات إلى الخلف تجاه القطب السالب عندما تصبح مادة الهدف ساخنةً جداً. في حين أن قناع التنجستين المحيط بالنحاس يمتص الأشعة السينية المتولدة في قناع النحاس، أو بالأحرى تُخفّض كثافة شعاع الأشعة السينية في الاتجاهات الأخرى، وهي غير مرغوب فيها (انظر: الشكل رقم ١-٢). والفتحات الموجودة في القناع ضرورية؛ لكونها تسمح للإلكترونات المعجلة بالوصول إلى الهدف، كما تسمح أيضاً للأشعة السينية أن تنبعث في الاتجاه المطلوب.

١ : ٥ : ٣ الهدف

الهدف شريحة معدنية توضع ضمن المصعد في مسار الإلكترونات المعجلة القادمة من الكاثود. وتستخدم في العادة شريحة من التنجستين كهدف معدني في أنابيب الأشعة السينية المستخدمة في التطبيقات المختلفة، وخاصة التطبيقات الطبية؛ لأنه يتحمل درجات الحرارة العالية؛ نظراً لارتفاع درجة انصهاره. وعلى الرغم من ذلك فإن ارتفاع حرارة مادة الهدف بدرجة كبيرة أثناء التشغيل قد يتسبب في حدوث نتوءات وتشققات تعمل على تقليل كفاءة إنتاج الأشعة السينية بعد فترة زمنية قد تطول أو تقصر من تاريخ بداية التشغيل. وهذا الخلل تطلب استبدال التنجستين النقي بسبيكة من الرينيوم rhenium ، والتنجستين، ويشكل الرينيوم فيها نسبة (٥-١٠٪) [٩]. وتتميز هذه السبيكة بمقاومة عالية ضد حدوث تشققات، وذلك عند الرغبة في الحصول على أشعة سينية ذات طاقة عالية (الأشعة السينية القاسية) [٩].

وتستخدم شرائح من الموليبدنوم (Mo, Z=42) أو الروديوم (Rh, Z=45) كمادة هدف في بعض التطبيقات الخاصة للأشعة السينية منخفضة طاقة (الأشعة السينية اللينة-الناعمة)، مثل: الفحص الإشعاعي للثدي mammography [٩]. في حين عند استخدام الأشعة السينية في تحليل البلورات crystallography فإن مادة الهدف في الأنبوب تكون في الغالب مصنوعة

٣- الأشعة السينية ذات طاقة تتراوح بين ١٢٠ إلكترون فولت إلى ١٢٠٠٠٠ إلكترون فولت تُصنّف على أنها أشعة سينية «ناعمة» أما الأشعة السينية القاسية فهي ذات طاقة أعلى من ذلك.

٤- الرمز Z يشير إلى عدد الإلكترونات في الذرة وهو يساوي عدد البروتونات داخل النواة ولذا يسمى بـ "العدد الذري".

من النحاس ($Z=29$)، مع استخدام الكوبالت ($Z=27$)، وذلك عندما يكون مستوى أشعة ظاهرة الفلورية الصادرة عن الحديد الموجود في العينة عالياً؛ مما قد يسبب مشكلة. وتؤثر مادة الهدف في أنبوب الأشعة السينية في كثافة أو كمية الأشعة الناتجة عند فرق جهد كهربى معين بين طرفى الأنبوب بفرض ثبات شدة التيار؛ ولذلك تختلف مادة الهدف تلك بناءً على نوع التطبيق للأشعة.

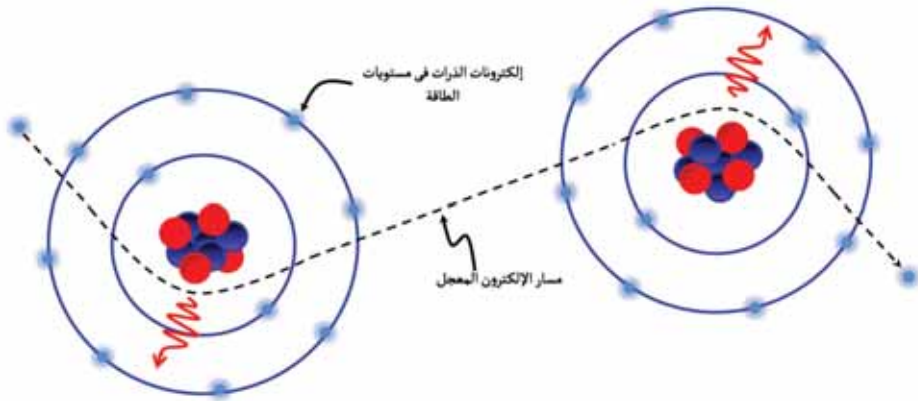
٦:١ آليات انبعاث الأشعة السينية من المادة

توجد آليتان مختلفتان؛ لإنتاج الأشعة السينية من المادة، حيث تسمى الأولى: آلية الفرملة نسبة إلى الكلمة الألمانية bremsstrahlung، وتنتج عنها أشعة سينية مستمرة تسمى أيضاً أشعة الفرملة. أما الآلية الثانية فتنتج عنها الأشعة السينية المميزة.

١:٦:١ الأشعة السينية المستمرة

تنتج الأشعة السينية المستمرة عندما يحدث تفاعل بين الإلكترونات المعجلة عالية الطاقة مع أنوية ذرات مادة الهدف. وعندما يمر الإلكترون المعجل بالقرب من النواة يحدث تفاعل بين المجال الكهربى لكليهما، فينتج عنه انحراف مفاجئ لمسار الإلكترون، وفقد جزء من طاقته بسبب تناقص تسارع الحركة، وهو ما يسمى بعملية «الفرملة» (انظر: الشكل رقم ١-٤). والطاقة التي يفقدها الإلكترون تنتشر في الفراغ بواسطة المجالات الكهرومغناطيسية، أي: في شكل موجات كهرومغناطيسية طبقاً لنظرية ماكسويل العامة للإشعاع الكهرومغناطيسى [٩]. وقد يتناقص تسارع الإلكترون الواحد أكثر من مرة على طول مساره في مادة الهدف. وكل تفاعل من هذا النوع قد ينتج عنه فقدان جزء من طاقة الإلكترون أو كلها، ومن ثم فإن الفوتونات الناتجة قد تمتلك أي مقدار من الطاقة حتى قيمة عظمى تساوي الطاقة الأصلية للإلكترون المعجل، أي: أن طاقة الأشعة السينية الناتجة تكون متصلة ومحصورة في مدى معين؛ ولذلك سُميت بـ «الأشعة السينية المستمرة». ويعتمد اتجاه انبعاث الفوتون على طاقة الإلكترون أيضاً.

وكما زادت طاقة الإلكترون، يصبح اتجاه انبعاث الفوتون أقرب إلى اتجاه الإلكترون المُعجَّل قبل التأثير بالمجال الكهربى لبروتونات النواة. لذلك عندما تبلغ طاقة الإلكترون ملايين عدة من الإلكترون فولت، كما يحدث في معجلات الجسيمات، تقصف الإلكترونات المعجلة مادة الهدف من جانب واحد، فتنبعث الأشعة السينية على الجانب الآخر. أما في أنابيب الأشعة السينية منخفضة الجهد الكهربى نسبياً، فتتطلق الأشعة السينية الناتجة في جانب الهدف نفسه، وتكون عادةً عمودية على اتجاه شعاع الإلكترونات المعجلة القادمة من الكاثود (انظر: الشكل رقم ٢-١).



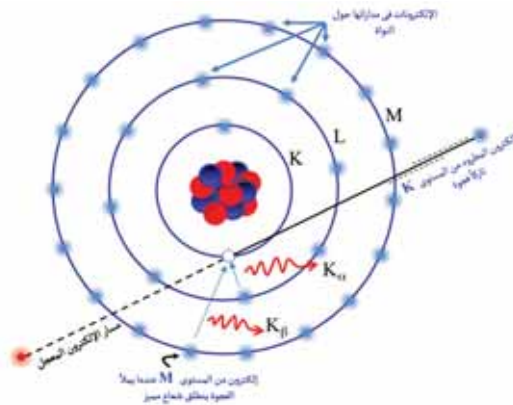
شكل رقم (٤-١) رسم تخطيطي يمثل انطلاق الأشعة السينية المستمرة عند انحراف الإلكترون المُعجَّل عن مساره [١٣].

وتعتمد كفاءة إنتاج الأشعة السينية على العدد الذرى لمادة الهدف، وفرق الجهد الكهربى بين المصعد والمهبط (الكاثود) على النحو التالى: (الكفاءة = $10 \times 10^{-9} \times$ العدد الذرى \times فرق الجهد الكهربى). وعلى سبيل المثال: إذا كانت مادة الهدف هي التنجستين ($Z=74$)، وفرق الجهد الكهربى حوالي ١٠٠ كيلو فولت فإن الكفاءة تكون أقل من ١%، ومن ثم تكون نسبة

الطاقة المتحوّلة إلى حرارة في أنبوب الأشعة السينية أكثر من ٩٩٪؛ لذلك ينبغي أن تتسم وسيلة التخلص من هذه الحرارة المرتفعة بالكفاءة العالية، بالإضافة إلى اختيار مادة الهدف ذات درجة حرارة انصهار مرتفعة بقدر الإمكان مع مراعاة الخصائص الأخرى التي يجب أن تتمتع بها [٦].

١:٦:٢ الأشعة السينية المميّزة

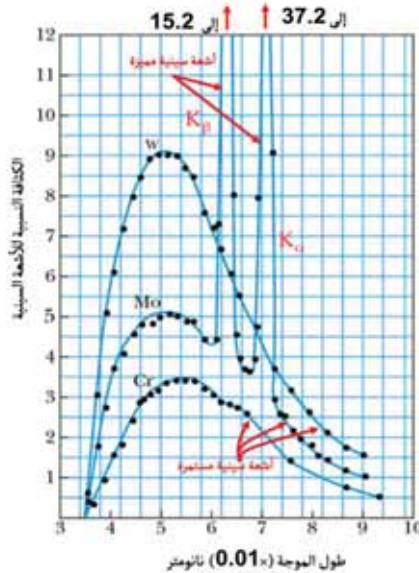
لا تعاني كل الإلكترونات المعجلة التي تقصف مادة الهدف من تناقص تسارع الحركة؛ نتيجة لاقترابها من أنوية الذرات، ولكن جزءاً من هذه الإلكترونات يصطدم بالإلكترونات في المدارات القريبة من النواة. ويترتب على هذا الاصطدام إخراج بعض الإلكترونات عن مداراتها إلى خارج الذرة، ومن ثمّ تتأين الذرات. في حين تنقص طاقة كل إلكترون من الإلكترونات الأصلية المعجلة بمقدار ما فقده في التصادم وهو يساوي ما اكتسبه الإلكترون المُخْرَج من الطاقة. وجزء من هذه الطاقة ينفقه الإلكترون المُخْرَج في التغلب على ارتباطه بنواة الذرة، ويتحرك بالجزء المتبقي من الطاقة بعيداً عن الذرة، تاركاً فجوة في المدار الذي كان يشغله. وبمجرد تكوين فجوة في المدار، يتهاوى أحد الإلكترونات من المدارات الخارجية البعيدة عن النواة؛ ليملاً المكان الشاغر (انظر: الشكل رقم ١-٥).



شكل رقم (١-٥) تُنتج الأشعة السينية المميّزة عند انتقال إلكترون من المدارات البعيدة عن النواة؛ ليملاً الفجوة التي تركها الإلكترون المطرود [١٣].

ويُفقد الإلكترون المتهاوي أثناء انتقاله جزءاً من طاقته؛ ليناسب ما يملكه من طاقة الموضع الجديد، في حين أنّ الطاقة التي فقدتها تنتشر في شكل إشعاع كهرومغناطيسي تختلف طاقته من عنصر لآخر؛ لذلك تُدعى «الأشعة المميزة»، أي: مميزة للذرات المكوّنة مادة الهدف، والمدارات التي انتقلت الإلكترونات بينها. وعندما تكون مادة الهدف ذات عدد ذريّ كبير مثل التنجستين، وتتم الانتقالات بين المدارات الداخلية، فإن الأشعة المميزة تمتلك طاقة في نطاق الأشعة السينية من الطيف الكهرومغناطيسي؛ ولذلك تسمى «الأشعة السينية المميزة» [٤].

وطاقة الأشعة السينية المميزة تكون دائماً في مدى طاقة الأشعة السينية المستمرة، كما هو موضح في الشكل رقم (٦-١). ويرجع السبب في ذلك أن الإلكترونات الأولية المعجلة تمتلك ذات الطاقة وقد تفاعلت بطريقتين مختلفتين مع ذرات مادة الهدف؛ لإنتاج نوعي الأشعة. لذلك تزداد كثافة الأشعة عند طاقات (أطوال موجية) محددة للفوتونات المنبعثة. تلك الطاقات تكافئ الفرق بين طاقة المدارات الداخلية القريبة من أنوية ذرات مادة الهدف، والتي تختلف من عنصر لآخر.



شكل رقم (٦-١) تعتمد الكثافة النسبية للأشعة السينية (المستمرة + المميزة) المنبعثة من التنجستين (W)، والمولبيديوم (Mo)، والكروم (Cr)، على الطول الموجي [١٤].

ونظراً لامتداد مدى طاقة الأشعة السينية المنبعثة من أي مصدر، فإن كل الفوتونات لا تتمتع بالقدرة نفسها على النفاذ خلال أي مادة، سواء أكانت مادة صلبة أو رخوة: كالجسم البشري. وكلما زادت طاقة الفوتونات كانت قدرتها على النفاذ أكبر، ومن ثمّ عند توجيه شعاع بالمواصفات الواردة في الشكل رقم (١-٦) إلى الجسم البشري مثلاً، فإننا نجد ارتداد بعض الفوتونات ذات الطاقة المنخفضة نحو الخلف (تنعكس)، ثمّ يمتصّ الجزء الباقي بالقرب من سطح الجسم. في حين أنّ الأشعة السينية ذات الطاقة المتوسطة تُمتصّ في الجزء الداخلي، وأمّا ذات الطاقة العالية فتستطيع المرور عبر كل الجسم إلى الجانب الآخر. فإذا كان الغرض من استخدام الأشعة السينية تصوير المكونات الداخلية للجسم، أو أي مادة واقعة تحت الفحص، فإنّ الأشعة النافذة هي المناسبة، ومن ثمّ تصبح الأجزاء الممتصة في الجسم من الأشعة الساقطة معدومة الفائدة، وربما تسبب ضرراً يتمثل بعرقلتها استخدام هذه الأشعة بطريقة مثالية. أما إذا كان الغرض من استخدام الأشعة السينية، فحص وتفتيش الأشخاص المشتبه في حملهم أسلحة نارية أو غير ذلك مما يخفونه تحت ملابسهم، فتستخدم الأشعة منخفضة الطاقة بكفاءة؛ كما سيوضح ذلك في الفصل السادس.

وتتطلب معظم التطبيقات أشعة سينية محددة الطاقة، ولكن الأشعة المنبعثة تكون غالباً في مدى واسع عند الكثافة النسبية المنخفضة؛ لذلك تستخدم المرشحات المختلفة؛ لانتقاء جزء محدد من طاقة الأشعة السينية الناتجة عن المصدر؛ لتلاءم التطبيق المنشود، وذلك بالتخلص من الفوتونات منخفضة الطاقة من الأشعة قبل استخدامها.

١٧: المرشحات

المرشح شريحة من مادة ماصّة للأشعة السينية، وتوضع في مسارها؛ لكي تخفّض كثافة الأشعة طويلة الموجة (منخفضة الطاقة). والأشعة السينية تعبر أوساطاً مادية عديدة قبل أن تصل إلى حيز التطبيق، مثل: الغلاف الزجاجي لأنبوب الأشعة السينية، والزيت الذي يحيط بالأنبوب، ونافاذة خروج الأشعة. وهذه المخفّضات تمتصّ بعض الأشعة السينية الناتجة، وهي

تجعل الأشعة قاسية: أي: تُضيق مدى طاقتها نحو الطاقة المرتفعة؛ ولذلك يُطلق على هذه العملية «الترشيح الذاتي لأنبوب الأشعة السينية». وربما لا تكفي عملية الترشيح الذاتي في كثير من التطبيقات؛ لذا تستخدم مرشحات أُخذت من مركبات مختلفة، بحيث توضع في مسار الأشعة قبل أن تصل إلى موضع الاستخدام. والترشيح الكلي يكافئ مجموع العمليتين [٦].

وتكمن وظيفة مادة المرشح في إزالة الفوتونات منخفضة الطاقة بأفضل كفاءة، وأقل تأثير ممكن في الفوتونات عالية الطاقة؛ لذلك فإن إضافة المرشحات يساعد على تناقص العدد الكلي للفوتونات؛ لأنها تمتص الفوتونات منخفضة الطاقة، أي: تُنقص كثافة حزمة الأشعة، وهكذا يزيد متوسط طاقة الفوتون. والمرشح المناسب لا بد أن تتوفر فيه ثلاثة شروط أساسية هي: أن يتفاعل مع الأشعة، ما يسمى التأثير الكهروضوئي، وألا تكون حافة الامتصاص (مستوى الطاقة الأقرب لنواة الذرة) قريبة من طاقة الفوتونات المرغوب فيها، وأن يكون سُمك مادة المرشح منتظماً وخالياً من الفجوات، مع العلم أن أية عيوب من الممكن أن تؤثر في وظيفته.

إن حواف الامتصاص تختلف من عنصر إلى آخر، كما أن لكل غرض طاقة تناسبه، وهذا يعني إمكانية استخدام أكثر من مادة كمرشح، مثل: الزركونيوم، والفضة، والإنديوم، والمولبيديوم، والحديد، والرصاص، والقصدير، والنحاس، والألمونيوم [١٥]. فعلى سبيل المثال: إذا استخدم المولبيديوم كمادة هدف في أنبوب الأشعة السينية، فإنه يمكن استخدام المرشحات التالية: الزركونيوم؛ لامتصاص أشعة الفرملة، والخط المميز الناتج عن انتقال الإلكترون من المستوى M إلى المستوى K، والمسمى K_{β} ، ويستخدم مرشح الحديد؛ لامتصاص كل الأشعة السينية الناتجة. في حين يستخدم مرشح المولبيديوم؛ لامتصاص أشعة الفرملة تاركًا الخطين المميزين K_{α} و K_{β} وأما مرشح الألمونيوم فيستخدم؛ لتقليل تأثير أشعة الفرملة، وامتصاص القمم المتولدة في الجيل الثالث من طيف الأشعة السينية (الخطوط الناتجة عن انتقال الإلكترونات من المدارات العليا إلى المستوى M). في حين يستخدم مرشح الفضة كاستخدام الألمونيوم، ولكن بدرجة تأثير أكبر منه. وكذلك يستخدم مرشح النحاس مثل الألمونيوم، ولكن يترك الخطوط المميزة للجيل الأول (الناتجة عن انتقال الإلكترونات إلى المستوى K).

كما تتطلب بعض التطبيقات مرشحات مكونة من مواد عدة بترتيب محدد، مثل: مرشح ثورايوس Thoraues filter، المستخدم في المجال الطبي، ويتكون من (٤, ٠ مم قصدير+٢٥, ٠ مم نحاس+١, ٠ مم ألومنيوم). كما يوجد نوعين آخرين من مرشح ثورايوس حيث يتغير فقط سُمك شريحة القصدير في أحدهما إلى ٠, ٨ مم بينما في المرشح الآخر يصبح ١, ٢ مم [١٦].

٨:١ مصادر أخرى للأشعة السينية

تُنتج الأشعة السينية في الوقت الحاضر لعدد من التطبيقات الطبية وغير الطبية، وذلك بواسطة أجهزة الإنتاج التقليدية، سواء أكانت المتنقلة أم الثابتة (التي تعتمد على أنبوب الأشعة السينية)، بالإضافة إلى معجلات الجسيمات المشحونة، مثل: المعجلات الخطية Linear accelerators، ومعجلات البيتاترون Betatron، والسيكلوترون Cyclotron، والسينكروترون Synchrotron، ذات التجهيزات الضخمة المعقدة من حيث التصميم والمكونات. يُعجّل شعاع من الإلكترونات إلى طاقات عالية جداً؛ لأغراض مختلفة؛ وعند الضرورة يسمح للإلكترونات المعجلة، في الأنواع الثلاثة الأولى [١٧]، بالاصطدام بشريحة معدنية (مادة الهدف)، تتمتع بعدد ذري كبير، ودرجة انصهار عالية: كالتنجستين، ومن ثم تفقد هذه الإلكترونات معظم طاقتها؛ لتظهر في شكل أشعة سينية مستمرة ذات مدى أوسع، و طاقة أعلى من تلك التي تنتجها الأجهزة التقليدية؛ لتلبي متطلبات شريحة عريضة من التطبيقات المفيدة.

ونقدم هنا فكرة مبسطة عن اثنين من تلك المصادر العملاقة للأشعة السينية الاصطناعية، وهما المُعجِّل الخطي، والسينكروترون؛ نظراً لارتباط الأشعة الصادرة عنهما بمجالات عدة.

٨:١:١ المُعجِّل الخطي

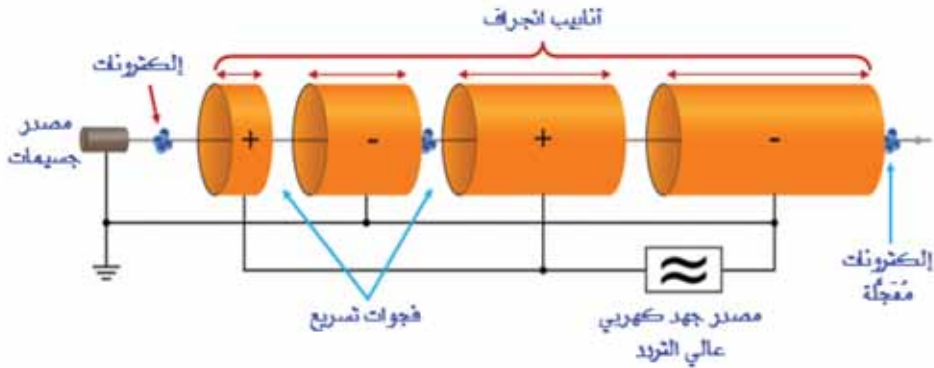
المعجل الخطي للجسيمات (linear accelerator - linac) من أقدم الوسائل لتعجيل الجسيمات دون الذرية، إلى سرعات عالية جداً تقترب من سرعة الضوء، حيث تم اختراعه

في عام ١٩٢٨ بواسطة رولف فيدروي Rolf Widerøe (١١ يوليو ١٩٢٠ - ١١ أكتوبر ١٩٩٦). المعجلات الخطية تختلف كثيراً في الطول؛ حيث تبدأ من أنبوب أشعة الكاثود المعروفة، حتى عدة كيلومترات. تُستخدم تلك المعجلات في تطبيقات عدة، مثل: إنتاج الأشعة السينية، للأغراض الطبية، والصناعية، والعلمية، أو غيرهم. تصميم المعجل الخطي يعتمد على نوع الجسيمات التي سيتم تعجيلها، مثل: الإلكترونات، والبروتونات، أو الأيونات [١٨].

المكونات والتشغيل

يتكون المعجل الخطي للجسيمات، من الأجزاء التالية: كما يتضح من الشكل رقم (٧-١):

- **مصدر الجسيمات:** تصميم المصدر يعتمد على خصائص الجسيمات المطلوب تعجيلها. فمثلاً: يتم توليد الإلكترونات بواسطة الكاثود البارد، أو الكاثود الساخن، أو الكاثود الضوئي، وأما الجسيمات الموجبة يتم تجهيزها بطرق أخرى.
- **مصدر للجهد الكهربائي العالي:** وذلك بغرض الحقن الأولي للجسيمات المطلوب تعجيلها.



شكل رقم (٧-١) رسم تخطيطي للمعجل الخطي يوضح اتجاه زيادة أطوال الأنابيب

المفرغة وترتيب الأقطاب الكهربائية [١٨].

- **غرفة مفرغة على هيئة أنبوب مجوف:** يختلف طول الغرفة والأنبوب طبقاً لنوع التطبيق، حيث؛ إذا كان الجهاز سيستخدم لإنتاج الأشعة السينية للفحص، أو العلاج، فإن الأنبوب قد يتراوح طوله بين نصف متر إلى متر ونصف، (انظر: الشكل رقم ٨-١).

في حين أنه، إذا استخدم الجهاز كحاقن مغذي للمعجلات ذات الطاقة العليا، مثل: السينكروترون synchrotron ، فقد يصل طوله إلى عدة أمتار. إما إذا كان الغرض من الجهاز هو التعجيل الأولى للجسيمات بهدف إجراء فحوص للجسيمات النووية، فإن طول المعجل قد يصل إلى آلاف عدة من الأمتار.

1. مصدر الإلكترونات.
2. مفتاح تبديل طاقة.
3. مُوجِّه موجة.
4. موضع البقعة البؤرية.
5. مغناطيس انحناء.
6. نظام توجيه وتحكم في الشعاع.
7. عشرة منافذ دائرية.
8. غرفة أيونات.
9. فكّك غير متماثلة.
10. مُخزّم متعدد الأوراق لتوجيه الأشعة.
11. الأشعة الناتجة باتجاه موضع الاستخدام.



شكل رقم (٨-١): رسم تخطيطي للمعجل الإلكتروني الخطي المستخدم في إنتاج الأشعة

السينية للتطبيقات الطبية [١٩ - ٢٠]

“Permission of Fayne Muldoon - Varian Medical Systems. Inc” .

• **أقطاب كهربية معزولة**، اسطوانية الشكل، داخل الغرفة المفرغة: يختلف طول الأقطاب حسب موقعها على طول الأنبوب. حيث يعتمد طول كل قطب كهربى على التردد وقدرة مصدر الجهد الكهربى، وكذلك طبيعة الجسيم المطلوب تعجيله. ودايمًا

تتزايد أطوال الأقطاب بالتتابع من المصدر حتى الوصول إلى الهدف الذي ستصطدم به الجسيمات المعجلة. إن خصائص الجسيم المعجل ذات أثر مباشر، وكبير في تحديد طول الأقطاب الاسطوانية، فمثلاً: الإلكترونات أصغر في الكتلة من البروتونات بنسبة ١ إلى ١٨٣٦، ولذلك فإنها تتطلب مقاطع أقصر كثيراً من الأقطاب الاسطوانية؛ حيث أنها تكتسب سرعة أعلى في زمن أقل، على الرغم من أن طاقة حركتها تكون أقل كثيراً من البروتونات التي تمتلك نفس السرعة.

- **مصدر طاقة واحد**، أو أكثر، ذو تردد راديوي للاتصال بالأقطاب الاسطوانية: في حالة المعجلات عالية الطاقة، يستخدم مصدر واحد منفصل لكل قطب على حده. وينبغي أن تكون قدرة المصدر، وتردده، وحالة الطور متوافقة على حسب تسلسل موقع القطب الاسطواني في السلسلة، مع نوع الجسيم تحت التعجيل؛ حتى نحصل على أعلى قيمة من الطاقة عند نهاية المسار.
- **مادة هدف مناسبة** : يستخدم هدف من التنجستين المبرد بالماء، إذا كان المطلوب إنتاج أشعة سينية بواسطة جسيمات معجلة. كما يستخدم مواد أخرى عدة، كمادة للهدف، عندما يكون الجسيم المعجل هو البروتون، أو أيونات أخرى؛ اعتماداً على نوع الفحوصات المطلوبة.

فكرة عمل المعجل الخطي للجسيمات

كل اسطوانة ذات جهد كهربائي محدد، أقل في القيمة من التي تليها، ابتداءً من مصدر الجسيمات حتى مادة الهدف. وهذا يعني أن سطح كل اسطوانة متساوي في الجهد، ومن ثم لا يكتسب الجسيم المشحون أي طاقة أثناء عبوره أحد الاسطوانات (لا يحدث تعجيل للجسيمات داخل أنابيب الانجراف - الأقطاب الكهربائية) لعدم وجود مجال كهربائي فيها. ولكن عند مرور الجسيم بين اسطوانتين متتاليتين (أي في الفجوة بين قطبين متتاليين)، يكتسب الجسيم مزيداً من السرعة (الطاقة)، في اتجاه واحد، تحت تأثير المجال الكهربائي في تلك الفجوة، وبالتالي تصير سرعته أكبر، مما يعني أنه في الاسطوانة التالية سوف يستغرق زمن أقل عند مروره خلالها إذا كانت متساوية في الطول مع سابقتها. ونظراً للتوافق الزمني لتغير فرق الجهد الكهربائي، فإن هذا يستدعي أن تكون الاسطوانات المتتالية متزايدة في الطول، بحيث؛ إذا

٥ - المجال الكهربائي يؤثر على شحنة q موجبة بقوة مقدارها F تتناسب مع شدة المجال E حيث $F=qE$. عندما تكون الشحنة سالبة مثل الإلكترون، تؤثر القوة في عكس اتجاه المجال، ولذلك يكون اتجاه المجال الكهربائي في فجوات التسريع عكس اتجاه حركة الإلكترونات (أي: من المصدر إلى الهدف).

وصل الجسيم المشحون عند نهاية الاسطوانة، يحدث تغير في اتجاه الجهد الكهربائي ليصير اتجاه قوة المجال الكهربائي دائماً في اتجاه حركة الشحنة. وعندما تزداد سرعة الجسيمات، لتقترب من سرعة الضوء، فإن مقدار السرعة المكتسبة سيكون صغيراً؛ نظراً للزيادة في كتل الجسيمات طبقاً للنظرية النسبية الخاصة وهذا يتطلب أن تكون أنابيب الانجراف متقاربة في الطول قرب نهاية مسار الجسيمات المعجلة.

- تُضاف عناصر كعدسات كهروستاتيكية أو مغناطيسية^٧، لتأمين بقاء شعاع الجسيمات على محور الأنبوبة المفرغة وكذلك الأقطاب الكهربائية
- المعجلات الطويلة جداً قد تحافظ وتُبقي على اصطفااف دقيق لمكوناتها، من خلال استعمال أنظمة آلية المؤازرة، التي تكون موجهة بواسطة شعاع من الليزر.

مميزات المعجلات الخطية

١. المعجلات الخطية ذات التصميم المناسب تكون قادرة على تعجيل الأيونات الثقيلة إلى طاقات تتخطى تلك المتاحة في المعجلات من النوع الدائري مثل السيكلوترون cyclotron، والتي تكون مقيدة بشدة بالمجالات المغناطيسية المطلوبة لبقاء الأيونات في مسار دائري.
٢. المعجلات الخطية ذات القدرة العالية، يمكن أيضاً تطويرها لإنتاج إلكترونات تمتلك سرعات قريبة من سرعة الضوء. هذا النوع من المعجلات مطلوب، حيث أن الإلكترونات السريعة المتحركة في شكل قوس، سوف تفقد جزء من طاقتها خلال أشعة السينكروترون. وهذا بالطبع، سوف يحد من القيمة العظمى للطاقة التي يمكن أن تمتلكها الإلكترونات في السينكروترون.
٣. المعجلات الخطية قادرة أيضاً على إنتاج سيل متقارب شبه متصل من الجسيمات المعجلة، ومن ثم فإن الفترات الزمنية بين نبضات الأشعة السينية الناتجة تكون قصيرة للغاية وهذا مفيد جداً للعديد من التطبيقات.
٤. المعجلات الخطية المستخدمة في المجال الطبي، تعجل الإلكترونات باستخدام

٦- إذا كانت كتلة الجسم في حالة السكون m_0 فعندما يتحرك بسرعة عالية v تصبح كتلته m حيث $m = m_0 / \sqrt{1 - (v^2/c^2)}$ في حين أن c تمثل سرعة الضوء.
٧- العدسات الكهروستاتيكية أو المغناطيسية: أجهزة تساعد في نقل وتوجيه الجسيمات المشحونة، مثل: الإلكترونات في حالة اصطفااف على هيئة حزم مجمعة، مثلما يحدث في العدسات الضوئية لتوجيه الضوء أثناء مروره عبرها.

تجويف متناغم كَمَوْجِه موجة wave guide، حيث أن مصدر الموجات الراديوية RF تنشئ موجات موقوفة. في حين أن بعض المعجلات الخطية تحتوي على موجات موجة قصيرة ومركبة عمودياً، بينما الأجهزة ذات النبضات الأعلى تميل إلى استخدام موجات موجة طويلة، وأفقية، ومغناطيس انحناء لإدارة الشعاع بشكل عمودي نحو المريض (انظر: الشكل رقم ١-٨).

٥. المعجلات الخطية الطبية تستخدم أشعة من الإلكترونات وحيدة الطاقة فيما بين ٤ حتى ٢٥ مليون إلكترون فولت، منتجةً أشعة سينية مستمرة، لطيف من الطاقات حتى طاقة الإلكترون، عندما يتم توجيه الإلكترون إلى هدف عالي الكثافة مثل: التنجستين. الإلكترونات والأشعة السينية يمكن أن يستخدم في علاج كل من الأورام الحميدة والخبيثة [٢١].

٦. يتميز الشعاع الناتج عن المعجلات الخطية الطبية، بدرجة عالية من المرونة والدقة جعلته أداة علاجية ممتازة للأورام، ولذا يمكن أن تستخدم بدلاً من العلاج بالكوبالت المشع. إضافة إلى ذلك، يمكن إيقاف الجهاز عند عدم استخدامه، ولا يوجد مصدر مشع يتطلب حماية إشعاعية مكثفة-على الرغم من أن الاستخدام المطول للأجهزة عالية الطاقة (أعلى من ١٨ مليون إلكترون فولت) يمكن أن تسبب كمية كبيرة نسبياً من الأشعة داخل الأجزاء المعدنية، في رأس الجهاز، بعد فصل التيار عنه (أي أن الأجزاء المعدنية صارت مصدراً نشطاً للأشعة، ولذلك يجب أخذ الاحتياطات الضرورية).

عيوب المعجلات الخطية

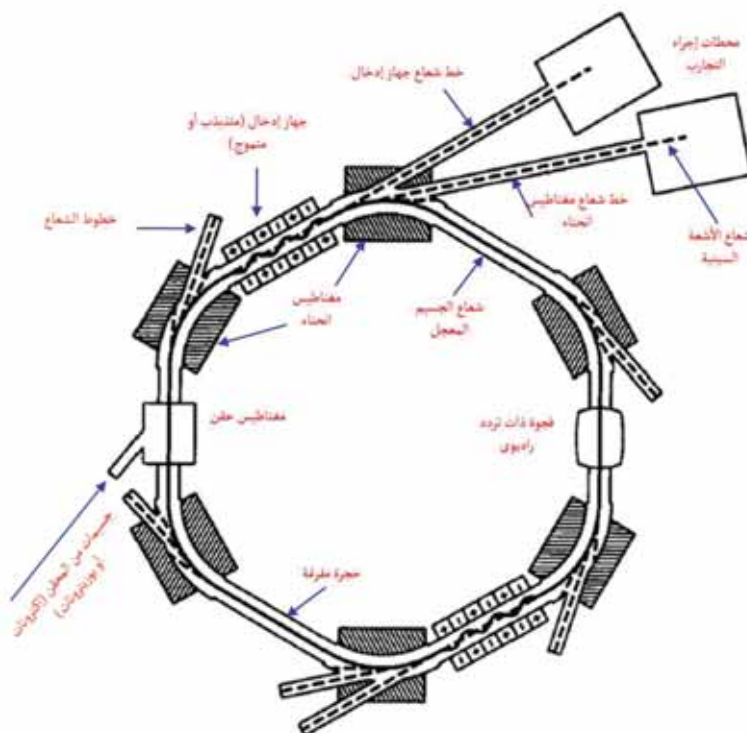
- محدودية طول المعجل الخطي؛ طبقاً للمكان الذي سيوضع فيه.
- يتطلب المعجل الخطي عدداً كبيراً من الأجهزة المزودة، ومصادر القدرة الكهربائية المصاحبة لها، مما يعني مزيداً من نفقات التركيب والصيانة لهذا النوع من الأجهزة.
- إذا صنعت جدران الفجوات المعجلة من مواد توصيل عادية، وكانت المجالات المعجلة كبيرة، فإن المقاومة الكهربائية للجدران سوف تحول الطاقة الكهربائية إلى حرارة بسرعة. وعلى الجانب الآخر، فإن المواد فائقة التوصيل تمتلك قيوداً متعددة، إضافة إلى كونها باهظة التكلفة خاصة عند بناء المعجلات الخطية الكبيرة جداً.

٢:٨:١ السينكروترون

السينكروترونات أجهزة ضخمة بالغة التعقيد، وعالية التقنية. وتكون السينكروترونات عادةً

في مراكز قومية، أو إقليمية؛ وذلك لكبر حجمها، ودرجة تعقيدها، وارتفاع تكلفة تشغيلها؛ ومن ثم يجب على الباحثين السفر إليها؛ للاستفادة من إمكانياتها الفريدة [٢٢].

والسينكروترون نوع خاص من المعجلات الدائرية للجسيمات، حيث يتزامن المجال المغناطيسي الذي يسبب دوران الجسيمات في مسار دائري، والمجال الكهربائي الذي يسبب تعجيل الجسيمات، بدقة مع شعاع الجسيمات المتحركة. ويوضح الشكل رقم (٩-١) أن الجسيمات المشحونة سواء أكانت إلكترونات أم بوزيترونات (إلكترونات موجبة الشحنة)، تُحقن داخل حجرة حلقيّة الشكل مفرغة من الهواء لدرجة عالية جداً، قد تصل إلى حوالي 10^{-10} تورشيلي (التورشيلي وحدة؛ لقياس الضغط تساوي ميليمتر زئبق واحد). واستدارة الغرفة المجوّفة غير كاملة، ولكن تتكون من سلسلة أفواس متصلة فيما بينها بواسطة أقسام مستقيمة.



شكل رقم (٩-١) رسم تخطيطي لأحد السينكروترونات يستخدم كمصدر للأشعة

السينية [٢٢].

وتدخل الجسيمات الحلقة عن طريق مغناطيس الحقن، ثم تتحرك حول الحلقة بسرعة تقترب من سرعة الضوء، ويؤثر فيها سلسلة من المغناط التي تعمل على تقوس مسار الجسيمات المشحونة، حيث يتحرك الجسيم المشحون في مسار دائري عند التأثير عليه بمجال مغناطيسي منتظم عمودي على مسار الحركة. وتوجد مجموعة إضافية من المغناط، رباعية وسداسية الأقطاب، وهي غير معروضة في الشكل (١-٩)، وتستخدم في تركيز شعاع الجسيمات وتشكيله، وذلك كلما انتقلت حول الحلقة، وأثناء ذلك تفقد تلك الجسيمات جزءاً من طاقتها. وتُعوّض الطاقة التي فقدتها الجسيمات عند انتقالها خلال تجاويف راديوية التردد، حيث تُمنح الحقول الكهرومغناطيسية المتزامنة طاقة للجسيمات؛ لإبقائها في حالة دوران حول الحلقة بسرعة تقترب من سرعة الضوء.

تنبعث أنواع مختلفة من الأشعة الكهرومغناطيسية، مثل: الأشعة تحت الحمراء، والمرئية، وفوق البنفسجية، والأشعة السينية، عندما تمر الجسيمات المشحونة عبر مغناط الانحناء أو خلال أجهزة الإدخال^٨. وتسمح أجهزة الإدخال للأشعة بالدخول إلى محطات إجراء التجارب، وهي حجرات ذات دروع حماية تستخدم؛ لوضع تجهيزات تجارب معينة. والحلقة نفسها واقعة خلف جدار خرساني كثيف يستخدم كدرع حماية، وكلّ الأنابيب التي تُرسل إشعاعاً، وكذلك كلّ المحطات التجريبية التي تحتوي على أجهزة وتجهيزات تحمي بكثافة، ويُتحكم فيها، وتُغلق إغلاقاً آلياً؛ لحماية المستفيدين والعاملين من خطورة الإشعاع الذي قد يكون مهيماً.

وعندما تدور الجسيمات حول حلقة التخزين، فإنها تصطدم بجزيئات الغاز المتبقية في الغرفة المفرغة؛ مما يَنْتج عنه فقد تيار شعاع الجسيمات تدريجياً؛ لذلك تنخفض كثافة الأشعة السينية الناتجة بمرور الوقت حتى تصل إلى الحد الأدنى. ويُتخلّص من الجسيمات الباقية عند هذه النقطة، ثم يُعاد ملء الحلقة مرة أخرى، وتكرار الدورة. وتستغرق عملية إعادة ملء الحلقة بالجسيمات فترة زمنية تقترب من ساعة واحدة أو أقل من ذلك.

وتتميز السينكروترونات التي تُدَوَّر بوزيترونات positrons في الغالب بفترة عمر أطول للشعاع عن تلك التي تُدَوَّر الإلكترونات. وتتضمن الأولى تعقيدات إضافية؛ لإنتاج البوزيترونات

٨ - أجهزة الإدخال: هي أجهزة مغناطيسية إضافية تسمى المتذبذبات أو المتوجات، موجودة في الأقسام المستقيمة بالحلقة.

وذلك لبساطة تركيب مصادر الإلكترونات؛ إن مجرد تسخين سلك رفيع جداً بتيار كهربى كبير يكفي لتوفير مصدر للإلكترونات بشرط أن يكون في بيئة مفرغة الهواء؛ لضمان عدم أكسده أو احتراقه. في حين يتم الحصول على البوزيترونات كنواتج لبعض التفاعلات النووية، حيث تُعجَّل البروتونات إلى طاقات عالية (ملايين عدة من الإلكترون فولت)، والسماح لهم بالاصطدام ببعض نظائر العناصر حيث تُصبح أنويتها غنيّة بالبروتونات، ومن ثم تصير تلك النظائر مشعة ومصدراً للبوزيترونات؛ لتحلل البروتونات الزائدة، وتحولها إلى نيوترونات، ومن ثم انطلاق جسيمات البوزيترون.

وجدير بالذكر أن السينكروترونات التي تنتج الأشعة السينية مرت بأجيال متعاقبة، وكل جيل شهد تطورات كثيرة، يوازيها ما تقدمه هذه التجهيزات من خدمات في العديد من المجالات. وتتميز الأشعة السينية المنتجة بواسطة السينكروترون بكونها في شكل شعاع رفيع جداً ذي شكل مخروطي، وزاوية رأسه صغيرة، ومن ثم تكون الأشعة متوازية، وذات كثافة عالية ونطاق واسع من الطاقة، مما يؤهلها للاستخدام في مجالات غاية في الدقة والأهمية.

٩ : ١ رصد وقياس الأشعة السينية

عند استخدام الأشعة السينية، لا يكفي توجيهها إلى موضع التطبيق فترة من الزمن فقط، ولكن، من الأهمية بمكان، معرفة مقدار ما تم امتصاصه من تلك الأشعة داخل المواد التي وُجّهت إليها مثل جسم الإنسان أو حاوية بضائع؛ لأن ذلك يحمل كمية من المعلومات المطلوبة حول التركيب الداخلي لتلك المواد. فمنذ اكتشاف الأشعة السينية عام ١٨٩٥، تم اختراع وتطوير العديد من التقنيات للكشف عن ورصد الأشعة السينية. ولقد كانت أفلام التصوير هي الوسيلة المتاحة آنذاك؛ للقيام بمهمة الكشف عن كثافة الأشعة النافذة من الأجسام الكثيفة، وتوزيعها، ومازالت لها قيمتها في الاستخدامات المتعددة، مثل: التصوير الإشعاعي الطبي وغيره. وبالرغم من التحسينات التي طرأت على أفلام التصوير، إلا أنها مازالت وسيلة استاتيكية؛ حيث لا يُستخدم الفيلم سوى مرة واحدة، وتُعرف تفاصيل الصورة بعد معالجة

الفيلم، التي تستغرق فترة من الزمن وقد تؤثر على جودة الصورة. ولذلك، بُدِلت ومازالت تُبدل جهود كثيرة؛ للبحث عن وسائل أكثر سرعة ودقة للكشف عن الأشعة السينية [٢٣ - ٣٠]. وللكشف عن الأشعة السينية ورصدها، يحتاج المرء إلى مادة قادرة على امتصاص الأشعة السينية الواردة، وتحويل طاقة فوتونات الأشعة إلى إشارات كهربائية. وهناك طريقتان: لتحقيق هذا الهدف؛ طريقة مباشرة وأخرى غير مباشرة. وتستخدم في الطريقة غير المباشرة مواد تسمى "الوميضيات" scintillators، وتتميز بقدرتها على تحويل الأشعة السينية إلى فوتونات الضوء المرئي. ويُكشف عن الضوء الناشئ عن هذه العملية باستخدام الكواشف البصرية التقليدية. أما الطريقة المباشرة فتستخدم فيها كواشف من أشباه الموصلات التي لديها القدرة على تحويل فوتونات الأشعة السينية مباشرة إلى إشارات كهربائية [٢٣، ٢٩ - ٣٠]. وأما بشأن التطبيقات الأنموذجية؛ للكشف غير المباشر عن الأشعة السينية، فيستخدم فيها بلورات يوديد الصوديوم المطعمة بمادة الثاليوم NaI (Tl)، أو بلورات يوديد السيزيوم المطعمة بمادة الثاليوم CsI (Tl) كمادة وميضية، حيث تُعدُّ البلورات المطعمة بمادة الثاليوم إحدى أفضل المواد المعروفة لعمليات التوميض^٩ [٣١ - ٣٢]. وبمجرد التحول إلى الضوء المرئي، فإن الإشارة الضوئية لا تنتقل إلى اتجاه الفوتون الساقط على البلورة، بل ينبعث الضوء في كل الاتجاهات. وينجم عن ذلك وصول عدد قليل جداً من الفوتونات الضوئية المتولدة إلى الكاشف الحساس للضوء. ولزيادة وصول نسبة الضوء المتولد إلى الكاشف تُصقل أسطح البلورات المستخدمة، بحيث تنعكس نبضات الضوء انعكاساً كلياً إلى داخل البلورة بدلاً من تسربها نحو الخارج، ومن ثم زيادة احتمال وصولها إلى الكاشف.

وللتعويض عن قيمة الإشارة الضوئية المنخفضة جداً. وتتطلب طريقة الكشف غير المباشرة أيضاً استخدام أجهزة تسمى أنابيب المضخم (المضاعف) الفوتوني photomultiplier التي تتيح آلية تكبير عالية جداً للإشارة الضوئية، بحيث تصل إلى مليون مرة.

وأما تقنية التحويل المباشر مع كواشف أشباه الموصلات، فيستخدم فيها: السيلينيوم غير المتبلور، والسيليكون غير المتبلور، وتلوريد الزنك والكادميوم [٣٣]. في حين يستخدم السيليكون

٩ - التوميض: انبعاث بريق، أو ومضة من الضوء المرئي عند سقوط جسيمات مشحونة، أو موجة كهرومغناطيسية عالية الطاقة على مادة فلورية أو فسفورية.

العياري عادةً للكشف عن الأشعة السينية منخفضة الطاقة؛ وذلك بسبب تجانسه الجيد، واستقراره إلى حدٍ كبير، على الرغم من الارتفاع الطفيف في درجة الحرارة. وكذلك توجد كواشف أخرى للرصد المباشر للأشعة السينية، تتمتع بقدرة إيقاف عالية للأشعة مقارنة بالسيليكون؛ وذلك بسبب الأعداد الذرية العالية لها. ومن أمثلة تلك الكواشف: الجرمانيوم عالي النقاوة (HPGe)، ومركبات أشباه الموصلات، مثل زرنيخيد الجاليوم (GaAs) [٣٤]، وتلوريد الكادميوم (CdTe) [٣٥]، وتلوريد الزنك والكادميوم (CdZnTe)، ويوديد الزئبق (HgI) [٣٠].

* * * * *

الفصل الثاني

التطبيقات الطبية للأشعة السينية

دخلت الأشعة السينية حيز التطبيق بعد اكتشافها مباشرة. وكان المجال الطبي أول التطبيقات التي استفادت من الأشعة السينية؛ نظراً لخصائصها غير المعتادة التي تمكننا من رؤية مكونات الجسم من الداخل بدون جراحة، أو إسالة دماء، أو حتى تخدير. ولا يستغرق الأمر سوى دقائق معدودة. والتصوير الطبي بالأشعة السينية المستخدم في التشخيص كان وما زال أوسع انتشاراً من غيره حتى يومنا هذا؛ وذلك لدراسة التغيرات التي طرأت على البنية الأساسية للجسم البشري السليم، سواء أكان ذلك في شكل نمو للأنسجة غير المرغوب فيها (الأورام بنوعها: الحميدة والخبيثة)، ووجود شروخ أو كسور في العظام، أو تسوس الأسنان، وهكذا. وقد طُوِّرت في مراحل لاحقة أجهزة إنتاج أشعة سينية، تُستخدم في علاج الأمراض السرطانية.

٢: ١ أنواع التصوير بالأشعة السينية في المجال الطبي

يُعدّ التصوير بالأشعة السينية من أسرع الطرق وأسهلها على الطبيب؛ لفحص أنسجة وأعضاء الجسم الداخلية؛ لأنه يُمثل أداة ممتازة تساعد على تقييم حالة العظام والأسنان والفكين. كما يُستخدم في فحص منطقة التجويف الصدري بما في ذلك الرئتان، والقلب، وفحص الثدي، والقناة الهضمية، والكلى، والحالبين، وذلك من خلال الحصول على صور درجة وضوحها عالية. ويستخدم أيضاً في قياس كثافة العظام، والجراحة التجبيرية، ومعالجة إصابات الألعاب الرياضية المختلفة. كما يُعدّ التصوير بالأشعة السينية ركناً أساسياً في الكشف عن السرطان وتشخيصه، ومن ثمّ علاجه. وما زال التصوير التشخيصي بالأشعة السينية يُمثل أكثر الإجراءات التشخيصية استخداماً سنوياً على مستوى العالم، مثل: المسح المقطعي المحسوب (التصوير المقطعي Computed Tomography)، والأشعة التداخلية، والتصوير

بالموجات فوق الصوتية، والتصوير بالرنين المغناطيسي، والطب النووي [١]. ويتضمن التصوير التشخيصي بالأشعة السينية مجموعة عريضة من التقنيات والتطبيقات.

وعلى الرغم من ذلك فإنه يمكن تقسيمه إلى فصيلتين رئيسيتين:

- التصوير الإشعاعي العادي، والتصوير المقطعي، حيث نحصل على «صورة ثابتة» للمنطقة المصورة وتعرض على فيلم، أو على شاشة حاسوب.
- التصوير الفلوروسكوبي fluoroscopy، حيث نحصل على صور متحركة آنية (فورية) للعضو مباشرة على شاشة مراقبة، أو حاسوب؛ وذلك لفحص الوظائف الداخلية في الجسم.

٢:٢ أهمية صورة الأشعة السينية

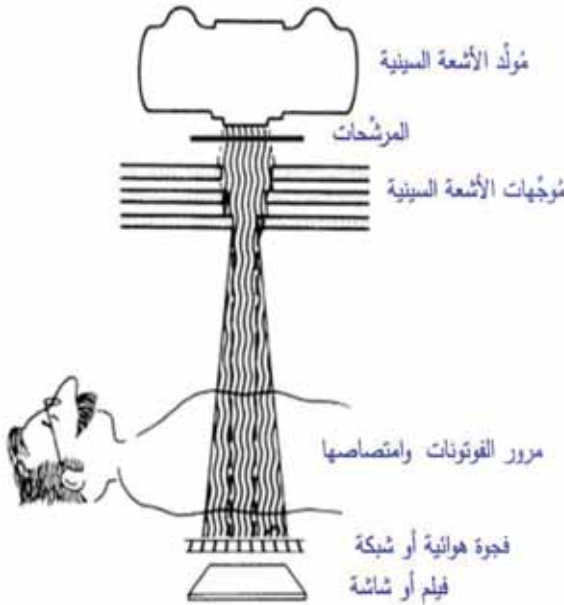
صورة الأشعة السينية هي: أداة للمساعدة على تقييم حالة المريض، أي: وسيلة إثبات حالة. وعلى الرغم من ذلك فهي لا تؤثر فقط في التشخيص، ولكن يمتد أثرها إلى تقدير الاحتمالات الممكنة لدى المريض، ومن ثم اختيار الأسلوب الأمثل للعلاج. ويجب أن تتم عملية التصوير بالأشعة في الوقت المناسب من مراحل تطور حالة المريض؛ لكي تؤدي صورة الأشعة السينية دورها المنشود. كما يجب أيضاً أن تطابق صورة الأشعة المواصفات التقنية الضرورية قبل عملية فحص الصور؛ لاستنباط المعلومات. إن استخدام صور الأشعة السينية يمكن أن يُحسِّن بإذن الله المعلومات المتجمعة بواسطة الفحص السريري. والتشخيص الناجح يتطلب صورة إشعاعية مناسبة، وفضلاً سريريًا جيداً [٢، ٣].

وينبغي أن تتم عملية التصوير التشخيصي بالأشعة السينية في أضيق الحدود؛ لأن المزيد من الصور الإشعاعية يعني المزيد من الجرعات الإشعاعية المنبثقة من مصدر للأشعة المؤينة الضارة (راجع الفصل الثامن: مخاطر التعرض للأشعة السينية).

١:٢:٢ مراحل التصوير بالأشعة السينية

يرتكز علم التصوير بالأشعة السينية في المجال الطبي على تجهيز الأشعة السينية الصادرة

عن مصدر مناسب، ثم إسقاطها على المنطقة المطلوب تصويرها من الجسم، ثم استقبال الأشعة التي نُفِذت من الجسم، ثم تسجيلها بواسطة وسيلة مناسبة قد تكون فيلماً أو جهازاً؛ لعد الفوتونات، ثم معالجة الفيلم بوسائل كيميائية أو فيزيائية؛ للحصول في النهاية على الصورة الإشعاعية. وهناك أربع مراحل رئيسية في نظام التصوير بالأشعة السينية، حيث صُمِّمت؛ لتحسين جودة الصورة، وخفض تعرُّض المريض للأشعة [٤]، (انظر: الشكل رقم ١-٢) وبيانها على النحو التالي:



(١) مرحلة إنتاج شعاع الأشعة السينية وتنسيقه.

(٢) مرحلة تفاعل فوتونات الأشعة، وتكوين معلومات الصورة.

(٣) مرحلة أسر صورة الأشعة السينية.

(٤) مرحلة معالجة الصورة المأسورة وجعلها مرئية.

شكل رقم (١-٢) رسم تخطيطي يوضح المراحل الأربعة الرئيسية للتصوير التشخيصي بالأشعة السينية [٤].

١. مرحلة إنتاج شعاع الأشعة السينية وتنسيقه: وتتضمن أنبوب الأشعة السينية، والمرشحات، والمُحزِّمات (موجِّهات الأشعة collimators) التي صُمِّمت؛ لتوجيه شعاع فوتونات الأشعة السينية ذات النوعية والكمية الكافيتين إلى المريض؛ لتصوير جزء الجسم الخاضع للدراسة.

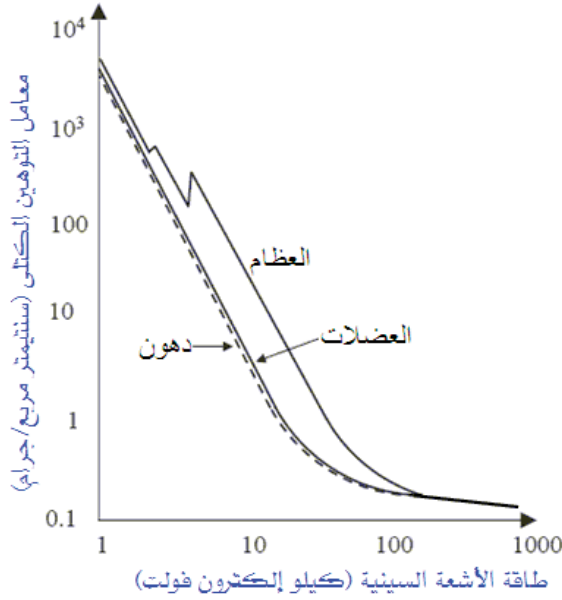
٢. مرحلة تفاعلات الأشعة السينية التي تصطدم بجسم المريض؛ لإنتاج نَمَطِي الامتصاص والتوهين اللذين سيُتَّجان المعلومات المرئية على فيلم التصوير.

٣. مرحلة نظامي أسر الصورة والتسجيل (فيلم، أو وسيلة إلكترونية)؛ لأسر نمط الفوتونات التي مرت خلال جسم المريض؛ لإنتاج الصورة التشخيصية.

٤. مرحلة معالجة التفاعلات التي نتجت عن الفوتونات المأسورة؛ لجعل المعلومات التي تحتوي عليها الصورة مرئية، سواء أكان ذلك بالوسائل الإلكترونية أو معالجة الفيلم.

تعتمد قدرة الأشعة السينية للنفاذ عبر المواد المختلفة على طاقة فوتونات الأشعة السينية، والخصائص الفيزيائية للمادة، مثل: كثافة الجسم وسمكه. فكلما كانت كثافة أو سمك المادة أقل، صارت القدرة على النفاذ أعلى عند الطاقة نفسها.

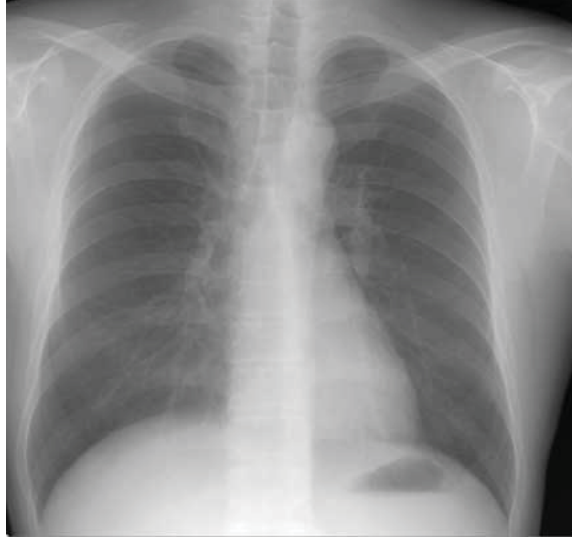
تختلف أنسجة وأعضاء الجسم في الشكل والحجم والكثافة، وتختلف قيمة معامل التوهين للأشعة في تلك الأنسجة ضمن نطاق محدد من الطاقة، كما يتضح في الشكل رقم (٢-٢). تُخْتَار الأشعة السينية للتصوير الإشعاعي الطبي عند طاقة مثالية تكافئ أكبر تباين في قيم معامل التوهين لمكونات الجسم الموجودة في مسار الأشعة، ومن ثم نحصل على صور إشعاعية جيدة تتسم بوضوح التفاصيل تساهم في التشخيص الناجح [٥]. معامل التوهين يمثل مقياس لتناقص شدة الأشعة السينية في مسارها، ويُعبّر عنه بطريقتين: خطي (سم^{-١}) أو كُتلي (سم^٢/جرام). شدة الأشعة تمثل عدد فوتونات الأشعة السينية الساقطة على وحدة المساحات (م^٢/سم^٢) في الثانية، ويُعبّر عنها أيضاً بكثافة فيض الأشعة. في التعريف الأول تعتمد شدة الأشعة على المسافة الفاصلة بين مصدر الأشعة وموضع القياس. لذلك يعتبر استخدام المحزِّمات ضرورة مُلمَّة للحصول على أشعة سينية متوازية ثابتة الشدة بصرف النظر عن موضع التطبيق ونوعه.



شكل رقم (٢-٢) تغير قيمة مُعامل التوهين الكتلي في الأنسجة المختلفة طبقاً لطاقة الأشعة السينية [٦].

٢: ٣ فحص الصدر بالأشعة السينية

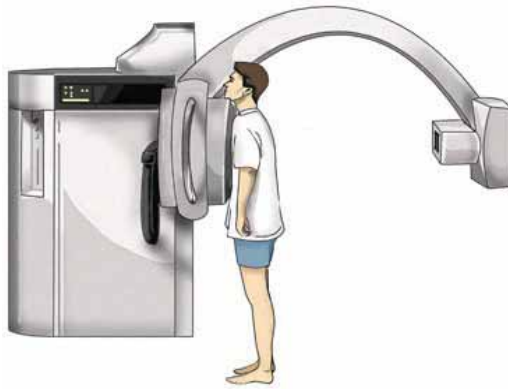
يمثل فحص الصدر بالأشعة السينية أكثر الفحوصات المتممة بالتصوير الإشعاعي في المجال الطبي، حيث تقدر بحوالي ٤٥٪ من العدد الإجمالي لكل الفحوصات المستخدمة في هذا المجال [٧]. ولا تستغرق عملية التصوير سوى ثوانٍ معدودات؛ ولذلك قد يُعتَقَد أن القيام بهذه المهمة أمر يسير. بيد أن الأمر على نقيض ذلك، حيث أن تصوير الصدر بالأشعة يتطلب خبرة ودقة في الأداء؛ لكي نحصل على صورة بالمواصفات التي تلبى الغرض منها؛ لأن الصدر يحتوي على أنسجة مختلفة التكوين، مثل: الرئتين، بجانب أنسجة ناعمة، وعظام صلبة سميكة. والرئتان تتألفان من ملايين الحويصلات الهوائية ذات جدران رقيقة جداً، مملوءة تقريباً بالهواء؛ لذلك فإن إنتاج صورة تزودنا بكافة التفاصيل الدقيقة لكل التراكيب الموجودة في الصدر يتطلب تقنية وخبرة [٨، ٩] كما هو موضح في الشكل رقم (٢-٣).



شكل رقم (٢-٣) صورة إشعاعية دقيقة لمنطقة الصدر، وتظهر فيها الرئتان أكثر سواداً من مناطق العظام [١٠].

ماذا يحدث عند تصوير الصدر بالأشعة.

١. لا بد أن يكون مصدر الأشعة السينية على أحد جانبي الجسم، أو الجزء المطلوب تصويره، في حين يوضع الفيلم أو كاشف الإشعاع على الجانب الآخر (انظر: الشكل رقم ٢-٤).

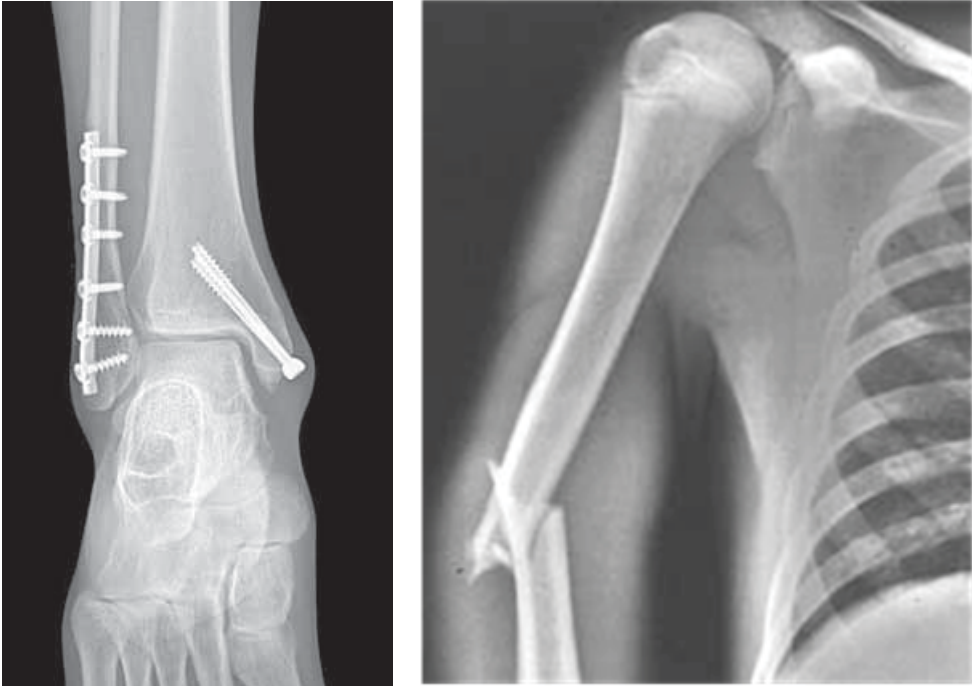


شكل رقم (٢-٤) أثناء التصوير التقليدي للصدر بالأشعة السينية يقف الشخص بين مصدر الأشعة وموضع الفيلم (أو كاشف الإشعاع) [١١].

٢. يمتص الكاشف أو الفيلم فوتونات التي نفذت من الجسم.
٣. بعد معالجة الفيلم، تتدرج مناطقه بين السواد الحالك والبياض الناصع. والمناطق الداكنة في صورة الأشعة السينية تمثل أنسجة ذات كثافة منخفضة، مثل: الرئة والشدي. وأما المناطق الشفافة فتتمثل أنسجة ذات كثافة عالية، مثل: العظام.
٤. تُحدّد كثافة الأنسجة بما يسمى «الكثافة البصرية»، التي تتناسب مع شفافية الفيلم.

٢: ٤ فحص الأطراف بالأشعة السينية

تستخدم الصورة الإشعاعية غالباً عند فحص مُصابي الحوادث؛ للوقوف على الأضرار التي حدثت في الهيكل العظمي، وكذلك قبل إجراء العمليات التجبيرية على الأطراف، أو بعد عمليات تثبيت المسامير الداعمة أيضاً؛ للتأكد من موضعها الصحيح [١٢] (انظر: الشكل رقم ٢-٥).



شكل رقم (٢-٥) صورة عظمة العضد مكسورة في حادث (يمين). وصورة توضح موضع وطول مسامير التثبيت عند مفصل القدم (شمال) [١٣].

٥:٢ أوضاع التصوير بالأشعة السينية

تعتمد مواضع الجسم عند التصوير بالأشعة السينية على الموقع التشريحي للجزء المشكوك في مرضه، وكذلك حالة المريض، سواء أكان بدينًا أم نحيفًا. وبما أن بعض أجزاء الجسم يغطي التراكيب الداخلية لأجزاء أخرى عند إجراء مسقط للأشعة من أية زاوية، فإن اختيار وضعية الجسم والمواضع النسبية لمصادر الأشعة السينية تهدف إلى الحصول على أوضح صورة ممكنة للجزء المطلوب تصويره. كما تتطلب فحوص الأشعة السينية حدًا أدنى من التعرض للأشعة؛ لحماية المريض؛ ولذلك تؤخذ عادة صورتان للمنطقة المطلوب تصويرها، بحيث يميل مسقط كل صورة على الأخرى بـ ٩٠ درجة. وفي بعض الحالات الخاصة، مثل: تصوير المفاصل، فإن صورًا ثلاثًا تُطلب للموضع نفسه. والشكل رقم (٦-٢) يوضح الأوضاع القياسية المختلفة للتصوير الإشعاعي [١٤].

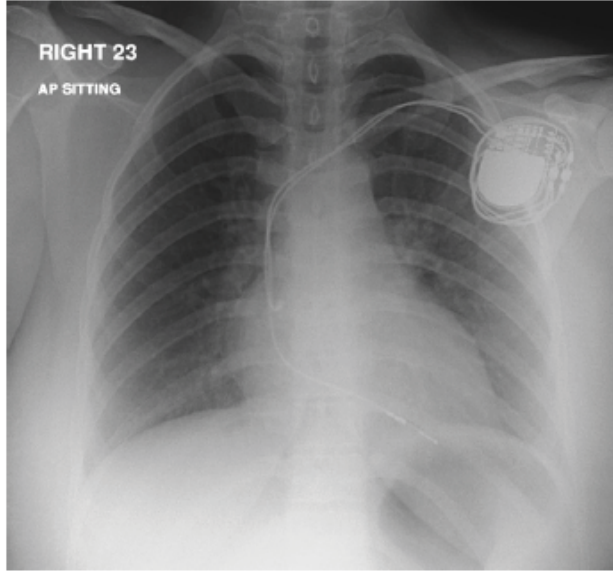


شكل رقم (٦-٢) الأوضاع المختلفة المعتمدة أثناء التصوير بالأشعة السينية، لضمان أقل

تعرض للأشعة [١٥].
٥.

٦:٢ فوائد أخرى لتصوير الصدر بالأشعة السينية

لا يقتصر استخدام التصوير الإشعاعي في الكشف عن أمراض الصدر فحسب، بل يمكن أيضاً استخدامه؛ للوصول إلى مزيد من الاستكشافات المفيدة التي قد تتعلق بإجراءات جراحية سابقة، أو وضع خيط أو أنبوب أو جهاز وتثبيته [١٦]، كما يتضح في الشكل رقم (٧-٢).



شكل رقم (٧-٢) التأكد من ثبات موضع الغرفة الثنائية للمنظم الدائم للقلب [١٦].

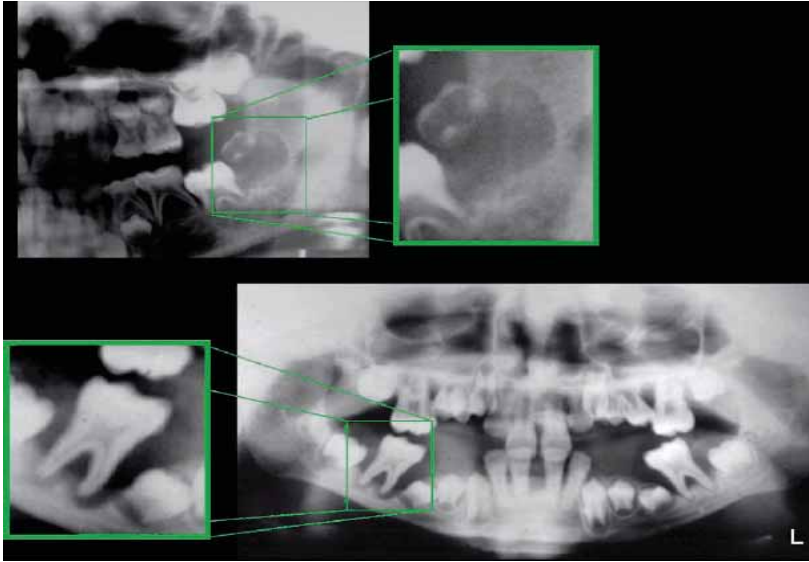
حدود استخدام الأشعة السينية لتصوير الصدر

- صورة الأشعة السينية ثنائية الأبعاد تمثل مكونات الجسم ثلاثي الأبعاد؛ ولذلك تُفقد تفاصيل معلومات العمق.
- تطابق المستويات المختلفة على مستوى واحد يمثل مسقط محتويات المستويات، وهذا يجعل عملية رصد أو كشف حالات الشذوذ صعبة جداً، وخاصة إذا كانت أبعادها صغيرة.
- صور الأشعة السينية العادية لا تساعد على التفريق بين أنواع مختلفة من الأنسجة إذا كانت متماثلة في الكثافة.

٢:٧ الأشعة السينية وطب الأسنان

تساعد الأشعة السينية طبيب الأسنان على تصوير الأسنان، والأنسجة المحيطة بها، ومن ثم اكتشاف العِلل التي لا يمكن رؤيتها بفحص بصري بسيط، والعثور على مشكلات الأسنان، ومعالجتها مبكرًا قبل أن تتطور حالتها إلى الأسوأ. إن هذه التقنية لا توفر أموالنا التي تُنفق في معالجة مضار يمكن تجنبها فحسب، بل تجنبنا أيضًا مضايقات وآلام مبرحة قد تهاجمنا في وقت نحتاج فيه إلى العمل أو الراحة، وذلك إذا التزمنا بالفحص المبكر من أجل الكشف عن الخلل في الأسنان عند بدء حدوثه.

قد يُعتقد أن نطاق تطبيق الأشعة السينية في مجال طب الأسنان نطاقًا ضيقًا، ولكن تتنوع الصور الإشعاعية للأسنان، فتتمثل بصورة لسن واحد، أو مجموعة أسنان متجاورة، أو الفك بأكمله، أو أخذ صورة بانورامية للأسنان (انظر: الشكل رقم ٢-٨). وكل منها يخدم أغراضًا متعددة طبقًا لنوعية الفحص من أجل تحديد المشكلات ومن ثم تقديم العلاج المفيد [١٧].



شكل رقم (٢-٨) الصور الإشعاعية البانورامية لحالتين من حالات اللوكيميا الحادة في الأطفال: إزاحة السنّ النامي (أعلى)؛ مسببة تلفًا خطيرًا في الدعامات حول الأسنان المتأثرة (أسفل) [١٧].

٢:٧:١ مشكلات يمكن رصدها بالأشعة السينية في طب الأسنان [١٨].

تستخدم صور الأشعة السينية المأخوذة من أسنان الأطفال في:

- اكتشاف تسوس الأسنان مبكراً.
- تحديد مدى وجود فضاء كاف في الفم يلاءم كل الأسنان القادمة.
- تحديد احتمال فقد الأسنان الأولية، ونمو الأسنان الدائمة نمواً صحيحاً.
- مراقبة تطوير أسنان العقل وتحديد مدى انغمار الأسنان في اللثة.

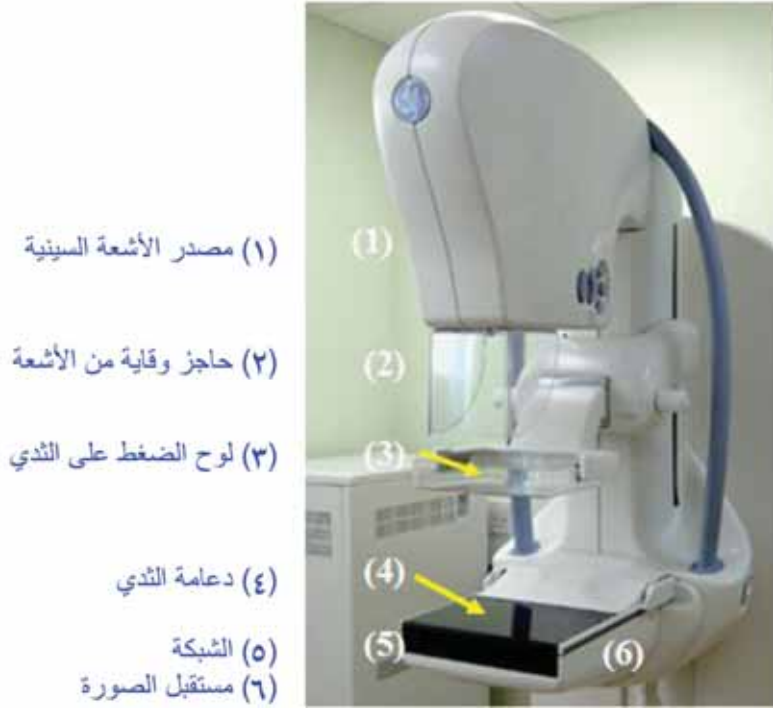
أما في حالة البالغين، فيمكن أن تستعمل صور الأشعة السينية في:

- تحديد مناطق التسوس التي قد لا تكون مرئية بالفحص البصري المباشر، والكشف عنها، وخصوصاً إذا وُجِدَت في مناطق صغيرة واقعة بين الأسنان كالضروس وغيرها.
- اختبار مدى وجود تسوس تحت الحشو الحالي.
- اكتشاف المشكلات العظمية للفكين التي ترافق مرض اللثة.
- اكتشاف التغييرات التي تحدث في العظم، أو في قناة الجذر نتيجة العدوى.
- تساعد على التحضير، لزراعة سنّ، ودعامات، وأطقم أسنان، وغير ذلك.
- اكتشاف الدمامل (عدوى في جذر السنّ، أو بين اللثة والسنّ).
- اكتشاف حالات التطور الشاذة الأخرى، مثل: الخُرَّاجات، وبعض أنواع الأورام.

٢:٨ التصوير الإشعاعي للثدي Mammography

الماموجرام يمثل صورة الثدي بالأشعة السينية، ويستعمل في فحص التغيرات التي يُحتمل حدوثها في أنسجة الثدي، مثل: سرطان الثدي، ويساعد على اكتشاف ذلك. ويمكن الحصول على الصور بوضع أحد الثديين في جهاز خاص؛ لفحص الثدي إشعاعياً (انظر: الشكل رقم ٢-٩). يحتوى الجهاز على أنبوب أشعة سينية ذو قطب موجب دوّار، ومستقبل للصورة مُركَّبين على الجوانب المتقابلة لمجموعة أجزاء ميكانيكية قابلة للحركة gantry؛ لضمان تصوير الثدي من اتجاهات مختلفة، مع إمكانية تغيير ارتفاع مسند الثدي، ولوح الضغط؛ ليتوافق مع أطوال

المرضى. إن تصميم هذا الجهاز يسمح بعبور شعاع الأشعة السينية الثديي المفحوص، وتكوين صورة على مستقبل الصورة، مثل: فيلم التصوير بالأشعة السينية [١٩].



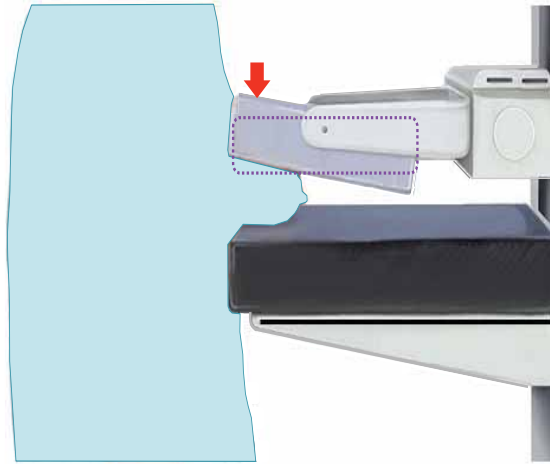
شكل رقم (٢-٩) أحد أجهزة تصوير الثدي بالأشعة السينية (الماموجرام) [٢٠].

يختلف الثديين في الحجم والشكل من امرأة لأخرى، ومن رجل لآخر، وإن كان الاختلاف ليس كبيراً في حالة الرجال. ويتكون الثدي أساساً من نسيج غُدّي بالإضافة إلى نسيج عضلي ودهون، ولذلك فإن كثافة مادة الثدي ليست كبيرة، ومن ثمّ فإن طاقة الأشعة المستخدمة في تصوير الثدي ليست عالية، حيث تعمل أنبوب الأشعة السينية في المدى من ٢٥ إلى ٢٨ كيلو فولت، وتكون مادة الأنود من الموليبيديوم، بينما مادة الهدف من عنصر الرواديوم. تتطلب تقنية التصوير الإشعاعي للثدي الضغط عليه أثناء التصوير مما يسبب مضايقات لبعض السيدات، سرعان ما تزول. إن الضغط على الثدي ضروري للحصول على صور ممتازة

تساعد على التشخيص الجيد، بالإضافة إلى تخفيض جرعة الأشعة المكتسبة أثناء التصوير [٢١، ٢٢].

ولا ينبغي أن تضع المرأة في يوم تصوير الثدي مزيل عرق، أو روائح، أو مساحيق، أو مستحضرات سائلة؛ لأغراض تجميلية، أو طبية، وذلك نظراً لإمكانية ظهور ظل هذه الأشياء على فيلم الأشعة السينية.

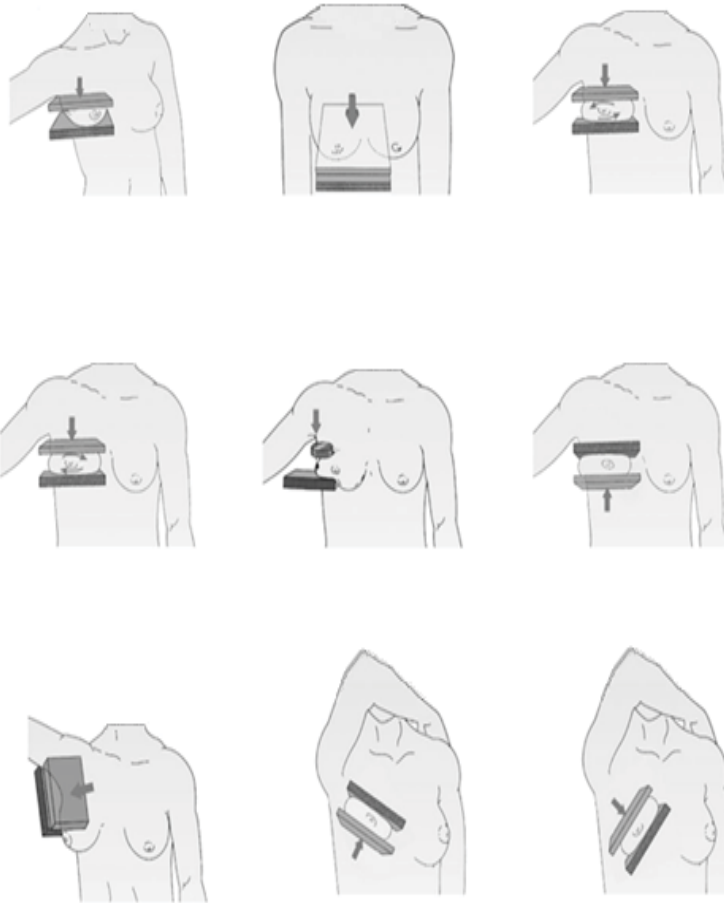
سيُنْفَذ الماموجرام مصوّرة أشعة، أو متخصص آخر. ويمكن أن تُوجّه إلى المريضة بعض الأسئلة لها علاقة بالفحص. وتؤخذ صورتان لكل ثدي، في اتجاهين متعامدين، فإذا كانت إحدهما من أعلى لأسفل، تكون الصورة الثانية من الجانب (انظر: الشكل رقم ٢-١٠).



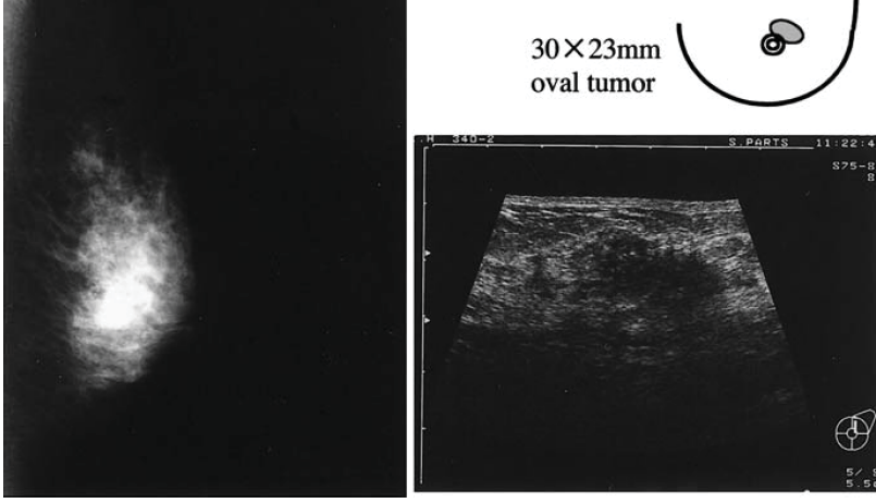
شكل رقم (٢-١٠) منظر جانبي للثدي أثناء التصوير وهو مضغوط بين لوح الضغط ودعامة الثدي [٢٣].

وتختلف اتجاهات مساقط الصور الإشعاعية المطلوبة من مريضة لأخرى (انظر: الشكل رقم ٢-١١) حيث تعتمد على حالة المريضة، حجم وشكل الثدي، وموضع الشك في وجود ورم.

وتُعرض أفلام التصوير بعد الانتهاء من إعدادها على اختصاصي أشعة الذي قد يطلب أفلاماً أخرى، أو مسحاً فوق صوتي للثديين؛ لزيادة التأكيد [٢٤] (انظر: الشكل رقم ٢-١٢)، حيث تظهر في صورة الماموجرام كتلة ذات كثافة عالية لامرأة تبلغ من العمر ٦٩ عاماً (شمال)، ويظهر الورم ببيضاوي الشكل بواسطة الموجات فوق الصوتية ultrasonography للمرأة نفسها (يمين).



شكل رقم (٢-١١) مجموعة مختلفة لاتجاهات إسقاط الأشعة السينية أثناء تصوير الثدي [٢٣].



شكل رقم (٢-١٢) صورتين بتقنيتين مختلفتين للحالة الواحدة (ثدي مريضة) [٢٤].

٩:٢ قيود التصوير بالأشعة السينية ومحدوديتها

١. الحصول على صورة في بعدين فقط لجسم ثلاثي الأبعاد يعني أن التفاصيل الداخلية للجسم ستظهر مترakمة فوق بعضها بعضاً، ومن ثم فلا توجد معلومات يمكن استنتاجها من الصورة حول تفاصيل عمق الجسم، والتوزيع الفراغي لمكوناته.

٢. التصوير العادي بالأشعة السينية غير قادر على التفريق بين الأنسجة الناعمة soft tissues، وخاصة عندما تكون متقاربة في الكثافة والموضع.

٣. لا توجد قياسات مطلقة حول درجة شفافية واسوداد الأفلام، بل تتم على نحو نسبي.

وهذه القيود وغيرها شجعت على البحث عن بدائل جديدة تساعد على الكشف عن عِلل الجسم الداخلية باستخدام التصوير بالأشعة السينية أيضاً، مع الاسراع في معالجة البيانات باستخدام الحاسوب. وأثمر البحث في النهاية عن ظهور التصوير المقطعي.

٢:١٠ التصوير المقطعي CT-Computed Tomography

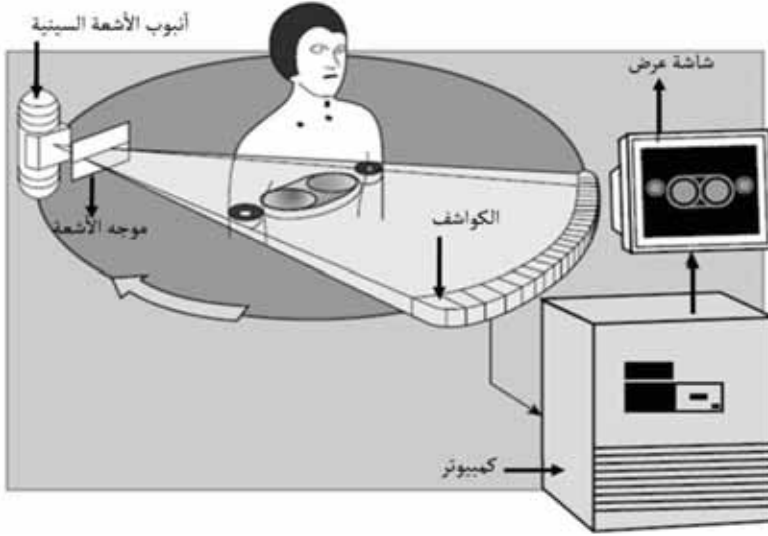
التصوير المقطعي يعني الحصول على صور لشرائح مستعرضة من جسم الإنسان أو أي جسم ثلاثي الأبعاد. واعتمد التصوير المقطعي في البداية على تحريك أنبوب الأشعة السينية تحريكاً خطياً في اتجاه واحد، وفي الوقت نفسه يتحرك فيلم الأشعة السينية في الاتجاه المعاكس؛ لذلك، تُصوّر نقاط مستوى مركز الدوران، وتظهر الصورة بتفاصيل واضحة وحادة. وأما كل النقاط الموجودة فوق هذه المنطقة وتحتها فتكون غير واضحة، وتظهر كخلفية رمادية مشوهة على الفيلم. وقد تطورت هذه التقنية فيما بعد، حيث ظهرت أجيال عدة من أجهزة التصوير المقطعي [٢٥].

والنجاح الهائل لتقنية التصوير المقطعي بالأشعة السينية يرجع إلى التباين العالي في صور الأنسجة الرخوة؛ وذلك لعدم التداخل بين صورة المستوى المطلوب وبين باقي أجزاء الجسم. بالإضافة إلى عدم معاناة المريض من أي ألم ناتج عن عملية التصوير المقطعي، كما يمكنه معرفة نتيجة الفحص عند مناقشة الطبيب المختص [٢٦، ٢٧].

وبعد دخول التصوير المقطعي في المجال الطبي التطبيقي عام ١٩٧٣م، تطور إلى استعمال الأشعة السينية في التصوير ذي الأبعاد الثلاثية متعدد الاستعمال، مثل: علم الأورام، والمعالجة الإشعاعية الوعائية، وطب القلب، وعلم الجروح والصدمات، وحتى في المعالجة الإشعاعية التداخلية، بالإضافة إلى دراسات متابعة عوامل الخطر وفحصها [٢٨].

٢:١٠:١ مراحل الحصول على الصور المقطعية

- ١- توليد الأشعة السينية بالموصفات المطلوبة وتنسيقها بواسطة مُحزّمات (موجهات) الأشعة، حتى تصير على هيئة حزم متوازية.
- ٢- تحديد الموضع المطلوب تصويره من المريض وتوجيه الأشعة المتوازية إليه.
- ٣- تجميع الأشعة المارة من جسم المريض بواسطة الكواشف.
- ٤- معالجة البيانات بواسطة الحاسوب؛ لإعادة تركيب الصورة ثم عرضها على شاشة عرض مناسبة (انظر: الشكل رقم ٢-١٣).



شكل رقم (٢-١٣) المراحل المختلفة لإنتاج صورة الأشعة المقطعية [٢٩].

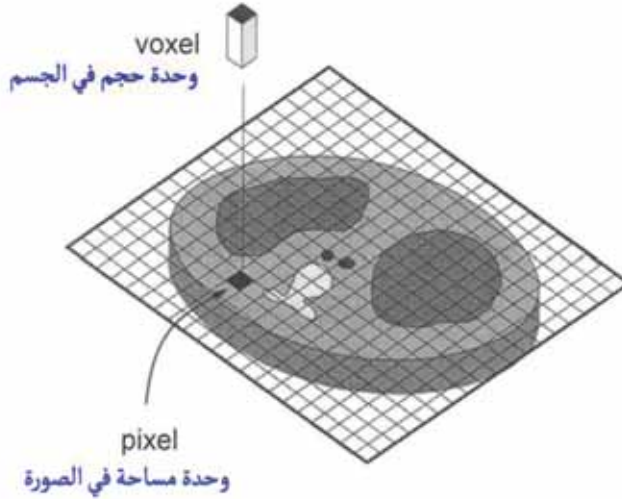
٢: ١٠: ٢ التحضير للتصوير المقطعي

- يتطلب تحضير المريض في بعض الحالات، مثل: التصوير المقطعي للبطن، والحوض ما يلي:
- إذا كان موعد التصوير المقطعي في الصباح، فيجب أن يصوم المريض من منتصف الليل.
- إذا كان موعد التصوير المقطعي بعد الظهر، فقد يتناول المريض فطوراً خفيفاً ثم يوقف تناول الطعام من التاسعة صباحاً.
- سيطلب من المريض في بعض الحالات شرب لتر تقريباً من محلول مائي، أو قد يُعطى المريض حقنة صبغة قبل الفحص؛ لزيادة التباين حتى تظهر حدود مكونات الجسم ظهوراً واضحاً .

٣: ١٠: ٢ خصائص الصور المقطعية

- الصورة المقطعية تتمثل بجزء مستعرض من جسم المريض.
- الصورة ذات الأبعاد الثنائية في التصوير المقطعي تقابل شريحة ثلاثية الأبعاد في المريض.

- شريحة التصوير المقطعي رقيقة جداً، حيث يتراوح سُمكها ما بين ١ إلى ١٠ ملمترات.
- الصف ثنائي الأبعاد من نقاط الشاشة (pixels) في صورة التصوير المقطعي يقابل عدداً مساوياً ثلاثي الأبعاد من عناصر الحجم (voxels) في المريض [٢٦] (انظر: الشكل رقم ٢-١٤)، حيث كل وحدة مساحة "بيكسل" بمثابة مسقط وحدة حجم "voxel" من شريحة الجسم تحت التصوير.



شكل رقم (٢-١٤) تظهر الصورة المقطعية كمصفوفة عناصر ثنائية الأبعاد على الشاشة [٢٦].

- تعرض كل نقطة شاشة على صورة التصوير المقطعي متوسط خصائص التوهين للأشعة السينية من النسيج في وحدة الحجم المقابلة. ولذلك تظهر الصورة بدرجات رمادية مختلفة تعتمد على معامل امتصاص الأشعة، حيث كلما زاد معامل امتصاص الأشعة في منطقة ما، ظهرت في الصورة أكثر شفافية؛ لتناقص كمية الأشعة التي مرت خلال هذه المنطقة.

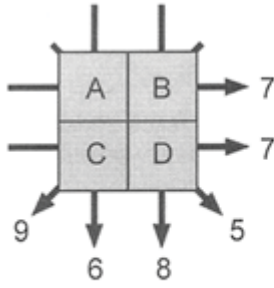
- يُحصَل على الصورة المقطعية بعد معالجة بيانات التوهين للأشعة الساقطة على شريحة الجسم المطلوب تصويرها من اتجاهات عدة. ويمكن تخيل ما يحدث عند حل اللغز في الشكل رقم (٢-١٥)، حيث يُفترض أن مقطع الجسم يتكون من أربعة مربعات فقط. حل اللغز يتكون من ثلاثة مراحل:

١. المشكلة problem : تحديد اتجاهات مساقط الأشعة على أربعة وحدات فقط.

٢. الطريقة method: صياغة مسارات الأشعة على الوحدات في شكل معادلات.

٣. الحل solution: تحديد قيمة معامل امتصاص كل وحدة حجم.

وتزداد دقة صورة الأشعة المقطعية مع زيادة عدد المربعات في السنتيمتر المربع من المقطع العرضي للجسم. ويترتب على زيادة عدد المربعات؛ إجراء المعالجة الرياضية في وقت أطول، أو استخدام حواسيب فائقة السرعة.



(1)

$$\begin{aligned} A + B &= 7 \\ A + C &= 6 \\ A + D &= 5 \\ B + C &= 9 \\ B + D &= 8 \\ C + D &= 7 \end{aligned}$$

(2)

2	5
4	3

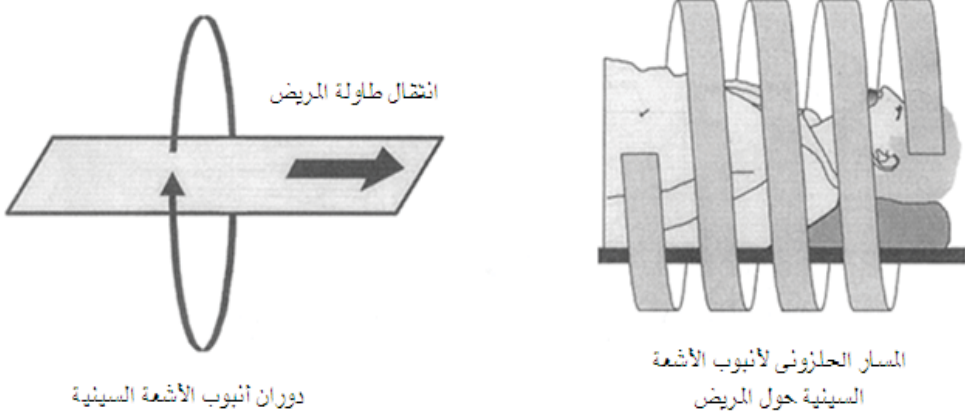
(3)

شكل رقم (٢-١٥) نموذج مُبسَّط؛ لتحديد معامل امتصاص (توهين) الأشعة السينية في كل وحدة من المقطع العرضي للجسم [٢٦].

٢: ١٠: ٤ التصوير المقطعي الحلزوني Helical CT

يمثل هذا النوع من التصوير الجيل السادس من تطوير التصوير المقطعي، وفيه تُكتسب البيانات بواسطة مواسح التصوير scanners، وذلك أثناء تحرك المنضدة التي يستلقي عليها المريض إلى الأمام بسرعة ثابتة في حين يتحرك مصدر الأشعة حركة دائرية [٢٦] (انظر: الشكل رقم ٢-١٦). ويتميز التصوير المقطعي الحلزوني بصور عالية الجودة، مع درجة أقل من الجرعة الإشعاعية المكتسبة في التصوير المقطعي العادي [٣٠]. وسرعة تنفيذ عملية الفحص تتراوح ما بين ٨ إلى ١٠ مرات، وهي أسرع من التصوير المقطعي العادي لدرجة أنه يمكن تنفيذها أثناء حبس نفس واحد فقط. وهذه السرعة مفيدة لكل المرضى على وجه

العموم، والمسنين، والأطفال، ومرضى الحالات الحرجة، والمرضى المصابين بالهلع والخوف أو الاضطراب عندما تطول فترة الفحص على وجه الخصوص.

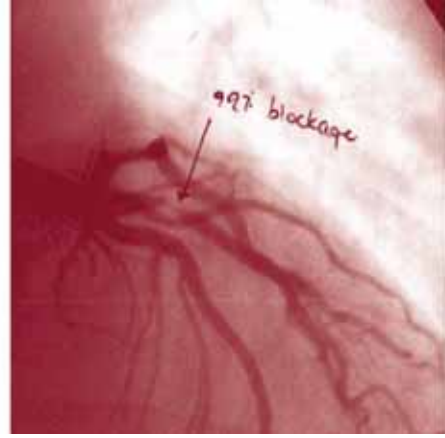


شكل رقم (٢-١٦) التصوير المقطعي الحلزوني يتم بواسطة تحريك أنبوب الأشعة السينية تحريكاً دائرياً حول المريض، في حين تنتقل طاولة المريض على طول محور الدوران للأمام [٢٦].

١١:٢ تصوير الأوعية الدموية (الأنجيوجرام Angiogram)

الأنجيوجرام إجراء يتضمّن إدخال أنبوب مرّن إلى القلب، ويستعمل صيغ قابل للذوبان في الماء، مثل: اليود، لجعل الأوعية الدموية مرئية، أو أكثر وضوحاً، عند إجراء التصوير بالأشعة السينية التي تتمتع بطاقة أعلى منها في حالة تصوير الصدر [٣١]. وتستخدم هذه التقنية في تحديد موضع الجلطات، أو ضيق (انسداد) في الأوعية الدموية؛ ولذلك تُجرى عادة قبل جراحة المَجْرى الجانبي (القنطرة). وتتميز صور الأنجيوجرام بوضوح تفاصيل الأوعية الدموية (انظر: الشكل رقم ٢-١٧).

واستعمال القسطرة يجعل من الممكن الدمج بين التشخيص والمعالجة في إجراء واحد، مثل: إدخال حلقة توسيع إذا وُجِدَ تضيق في الشريان. وكذلك قياس ضغط الدّم داخل الوعاء الدموي مباشرة بواسطة حساس sensor موضوع في رأس القسطرة.



شكل رقم (٢-١٧) يشير السهم إلى منطقة الانسداد في الشريان (يمين). أثناء التصوير؛ للحصول على أنجيوجرام للمريض (شمال) [٣٢].

١٢:٢ تصوير الأنسجة الناعمة

عند تصوير الأنسجة الرخوة، مثل: المريء، والمعدة، والاثني عشر، والأمعاء، يتناول المريض وجبة من محلول صبغة الباريوم، أو بيتلع شيئاً منه [٣٣، ٣٤]. وعنصر الباريوم يمتص الأشعة السينية أكثر من الأنسجة المحيطة، بسبب الاختلاف الكبير بين العدد الذري للباريوم ($Z=56$) والعدد الذري الفعّال للماء والأنسجة الرخوة ($Z_{\text{eff}}=7.42$)، مما يؤدي إلى زيادة التباين والوضوح في صور الأنسجة، كما في حالة تصوير المريء والأمعاء (انظر: الشكل رقم ٢-١٨). والتصوير بالباريوم إجراء يستغرق حوالي ربع ساعة، وهو غير مُجهّد، أو مضر بالمريض. وتبدأ عملية تحضير المريض للتصوير من منتصف الليلة السابقة للفحص، وذلك بعدم تناوله طعاماً أو شرباً بعد ذلك حتى الانتهاء من التصوير. وهذا الإجراء هام جداً، حيث لن يكون الفحص مقنعاً إن لم تكن المعدة أو الأمعاء خاليتين، فإن حدث وتناول المريض شيئاً، فيجب عندئذٍ أن يؤجل الفحص إلى وقت آخر. ويُنصح المصابون بالسكر المقدمين على هذا التصوير بتعديل كمية الأنسولين التي يتناولونها بشكل ملائم يتوافق مع فترة الصوم المقبلة.

١ - العدد الذري الفعّال Effective atomic number مصطلح علمي يحمل معنيين مختلفين هما "الشحنة النووية الفعّالة للذرة" و "قيمة متوسط العدد الذري لمركب أو خليط من مجموعة عناصر تشكل وحدة بنائية واحدة كما في حالة الأنسجة أو السبائك المعدنية" ويرمز له بـ Z_{eff} . ولمزيد من

التفاصيل، يمكن مراجعة موقع الموسوعة الحرة <http://www.wikipedia.org>.



شكل رقم (٢-١٨) صورة إشعاعية رقمية للأمعاء أخذت أثناء فحص منطقة التجويف البطني (المنطقة المعوية) باستخدام الأشعة السينية [٣٥].

قبل التصوير مباشرة، سيطلب أخصائي الأشعة من المريض داخل حجرة التصوير ابتلاع كوب من سائل فوار لتكوين غاز في المعدة. ويقف بعدها خلف ماكينة الأشعة، ويُعطى محلول أبيض (الباريوم) ليشربه. سيتسرب جزء من هذا المحلول على جدار المريء، في حين ينتقل الجزء الأكبر إلى المعدة، والأمعاء، وسيشاهد ذلك الأخصائي على شاشة المراقبة. أثناء التصوير، يطلب الأخصائي من المريض تغيير وضعيته قليلاً بشكل دوري، ثم حبس النفس (وقف التنفس) للحظة؛ حتى تكون الصورة واضحة بدون تشويش. بعد التصوير مباشرة، يمكن للمريض أن يأكل ما يشاء، ويجب عليه أن يأكل الكثير من الفاكهة، والخضروات، ويشرب سوائل إضافية؛ بغرض إزالة أي أثر للباريوم الموجود في الأمعاء. توجد طرق عدة لتصوير الأنسجة الرخوة بالأشعة السينية، ونذكر منها ما يلي:

- البروكتوجرام Proctogram: تستخدم الأشعة السينية وصبغة الباريوم؛ لتصوير وظيفة المستقيم وفتحها أيضاً، وتستغرق فترة الفحص الكاملة بما في ذلك الإعداد، حوالي الساعتين، في حين أن عملية الفحص ذاتها لا تستغرق أكثر من ربع

الساعة. ويجب أن تكون منطقة المستقيم خالية قبل أن يُعطى محلول الباريوم كحقنة شرجية. هذا الإجراء قد يسبب إحراجاً للبعض، أكثر من كونه مؤلم أو مزعج؛ بسبب بعض التشنجات [٣٦].

• البيلوجرام الوريدي Intravenous pyelogram: فحص خاص بالأشعة السينية للكلى، والأجزاء الأخرى من الجهاز البولي: كالحالبين، وهما أنبوبان يمتدان من الكلى حتى المثانة. ولا يحتاج هذا الفحص إلى إعداد المريض إعداداً خاصاً باستثناء حقنُه بحقنة صبغة في ذراعه، حيث تساعد على ظهور تفاصيل الكلى والحالبين والمثانة بوضوح في صور الأشعة السينية [٣٧] (انظر: الشكل رقم ٢-١٩).

فإذا كان المريض يعاني من الربو، أو حمى القش، أو أي حساسيات للغذاء، أو الأدوية، أو إذا كان لديه رد فعل سابق للتصوير بأشعة الصبغة في الماضي، فلا بد أن يُخبر المصور الإشعاعي أو أخصائي الأشعة بذلك.

إن هذا الإجراء غير مضر، ومع ذلك قد يشعر المريض أثناء الحقن ببعض التغير الحراري في الذراع، بالإضافة إلى طعم معدني غير مستساغ في الفم. وهذه المظاهر طبيعية، ولكن إذا شعر المريض بالغثيان، أو ضيق في التنفس، أو عدم الراحة نتيجة الرباط الضاغط على الذراع، فيجب عليه أن يُخبر فريق العمل فوراً لمواجهة المشكلة.

٢ - المستقيم rectum هو آخر جزء من الأمعاء الغليظة قبل نهايتها، وهو يمتد حتى فتحة الشرج. وهو موجود في جميع الثدييات وفي الإنسان يكون طول المستقيم حوالي ١٢ سم. ووظيفته الإحتفاظ بالفضلات حتى تخرج من الجسم عن طريق فتحة الشرج. الموسوعة الحرة (<http://www.wikipedia.org/>).



شكل رقم (٢-١٩) فحص منطقة الحوض، والكلى، والحالبين، والمثانة بواسطة الأشعة السينية [٣٨].

١٣:٢ من يفسر محتويات صور الأشعة السينية.

يتوجب أن يكون مُفسّر محتويات أفلام التصوير بالأشعة مُتخصّصًا بتصوير الصدر، أو أن يكون من اختصاصي الأشعة المؤهلين والمعتمدين. ويمكن لباقي الأطباء تفسير أفلام الأشعة؛ لدراستهم علمي التشريح، ووظائف الأعضاء، بيد أنهم يفتقرون إلى التدريب الكافي في فيزياء الإشعاع، ومن ثم فلن يكون تحليلهم للفيلم دقيقًا. أما عامة الناس فالأحرى أن يكون تفسيرهم لأفلام الأشعة السينية خاطئًا في مجمله؛ وإن استعانوا ببعض القواعد التي

يطبقها المختصون عند تفسير صور الصدر مثلاً [٣٩]؛ ولذلك يُنصَح بعدم أخذ رأيهم أخذًا جدياً في هذا الشأن [٩].

٢: ١٤ الأشعة السينية العلاجية

نشأ الاهتمام باستخدام الأشعة السينية في العلاج بعد ملاحظة تأثيرها البيولوجي على إثر التعرض لها عن قصد، مثل: التصوير بالأشعة، أو عن غير قصد للفنيين المتعاملين معها حيث كان تأثيرها في الجلد يبدو كالحروق الناجمة عن التعرض لأشعة الشمس، وعلى الرغم من التقدير المبكر للتأثيرات المفيدة للأشعة السينية في الأورام الخبيثة، فإنه لم يُعترف بالعلاج الإشعاعي كنظام سريري (إكلينيكي) حُدِّت له قواعد يجب اتباعها؛ لِيُتحكم في نمو الأورام السرطانية، حتى عام ١٩٢٢م [٤٠].

وكانت المعالجة بالأشعة في بدايتها تُمارس عند الضرورة كفن أكثر من كونها علماً مكتمل القواعد. وأما اليوم فإن الجراحة والعلاج بالأشعة يمثلان أكثر الوسائل العلاجية المستخدمة في علاج مرضى السرطان، وكذلك توجد بعض الأدوية المفيدة: كالعلاج الكيماوي على الرغم من التأثيرات الجانبية التي تعترى المرضى، وتترتب على استخدامه. والعلاج بالأشعة له دور مهم أيضاً في التخلص من الأعراض المؤلمة التي تحدث في بعض أمراض السرطان الشائعة. كما تقدم علم العلاج الإشعاعي مع تطور الحياة عن ذي قبل، وصارت التأثيرات الجانبية غير المرغوب فيها بعد العلاج بالأشعة أقل مما سبق كثيراً. وتتمثل بعض هذه التأثيرات بتدهور حالة الجلد على إثر الضرر الذي يلحق به. ولكن إن كان الجلد نفسه هو محل العلاج فلا مناص من وجودها. ونتج ذلك عن تطبيق تقنيتين هما [٤١]:

- استخدام أشعة سينية ذات طاقات مختلفة حسب موضع الحالة. ففي الحالات الغائرة بالجسم تستخدم الأشعة الأكثر طاقة وعلى نقيض ذلك في الحالات السطحية.
- استخدام جرعات صغيرة متتالية من الأشعة السينية في المكان نفسه؛ لغرض المعالجة. وتعد هذه الطريقة مثالية إلى حد ما. ويتوقف الحد الأقصى من الجرعة الإشعاعية الكلية التي تُعطى للورم على مدى تحمّل الأنسجة الطبيعية السليمة المجاورة لمنطقة الورم السرطاني.

والضررُ الناتج عن الأشعة السينية ليسَ انتقائياً للخلايا الخبيثة؛ لذلك فإن نسبة من الخلايا الطبيعية والخبيثة تُقتلُ على إثر التشعيع، ولكن الأنسجة الطبيعية تعاود تكوين وبناء الجزء المُعالج بالأشعة بواسطة الانقسام المنتظم لتجمعات الخلايا الاحتياطية السليمة التي لا توجد في الورم. والعامل الرئيس الذي يُقرّرُ تحمّلَ النسيج الطبيعي يبدو أنه الضرر غير القابل للشفاء في الأوعية الدموية التي تسوءُ حالتها تدريجياً مع مرور الوقت. وحتى يُحصَلَ على أدوية مُحسّنة متطورة، فإن العلاج بالأشعة سيحتفظُ بدوره الأساسي في علاج السرطان، على الرغم من وجود بعض المخاطر التي قد لا تظهر إلا بعد عشرات السنين أو حتى في الأجيال التالية، على إثر التعرض للأشعة المؤينة ومنها الأشعة السينية كما سيتضح في الفصل الثامن «مخاطر التعرض للأشعة السينية».

* * * * *

الفصل الثالث

التطبيقات الصناعية للأشعة السينية

تستخدم الأشعة السينية في المجال الصناعي بكثافة كوسيلة مساعدة؛ لضمان جودة المنتج، أو الحفاظ عليه معقماً، حيث يُعدُّ التصوير بالأشعة السينية في كثير من الصناعات حجر أساس؛ لرؤية التفاصيل غير المرئية بالوسائل التقليدية، كالفحص البصري، ومن ثمَّ دراستها؛ لتحديد أماكن العيوب أثناء مراحل الإنتاج، أو في المنتج النهائي دون تلفه، أو أخذ عينة منه.

٣ : ١ الصور الإشعاعية

الصورة الإشعاعية تتمثل بفيلم تصوير خاص عُولجُ بعملية التحميض والتثبيت بعد تعرضه للأشعة السينية، أو أشعة جاما أثناء عملية التصوير. ويمكن عرض الصور الإشعاعية على صندوق ضوئيٍّ مخصص لهذا الغرض، أو تحويلها إلى الشكل الرقمي، ومن ثمَّ عرضها على شاشة عالية الدقة، كما أصبح شائعاً الآن؛ وذلك لأنَّ شروط العرض الجيدة مهمة جداً عند تفسير الصور الإشعاعية. كما أنَّ ظروف المشاهدة يمكن أن تُحسِّن التفاصيل الدقيقة في الصور الإشعاعية، أو تُخفِّضها [١، ٢].

ومحتويات الفيلم الإشعاعي تظهر على هيئة تغير فجائيٍّ أو متدرج في درجة الشفافية على سطح الفيلم. وتتراوح بين السواد القاتم والشفاف. ويتأثر هذا التدرج بمجموعة من العوامل، مثل:

- المسافة بين مصدر الأشعة السينية والعينة، وكذلك المسافة بين العينة والفيلم،
- الحركة النسبية للمصدر والعينة والفيلم أثناء التصوير،
- الزاوية بين المصدر والعينة والفيلم،
- مساحة المنطقة التي تأثرت بالأشعة،
- التغيير المفاجئ في سُمك العينة أو كثافة المناطق المختلفة في العينة المطلوب تصويرها،
- المعدات المستخدمة بما في ذلك نوعية الفيلم.

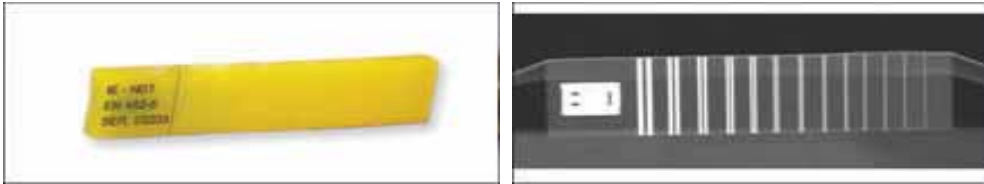
إذا أختير نوع جيد للفيلم، وثبَّتت كل العوامل المساعدة، فإنَّ ذلك سيؤدِّي إلى ظهور التغيرات المفاجئة في سُمك العينة أو في كثافة الأجزاء المختلفة تحديداً داخل المناطق ذات التغيير التدريجي. ويمكن اكتشاف مناطق الخلل عند وجود تغيير في توزيع درجة الشفافية والسواد على سطح الفيلم عن الصورة المثالية المتوقعة، وسيوضح ذلك عبر الأمثلة الواردة التي ستذكر لاحقاً.

٣:٢ الأشعة السينية وضمان الجودة [٣]

تستخدم الأشعة السينية في فحص المنتجات المصنَّعة من مواد مختلفة؛ وذلك للكشف عن العيوب الداخلية: كالشقوق، والشقوق، ومواضع عدم الاتصال، وغيرها من العيوب التي لا تُظهِر أثراً على أسطح المنتَجات، وخاصة إذا كانت دقيقة، وتُصنَّع بكميات ضخمة، مثل: المكونات الإلكترونية الدقيقة.

٣:٢:١ اختبار دقة كاميرا التصوير بالأشعة السينية

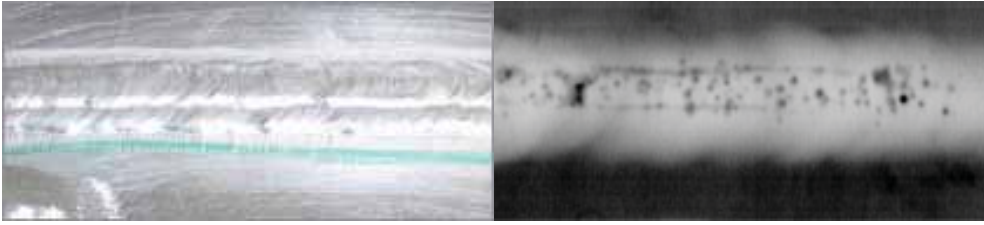
قبل البدء باستخدام وحدة التصوير الصناعي بالأشعة السينية، يجب التأكد من قوة التحليل المكاني للكاميرا المستخدمة، وذلك بفحص عينة سلك مزدوج مُعاير من قبل «الجمعية الأمريكية لاختبارات المواد، كما يتضح من اسمه (ASTM E 2002 / EN462-5)، (انظر: الشكل رقم ٣-١)



شكل رقم (٣-١) صورة الأشعة السينية بدون تكبير للسلك المزدوج، حيث تُظهِر التفاصيل الداخلية بكل دقة كدليل على التحليل العالي لكاميرا التصوير [٤].

٣:٢:٢ اختبار لحام المعادن بالأشعة السينية

النقطة الرئيسية لتأمين الجودة في أكثر عمليات الإنتاج الصناعي تكمن في نوع اللحام عند خطوط أو نقاط الاتصال. والجودة الكافية ليست سهلة المنال بالطرق التقليدية غالباً، بل يمكن إتقانها بسرعة ودقة يُعتمد عليها باستعمال تقنية التصوير بالأشعة السينية، حيث يمكن تحديد مناطق الشقوق، والمسام، وعيوب التركيب، ولحام غير كاف، وما شابه ذلك (انظر: الشكل رقم ٣-٢).



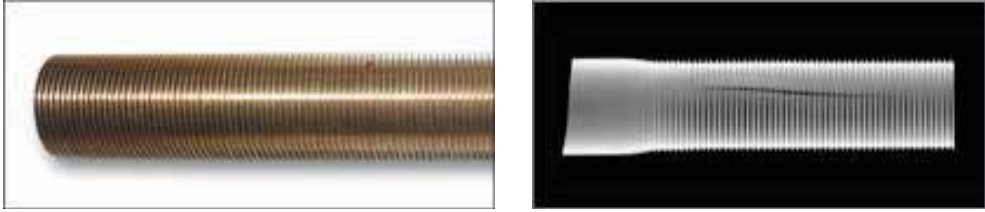
شكل رقم (٣-٢) تصوير أماكن اللحام في المعادن يُظهر العيوب التي لا يمكن رؤيتها بالعين المجردة [٤].

وتكون مناطق اللحام في هياكل الطائرات والسفن العملاقة طويلة إلى حد ما؛ ولذلك تستخدم أفلاماً خاصة في عملية التصوير بالأشعة السينية. وهذه الأفلام على شكل لفات مغلّفة تسمح للمصور الإشعاعي أن يقطع الفيلم عند الطول المطلوب. وتُقدّم هذه الأفلام ميزة اقتصادية عظيمة، حيث تسمح بفحص منطقة كبيرة أثناء عملية تصوير واحدة، فعلى سبيل المثال: يلف الفيلم حول جسم الطائرة من الخارج، مع اتخاذ كافة إجراءات تأمينه من التلف، في حين يُوضع مصدر الإشعاع ويركّب على محور بالداخل مصمم بطريقة تضمن تحريك مصدر الأشعة بكل سهولة في مواجهة مواضع اللحام المطلوب فحصها.

٣:٢:٣ فحص الأنابيب وخطوطها

ينبغي أن تُختبر الأنابيب ليس أثناء الإنتاج فحسب، ولكن أيضاً بعد التركيب، وأثناء انتظام العمل؛ لضمان الأمن والسلامة في الصناعات الكيماوية، وصناعة البترول والبتروكيماويات،

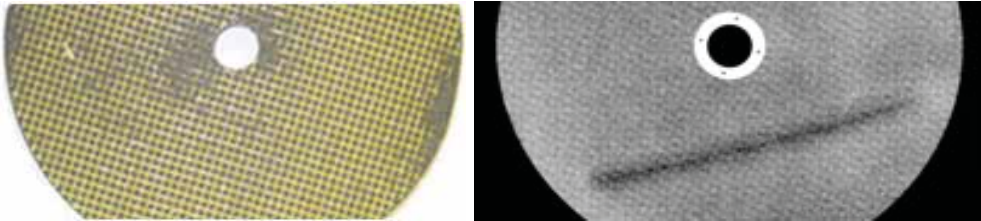
وكذلك في محطات الطاقة النووية. ويعدُّ التصوير الرقمي بالأشعة السينية في أغلب الأحيان من أرخص الطرق، وربما يكون هذا النوع من التصوير الوحيد القابل للتطبيق في هذه الاختبارات غير الهدامة، وخاصة عندما تكون الأنابيب مغطاة أو معزولة عن البيئة الخارجية. كما يُتيح قياس سمك جدران الأنابيب التأكد من وجود شقوق وفجوات، أو زيادة في المسامات، أو تآكل في الجدران (انظر: الشكل رقم ٣-٣)؛ مما قد يُشكّل عواقب كارثية في أي لحظة.



شكل رقم (٣-٣) كشف العيوب الصناعية أو الناتجة عن استخدام الأنابيب بواسطة التصوير بالأشعة السينية [٤].

٣: ٢: ٤ فحص أقراص القطع والتجليخ

يُعدُّ تأمين المنتج ضرورة ملحة؛ لضمان سلامة تشغيل المُعدّات، وخاصة التي تستخدمها العمالة مباشرة، مثل: أقراص القطع أو التجليخ. وقد يبدو القرص خالياً من العيوب بالفحص البصري؛ ولكن صور الأشعة السينية تُظهر إظهاراً واضحاً عيباً خطيراً على هيئة ضعف في دُعامة الليف الزجاجي، ومن ثمّ قد يؤدي إلى كسر القرص القاطع أثناء التشغيل في أي لحظة؛ مما قد يسبب خطراً شديداً على العامل (انظر: الشكل رقم ٣-٤).

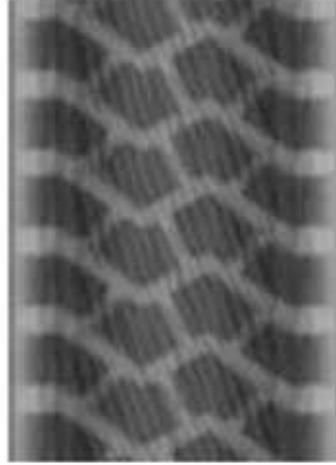


شكل رقم (٣-٤) فحص أقراص القطع بالأشعة السينية يزيل احتمال خطر تحطّمها أثناء التشغيل [٤].

٥:٢:٣ تأمين الجودة وفحص الإطارات

تخضع الإطارات لمعايير الأمان العالية؛ لضمان سلامة المركبات والمسافرين، ولتحقيق ذلك تُختبر جودتها أثناء وبعد عملية الإنتاج بفحصها عبر صور الأشعة السينية (انظر: الشكل رقم ٥-٣). ويمثل فحص الصور الرقمية بالأشعة السينية أحد مفردات منظومة متكاملة في عملية الإنتاج؛ بسبب سرعتها ودقتها.

ولقد طُوِّرت آلة تصوير (كاميرا) على شكل حرف U خصيصاً لفحص الإطارات؛ للتعرف على موقع الهيكل والحزام وحالة الأسلاك واتجاهها؛ ووجود فجوات هوائية؛ أو مواد غير مرغوب فيها ضمن الشريط المطاطي. كما يُعالج الصانع أنواعاً معينة من اللدائن بالأشعة السينية؛ لتقويتها، حيث تُحدِّث الأشعة تغييراً كيميائياً على إثر التفاعل مع هذه اللدائن [٥-٧] (انظر: الشكل رقم ٥-٣).



شكل رقم (٥-٣) صورة الإطار بالأشعة السينية تُظهر حالته، ومكوناته الداخلية [٨].

٦:٢:٣ اختبار الدوائر الكهربائية

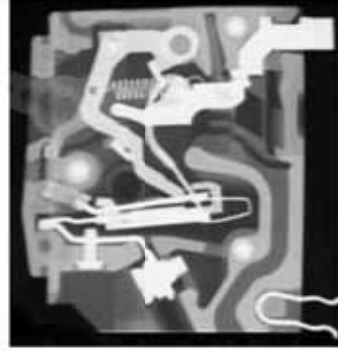
تتطلب صناعة السيارات ضمان الجودة العالية في كل المراحل؛ ولذا يستخدم التصوير الرقمي بالأشعة السينية في البحث والتطوير والإنتاج. ومن أمثلة ذلك: اختبار التأكد من

التجميع الصحيح، واكتمال مكونات مفتاح السيارة، إذ تُفحص في هذه الحالة صورة المفتاح بالأشعة السينية؛ للتحري عن مدى وجود تمزق في السلك، وأماكن الاتصال المعيبة، والمكونات المفقودة، وعيوب التجميع، والتمزق في أجزاء الزنبرك، وكذلك عيوب لحام المفاصل (انظر: الشكل رقم ٦-٣).



شكل رقم (٦-٣) صورة رقمية بالأشعة السينية لمكونات مفتاح السيارة؛ لاختبار المكونات الداخلية [٩].

لا يمكن رصد الأجزاء المتحركة ونقاط الاتصال في قاطع الكهرباء الآلي (الأوتوماتيكي) بعد اكتمال المنتج إلا باختباره عملياً، أو بالتصوير الإشعاعي. ويمكن تطبيق أساليب الفحص نفسها مع مصباح توفير الطاقة. وتتميز طريقة التصوير الرقمي بالأشعة السينية بإمكانية تطبيقها أثناء المراحل المختلفة للإنتاج، ومن ثم تقلل الخسائر المادية المترتبة على استكمال تلك المراحل على الرغم من حدوث خلل في إحداها، بحيث لا يُتمكّن من اكتشافه في الوقت المناسب (انظر: الشكل رقم ٧-٣).



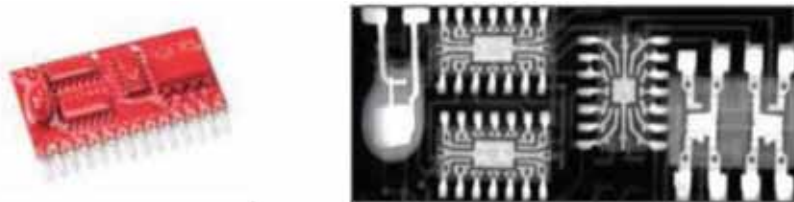
شكل رقم (٧-٣) صور إشعاعية للمنتج النهائي لقاطع الكهرباء الآلي (الأوتوماتيكي) (يمين)، [١٠] ومصباح توفير الطاقة (شمال) [١١].

٧:٢:٣ اختبار شرائح الدوائر الإلكترونية

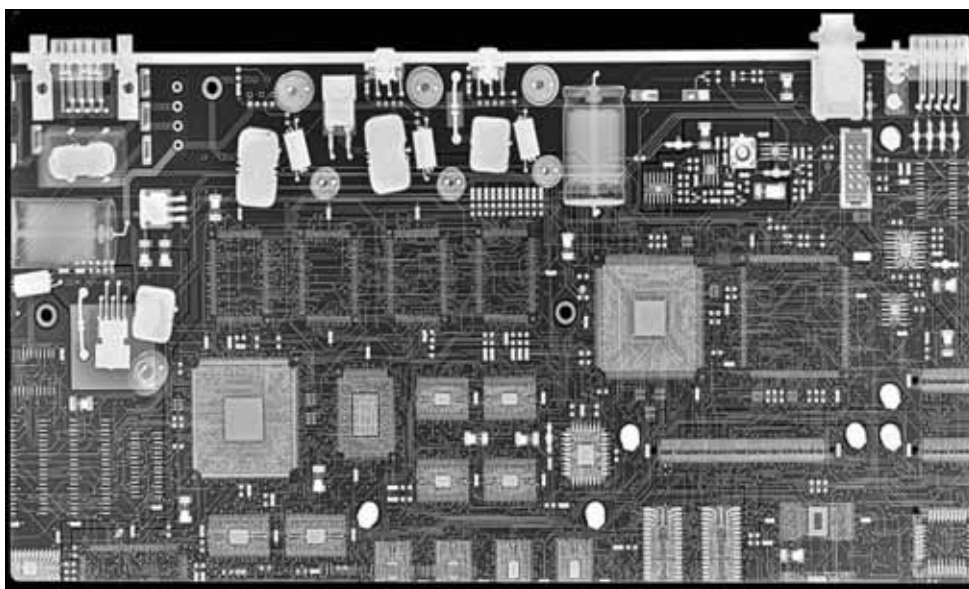
تضمن تكنولوجيا الصور الرقمية بالأشعة السينية المرتبطة ببرامج التقييم الذاتي، الجودة الآلية عند التجميع الأوتوماتيكي للوحات الدوائر الإلكترونية الخاصة ب شرائح البطاقات النقدية (انظر: الشكل رقم ٨-٣)، والدوائر الإلكترونية المطبوعة، سواء أكانت بسيطة (انظر: الشكل رقم ٩-٣)، أم متعددة الطبقات (انظر: الشكل رقم ٣-١٠). تتميز الأفلام المستخدمة بالحساسية والجودة العالية؛ لأن التوصيلات الداخلية رفيعة جداً وتقاس بالميكرومتر. ويستخدم الفحص في البحث عن فواصل اللحام المعيبة، ومواضع القطع في مسارات التوصيل، وعدم اكتمال تركيب المكونات اكتمالاً صحيحاً على اللوحة.



شكل رقم (٨-٣) صورة الأشعة السينية مكبرة لشريحة البطاقة النقدية الإلكترونية من أجل توضيح مواضع الخلل في التوصيلات الدقيقة [١٢].



شكل رقم (٣-٩) دائرة إلكترونية بسيطة وصورتها بالأشعة السينية تُظهر تفاصيل التوصيلات الداخلية [١٢].



شكل رقم (٣-١٠) صورة الأشعة السينية للوحة الأم متعددة الطبقات للحاسوب الشخصي تعطي أدق التفاصيل [١٢].

٣:٢:٨ مستجدات التصوير بالأشعة السينية

الصور التقليدية للأشعة السينية تُخزَّن على الأفلام الفوتوغرافية ولا تظهر تلك الصور إلا بعد المعالجة الكيميائية؛ لتظهير وتثبيت الصورة، كما تم الإشارة لذلك في الفصل السابق. وفي ثمانينيات القرن العشرين، تم اكتشاف ألواح التصوير بالأشعة السينية [١٣]، مما أدى

إلى عهد جديد من التصوير بالأشعة السينية الرقمية. وتعتمد ألواح التصوير هذه على عنصر الأيوروبيوم europium المُطعم بمادة الفوسفور؛ لتخزين الصورة [١٤، ١٥]، حيث تُخزَّن صورة الأشعة السينية كتركيز فراغي متفاوت لأزواج محصورة من الإلكترونات-الفجوات trapped electron-hole pairs. وتُقرأ نقاط الصورة عادة بواسطة شعاع ليزر مُركَّز لمسح لوح التصوير، ومن ثم يحدث تحفيز ضوئي وتلاؤم مستحث (Photostimulated Luminescence PSL) يتناسبان مع كمية الأشعة السينية التي سقطت على أجزاء اللوح. وقد أدى هذا التلاؤم المستحث إلى المضخم الضوئي^١.

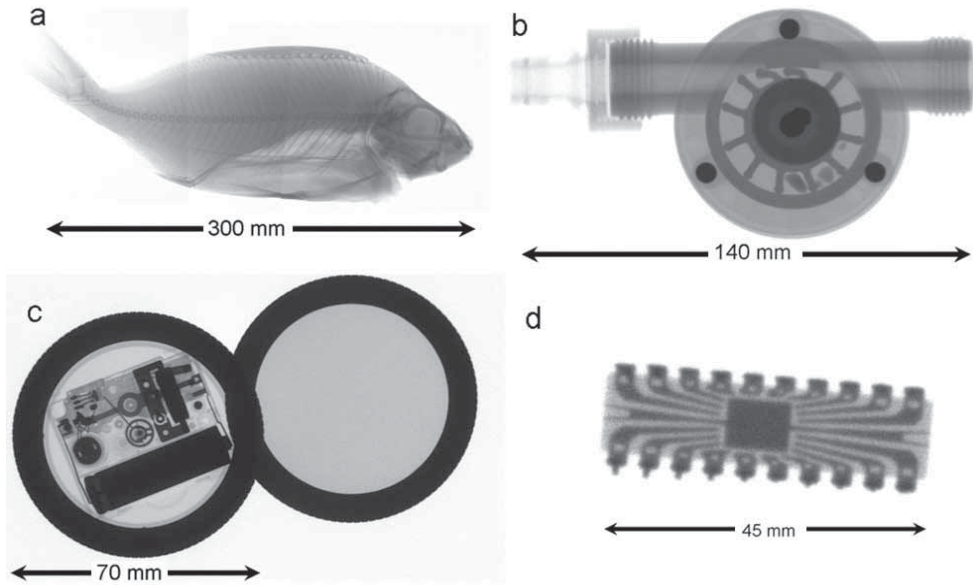
تتمتع ألواح التصوير بمجموعة من المزايا على الفيلم التقليدي، مثل: مدى ديناميكي واسع، وزيادة في التباين والحساسية، وإعادة الاستخدام والتصوير الرقمي. استخدامات ألواح التصوير ليست محصورة فقط في التطبيقات الطبية وخدمات طب الأسنان ولكن أيضاً في التطبيقات العلمية من خلال الأجهزة العلمية وعند إجراء الاختبارات غير المدمرة للمادة، بالإضافة إلى أجهزة فحص الأمتعة وحاويات البضائع وأجهزة مراقبة جودة المنتجات.

يعود السبب في الانتشار الواسع لاستخدام ألواح التصوير إلى أنها أجهزة بسيطة لا تؤثر على خصائص المواد المفحوصة على النقيض من الأجهزة المستخدمة في التكنولوجيات المنافسة الحالية، مثل: تلك المعتمدة على السيلينيوم غير المتبلور [١٦] أو أجهزة Medipix [١٧]، ومع ذلك فإن نظام القراءة المرتبط بألواح التصوير غالبية الثمن نسبياً نظراً لأنها تتضمن عمليات مسح كهروميكانيكية دقيقة ومعقدة وحساسة، وهذا أيضاً يجعل النظام أقل ملاءمة للتطبيقات الميدانية مقارنة بتقنية الفيلم البسيط. لذلك فإن المحاولات مستمرة من خلال الأبحاث العلمية لتطوير طرق أسهل وأقل تكلفة لقراءة ألواح التصوير الفوسفورية وجعل الصور أكثر وضوحاً (انظر: الشكل رقم ٣-١١)، حيث (a) إحدى أسماك التراكيهي Tarakihi fish (صورة مركبة) و (b) مضخة مياه، (c) ساعة الجيب الإلكترونية، و (d) رقاقة الدائرة المتكاملة .

١ - المضخم الضوئي photomultiplier detector جهاز يستخدم لتكبير التيار الكهربائي الناتج عن بلورة وميضية، مثل: يوديد الصوديوم

المطعمة بمادة الثاليوم NaI(Tl)، عندما يسقط عليها أحد فوتونات الأشعة السينية أو أشعة جاما.

تتمثل إحدى طرق قراءة ألواح التصوير، في غمر لوح التصوير بضوء أحمر محفز ثم تُسجّل صورة الأشعة السينية الناتجة (بعد التقاط الصورة على اللوح) مع كاميرا للتصوير الفوتوغرافي الرقمي من خلال أحد الألياف البصرية المناسبة. وعلى الرغم من أن تلك التقنية كانت مهمة من الناحية العملية إلا أن التحسينات الجذرية في الكاميرات الرقمية بخصوص قوة الوضوح resolution ، وعدم الحساسية للضوء، مع وجود الجيل الثاني من ألواح التصوير التي تعتمد على الأيوروبيوم المطعم بمادة بروميد السيزيوم؛ جعلت تلك الطريقة مناسبة تماماً لهذا الغرض [١٨].



شكل رقم (٣-١١) صور الأشعة السينية اتخذت بواسطة نظام تصوير مُطوّر حديثاً [١٨].

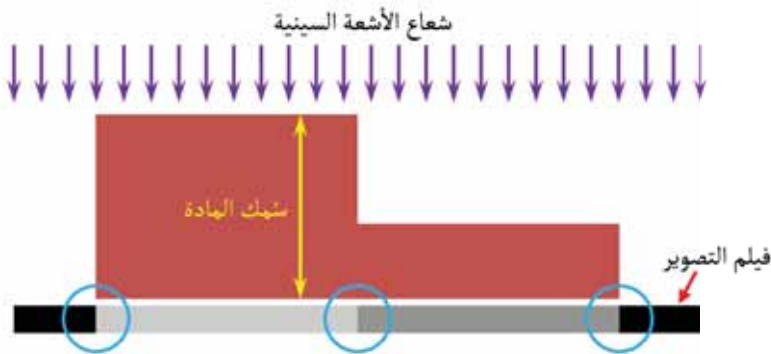
٩:٢:٣ قياس الأبعاد الدقيقة بالأشعة السينية

تستخدم الألواح المعدنية في طيف واسع من الصناعات. وتتنوع الألواح حسب المقاسات الهندسية، والمعادن التي تُصنع منها. وتحدد نوع الاستخدام المطلوب مكونات مادة اللوح المعدني، وسمكه، فمثلاً: تُستخدم ألواح الحديد أو الصاج المجلفن دقيقة السمك في صناعات

الهيكل الخارجية للثلاجات، والسيارات، وما شابه ذلك. وأمّا الألواح ذات السُمك الكبير فتستخدم في صناعة هياكل سفن الشحن العملاقة.

ويُختبر سُمك الألواح ومدى تجانس مادتها بواسطة الأشعة السينية قبل الدخول في مرحلة الاستخدام المباشر؛ وذلك لضمان جودتها. وتسقط الأشعة السينية سقوياً عمودياً على اللوح أثناء سحبه عبر ماكينات تحديد السُمك المحدد مسبقاً حسب الطلب. وتُستقبل الأشعة النافذة من الجانب الآخر بواسطة عداد مناسب (مثل عداد جايجر)، وحساب سُمك اللوح على طول مساره. وفي الماكينات المزودة بنظام التغذية العكسية للمعلومات، مثل: أنظمة SART [١٩]، تُتخذ عند اختلاف السُمك عن القيمة المطلوبة الإجراءات اللازمة لضبطه تلقائياً .

وتُحدّد خصائص المادة المفحوصة وطاقة الأشعة السينية المستخدمة ما يسمى بـ ”معامل التوهين الخطي للأشعة“ (μ) . ويمكن حساب سُمك العينات (x) بمعادلة بسيطة $I = I_0 e^{-\mu x}$ ، حيث تمثل I_0 شدة الأشعة السينية الساقطة على اللوح، في حين أن I تمثّل شدة الأشعة السينية النافذة من اللوح. بفرض أن اللوح المعدني مصنوع من المعدن نفسه أو السبيكة نفسها، فإن زيادة سُمك اللوح يؤدي إلى تناقص شدة الأشعة النافذة ومن ثمّ تناقص كثافة السواد الذي يعترى الفيلم الإشعاعي (انظر: الشكل رقم ٣-١٢).

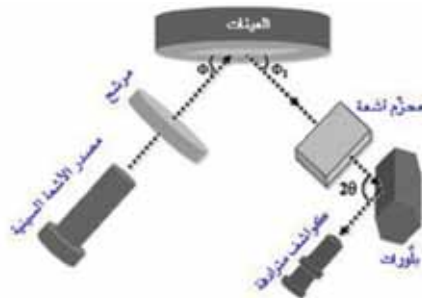


شكل رقم (٣-١٢) اختلاف سُمك اللوح المعدني يؤدي إلى اختلاف قيمة امتصاص

الأشعة السينية [٢٠].

ومن ناحية أخرى، فإنَّ تحديد سُمك طبقة رقيقة (فيلم) من مادة ما على ركيزة، من الأهمية بمكان للعديد من التطبيقات الصناعية، مثل: المصنوعات ذات الصلة بالأوراق، والمنسوجات، والشرائط اللاصقة، وما إلى ذلك. ولتحقيق هذا الهدف، أُبتكرت العديد من تقنيات القياس التي تعتمد على ظواهر فيزيائية مختلفة، مثل: تقنيات القياس التي تعتمد على ظاهرة التداخل الضوئي، وقياس السعة الكهربائية، والمقاومة، والممانعة، والهواء المضغوط، وقياسات بصرية (تعتمد على الليزر والقياسات البصرية المجهرية)، والموجات فوق الصوتية والنيوترونات، وأشعة بيتا، وأشعة جاما، بالإضافة إلى الأشعة السينية (انظر الشكل رقم ٣-١٣) [٢١ - ٢٨]. ونظراً للتداعيات التي قد تترتب على استخدام جسيمات بيتا والنيوترونات، فهي تُستخدم عامة في الظروف الصناعية القاسية، ومع ذلك؛ فإنها تخضع لتنظيمات صارمة للأمن والسلامة. ولذلك، فإن أجهزة القياس المُستخدمة لأنبوب الأشعة السينية تكون جذابة لأنها تتيح جانب الأمن نظراً لقدرة تلك على إيقاف تشغيل الأنبوب وقتما نريد [٢٩].

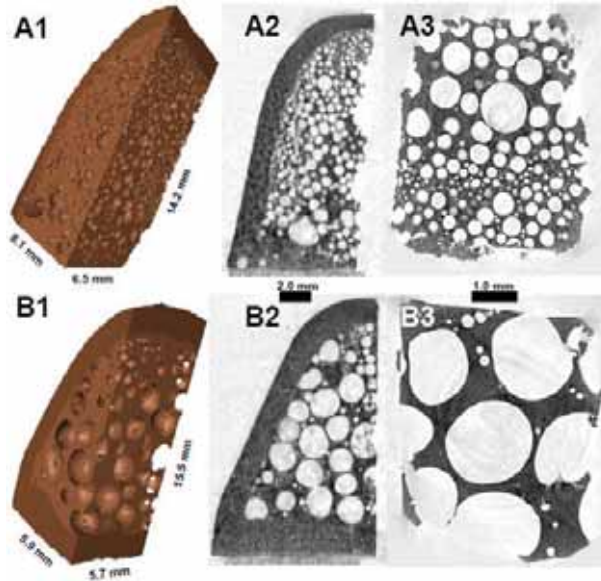
ويتاح حالياً مجموعة متنوعة من التقنيات التي تعتمد على خصائص الأشعة السينية، مثل: انعكاسية الأشعة السينية [٣٠]، ونفاذية الأشعة السينية [٣١]، والبعثرة للخلف [٣٢، ٣٣]، وفلورية الأشعة السينية [٣٤]، والتحليل الطيفي للإلكترونات الضوئية المنبعثة بتأثير الأشعة السينية [٣٥]. حيث أن كل تقنية من تلك التقنيات لها المدى الذي يمكن أن تُستخدم فيه لما تفرضه الظاهرة من قيود عند الاستخدام [٣٦].



شكل رقم (٣-١٣) رسم تخطيطي للمكونات الأساسية في نظام تحليل طيف الأشعة السينية

لقياس سُمك شرائح رقيقة جداً من البوليمرات العضوية [٣٦].

ويمكن استخدام الأشعة السينية أيضاً لتقييم حجم الحبيبات والمسام الدقيقة في المواد المسامية المختلفة، بعد الجمع بين التصوير المقطعي المجهرى بالأشعة السينية، وبرامج المحاكاة المناسبة، ومن ثم الحصول على تصوير ثلاثي الأبعاد لتلك المواد المسامية، الذي يُساعد في التعرف على كثير من خصائص تلك المواد [٣٧]. ومن الناحية العملية يمكن تحديد حجم الفقاعات وتوزيعها ومدى تطورها بعد التصنيع في بعض الأغذية المخبَّبة لدى كثير من الناس، مثل: أصابع الشوكولاتة الغازية Aerated chocolate ؛ نظراً لخصائصها الجذابة، وذلك بتحليل الصور الإشعاعية العادية بالأشعة السينية، وكذلك التصوير المقطعي المجهرى (μCT) X-ray microtomography [٣٨] (انظر: الشكل رقم ٣-١٤).



شكل رقم (٣-١٤) صور لنوعين من أصابع الشوكولاتة الغازية : ١. وصف السطح، ٢.

المقطع العرضي عند تكبير قليل، ٣. المقطع العرضي عند تكبير عالي [٣٨].

يعرض الشكل رقم (٣-١٤) مقارنة بين نوعين من أصابع الشوكولاتة الغازية، يُرمز لهما A و B. تشمل المقارنة وصف السطح، والمقطع العرضي عند تكبير قليل

(٢, ١١, ٤ × ١٦, ٤ مم^٢، ١ بيكسيل = ١٨, ٢ ميكرومتر)، والمقطع العرضي عند تكبير عالي (٩, ٤, ٩ × ٥, ٩ مم^٢، ١ بيكسيل = ٦, ٨ ميكرومتر). ومن الواضح اختلاف النسبة المئوية لحجم الفقاعات (٣٩٪، ٥٤٪)، ومتوسط قطر الفقاعة (٦, ٠ مم، ١, ٦ مم)، ومتوسط سُمك طبقة الشوكولاتة (٣, ١ مم، ٩, ١ مم) على التوالي، مما يؤكد أهمية تلك الدراسات للوصول إلى المواصفات المطلوبة للمنتج قبل تصنيعه بكميات اقتصادية.

٣:٣ تشعيع الأغذية

تتعدد مصادر التغذية من نباتية وحيوانية، وتختلف كمية، ونوع المنتج من منطقة لأخرى على سطح الأرض. تزيد كمية المنتج غالباً عن حاجة الاستخدام المباشر في معظم مناطق الإنتاج أثناء أوقات الحصاد؛ مما أدى إلى زيادة رغبة المنتجين للاستفادة من الفائض، إما بنقله إلى أماكن استهلاك إضافية قد تكون بعيدة، أو في غير أوقات الحصاد. لقد لجأ الإنسان منذ القدم إلى حفظ الأغذية؛ لتحقيق هذا الهدف. وتتعدد طرق حفظ الأغذية، مثل: التبريد، والتجميد، والتجفيف، والتعليق، والتعقيم بالحرارة، أو إضافة مواد كيميائية. وتساعد هذه الطرق على بقاء الغذاء صالحاً للاستخدام فترة زمنية طويلة. وقد لا يكون مألوفاً لدى الكثيرين أن استخدام الأشعة المؤينة لتشعيع الغذاء يمثل أحد تقنيات حفظ الغذاء، على الرغم من تطويره منذ العقود الأولى من القرن العشرين [٣٩، ٤٠].

وتشعيع الغذاء طبقاً لتعريف الوكالة الدولية للطاقة الذرية IAEA، عملية تتضمن تعريض الغذاء سواء قبل تعليبه، أو بعد ذلك لأشعة جاما، أو الأشعة السينية، أو شعاع الإلكترونات المعجلة في حجرة مخصصة لذلك، ولفترة زمنية محددة [٤١]. وإذا تم تطبيق التشعيع بشكل صحيح، يصير تشعيع الغذاء وسيلة فعّالة لمعالجة تشكيلة واسعة من مشاكل توفير الغذاء، مثل غزو حشرة الحبوب، والنمو الجرثومي، والتبرعم، والتلف السريع للفواكه، واللحوم، والأسماك وغير ذلك من المنتجات الغذائية [٤٢-٤٧].

على الرغم من النجاح الذي حققه تشعيع الغذاء مع بعض الأغذية، إلا أن هناك تردد

واضح لدى الكثير من جمهور المستهلكين في قبول التقنية؛ بسبب الشك في سلامة الأغذية المشعة لاعتقادهم الراسخ في خطورة الأشعة. ولذلك يتم رصد رغبات المستهلكين باستمرار في الكثير من دول العالم، وخاصة التي تمتلك تقنية تشعيع الأغذية من خلال العديد من مراكز البحوث بالإضافة إلى الهيئات الدولية المختصة، مثل: منظمة الأغذية والزراعة FAO، والوكالة الدولية للطاقة الذرية IAEA [٤٨-٥٨].

٣:٣:١ تقييم مشاكل الغذاء المشع

تشعيع الغذاء يسمى أحياناً عملية «الحفظ على البارد»، وذلك لأن التشعيع يُحدِثُ تأثيره المُعقَّم بدون ارتفاع يُذكر في درجة حرارة الغذاء. وكما هو الحال مع كل طرق الحفظ الأخرى، تحدّث أحياناً بعض التغيرات الكيميائية في الغذاء المشع، مثل: تغير طفيف في المذاق، على الرغم من بقاء الغذاء على حالته الأصلية قبل التشعيع [٥٩-٦٣].

ويبدأ تنفيذ الدراسات، والبحوث المتعلقة بالمواد الغذائية الطبيعية، مثل: عسل النحل (انظر: الشكل رقم ٣-١٥)، والطماطم، والصلصات المستخرجة منها (انظر: الشكل رقم ٣-١٦)، وغير ذلك من المواد الغذائية، بعد عملية التشعيع لتقييم التغيرات في الخصائص الفيزيائية والكيميائية، والمحتوى الغذائي، والمذاق بالإضافة إلى السلوك الانسيابي (معامل اللزوجة) [٦٤]. وتتم عملية التقييم من خلال القياسات العلمية بالمختبرات، بالإضافة إلى العنصر البشري من المتطوعين غير المدربين كهيئة حقيقية للتطبيق المباشر. ومن خلال تصويب المتغيرات الفاعلة مع استمرار القياسات، ومقارنتها بالحالة الطبيعية للمواد الغذائية، ويمكن الوصول إلى الحالة المثلى المطلوبة من عملية التشعيع والتي يتم التأكد منها من خلال عدة مصادر، على سبيل المثال:

- يستخدم مُعامل (HMF - HydroxyMethylFurfuraldehyde) لعسل النحل كمؤشر للتغيرات الناتجة عن الحرارة و التخزين، بالإضافة إلى معاملات أخرى، وضمان بقائها ضمن الحدود القياسية.
- بالنسبة للطماطم المشعة، والصلصات المستخرجة منها، يتم التحقق من أكثر

المكونات أهمية في الطماطم من الناحية الغذائية وهو Licopene؛ لضمان عدم تدهور نسبته في المنتج بعد عملية التشعيع.



شكل رقم (٣-١٥) أنواع مختلفة من عسل النحل، من البرازيل، تمت معالجتها بالأشعة المؤينة. الاختلافات في اللون هي اختلافات طبيعية نتيجة مصادر العسل، وليس نتيجة عملية التشعيع [٦٤].



شكل رقم (٣-١٦) تتم دراسة الخصائص الفيزيائية والكيميائية بعد عملية التشعيع، على الطماطم والصلصات المستخرجة منها؛ لضمان جودة المنتج [٦٤].

ولقد تم التوصل إلى استنتاجات عامة، بعد العديد من الدراسات المطولة [٦٥، ٦٣-٧٠]، مثل:

- أن الإشعاع لا يضعف فعالية معظم المواد المغذية، وخاصة عندما تكون الجرعة الإشعاعية أقل من كيلو جراي واحد^٢.
- أن القدرة على الاحتفاظ بالمغذيات في الأغذية المشعة مشابهة لطرق الحفظ الأخرى.
- أكثر الفيتامينات تأثراً بعملية التشعيع هي فيتامين A و B1 (ثيامين) (thiamine) والمادة الفعالة لفيتامين E وتسمى "توكوفرول"، في حين أن فيتامين K يبدو مستقرًا نسبيًا وكذلك فيتامين C.
- يمكن تخفيض التأثيرات المتناقضة للتشعيع على الفيتامينات، والمذاق عند إجراء التشعيع في بيئة خالية من الأكسجين، والضوء^٣، مع الاحتفاظ بالغذاء عند درجة حرارة منخفضة، واستخدام أقل جرعة من الأشعة تكفي لمعالجة الغذاء^٤ [٧١].

٢:٣:٣ فوائد تشعيع الغذاء

لا يوجد شك في أن تشعيع الغذاء يتضمن مجموعة من القضايا المعقدة. بيد أنه إذا طُبِّق تطبيقًا صحيحًا، فيمكن أن يقضي على الكائنات الحية الدقيقة التي تسبب تلف الغذاء، ومرض الإنسان، أو يخفف من آثارها. ومن منافع تشعيع الغذاء [٧٢، ٧٣، ٧٤] ما يلي:

١. تخفيف الخسائر الناجمة عن تلف المنتجات الزراعية بعد الحصاد، وذلك بالحفاظ عليها لفترات أطول بدون تلف، مثل: تبرعم البطاطس، وغير ذلك. بالإضافة إلى مساعدته في إبقاء اللحم والدواجن والمأكولات البحرية في حالة شبه طازجة.

٢. القضاء على الأمراض التي تسببها البكتيريا والكائنات الحية الدقيقة الضارة الأخرى.

٣ - تُقاس جرعات تشعيع الغذاء بوحدة تسمى «كيلو جراي». الجراي يكافئ امتصاص كل كيلوجرام من المادة لمقدار من طاقة الأشعة يساوي جول واحد. مزيد من التفاصيل حول قياس الجرعات الإشعاعية بالفصل السابع.

٤ - عند إجراء عملية التشعيع تتحرر بعض الشوارد الحرة free radicals على إثر تأثير الأشعة على جزيئات الماء في المادة المشعة. وتزداد خطورة الشوارد الحرة في وجود وفرة من الأكسجين، حيث يتكون مادة فوق أكسيد الهيدروجين H_2O_2 وهي مادة ذات تأثير سام.

٥ - بناءً على توصيات الهيئات العلمية المختصة، تم تحديد ثلاث مستويات لتشعيع الغذاء: (١) جرعة منخفضة حتى كيلو جراي واحد؛ تقتل الحشرات على الفاكهة والحبوب. (٢) الجرعة المتوسطة من ١ حتى ١٠ كيلوجراي؛ تقتل معظم البكتيريا المسببة للأمراض في الطعام. وفي حالة الدواجن تستخدم جرعة تتراوح بين ١,٥ و ٣ كيلو جراي. (٣) الجرعة العالية وهي أعلى من ١٠ كيلو جراي، وتستخدم في تعقيم اللحوم والأطعمة الأخرى، وتطهر الأعشاب والتوابل. ولعرفة المزيد حول تشريعات تشعيع الغذاء المتبعة في إدارة الأغذية والأدوية الأمريكية US-FDA، ودوال الاتحاد الأوروبي وكندا وأستراليا والصين، يمكن مراجعة [٧٥-٧٧].

٦ - يقضي التشعيع حتى جرعة ٣,٠ كيلو جراي على ما يزيد عن ٩٩% من كائنات السالمونيلا الموجودة على أو في لحوم الدواجن؛ طبقًا لاختبارات وزارة

٣. الاستغناء عن المواد الكيميائية (مثل: المبيدات الحشرية) المستخدمة في إزالة الحشرات الضارة التي يستحيل التخلص منها تخلصاً نهائياً، وذلك عند استخدامها في تعقيم الحبوب المجففة والثمار الجافة للنباتات البقولية والتوابل بأنواعها، وكذلك الفاكهة المجففة ... الخ، قبل تخزينها أو نقلها إلى أسواق الاستهلاك.
٤. يستوفي متطلبات الحجر الصحي للتجارة الدولية في الفواكه الطازجة والخضروات.
٥. يقدم خصائص «جديدة» أكثر جذباً للأطعمة، جدول (٣-١)؛ لأن التشجيع عملية «باردة» تجعل المواد الغذائية المشبعة مشابهة لمثيلاتها في حالتها الطازجة (انظر: الأشكال رقم ١٧-٢١).

الزراعة بالولايات المتحدة الأمريكية. وتبدو الأهمية جلياً إذا علمنا أن تقديرات وزارة الزراعة تشير إلى أن ٦٠٪ من الدواجن في أمريكا تحمل سلالات مختلفة من السالمونيلا، وأغلب الدواجن تحمل بكتيريا كامبليوباكتر. وأما التشعب بجرعة ٠,٨ كيلو جرای للحم البقر؛ فيقضى على ٩٠٪ من خمسة أسباب ممرضة شائعة هي *E. coli O157:H7*, *Campylobacter jejuni*, *Listeria monocytogenes*, *Salmonella* and *Staphylococcus aureus*. [٧٨، ٧٩].

جدول (٣-١) تطبيقات تشعيع الغذاء وأثر الجرعات المختلفة على المواد الغذائية [٦٣].

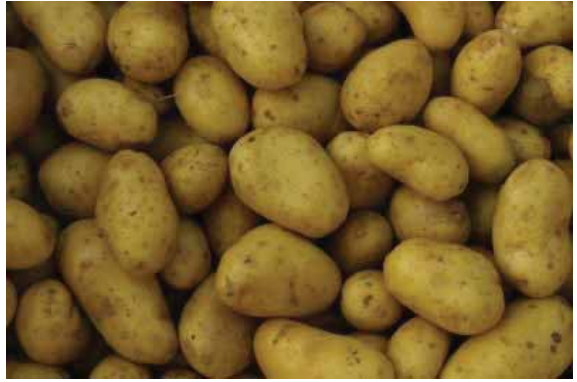
المنتجات المطلوب تشعيها	الجرعة الإشعاعية (كيلوجراي)	فائدة التشعيع
(١) جرعة منخفضة حتى ١ كيلو جراي		
البطاطس، والبصل، والثوم، والزنجبيل، والجذر، والبطاطا الحلوة... الخ.	٠,١٥ - ٠,٠٥	١. منع التبرعم.
الحبوب، والقطاني (نبتة تعطي حبوب)، والفواكه الطازجة والمجففة، والسّمك، واللحم المُجفف، ... الخ.	٠,١٥ - ٠,٥٠	٢. التطهير من الحشرات والطفيليات.
الفواكه، والخضروات الطازجة.	٠,٢٥ - ١,٠	٣. تأخير العمليات الفسولوجية (مثل النضوج).
(٢) جرعة متوسطة من ١ حتى ١٠ كيلو جراي		
السّمك الطازج، والفراولة (الشليك)، والفطر (عيش الغراب) ... الخ.	١,٠ - ٣,٠	١. زيادة فترة بقائها صالحة للأكل.
المأكولات البحرية الطازجة والمجمّدة، والدواجن الخام أو المجمّدة، واللحم، ... الخ.	١,٠ - ٧,٠	٢. منع التلف أثناء التداول وإزالة الكائنات الحيّة المجهرية المسبّبة للأمراض.
العنب (زيادة محصول العصير)، والخضراوات المجفّفة (خفّض وقت الطبخ)، الخ.	٢,٠ - ٧,٠	٣. تحسين الخصائص التقنية للغذاء.
(٣) جرعة عالية من ١٠ حتى ٥٠ كيلو جراي		
اللحم، والدواجن، والمأكولات البحرية، والأطعمة الجاهزة، وتعقيم وجبات المستشفيات.	٣٠,٠ - ٥٠,٠	١. التعقيم الصناعي (بالتمازج مع الحرارة المعتدلة).
التوابل، وتحضيرات إنزيم، والعلك الطبيعي، الخ.	١٠,٠ - ٥٠,٠	٢. إزالة تلوّث بعض إضافات ومكونات الغذاء.



شكل رقم (٣-١٧) التشجيع لا يغير القيمة الغذائية للغذاء بدرجة ذات أهمية [٨٠].



شكل رقم (٣-١٨) التشجيع يمثل الطريقة الوحيدة؛ لضمان الأمان الميكروبي في الأغذية الخام الطازجة، مثل: اللحوم، والأسماك، والفواكه [٨١].



شكل رقم (٣-١٩) تشيع البطاطس بجرعات مناسبة، قبل عملية التخزين؛ يمنع الخسائر
الناجمة عن التبرعم [٨٢، ٨٣].



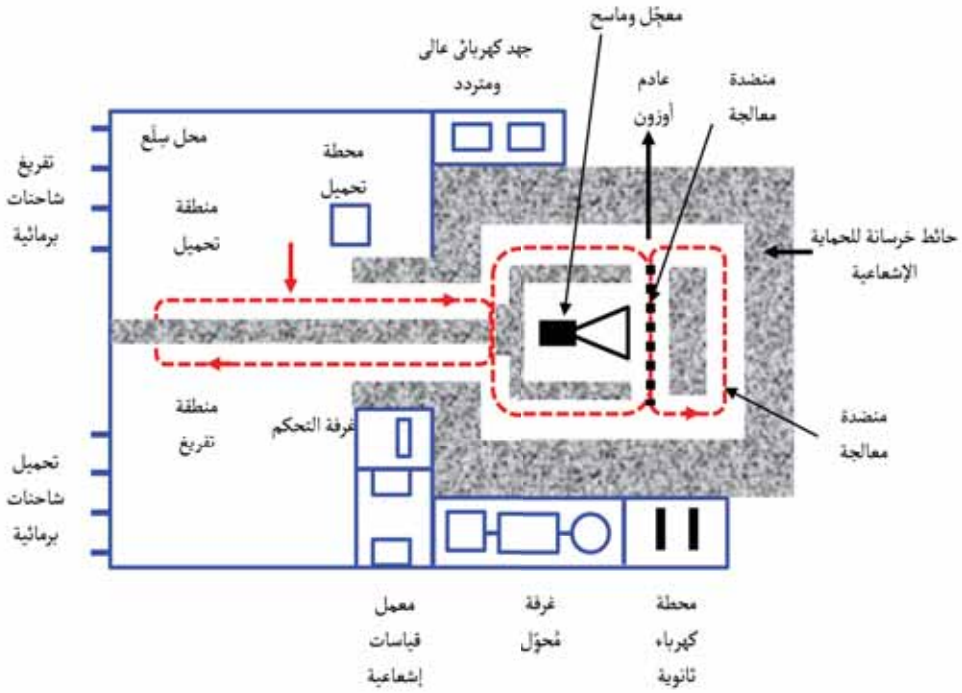
شكل رقم (٣-٢٠) التشيع طريقة فعّالة؛ لإزالة التلوث الميكروبي من التوابل، وبدل آمن
للمبيدات الحشرية [٨٤].



شكل رقم (٣-٢١) التشعيع لا يسبب نشاطاً إشعاعياً في المواد الغذائية، وشأنه في ذلك شأن الفاكهة المُعرّضة لطاقة أشعة الشمس؛ إذ لا تُشع الضوء الساقط عليها [٨٥].

٣:٣:٣ كيفية تشعيع المواد الغذائية

تُعبأ أو تُغلّف المواد الغذائية حسب نوعها، ثم تمرّر خلال غرفة مخصصة لهذا الغرض، حيث تُعرّض للأشعة المؤينة (الأشعة السينية عالية الطاقة أو أشعة جاما) [٨٦]. وتُتيح بعض المنشآت تشعيع الأغذية بواسطة الإلكترونات المعجلة مباشرة أو الأشعة السينية (انظر: الشكل رقم ٣-٢٢). ولتجنب تنشيط أنوية ذرات الأطعمة المشعّة، حددت التشريعات الحد الأقصى لطاقة حركة الإلكترونات الناتجة في المعجل بعشرة مليون إلكترون فولت في حالة التشعيع المباشر بالإلكترونات، ويتراوح المدى بين ٥-٥،٧ مليون إلكترون فولت في حالة التشعيع غير المباشر بواسطة الأشعة السينية، ومن ثم يُفضّل تشغيل نظام المعجل بالقرب من الحدود القصوى المسموح بها.



شكل رقم (٣-٢٢) رسم تخطيطي لمنشأة تشيع مواد غذائية بواسطة مَعَجَل خطي. (تم

إعادة الرسم من [٨٦])

عند التشيع المباشر بالإلكترونات المعجلة، يكون نصف قطر شعاع الإلكترونات صغيراً جداً مقارنة بالأبعاد الهندسية لمعظم المواد المطلوب تشيعها، ويستخدم لذلك نظام توجيه مغناطيسي (ماسح)؛ يعمل على توجيه الشعاع باتجاه المواد مع تحريكه بحيث يكون تشيع المادة متجانساً.

وعند الرغبة في التشيع بواسطة الأشعة السينية، تُستخدم نفس أنظمة المعجل والماسح ولكن مع بعض التعديلات. وتتمثل التعديلات في أن شعاع الإلكترونات المعجلة لا يتفاعل مباشرة مع المنتج المطلوب تشيعه، ولكن يتم مسح الشعاع لحوّل أشعة سينية مصنوع من معدن ذو عدد ذري كبير مثل التانتاليوم (Z=73، tantalium)، أو التنجستين (Z=74، tungsten).

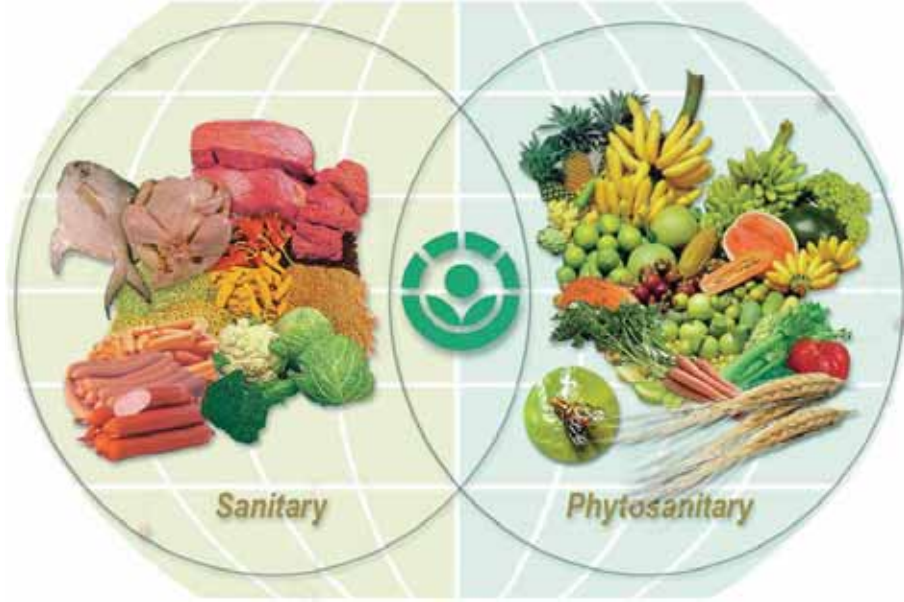
وعند اصطدام شعاع الإلكترونات بذرات المحول، تنتج أشعة سينية مستمرة أثناء انحراف الإلكترونات في عملية الفرملة.

ويتم تحريك المنتَج خلال شعاع المسح (سواء أكان إلكترونات أم أشعة سينية) بواسطة نظام تناول المواد (انظر: الشكل رقم ٣-٢٢). ويُفضَّل تشغيل المعجل الخطي linac ونظام التوجيه والمسح عند بارامترات ثابتة، (مثل: معدل تحريك نظام الناقل) تتم معايرتها على فترات زمنية متقاربة لحساب جرعات التشعيع بدقة.

والأشعة عالية الطاقة قادرة على المرور خلال الغذاء والقضاء نهائياً على الكائنات الحية الدقيقة والضارة [٨٧-٨٨]. وعملية التشعيع المثالية لا تغير لون الغذاء أو تزيل رائحته، ولا تغير مذاقه بدرجة ملحوظة، ولا تترك خلفها بقايا أشعة في الغذاء، ولا تجعل الغذاء مشعّ كما يعتقد البعض خطأً [٦٣]. وبعد الانتهاء من عملية التشعيع، يُلصق أو يُطبَّع على عبوات الغذاء الرمز الدولي للمواد الغذائية المشععة (انظر: الشكل رقم ٣-٢٣)، وكما يتضح في الشكل رقم (٣-٢٤).



شكل رقم (٣-٢٣) الرمز الدولي للمواد الغذائية المشععة، رادورا (Radura)، الذي أُعتمد عالمياً منذ عام ١٩٨٦م (يمين)، والنسخة المعتمدة لدى إدارة الأغذية والأدوية الأمريكية (شمال) [٨٩، ٩٠].



شكل رقم (٣-٢٤) يوضع ملصق رادورا على عبوات الأغذية المشعة كضمان لجودة وسلامة الغذاء أثناء التعامل التجاري [٩١].

٤:٣:٣ مستقبل تشجيع الأغذية

على الرغم من اعتراض كثير من الجمعيات والهيئات غير الحكومية حول العالم على انتشار الغذاء المعالج بالإشعاع، وخاصة على الخضروات التي تحتوي على كمية كبيرة نسبياً من الماء. إلا أن الضمانات المقدمة من منظمة الصحة العالمية WHO، ومنظمة الأغذية والزراعة FAO، والوكالة الدولية للطاقة الذرية IAEA، جذبت حتى الآن (١٤٣٥هـ - ٢٠١٤ م) أكثر من أربعين دولةً للتصديق على تجارة الغذاء المعالج بالإشعاع لحوالي ٥٠ منتج [٦٣]، [٩٢]. وتُعدُّ الولايات المتحدة الأمريكية، والبرازيل، وشيلي، والمكسيك وتيلاند، وسوريا، وكوريا الجنوبية، وجنوب أفريقيا، وبنجلاديش، والصين، والأرجنتين، وهنغاريا، وفرنسا، وبلجيكا، وكندا، واندونيسيا، وإيطاليا، من الدول التي صدقت على تجارة أكبر عدد من المنتجات المشعة.

وعلى الجانب الآخر فإن قائمة المنتجات المشعة الأكثر تداولاً تشمل التوابل، والبصل، والثوم، والأعشاب الطبية والعطرية، والحنطة، والقمح، والفراولة (الشليك)، والأرز، واللحم الأحمر، والدواجن المجمدة، والسمك، والبطاطس، وثمار البيايا، والفطر، والمانجو، وبقلاط الكاكاو، والحبوب، والأفوكادو [٩٣]. وما زالت الدراسات والأبحاث تُجرى على المزيد من المنتجات النباتية لإدراجها ضمن قائمة المنتجات المشعة الآمنة، مع متابعة دائمة لكل ما يتاح للاستهلاك من تلك الأغذية سنوياً [٥٩، ٦٠، ٩٣-١٠١].

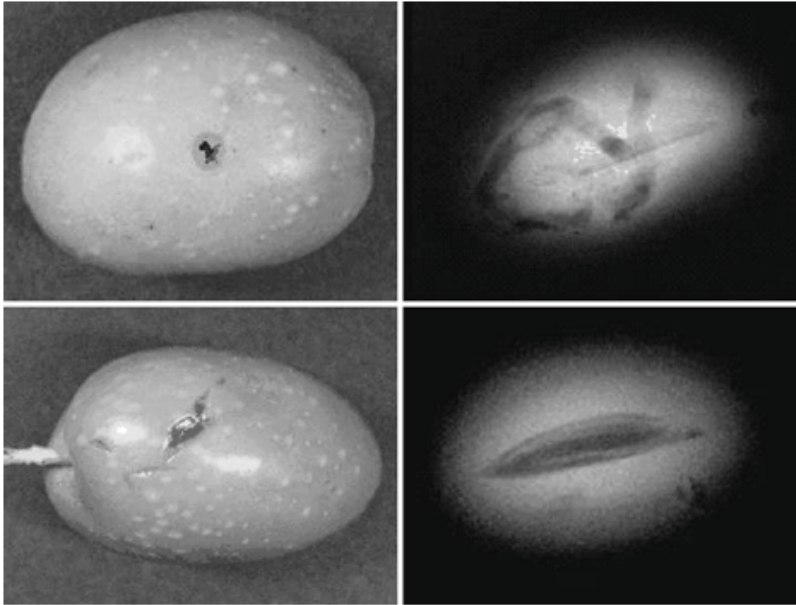
ولجذب المزيد من الدول لاعتماد تقنية التشعيع، تقدم الوكالة الدولية للطاقة الذرية بالتعاون مع منظمة الأغذية والزراعة المساعدة في تنسيق التنظيمات (التشريعات) الوطنية لتشعيع الغذاء وتسويق تجارتها الدولية للأغذية المشعة، وخاصة للمناطق الأكثر احتياجاً في العالم [٦٣، ١٠٢]. من ناحية أخرى، ولضمان التشعيع بالجرعات المحددة المتفق عليها في التشريعات الدولية للمنتجات المختلفة؛ يوجد العديد من التقنيات التجريبية التي يمكن بواسطتها التعرف على المنتجات المشعة من غيرها وكذلك تحديد جرعات التشعيع للمنتجات بعد عملية التعرض مباشرة في بلدان المنشأ، أو بعد فترة من الزمن في الدول المستهلكة لتلك المنتجات [١٠٣-١١٠].

٤:٣ الفحص الآلي للخضروات والمنتجات الزراعية

لقد كان يعتمد على الفحص اليدوي بكثافة في الصناعات الزراعية؛ لتقييم الجودة. ولا يخفي على أحد أنها عملية شاقة، ومستهلكة للوقت، ومرتفعة التكلفة. بالإضافة إلى ذلك، أن الفحص اليدوي قد يتأثر بسهولة، بمجموعة من العوامل الفسيولوجية؛ مما يؤثر على الموضوعية، وعدم تطابق نتائج التقييم. وقد دعي ذلك الكثير من ذوي الاهتمام، إلى ضرورة التركيز على تحسين تقييم الجودة للمنتجات الغذائية؛ كضرورة للإقناع، وكسب ثقة مزيد من المستهلكين، وفتح أسواق جديدة، بدون مزيد من الخسائر في المنتجات، على إثر تطبيق عملية الفحص الآلي. ولذلك فإن الاختبارات الغير متلفة المستخدمة لتقييم الجودة نالت

مساحة أوسع من الاهتمام أثناء معالجة المنتج في الصناعات الزراعية، وامتدت من مجرد الفحص الظاهري واستبعاد التالف والمواد الغريبة إلى جودة المنتج من الداخل أو ما يسمى الجودة الداخلية. فمثلاً: يبدو من الفحص الظاهري للصورتين الفوتوغرافيتين في الشكل رقم (٣-٢٥) أن حبتي الزيتون مصابتان، ولكن التصوير بالأشعة السينية يُظهر أن ضرر الإصابة بالحبة العليا أكبر كثيراً مما يبدو ظاهرياً. في حين أن صورة الأشعة السينية للحبة السفلى، توضح أن الضرر الخارجي ليس له علاقة بالحشرة.

وترتب على الاهتمام بالاختبارات الغير متلفة تطبيق مجموعة من التقنيات المستحدثة، بالإضافة إلى استكشاف تقنيات معروفة في تطبيقات أخرى، مثل: التصوير بالأشعة السينية، والتصوير المقطعي (CT)، والتصوير بالرنين المغناطيسي (MRI)، والموجات فوق الصوتية؛ للتقييم الغير متلف للبحث عن الأشياء الغير مرئية على السطح للعديد من المنتجات الزراعية [١١١-١٢٢].



شكل رقم (٣-٢٥) تصوير فوتوغرافي رقمي، وتصوير بالأشعة السينية لحبة زيتون مصابة
بذبابة الفاكهة (أعلى) وأخرى بدون إصابة (أسفل) [١٢٣].

٣: ٥ فحص وتعقيم المستلزمات الطبية

تستخدم الأشعة استخداماً موسعاً وأساسياً في فحص وتعقيم الأدوات والمعدات الطبية التي يصعب تعقيمها بالبخار، أو الحرارة، أو التي يمكن أن تتأثر نتيجة تعقيمها بالغازات أو المواد الكيماوية [٦٣]. ويمكن استخدام الأشعة السينية، أو مصدر كوبالت؛ لتأمين عملية التعقيم المطلوبة [٦٤]، مع التأكيد على الاختلاف النسبي في تصميم كلا المرفقين نظراً لاختلاف طبيعة المصدرين [١٢٤]. ويمكن استخدام منشأة تعقيم المنتجات الزراعية، شكل (٣-٢٢) في تعقيم المستلزمات الطبية أو استخدام وحدة خاصة بذلك (انظر: الشكل رقم ٣-٢٦).



شكل رقم (٣-٢٦) مفهوم جديد لمرفق الأشعة السينية لتعقيم الأجهزة الطبية [١٢٥]

ويجب قبل عملية التعقيم أن تُغَلَّف المستلزمات والمعدات الطبية بأغلفة محكمة الغلق؛ بحيث لا يتسرب إليها الهواء، أو الميكروبات. وتُعَمَّم المستلزمات والمعدات عن طريق تعريض المغلفات لجرعة محددة من الأشعة طبقاً لنوعها [١٢٦، ١٢٧]. ويؤدي الاحتفاظ بالأدوات المعقمة في صورتها المغلفة إلى الاستخدام الآمن، حتى بعد مرور فترة زمنية طويلة من عملية التعقيم.

ويتميز التعقيم بالأشعة عن الطرق التقليدية الأخرى بالعديد من المميزات الاقتصادية، والكفاءة [٦٤، ١٢٤]، نذكر منها:

١. قلة تكلفة تعقيم القطعة الواحدة، بالمقارنة مع طرق التعقيم الأخرى: كالحرارة والبخار.
٢. لا يؤدي التعقيم بالأشعة إلى رفع درجة حرارة المعدات، أو الأدوات مهما كانت فترة التعرض للأشعة، "تعقيم على البارد". ويمكن الاستفادة منه لتعقيم لكل المستلزمات الطبية تقريباً، ولكنه الأفضل على الإطلاق للمستلزمات الحساسة للحرارة، مثل: البلاستيك. ويعتبر التعقيم بالأشعة هو الطريقة الوحيدة لتعقيم المواد العضوية.
٣. لا تتطلب عملية التعقيم بالأشعة تعقيدات هندسية بل تتم بطرق آلية بسيطة حيث أن العامل الوحيد في العملية هي فترة التعرض للأشعة التي تحددها الجرعة المطلوبة: كلما كانت طاقة الأشعة أعلى، كان زمن التعرض أقل، وغالباً تكون فترة عملية التعقيم أقل من مثيلاتها بالطرق التقليدية الأخرى.
٤. ضمان تعقيم كل جزء من المنتج مهما بلغت التعقيدات الهندسية في تصميمه وذلك لما تتمتع به الأشعة من القدرة على المرور عبر المنتجات المختلفة.

٦:٣ استخدامات أخرى للأشعة السينية في المجال الصناعي [١٢٨]

١. تحسين خصائص الأحجار الكريمة حيث تستخدم عمليات التشعيع سواء أكانت بالأشعة السينية أم بأشعة جاما؛ لتحسين خصائص الكوارتز عديم اللون، وبعض الأحجار الكريمة الأخرى؛ لزيادة قيمتها الاقتصادية بعد إكسابها ألواناً جذابة تناسب رغبات المستهلكين (انظر: الشكل رقم ٣-٢٧).
٢. السيطرة على عمليات خط الإنتاج في مصانع الصلب، وتكرير المعادن، وخلافه.
٣. السيطرة على تحمُّل الماكينات عن طريق تحليل فلورية زيوت التشحيم.
٤. معايرة سُمك الألواح المعدنية دقيقة السُمك؛ المستخدمة في صناعات محددة.
٥. تحديد تركيب السبائك والمواد المجهولة.

٦. فحص المادة المحفزة بعد عملية الاحتراق في صناعة السيارات (مثل الرصاص، والكبريت).

٧. فحوصات كيمياء الغذاء، على سبيل المثال: التأكد من خلو الغذاء النيئ أو بعد التجهيز من العناصر الثقيلة أو السامة، ووجود إضافات سواء مرغوب أو غير مرغوب فيها [١٢٩].

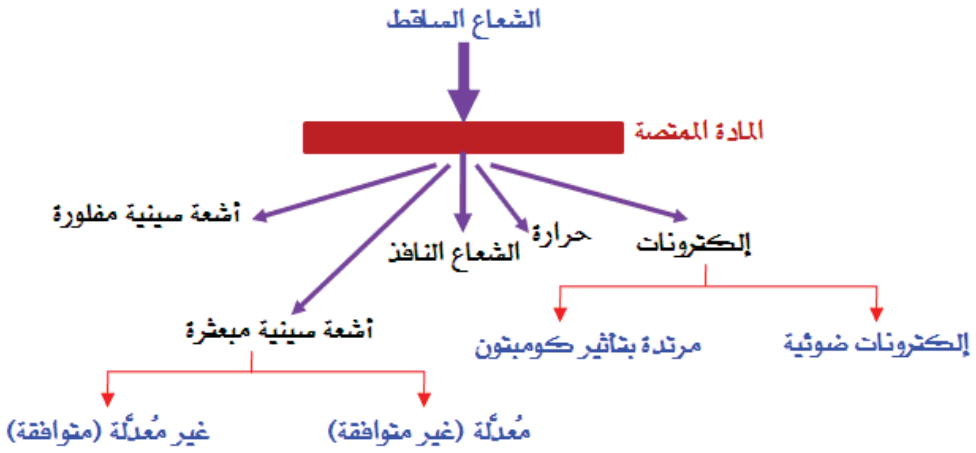


شكل رقم (٣-٢٧) يكتسب الكوارتز عديم اللون ألواناً مختلفة جذابة على إثر التعرض لجرعات مختلفة من الأشعة المؤينة [٦٤].

الفصل الرابع

التطبيقات العلمية للأشعة السينية

يهتم كثير من الباحثين بالتعرف على التركيب الداخلي لعينات من مواد مختلفة، وكذلك التوزيع الفراغي للذرات داخل تلك المواد، ويخصصون جانباً كبيراً من دراسات البحث العلمي في هذا المجال. وتتعدد الطرق والأجهزة المستخدمة في تحقيق هذا الغرض، حيث أن بعضاً منها يستخدم في التوصيف الخارجي لمادة ما، مثل: دراسة حالة السطح باستخدام الميكروسكوب الإلكتروني الماسح SEM، وميكروسكوب القوة الذرية AFM، والميكروسكوب الإلكتروني النافذ TEM بالإضافة إلى دراسة الخصائص العامة للمواد، مثل: الخصائص البصرية والحرارية والكهربية والمغناطيسية والميكانيكية. وأما الدراسات الداخلية لمادة ما فتتضمن توصيف العناصر، أو المركبات الكيميائية الموجودة في العينة، سواء أكان ذلك على السطح أو في العمق باستخدام المسبار الإلكتروني الدقيق EMA، والتحليل الطيفي لكتل الأيونات الثانوي SIMS، وحيود الأشعة السينية XRD، وفلورية الأشعة السينية XRF، وطاقة الأشعة السينية المشتتة EDX، والتحليل الطيفي للإلكترون الضوئي المنبعث بالأشعة السينية XRPS. وتستخدم الأشعة السينية كأداة مساعدة من أدوات البحث العلمي في كثير من المجالات العلمية: كالفيزياء، والكيمياء، وعلوم الأحياء، والزراعة، والطب، والصيدلة، وغيرها. وتعتمد أساليب التحليل على طريقة تفاعل الأشعة السينية مع مادة ما. وبما أن الوحدات الأساسية لمادة ما هي الذرات، فإنها تتكون من نواة في المركز محاطة بأغلفة من الإلكترونات مرتبة ترتيباً فراغياً في مدارات (مستويات للطاقة). وتتفاعل الأشعة السينية في أساسها مع الإلكترونات لا مع أنوية الذرات. ويوضح الشكل رقم (٤-١) الطرق المختلفة لتفاعل الأشعة السينية مع المادة [١].



شكل رقم (٤-١) التأثيرات المختلفة الناتجة عن مرور الأشعة السينية عبر المادة (إعادة رسم من [١]).

٤ : ١ أنظمة التحليل بالأشعة السينية

يوجد نوعان رئيسيان؛ لتحليل المواد المختلفة بالأشعة السينية، وهما:

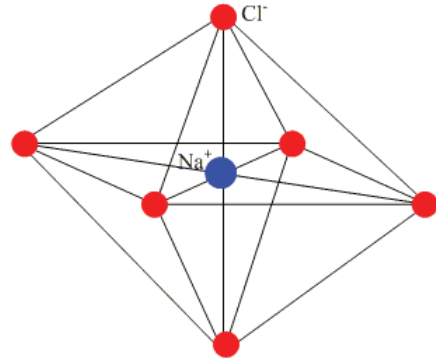
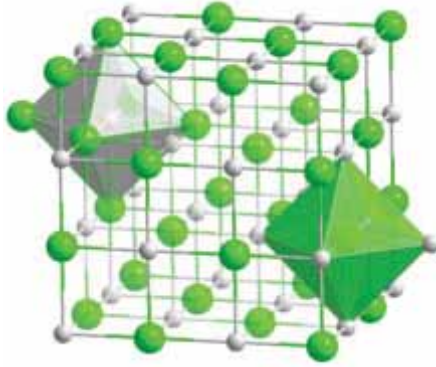
١. التحليل بحيود الأشعة السينية (XRD) (x-ray diffraction): تتبعثر الأشعة السينية أثناء مرورها خلال المواد البلورية، وعلى إثر ذلك نحصل على "بصمة إصبع" للتركيب الذري البلوري للمادة، ومن ثم مقارنة العينات المجهولة تحت الدراسة بما هو معروف في مكتبة العينات القياسية. إن التحليل البلوري يعتمد على الطبيعة المزدوجة للأشعة السينية (الخاصية الموجية / الجسيمية) في اكتشاف معلومات حول التركيب الهيكلي للمواد البلورية.
٢. فلورية الأشعة السينية (XRF) (x-ray Fluorescence): طريقة تحليلية؛ لتحديد العناصر الكيميائية التي تدخل في تركيب المادة. إن التحليل الطيفي لفلورية الأشعة السينية يعتمد على خصائص الأشعة الثانوية المنبعثة من المواد عند إثارتها بفوتونات الأشعة السينية عالية الطاقة، ويستخدم في الأساس لتحديد كميات عناصر محددة في مادة العينات المفحوصة.

وبناء على فرضية رؤية الأشياء عند سقوط الضوء عليها، فإنه كلما كان طول موجة الضوء أقصر أمكن رؤية أشياء أصغر وأدق؛ ولذلك تكون الأطوال الموجية القصيرة جداً للأشعة السينية مفيدة في تصوير التراكيب الصغيرة التي لا يمكن رؤيتها بالضوء المنظور كما هو الحال في الجزيئات المفردة. لقد سُمِّي هذا النوع من الأبحاث بـ ”دراسة التركيب البلوري بالأشعة السينية“ .

البلورة أو البلورة الصلبة هي مادة صلبة ترتبت ذراتها أو جزيئاتها أو أيوناتها في نمط تكراري ثلاثي الأبعاد. وعلى هذا الأساس تختلف البلورات عن الغازات والسوائل العادية؛ لأن الترتيبات الذرية فيهما لا تمتلك المتطلب الضروري للدورية. وتكون بعض المواد الصلبة بلورية، في حين أن بعضها لا يمتلك أي ترتيب داخلي منتظم للذرات كالزجاج. وأما البلورات السائلة فتتمثل حالة من المادة، تمتلك خصائص بين السوائل العادية كالزيت، والجليسرين، وخصائص البلورات الصلبة، كالألماس وملح الطعام (كلوريد الصوديوم النقي) (انظر: الشكل رقم ٤-٢)، في حين أن الشكل (٤-٣) يوضح التوزيع الفراغي للذرات ضمن البلورات المكونة للمادة، صوديوم (أخضر) وكلور (رمادي). ونلاحظ أن أيونات البلورة الواحدة تتكرر بالترتيب الفراغي نفسه ضمن المادة كلها عند نقائها.

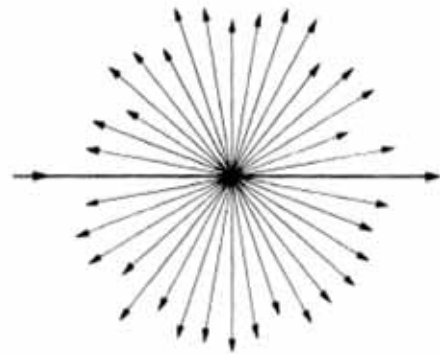
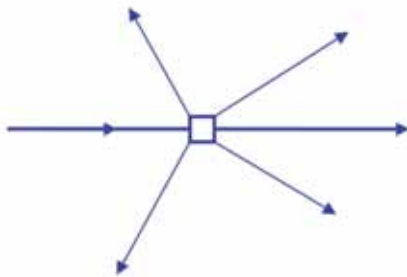
٤ : ٢ علم البلورات والأشعة السينية

يستخدم حيود الأشعة السينية كأداة؛ لفحص التركيب الدقيق للمواد المختلفة. وكان أول من اكتشف هذه التقنية الفيزيائي الألماني ماكس فون لاو Max Von Laue، وذلك في عام ١٩١٢م. وقد بين أن البلورات تُحيد الأشعة السينية عن مسارها، ومن ثم فإن طريقة الحيود تكشف عن تركيب البلورة [١]. ولكن لماذا يقع هذا الأمر من البلورات لا الذرات.



شكل رقم (٢-٤) التوزيع الفراغي لأيونات الكلور (أحمر) والصوديوم (أزرق) في بلورة واحدة [٢].
 شكل رقم (٣-٤) التشكيل الفراغي للذرات ضمن بلورات نقية متجاورة [٣].

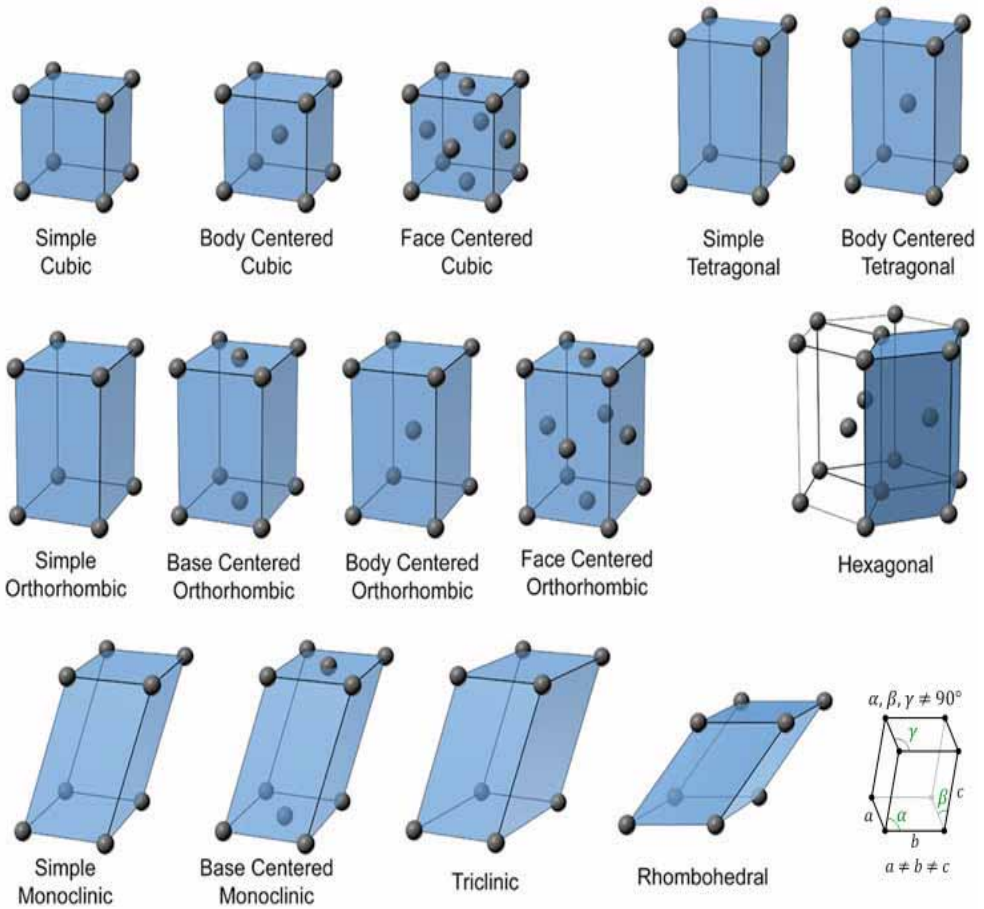
يرجع هذا الأمر إلى تسبب الذرة الواحدة في استطارة (تشتت) الأشعة السينية الساقطة عليها في جميع الاتجاهات بالفراغ، ولكن عند تجمع عدد كبير من الذرات المرتبة في مصفوفة دورية تامة في ثلاثة أبعاد؛ فإن ذلك يؤدي إلى تكوين بلورة تعمل على حيود الأشعة السينية في عدد محدد من الاتجاهات النسبية، كما هو موضح في الشكل رقم (٤-٤).



شكل رقم (٤-٤) استطارة الأشعة السينية بواسطة ذرة واحدة (يمين) وبلورة واحدة (شمال) [١].

وتسمى أقل مجموعة ذرات متكررة بنفس الترتيب الفراغي في المادة بـ «خلية الوحدة»

unit cell، وهي بمنزلة الوحدة البنائية للبلورات (انظر: الشكل رقم ٤-٢). مع العلم أن بلورات المواد المختلفة ليست ذات خلية وحدة واحدة، وإنما يوجد أربعة عشر نوعاً فقط معروفة حتى الآن موزعة في كل المواد البلورية. وكل خلية وحدة تتميز بعدد محدد من الذرات موزعة في الفراغ بطريقة خاصة لكل منها من حيث المسافات البينية a ، b ، c ، والزوايا بين محاور الاحداثيات α ، β ، γ (انظر: الشكل رقم ٤-٥). وتتكون البلورات من عدد كبير من خلايا الوحدة، يعتمد على حجم البلورة كما يتضح في الشكل رقم (٤-٣).

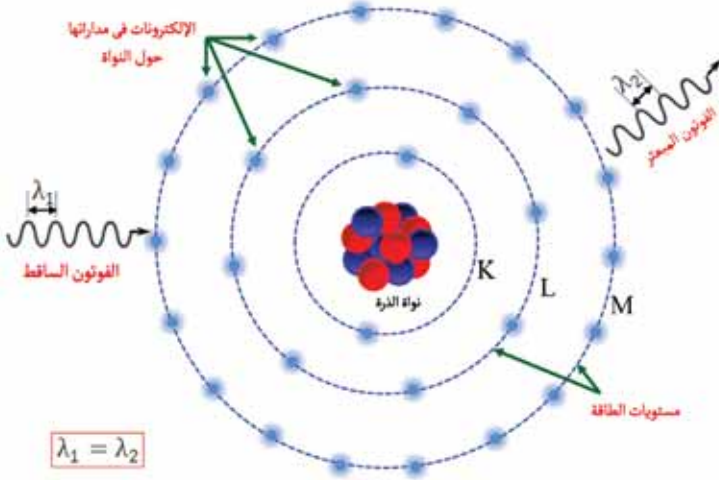


شكل رقم (٤-٥) الأشكال الهندسية والتوزيع الفراغي للذرات في الأنواع المختلفة من خلايا الوحدة المكونة للبلورات المعرفة حتى الآن [٤].

٤: ٣ لماذا تتبعثر الأشعة السينية بواسطة الذرات في كل الاتجاهات

شعاع الأشعة السينية يمثل موجة كهرومغناطيسية تتصرف بمجال كهربائي تتغير شدته على نحو جيبي مع الوقت عند أي نقطة في الشعاع. حيث أن المجال الكهربائي يظهر قوة على أي جسيم مشحون، مثل: الإلكترون، ومن ثم فإن المجال الكهربائي المتذبذب على شعاع الأشعة السينية سيضع أي إلكترون يصادفه في حركة تذبذبية حول متوسط موقعه [٥].

الإلكترون الذي وُضِعَ في حالة تذبذب بواسطة شعاع الأشعة السينية سيُجَلَّ وَيَبْطَأُ على نحو مستمر أثناء حركته؛ لذلك يبعث موجة كهرومغناطيسية في أي اتجاه. عندئذٍ يقال: إن الإلكترون بعثر الأشعة السينية، وأن الشعاع المُبْعَثَرُ هو الشعاع المنبعث بواسطة الإلكترون تحت تأثير الشعاع الساقط. ويتساوى الشعاع المُبْعَثَرُ والشعاع الساقط في كل من الطول الموجي ($\lambda_1 = \lambda_2$) والتردد ($f_1 = f_2$) ويتفقان أيضاً في الطور (انظر: الشكل رقم ٤-٦). وهكذا يقال أن الشعاع المُبْعَثَرُ ظَلَّ متوافقاً مع الشعاع الساقط (أشعة متوافقة coherent radiation). وهذا النوع من التبعثر يسمى "تبعثر رايلييه Rayleigh scattering". وأما التصادم بين شعاع الأشعة السينية وبين أحد إلكترونات المادة يسمى «التصادم المرن» [٥، ١].



شكل رقم (٤-٦) رسم تخطيطي لتبعثر رايلييه حيث لا يفقد الفوتون الساقط أي جزء من

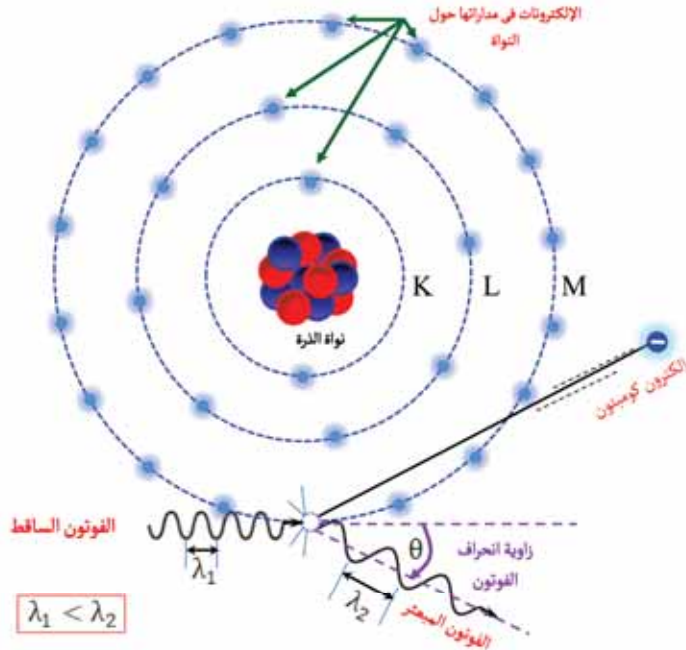
طاقته [٦].

كما توجد طريقة أخرى مختلفة تماماً، بحيث يستطيع الإلكترون أن يشتمت الأشعة السينية، وهي ما أعلن عنها آرثر كومبتون A. H. Compton في عام ١٩٢٣م، وتعرف الظاهرة منذ ذلك الوقت بـ "تأثير كومبتون". ويحدث تأثير كومبتون عندما يتصادم شعاع الأشعة السينية مع إلكترون مرتبط ارتباطاً ضعيفاً مع الذرة أو شبه حر. ويمكن تفسير هذه الظاهرة بوضوح إذا رأينا أن الشعاع الساقط بمنزلة سيلاً من كمّات الأشعة السينية أو الفوتونات، وكلها ذات طاقة محددة. وعندما يصطدم كل فوتون بالإلكترون شبه حر فإن التصادم يكون مرناً إلى حدٍ ما مثلما يحدث بين كرتين من البلياردو، حيث ينحرف الإلكترون جانباً عن موضعه الأصلي، في حين ينحرف الفوتون عبر زاوية عن مساره الأصلي (انظر: الشكل رقم ٤-٧).

وبما أن بعض طاقة الفوتون الساقط تُستَخدم في إمداد مزيد من طاقة الحركة للإلكترون المنحرف، فإن طاقة الإلكترون تصير أكبر مما كانت عليه قبل التصادم، في حين تتناقص طاقة الفوتون بعد التصادم. وهكذا يصير الطول الموجي للأشعة المبعثرة λ_2 أكبر بقليل من الطول الموجي للأشعة الساقطة λ_1 . ويعتمد مقدار الزيادة في الطول الموجي $\Delta\lambda$ على زاوية الاستطارة θ فقط، كما يتضح ذلك من المعادلة التالية:

$$\Delta\lambda = \lambda_2 - \lambda_1 = 0.0243 (1 - \cos \theta) \text{ \AA}$$

حيث تتغير الزاوية θ من صفر في الاتجاه الأمامي ($\theta = 0^\circ$)؛ حيث يحتفظ الفوتون بطاقته (تصادم مرن $\Delta\lambda = 0$)، حتى الاتجاه الخلفي ($\theta = 180^\circ$)؛ حيث يفقد الفوتون أكبر قدر من طاقته في التصادم الواحد وهذا لا يعني أنه سيفقد كل طاقته، لأن أقصى تغير في قيمة الطول الموجي للفوتون الساقط على الإلكترون الهدف $\Delta\lambda_{\text{MAX}} = 0.0486$ أنجستروم بما يكافئ في ١،٥٦٥ كيلو إلكترون فولت. في حين إن طاقة فوتون الأشعة السينية في تجربة كومبتون الأصلية كانت حوالي عشرين كيلو إلكترون فولت وهذا يعني أن الطول الموجي لتلك الأشعة يساوي ٠،٦٢١ أنجستروم.



شكل رقم (٤-٧) رسم تخطيطي لتبعثر كومبتون حيث يتغير اتجاه الفوتون الساقط وتنقص طاقته [٦].

وتسمى الأشعة المتطايرة أشعة كومبتون المعدلة، وبسبب تميزها بزيادة الطول الموجي عن الأشعة الساقطة فإنها تنفرد بالخاصية المهمة التالية: أن الطور الخاص بها ليس له علاقة محددة بالطور الخاص بالأشعة الساقطة؛ نظراً لاختلافهما في الطول الموجي وكذلك التردد. ولهذا السبب تعرف بأنها أشعة غير متوافقة incoherent radiation. وأشعة كومبتون المعدلة لا تشارك في الحيود بسبب أن الطور المميز لها يكون مرتبطاً ارتباطاً عشوائياً فقط بطور الشعاع الساقط. وهذه الأشعة لها تأثير غير مرغوب فيه، يتمثل باسوداد خلفية الفيلم خلف أنماط الحيود.

١- طور الموجة يمثل حالة الموجة عند زمن محدد وهو جزء من طول الموجة، له أهميته من وجهة نظر توافق أو عدم توافق الموجات ذات طول موجة واحد. فإذا كان هناك موجتان لهما نفس التردد، فإن الفرق في الطور يعبر عن مقدار الإزاحة الابتدائية عند بداية حساب الزمن للموجتين ويظهر ذلك جلياً عند رسم العلاقة بين زاوية الطور (محور X) وسعة الموجة (محور Y). لمزيد من المعلومات، يمكن الرجوع إلى موسوعة ويكيبيديا أو أحد كتب الموجات.

والذرات ذات الإلكترونات المتعددة تحتوي على بعض الإلكترونات المرتبطة بالذرة ارتباطاً كبيراً، وهي الإلكترونات القريبة من النواة، في حين أن الإلكترونات البعيدة يسميها بعضهم إلكترونات ضعيفة الارتباط، أو إلكترونات شبه حرة. لذلك عندما يصطدم شعاع الأشعة السينية موحد الطاقة بذرة واحدة مفردة، فإن هذين التفاعلين يحدثان في الوقت نفسه، وهما: بعثرة الأشعة السينية الساقطة، وتأثير كومبتون، ومن ثم تُنتج أشعة متوافقة وأشعة غير متوافقة مع الأشعة الساقطة في كل الاتجاهات.

إذا كانت الذرة جزءاً من مجموعة كبيرة من الذرات مرتبة في الفراغ بطريقة دورية منظمة كما في حالة البلورة، فعندئذ تحدث ظاهرة إضافية، وهي: إعادة تقوية الأشعة المبعثرة (المتوافقة) من كل الذرات في اتجاهات محددة (تداخل بناءً)، في حين تتلاشي أو تُلغى في الاتجاهات الأخرى (تداخل هدام)؛ لذلك تبدو الأشعة الساقطة حائدة في اتجاهات محددة على الرغم من أن الحيود يكون في المقام الأول ناتجاً عن إعادة تقوية الأشعة المبعثرة المتوافقة في الطور.

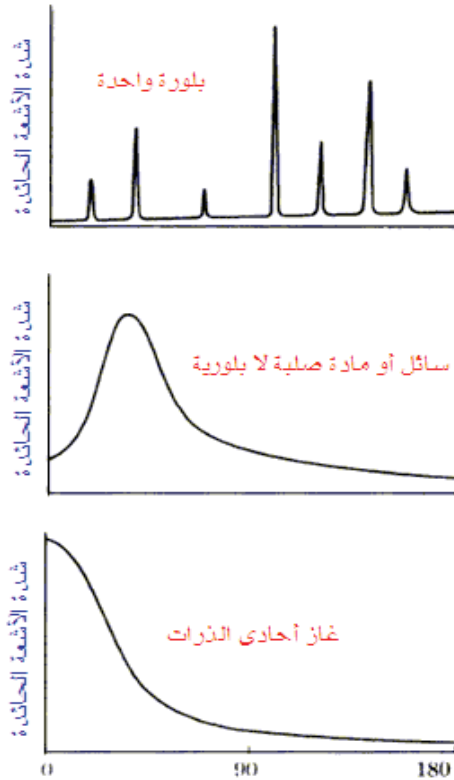
حيث أن البلورات المختلفة ذات خلايا بنائية متباينة، ومن ثم اختلاف الترتيب الفراغي للذرات؛ فمن المتوقع أن يختلف نمط الحيود الناتج عن سقوط الأشعة السينية على تلك البلورات. ويمكن دراسة التركيب البلوري للمواد المختلفة باستخدام أنماط حيود قياسية لبلورات معروفة مسبقاً، والرجوع إلى قاعدة بيانات تتعلق بهذا الأمر [١، ٧].

٤ : ٤ حيود الأشعة السينية في السوائل والمواد الصلبة الغير متبلورة

المواد السائلة والصلبة غير المتبلورة ذات ترتيب ذري قصير المدى، وذلك على النقيض من البلورات ذات النسق البلوري المنتظم طويل المدى. ويدل هذا على أخذ الذرات المتجاورة جداً نسقاً معيناً يشبه تقريباً ذلك الذي يميز البلورات، ولكن هذا الترتيب لا يلبث، بل يتغير إلى شكل آخر إذا ابتعدنا قليلاً عن موضع هذه الذرات في المادة [١، ٨].

ويختلف أنموذج حيود الأشعة السينية للسوائل عن غيره في المادة الصلبة البلورية، حيث أن

المسافات بين الذرات في النسق الفراغي للبلورة تتكرر مرات عديدة، وبدرجة عالية من الدقة. ويلحظ أن انعكاسات الأشعة السينية للبلورة تكون على شكل خطوط عديدة حادة وواضحة، كما هو موضح في الجزء العلوي من الشكل رقم (٨-٤). وأما في المواد غير المتبلورة فإن المسافات الموجودة بين الذرات المتباعدة تتغير تغيراً عشوائياً، ولكن تلك الموجودة بين الذرات المتقاربة تتغير بانتظام إلى حد ما، ويكون سبباً في إعطاء هالة ضبابية المعالم على الفيلم فوتوغرافي. وتكون هذه الهالة أعرض بكثير من حالة الانعكاسات البلورية؛ وذلك لأن انتشار الذرات انتشاراً واسعاً يباعد بين اتجاهات القيم العظمى؛ لشدة الأشعة السينية الحادثة، ولا يظهر سوى قمة واحدة أو جزء منها، كما هو موضح في الجزأين الأوسط والسفلي من الشكل رقم (٨-٤).



شكل رقم (٨-٤) مقارنة بين حيود الأشعة السينية من مادة صلبة بلورية (أعلى)، غير بلورية (وسط)، سائل وغازات أحادية الذرات (أسفل) [١].

٤: ٥ حيود الأشعة السينية في البوليمرات

تعدُّ طريقة حيود الأشعة السينية في الوقت الحاضر من الطرق المهمة والحساسة؛ لتحديد ودراسة تركيب المواد ذات الجزيئات الكبيرة، وتحديدتها، حيث أنها تعطي معلومات ذات أهمية كبيرة عن تشكيل الجزيئات في المادة، واتجاهاتها، وأحجامها، وبنيتها. ولا يمكننا الحصول على بلورات بوليمرية ذات أحجام كبيرة؛ وذلك نظراً لصعوبة بلورة البوليمرات بلورة كلية، كما يؤدي ذلك إلى أن تكون مخططات حيود للأشعة السينية في البوليمرات المتبلورة على شكل هالات بدلاً من انعكاسات الحيود الحادة واضحة المعالم [٩]. عند مقارنة مخططات حيود الأشعة السينية في البوليمرات المتبلورة ضمن المواد ذات الجزيئات الصغيرة، نجد أن عدد الانعكاسات (حتى في البوليمرات عالية التبلور) أقل بكثير منها في حالة البلورات الاعتيادية، كما أن سُمك الخطوط يكون أكبر بكثير عن مثيلاتها في الجزيئات الصغيرة.

وجدير بالذكر أن العلاقة الرياضية التي تفسر حيود الأشعة السينية تعرف باسم "قانون براغ" وهي معادلة بسيطة تربط بين الطول الموجي للأشعة السينية وبين المسافة الفاصلة بين الطبقات الذرية المتتالية المكونة للمادة d ، بالإضافة إلى زاوية سقوط الأشعة السينية على الطبقات الذرية في عينة θ ، وهي:

$$n \lambda = 2 d \sin \theta$$

حيث n عدد صحيح موجب يحدد رتبة الحيود. وعلى الرغم من استخدامنا المصدر نفسه من الأشعة السينية مع تثبيت الطول الموجي، فإننا لا نحصل على نمط حيود واحد للبلورة الواحدة؛ لأنه عند سقوط شعاع الأشعة السينية على البلورة من زوايا مختلفة، نحصل على تشكيلة جديدة من أنماط الحيود، تمثل توزيع الأشعة السينية المنعكسة من البلورة على اللوح الفوتوغرافي. ويرجع سبب ذلك إلى مقابلة تغير زاوية سقوط الشعاع مجموعة من الطبقات الذرية ذات مسافات بينية مختلفة [١].

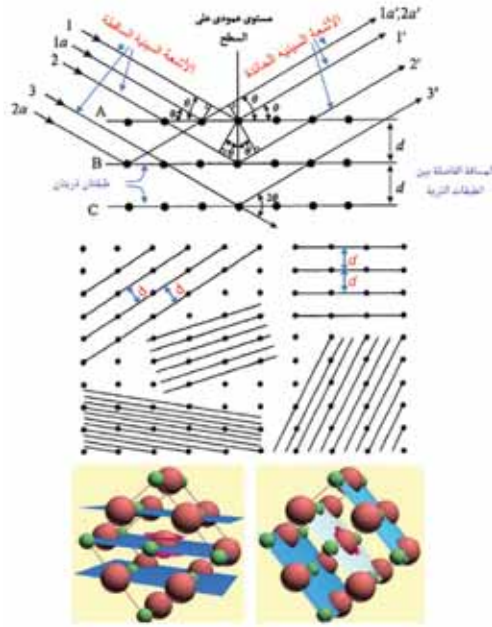
الطبقة الذرية أو مستوى الشبكية lattice plane هو: مستوى افتراضي يمر بالذرات في

خلية الوحدة عبر شبيكة بلورية ثلاثية الأبعاد؛ لذلك يوجد العديد من هذه المستويات للشبيكة الواحدة تختلف في عدد الذرات التي تمر بها، والمسافة بين الذرات المتتالية، وكذلك المسافة العمودية بين كل مستويين متوازيين، أو ما يسمى: ”المسافة الفاصلة بين الطبقات الذرية“ [١٠]. يعرض الشكل رقم (٤-٩) رسم تخطيطي لعملية حيود الأشعة السينية بين الطبقات الذرية المكوّنة للمادة، حيث زاوية سقوط الأشعة تساوي زاوية انعكاسها (أعلى شمال) [٣]، ومخطط شبيكة بلورية في بعدين يوضح أنماطاً مختلفة للمسافات بين الذرات المتتالية (النقاط السوداء) على مسار الأشعة السينية بمجرد تغير اتجاه سقوط الأشعة على الرغم من الانتظام الواضح لتوزيع الذرات في الفراغ (أعلى يمين) [١]، في حين أن مجسم بلورة كلوريد الصوديوم يوضّح نماذج مختلفة للطبقات الذرية طبقاً لاتجاه النظر إلى البلورة أو اتجاه سقوط الأشعة السينية (أسفل) [٩].

٤ : ٦ التوصيف الهندسي لجهاز حيود الأشعة السينية

يوجد تصميمات هندسية عدّة لجهاز حيود الأشعة السينية؛ طبقاً للشركات المنتجة، والفترة التي ظهرت فيها تلك الأجهزة، ولكن أيّاً منها لا بد أن يشمل ثلاثة عناصر أساسية، هي: مصدر للأشعة السينية (بندقية الإلكترونات)، وكاشف (عداد) لعد الأشعة الحادثة، بالإضافة إلى حامل العينة المطلوب فحصها (انظر: الشكل رقم ٤-١٠). حتى وإن اختلف كلاً من مصدر الأشعة والكاشف في التصميم وطريقة العمل في الأجيال المتعاقبة من أجهزة حيود الأشعة السينية، وكذلك طبيعة العينة محل الفحص، إلا أن كل جهاز يتيح مجموعة إضافية من الإمكانيات المتنوعة التي تتزايد مع تقدم التقنيات الأخرى؛ كالبرمجة، وهي في مجملها مفيدة للفنيين والباحثين.

٢- يتضح ذلك من خلال شكل (٤-١٠) في هذا الفصل بالإضافة إلى الأشكال (١) و (٣) و (٥) في الفصل التاسع.



شكل رقم (٤-٩) رسم تخطيطي لحيود الأشعة السينية بين الطبقات الذرية المكونة للبلورات، حيث تختلف المسافات البينية بين الذرات اعتماداً على اتجاه سقوط الأشعة



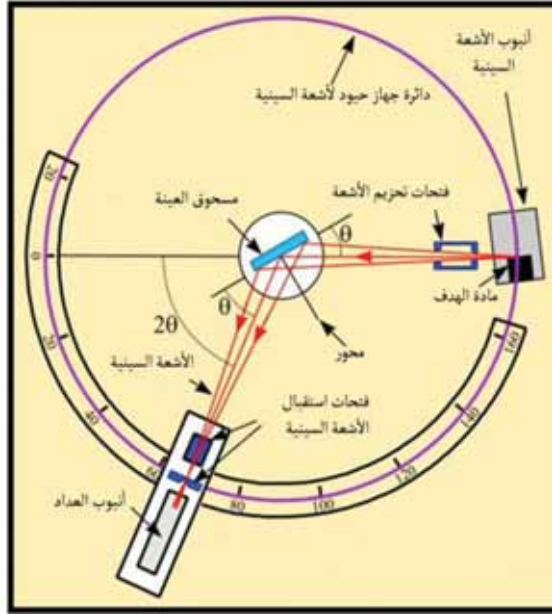
السينية [١٠، ١].

شكل رقم (٤-١٠) جهاز حيود الأشعة السينية في العينات الصلبة على هيئة مسحوق [١٠].

بالنسبة للتوصيف الهندسي لجهاز حيود الأشعة السينية:

- يوضع مصدر أشعة سينية أحاديّ الطول الموجي (ذو طاقة محددة) وعداد للأشعة السينية على محيط دائرة مُدرّجة، يوضع عند مركزها مسحوق العينة محل

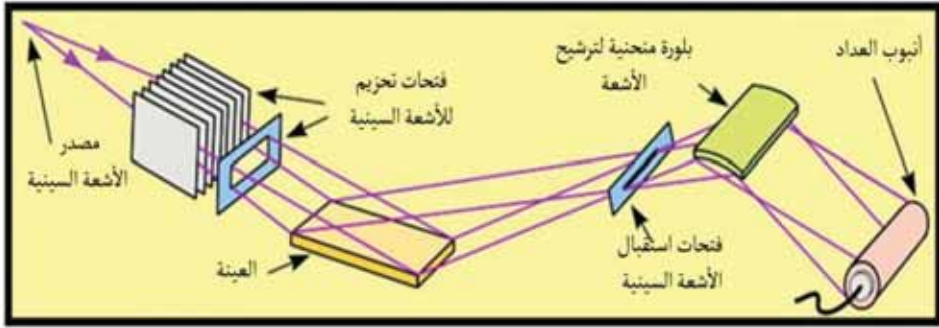
الدراسة والتحليل بالأشعة السينية (انظر: الشكل رقم ٤-١١).



شكل رقم (٤-١١) رسم توضيحي لأوضاع مصدر الأشعة والعينة والكاشف (العداد) في

جهاز حيود الأشعة السينية [١١].

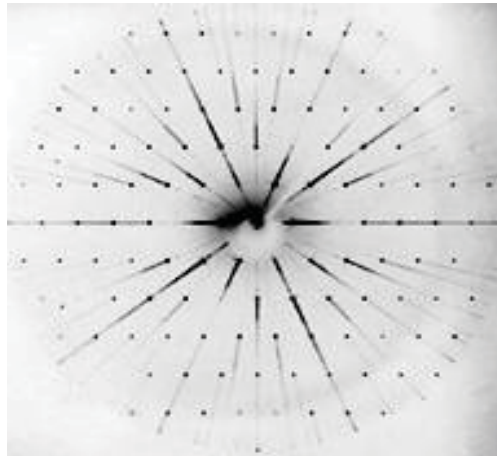
- توضع فتحات تحزيم بين مصدر الأشعة السينية وبين العينة؛ حتى تصير الأشعة السينية متوازية قبل سقوطها على العينة. وتوجد أيضاً فتحات استقبال للأشعة السينية بين العينة والعداد، حيث تستخدم هذه الفتحات في الحد من الأشعة المبعثرة (غير الحائدة)، ومن ثم تخفيض الخلفية الإشعاعية من البيئة المحيطة، ثم العمل على توجيه الأشعة، والسعي إلى توزيعها.
- حامل (ماسك) العينة والعداد متوافقان ميكانيكياً، حيث يسجل زاوية دوران للعداد تساوي 2θ مع كل زاوية دوران للعينة مقدارها θ .
- بلورة منحنية أحادية اللون تحتوي على بلورة من الجرافيت، وتستخدم في ضمان أن تكون الأشعة المرصودة بالعداد أحادية الطاقة، أي: تعمل على ترشيح الأشعة (انظر: الشكل رقم ٤-١٢).
- عندما توضع الأشعة الحائدة عند زاوية محددة تحديداً صحيحاً في مقدمة العداد، يوجه الشعاع المطلوب للعداد مع استبعاد الأشعة الأخرى.
- ترشّح الإشارات من العداد بواسطة جهاز مُعاير؛ «لتحليل ارتفاع النبضة - pulse height analysis»، ومن ثمّ قياس النسب بين ارتفاع النبضات (الإشارات)، ثمّ تُرسل إلى جهاز «مقياس المعدل الخطي»؛ لتحويل الإشارات إلى تيار كهربائي مستمر.



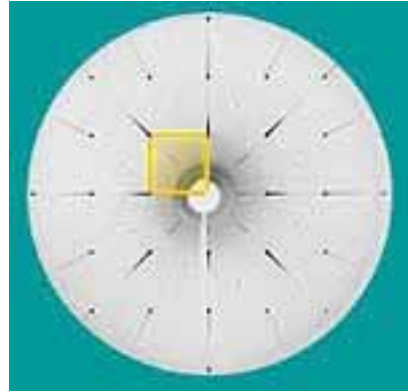
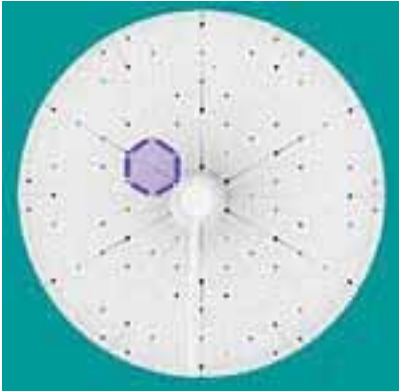
شكل رقم (٤-١٢) الترتيب البصري لجهاز حيود الأشعة السينية من شركة فيليبس [١١].

يمكن بسهولة استخدام حيود الأشعة السينية داخل العينات البلورية في حساب المسافات بين الطبقات الذرية المكوّنة للبلورة، أو ما يسمى «التباعد الشبكي» lattice spacing. وستنتج العينة البلورية نمط حيود مُميّز من البقع أو الدوائر (للمساحيق متعددة التبلور polycrystalline powder) عند زاوية سقوط معينة للأشعة السينية، كما توضحه الأشكال (٤-١٣ و ٤-١٤ و ٤-١٥).

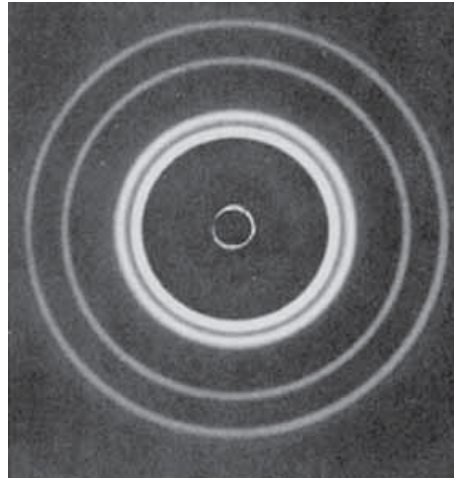
ويُحصّل على التركيب البلوري وتوصيف العينة توصيفاً ميكانيكياً بعد تحليل نمط الحيود باستخدام الحسابات والبرامج المناسبة [١١].



شكل رقم (٤-١٣) نمط حيود الأشعة السينية في عينة إحدى المواد البلورية [١١].



شكل رقم (٤-١٤) نماذج من أنماط حيود الأشعة السينية في بلورات ذات بنية تماثلية مختلفة: مكعبة التماثل (يمين) و سداسية التماثل (شمال) [١١].



شكل رقم (٤-١٥) نمط حيود الأشعة السينية في شريحة من الألومنيوم [١١].

- يمكن إيجاز الاستخدامات المختلفة لحيود الأشعة السينية في المساحيق فيما يلي:
- تعريف (تحديد هوية) المواد وحيدة الطور، مثل: المعادن، والمركبات الكيميائية، والمواد السيراميكية، أو المواد الهندسية الأخرى.

- تعريف المواد متعددة الأطوار في الخلائط دقيقة التركيب البلوريّ، مثل: الصخور.
- تحديد التركيب البلوريّ للمواد المعرّفة.
- التعرف والتحليل الهيكلي للمعادن الطينية clay minerals.
- التعرف على مواد لا شكلية amorphous materials في الخلائط المتبلورة جزئياً.
- التحليل الهيكلي البلوريّ وحسابات خلية الوحدة للمواد المتبلورة.
- التحديد الكميّ لكميات الأطوار المختلفة للخلائط متعددة الأطوار، باستخدام حسابات نسبة القمة peak-ratio calculations.
- التحديد الكميّ للأطوار بإعادة تدقيق النمط الكامل. whole-pattern refinement.
- تحديد حجم البلورات من خلال تحليل اتساع القمة peak broadening.
- تحديد الشكل البلوريّ بعد دراسة تماثل القمة peak symmetry.
- دراسة التمدد الحراريّ في تراكيب البلورة، باستخدام أجهزة مرحلة التدفئة في موقعها الأصليّ in-situ heating stage equipment.

٤ : ٧ فلورية الأشعة السينية (XRF)

٤ : ٧ : ١ المبادئ الأساسية لفلورية الأشعة السينية

الفلورية Fluorescence ظاهرة فحواها انبعاث ضوء من المادة عند سقوط ضوء آخر ذي طاقة عليا عليها، كما يحدث مع عنصر الفلور؛ ولذلك اشتقت اسم الظاهرة منه. وتنتهي عملية الفلورية بمجرد توقف سقوط الضوء الخارجي. مع العلم أن هذه الظاهرة لا تؤثر في خصائص المادة أو تتلفها.

تقنية فلورية الأشعة السينية XRF تعتمد على مبادئ أساسية مشتركة بين تقنيات عدة مفيدة، تتضمن التفاعل بين الحزم الإلكترونية وبين الأشعة السينية مع العينات. كما تعتمد هذه التقنية على تفاعل الأشعة السينية مع إلكترونات ذرات العينة، وتستخدم في تحديد تركيز العناصر الكيميائية المكونة للعينة، سواء أكانت ذات تركيز عالي (العناصر الرئيسية) أم ذات تركيز منخفض (العناصر النادرة) [١٢].

يؤدي سقوط أشعة سينية ذات طاقة عالية؛ تتراوح بين ٥٠ إلى ٦٠ كيلو إلكترون فولت على المادة، إلى تأين بعض الذرات؛ وذلك بطرد بعض إلكتروناتها. فإذا كانت طاقة الإشعاع كافية لطرد إلكترون داخلي مرتبط بإحكام داخل الذرة مع النواة الذرية، فإن الذرة تصبح غير مستقرة، ثم يهبط أحد الإلكترونات البعيدة عن النواة الذرية تجاه النواة؛ ليحل محل الإلكترون الداخلي المفقود. وأثناء ذلك تتحرر الطاقة الزائدة عن طاقة هذا الإلكترون في المدار الجديد القريب من النواة في شكل أشعة. والأشعة المنبعثة تتمثل بموجات كهرومغناطيسية ذات طاقة منخفضة، وهي أقل من طاقة الأشعة السينية الابتدائية الساقطة على المادة، وتسمى ”الأشعة الفلورية“. وتكون طاقة فوتونات الأشعة المنبعثة ذات قيم محددة مميزة لكل عنصر على إثر الانتقال بين مدارات محددة للإلكترون في العنصر، ومن ثمّ يمكن استخدام فلورية الأشعة السينية الناتجة في الكشف عن نسبة وفرة العناصر الموجودة في العينة.

ويستخدم في عملية تحليل العينات بهذه التقنية جهاز يسمى ”مطياف فلورية الأشعة السينية (انظر: الشكل رقم ٤-١٦)، وهو جهاز يستخدم الأشعة السينية في التحليلات الكيميائية (الروتينية) النمطية غير المتلفة لعينات من الصخور، والمعادن، والرسوبيات، والمواد البيولوجية. إن الجهاز يعمل بمبدأ التفريق بين الأطوال الموجية للفوتونات المنبعثة من العينات. ولا تتطلب العينات إعداداً معقداً، ولكنها تكون كبيرة نسبياً مقارنة مع عينات المسبار المجهرية الإلكترونية (EPMA) الذي يستخدم عينات تتراوح ما بين (٢-٥ ميكرومترات). وقد جعلت سهولة النسبية، وانخفاض تكلفة إعداد العينة، والثبات وسهولة استخدام مقياس الطيف بالأشعة السينية هذه التقنية واحدة من أكثر التقنيات المستخدمة على نطاق واسع في تحليل العناصر الرئيسية، والعناصر النادرة في العينات باختلافها [١٢، ١٣]. عند استخدام الجهاز الموضح بالشكل، توضع العينة القياسية في فتحة بالسطح العلوي للجهاز، في حين توضع مجموعة العينات المطلوب فحصها في مواسك معدنية فضية (أمام) يتغير موضعها تغيراً دورياً عند التشغيل حتى تُحلَّل كل العينات المطلوبة



شكل رقم (٤-١٦) أحد أجهزة تحليل طيف فلورية الأشعة السينية [١٣].

٤: ٧: ٢ تطبيقات تقنية فلورية الأشعة السينية [١٢، ١٣، ١٤]

تستخدم فلورية الأشعة السينية في طائفة واسعة من التطبيقات، بما في ذلك:

- البحث في علم الصخور النارية والرسوبية والمتحولة.
- عمليات مسح تربة الأراضي؛ للتعرف على العناصر الكيميائية التي تكونها.
- التعدين والمناجم، مثل: قياس نسبة وجود عناصر معينة في عينات المادة الخام.
- إنتاج الأسمنت، مثل: التأكد من النسب بين مكوناته.
- صناعة الخزف والزجاج.
- علم المعادن، مثل: مراقبة الجودة، وغير ذلك.
- الدراسات البيئية، مثل: تحليل الجسيمات العالقة في مرشحات الهواء، ونحو ذلك.
- صناعة البترول، مثل: معرفة نسبة الكبريت في النفط الخام والمنتجات النفطية، ونحو ذلك.
- التحليل الميداني في الدراسات الجيولوجية والبيئية باستخدام أجهزة التحليل الطيفي XRF المحمولة باليد.
- الدراسات البيولوجية والطبية؛ للتعرف على نسب العناصر الرئيسية والنادرة في العينات البيولوجية، مثل: أنسجة الأورام الحميدة والخبيثة، ونحو ذلك.

فلورية الأشعة السينية مناسبة تماماً للفحوصات التالية :

- التحليلات الكيميائية للعناصر الرئيسية، مثل: السيليكون، والتيتانيوم، والألومنيوم، والحديد، والمنجنيز، والمغنيسيوم، والكالسيوم، والصوديوم، والبوتاسيوم، والفسفور.
- التحليلات الكيميائية للعناصر النادرة ذات التركيزات التي تصل إلى جزء واحد في المليون، مثل: الباريوم، والسيريوم، والكوبالت، والكروم، والنحاس، والجاليوم، واللانثانوم، والنيوبيوم، والنيكل، والروبيديوم، والسكانديوم، والسترونشيوم، والروديوم، واليورانيوم، والفاناديوم، واليوتيريوم، والزركونيوم، والزنك.

تقتصر تقنية فلورية الأشعة السينية على تحليل:

- العينات الكبيرة التي تزيد عادة عن نصف جرام.
- المواد التي يمكن تحضيرها في شكل مسحوق متجانس تماماً.
- المواد التي تشبهها من حيث التركيب مواد متاحة تتميز بمعايير جيدة، وتستخدم كعينات قياسية، وتكون على هيئة مسحوق من عناصر محددة معروفة التركيز، حيث تستخدم في مقارنة الطيف الصادر عنها بأطياف العينات محل الدراسة.

٤ : ٧ : ٣ نقاط القوة والضعف لتقنية فلورية الأشعة السينية.

تتضح قوة تقنية فلورية الأشعة السينية في الكشف عن عدد كبير جداً من العناصر، سواء أكانت ذات الوفرة الكبيرة أم العناصر النادرة، كما ذُكر سابقاً. وعلى الرغم من ذلك فليست مثالية لكل الحالات، حيث:

- لا تستطيع معظم الأجهزة المتاحة تجارياً، من الناحية العملية، قياس تركيز كل العناصر الواردة بالجدول الدوري قبل عنصر الصوديوم (ذات العدد الذري أقل من ١١). وهي التي تُكوّن معظم المواد الطبيعية في الأرض والكائنات الحية. فعلى سبيل المثال لا الحصر: يبلغ متوسط النسبة المئوية لعدد الذرات في الجسم البشري كالآتي: الهيدروجين (٦٣٪)، والأكسجين (٢٤٪)، الكربون (١٢٪)، والنتروجين (٥٨، ٠٪)، أي: أن هذه العناصر الأربعة تمثل أكثر من ٩٩٪ من العدد الكلي لذرات الجسم، وتمثل ٩٦٪ من كتلته [١٥].

- لا يمكن أن يميز تحليل فلورية الأشعة السينية الاختلافات بين نظائر العنصر الواحد^٢، أو أيونات العنصر نفسه؛ ولذلك تستخدم تقنيات أخرى، مثل: تحليل طيف موس باور^٤ للتعرف على والتمييز بين تلك النظائر أو الأيونات.

٤: ٨ تشتت الأشعة السينية عند زاوية صغيرة

هي تقنية تشتت الأشعة السينية عند زاوية صغيرة (SAXS)، حيث تعاني الأشعة السينية ذات طول موجي يتراوح ما بين ١، ٠ إلى ٢، ٠ نانومتر) من تصادم مرن بالعينة التي لا تتمتع بالتجانس في نطاق النانومتر، وتُسجَل عند زوايا صغيرة (تتراوح في العادة بين ١، ٠ درجة إلى ١٠ درجات). وهذا النطاق الزاوي يحتوي على معلومات حول شكل الجزيئات الكبيرة macromolecules وحجمها، والمسافات المميزة للمواد المرتبة ترتيباً جزئياً، وأحجام المسام، وغيرها من البيانات. وتقنية SAXS قادرة على تقديم المعلومات الهيكلية للجزيئات الكبيرة التي يتراوح طولها ما بين ٥ و ٢٥ نانومتر. وأما في حالة المسافات المتكررة في الأنظمة المرتبة ترتيباً جزئياً، فقد تصل المسافة إلى ١٥٠ نانومتر. كما يكون التشتت عند زوايا أصغر من ذلك، أو ما يطلق عليه USAXS (تشتت الأشعة السينية عند زاوية صغيرة جداً)، ويمكن أن يحلل أبعاداً أكبر من ذلك [١٦، ١٧].

تتنمي تقنيتا تشتت الأشعة السينية عند زاوية صغيرة وصغيرة جداً إلى عائلة من تقنيات تشتت الأشعة السينية التي تستخدم في توصيف المواد. وأما في حالة الجزيئات البيولوجية الكبيرة، مثل: البروتينات، فإن ما تتميز به تقنية SAXS عن التصوير البلوري crystallography يكمن في كون العينة المتبلورة القياسية غير مطلوبة للمقارنة. وعلى الرغم من الترتيب العشوائي أو الترتيب الجزئي للجزيئات المذابة، فإن المتوسط الفراغي يؤدي إلى فقدان المعلومات في تقنية SAXS مقارنةً بالتصوير البلوري بالأشعة السينية [١٧].

^٢-نظائر العنصر هي ذرات العنصر حيث تختلف أنويتها في عدد النيوترونات فقط.

^٤- تحليل طيف موس باور Mössbauer Spectroscopy تقنية متعددة الاستعمال وهي مفيدة في العديد من دراسات أفرع العلم مثل: الفيزياء والكيمياء وعلم أحياء وعلم معادن. تعطى هذه التقنية معلومات دقيقة جداً حول الخصائص المغناطيسية والهيكلية والكيميائية للمادة. لمزيد من المعلومات حول هذا الموضوع، يمكن مراجعة الفصل الرابع من المرجع ١٢ ضمن قائمة مصادر ومراجع هذا الفصل.

يُسلط شعاع أحادي الطاقة من الأشعة السينية على العينة باستخدام جهاز SAXS، حيث تتبعثر بعض الأشعة السينية عند اصطدامها بالعينة، في حين أن معظم الشعاع يمر ببساطة عبر العينة دون أن يتفاعل معها. والأشعة السينية المبعثرة تشكل نمط التبعثر الذي يكشف عنه بعد ذلك في جهاز الكاشف المتمثل عادة بكاشف مسطح ثنائي الأبعاد يستطيع الكشف عن الأشعة السينية حيث يوضع خلف العينة في اتجاه عمودي على اتجاه الشعاع الرئيس الذي يصطدم في البداية بالعينة. ونمط التبعثر يحتوي على معلومات حول تركيب العينة.

وتكمن المشكلة الرئيسية التي تتطلب التغلب عليها في أجهزة SAXS في فصل الأشعة المتناثرة الضعيفة عن الشعاع الرئيسي القوي. وتزداد حدة هذه المشكلة كلما صغرت الزاوية المطلوبة؛ نظراً للتداخل بين الأشعة المبعثرة والشعاع الرئيسي القوي. وهذه المشكلة تماثل ما يحدث عند محاولة مراقبة الأجسام ضعيفة الإشعاع القريبة من الشمس، حيث تصبح هالة الشمس مرئية فقط عندما يحجب القمر مصدر الضوء الرئيس، كما يحدث في ظاهرة كسوف الشمس. وكذلك الحال مع SAXS حيث يجب حجب الشعاع الرئيس المار عبر العينة دون إعاقة الأشعة المبعثرة. وتعد تلك مشكلة تقنيّة بالدرجة الأولى.

معظم المصادر المتاحة للأشعة السينية تنتج حزم أشعة غير متوازية (منفرجة مثل: المخروط ذو زاوية رأس مجسمة)، وهذا يضاعف من المشكلة. ومن حيث المبدأ يمكن أن يتم التغلب على المشكلة عن طريق تركيز الأشعة، ولكن هذا ليس من السهل عند التعامل مع الأشعة السينية، وكان سابقاً لا يتم إلا على الأشعة الصادرة من السينكروترونات synchrotrons حيث يمكن استخدام مرايا انحناء كبيرة. وهذا هو السبب في أن معظم أجهزة مختبرات الزاوية الصغيرة تعتمد على المُحزِّمات (أو موجّهات الأشعة) بدلاً من ذلك. وهذه المُحزِّمات إما أن تكون نقطية (فتحة دائرية صغيرة) وتجعل شكل الشعاع يسقط على هيئة بقعة دائرية أو شبه دائرية عند اصطدامه بالعينة أو توحد اتجاه الشعاع في بعد واحد وتجعله على هيئة خط رفيع جداً.

٤ : ٨ : ٢ تطبيقات تقنية SAXS

تستخدم تقنية SAXS في تحديد تركيب الجسيمات الصغيرة على مقياس الميكرومتر أو نظم الجسيمات النانوية بدلالة معاملات، مثل: متوسط أحجام الجسيمات، وأشكال السطح وتوزيعه ونسبته إلى الحجم في الجسيمات. ويمكن استخدام مواد صلبة أو سائلة، كما يمكن أيضاً أن تحتوي المواد المستخدمة على مناطق صلبة أو سائلة أو غازية (أي: ما يسمى جسيمات) من المادة نفسها، أو غيرها. وليست الدراسة مقتصرة على الجسيمات، وإنما تتضمن أيضاً بنية النظم المرتبة، مثل: الشرائح، والمواد ذات النمط الهندسي المتكرر.

وهذه التقنية دقيقة، ولا تدمر العينة، كما أنها لا تتطلب في العادة غير الحد الأدنى من إعداد العينة قبل عملية الفحص. والتطبيقات متعددة على فصيلة واسعة جداً من المواد، مثل: جميع أنواع الغرويات، والمعادن، والاسمنت، والنفط، والبوليمرات، والبلاستيك، والمواد الغذائية، والبروتينات، والمواد الصيدلانية. ويمكن أيضاً استخدامها في البحوث، وكذلك في مراقبة الجودة للمنتجات. كما أن مصدر الأشعة السينية المطلوب يمكن أن يكون مناسباً في مختبر، أو حتى سينكروترون يوفر أعلى تدفق للأشعة السينية موحدة الطاقة [١٦].

٤ : ٩ : ميكروسكوب الأشعة السينية X-ray microscope [١٨، ١٩]

ميكروسكوب (مَجَهَر) الأشعة السينية يستخدم الإشعاع الكهرومغناطيسي في نطاق الأشعة السينية اللينة soft x-rays؛ لإنتاج صور الأشياء الصغيرة جداً. وعلى نقيض الضوء المرئي، يلحظ أن الأشعة السينية لا تنعكس أو تنكسر بسهولة عند انتقالها من وسط إلى آخر، وأنها غير مرئية بالعين المجردة؛ لذا فإن العملية الأساسية لمجهر الأشعة السينية تكمن في إظهار الصور عبر فيلم، أو استخدام كاشف في الكشف عن الأشعة السينية التي تمر عبر العينة. وتعتمد تقنية التصوير هذه على التباين، أو الفرق في امتصاص الأشعة السينية اللينة بواسطة ذرة الكربون، وذرة الأكسجين في مدى معين من طاقة الطيف الكهرومغناطيسي يسمى منطقة «نافذة الماء». وتبدأ هذه المنطقة من الطول الموجي ٣,٢ نانومتر حتى تصل إلى

٤,٤ نانومتر، وهي تماثل طاقة الفوتون المتراوحة بين ٠,٢٨٤ و٠,٥٤٣ كيلو إلكترون فولت [١٩-٢١]. وقد اختيرت ذرة الكربون؛ لتمثيلها العنصر الرئيس الأكثر انتشاراً في الكائنات الحية، في حين اختيرت ذرة الأكسجين؛ لتمثيلها العنصر الرئيس في تكوّن الماء.

لقد مرت ميكروسكوبات الأشعة السينية بمراحل تطور مختلفة منذ استخدامها في وقت مبكر (١٩٤٨م) بواسطة بول كيركباتريك Paul Kirkpatrick والبرت بايز Albert Baez. وشغلت كيفية تركيز الأشعة السينية اهتمام المطوّرين؛ لذلك تطورت من الاعتماد على البصريّات العاكسة للسقوط السطحي إلى استخدام ألواح دقيقة (لوحة فرينيل) كعدسات (انظر: الشكل رقم ٤-١٧). تتكون لوحة فرينيل من حلقات متحدة المركز من الذهب أو النيكل على دعامة من ثاني أكسيد السيليكون بغرض تركيز الأشعة السينية. وتتميز اللوحة بتساوي مساحة كل حلقتين متتاليتين (من الأسود والأبيض). وتستخدم في تجميع الضوء والأشياء الأخرى التي تُظهر خاصية موجية. وتعتمد لوحة فرينيل في عملها على ظاهرة الحيود، وذلك على نقيض العدسات والمرايا المنحنية حيث يعتمد عملهما على ظاهرتي الانعكاس والانكسار. وما زال الباب مفتوحاً أمام الباحثين لتطوير عدسات تركيز الأشعة السينية، ومن ثم تحسين الصور التي يمكن الحصول عليها.



شكل رقم (٤-١٧) لوحة مناطق فرينيل Fresnel zones، المجسمة (شمال) [٢٢] والمسقط (يمين) [٢٣].

وتقع قوة تحليل ميكروسكوب الأشعة السينية بين قوة تحليل المِجهر الضوئي والمِجهر الإلكتروني. كما يتميز عن المِجهر الإلكتروني التقليدي في إمكانية فحص العينات البيولوجية على حالتها الطبيعية؛ ولذلك مازال يستخدم حتى اليوم في المجال الطبي. تستخدم المجاهر الإلكترونية على نطاق واسع؛ للحصول على صور دقيقة تصل إلى مستوى النانومتر. ويسمح المِجهر الإلكتروني بمراقبة العينات البيولوجية في حالتها الطبيعية عند درجات الحرارة المنخفضة. وعلى الرغم من ذلك فلا يمكن مشاهدة الخلية الحية السميكة، إذا نُبِتت العينة كيميائياً، أو جُفِّفت، أو غمّست في الراتنج؛ لكونها عندئذ في هيئة شرائح رقيقة جداً.

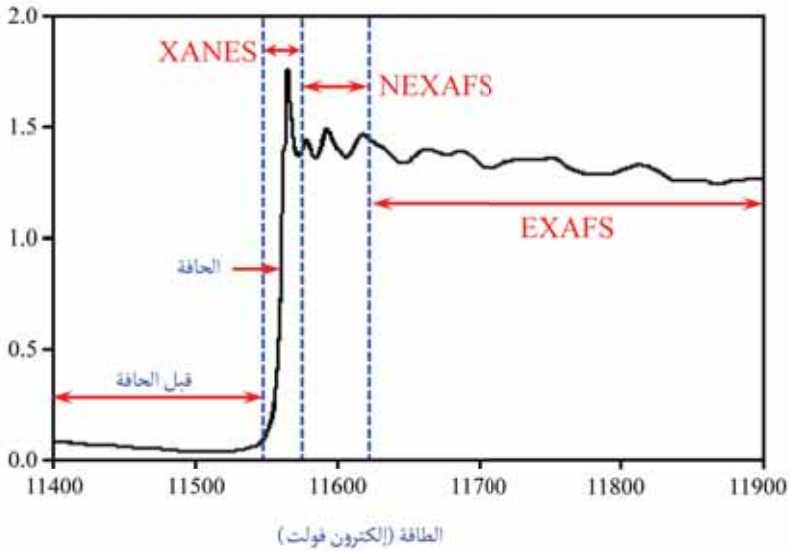
ويمكن الحصول حالياً على قوة تحليل تصل إلى ٣٠ نانومتر باستخدام عدسة لوحة مناطق فرينيل التي تشكل الصورة باستخدام الأشعة السينية اللينة المنبعثة من السينكروترون. وبدأ باحثون كثر باستخدام الأشعة السينية اللينة المنبعثة من البلازما المستحثة بالليزر بدلاً من إشعاع السينكروترون.

٤: ١٠ تحليل طيف امتصاص الأشعة السينية (XAS) [٢٤-٢٦]

تستخدم تقنية تحليل طيف امتصاص الأشعة السينية X-ray absorption spectroscopy على نطاق واسع؛ لتحديد التركيب الهندسي المحلي أو الإلكتروني للمادة. وتُطبق التجارب من هذا النوع عند مصادر إشعاع السينكروترون التي توفر حزمًا مكثفة ومتناسقة من الأشعة السينية. وقد تكون العينات المستخدمة صلبة، أو سائلة، أو غازية. ويحصل على بيانات طيف امتصاص الأشعة السينية بضبط طاقة الفوتون باستخدام موحد للطاقة بلوري في المدى ما بين ٠،١ إلى ١٠٠ كيلو إلكترون فولت لطاقة فوتونات الأشعة السينية، ومن ثم يمكن إثارة الإلكترونات الداخلية في الذرات.

ويختلف نمط طيف امتصاص الأشعة السينية عن نمط الحيود، حيث يحدث تغير جذري في كثافة الأشعة الممتصة عندما تتساوى طاقة الفوتون مع مقدار الطاقة المصاحبة لأحد

الإلكترونات في مستويات الطاقة داخل الذرة. وهذا التغير المفاجئ يسمى "حافة". ويحدث تغير كبير في مقدار امتصاص الأشعة السينية في المادة عند مستويات الطاقة الرئيسية، في حين تحدث تغيرات طفيفة عند مستويات الطاقة الفرعية (المدارات)؛ لذلك توجد في الغالب أربعة مناطق رئيسية مميزة على بيانات أطيف امتصاص الأشعة السينية XAS للعناصر الثقيلة. ويطلق عليها اسم "حافة ارتفاع"، ويشار إليها أحياناً بالرمز XANES (امتصاص الأشعة السينية القريبة من حافة التركيب)، أو NEXAFS (التركيب الدقيق لامتصاص الأشعة السينية قرب الحافة). وتكون المنطقة قبل الحافة عند طاقات أقل من حافة ارتفاع، وفي حين تكون منطقة EXAFS (البنية الدقيقة الموسَّعة لامتصاص الأشعة السينية) عند طاقات أعلى من حافة ارتفاع (انظر: الشكل رقم ٤-١٨).



شكل رقم (٤-١٨) المناطق الرئيسية على طيف امتصاص الأشعة السينية. والمحور الرأسي يعبر عن مقدار امتصاص الأشعة السينية (وحدات اختيارية) [٢٧].

٤: ١٠: ١ تطبيقات تحليل طيف امتصاص الأشعة السينية

تستخدم تقنية تحليل طيف امتصاص الأشعة السينية في المجالات العلمية المختلفة بما في

ذلك الفيزياء الجزيئية، وفيزياء المادة المكثفة، وعلم هندسة المواد والكيمياء، وعلم الأرض (الجيولوجيا)، وعلم الأحياء. وتتضمن تلك الدراسات والفحوصات ما يلي:

- أنظمة المواد الصلبة والسائلة غير المتبلورة Amorphous solids and liquid systems .
- المحاليل الصلبة. Solid solutions [28-31].
- المواد المُنَشَّطة بواسطة عناصر مختلفة، والمواد المضافة إليها أيونات، والمخصصة لصناعة الالكترونيات Doping and ion implantation materials for electronics .
- التشوهات المحلية في الشبكية البلورية للمواد المتبلورة Local distortions of crystal lattices [32].
- المركبات العضوية-الفلزية Organometallic compounds [33-36].
- البروتينات المحتوية على فلزات Metalloproteins [37-41].
- العناقيد المعدنية Metal clusters [42, 43].
- الحفز الكيميائي catalysis [44, 45].
- ديناميكية الذبذبات Vibrational dynamics .
- الأيونات في المحاليل Ions in solutions .
- دراسة توزيع عنصر ما خلال فصيلة كيميائية محددة (نموذج جزيء محدد) في عينة Speciation of elements [46, 47].
- الماء السائل والمحاليل المائية Liquid water and aqueous solutions .

٤ : ١١ تطبيقات أخرى للأشعة السينية في المجال العلمي [٤٨]

- رصد العناصر الأثقل من اليورانيوم، وهي قصيرة العمر في الغالب، مثل: العنصر ١٠٤ عن طريق التحليل الطيفي للأشعة السينية [٤٩].
- يمكن تحليل الخصائص الفيزيائية للمادة التي تنبعث منها الأشعة السينية، مثل:

درجة الحرارة، والكثافة، أو تكوين البلازما ذات درجة الحرارة المرتفعة عن طريق التحليل الطيفي للأشعة السينية.

- طاقة الربط للإلكترونات ضعيفة الارتباط في المدارات الذرية تعكس الحجم النووي؛ لأنه وُجِدَ في الذرات الثقيلة أن أعمار الشواغر في مستويات الطاقة الداخلية أصغر بكثير من عمر أنوية عديدة، ويمكن تحديد أنصاف أقطار الأنوية المثارة باستخدام التحليل الطيفي للأشعة السينية المنبعثة أثناء اضمحلال بيتا (أو الأسر الإلكتروني).

- يسمح التحليل الطيفي للأشعة السينية بالحصول على معلومات حول عملية إثارة الذرات أثناء إنتاج الأشعة السينية عبر فحص خطوط انتقال الأشعة السينية الناتجة عن أسر الإلكترون.

- تحديد الأعمار النووية التي تتأرجح حول الفترة الزمنية 10^{-16} ثانية أثناء عملية الاضمحلال النووي.

- تستخدم الأشعة السينية في تحليل بنية الجزيئات الضخمة، مثل: الهيموجلوبين، والأنسولين، والحمض النووي DNA [52,50].

ما سبق ذكره في هذا الفصل من تطبيقات الأشعة السينية في المجال العلمي بمثابة نماذج وليس حصراً شاملاً؛ ومن المتوقع أن تتزايد تلك التطبيقات مع التقدم العلمي.

* * * * *

الفصل الخامس

الأشعة السينية واستكشاف الكون

الكون هو كل شيء موجود بداية بأصغر الجسيمات إلى أكبرها، جنباً إلى جنب مع جميع المواد والطاقة. ويتضمن مسمى الكون أشياء مرئية وأخرى غير مرئية كالمادة المظلمة التي تمثل اللغز الكبير في هذا الكون.

لقد عُرِفَت بعض مكونات الكون خارج نطاق الكرة الأرضية عبر الحضارات المختلفة بما فيها الحضارة الإسلامية بواسطة مراقبة هذه المكونات عبر الضوء المرئي الصادر عنها، وذلك باستخدام مراقب بصرية مصنوعة من عدسات زجاجية دقيقة. ولكن عمليات الاستكشاف كانت محدودة؛ لأن معظم الضوء المنبعث من تلك المكونات كان خافتاً، ولا يمكن متابعته إلا في المساء والسماء صافية. وبناء على ذلك، كانت التغيرات الجوية تؤثر تأثيراً كبيراً في قدرة الفلكيين على الكشف عن الأجسام البعيدة. بالإضافة إلى عدم تغطية الضوء المرئي سوى جزء صغير جداً من الطيف الكهرومغناطيسي. وقد مكَّنت الأجهزة الحديثة وعمليات رصد الطاقات الأخرى غير نطاق الضوء المرئي، الفلكيين من توفير الكثير من التفاصيل المجهولة عن الكون. وحدث ذلك منذ الطفرة العلمية الحديثة المبتدئة من ثلاثينيات القرن العشرين، حتى قيل: إن استكشاف الكون، أولاً وقبل كل شيء، أحد منجزات القرن العشرين.

٥ : ١ مصادر الأشعة في الكون

النجوم أكثر مكونات الكون لمعاناً. وتتكون النجوم من غازات، وبعض العناصر الثقيلة التي تحولت إلى الحالة الغازية تحت تأثير الارتفاع الشديد في درجة حرارة تلك النجوم. لا يتوقف الأمر عند هذا الحد، بل إن جميع تلك الذرات الغازية في حالة إثارة، حيث تتحرك الإلكترونات فيها إلى مستويات الطاقة العليا، ثم تهبط مرة أخرى، وتستمر على هذا النهج، وتنتج عن

١ - المادة المظلمة dark matter: يشير هذا الاسم إلى كمية من المادة المستتجة وجودها من تحليل منحنيات دوران المجرة، ولكن فشلت كل محاولات الكشف العملي عنها إلى يومنا هذا. وعلى نقيض ذلك، توجد نظريات عدة حول ماهية المادة المظلمة، وليس من بينها نظرية واحدة مقنعة بما فيه الكفاية؛ ولذلك ما زال الموضوع في طور اللغز (NASA, Imagine the Universe: Dictionary.htm).

هذه العملية موجات في مدى واسع من الطيف الكهرومغناطيسي، مثل: الموجات الراديوية، والموجات الميكروية، والأشعة تحت الحمراء، والضوء المرئي، والأشعة فوق البنفسجية، والأشعة السينية، بالإضافة إلى أشعة جاما التي تنطلق على إثر التحولات داخل أنوية الذرات المثارة في تلك النجوم [١].

وقد توالى عمليات الاستكشاف باستخدام المناطق المختلفة من الطيف الكهرومغناطيسي، وارتبطت بمدى التقدم العلمي في أجهزة الرصد. ففي وقت مبكر من ثلاثينيات القرن العشرين اكتشف كارل جانسكي Karl Jansky مركز مجرتنا ”درب التبانة“ عبر موجات الراديو ذات طول موجي قدره ٦, ١٤ م و تردد قدره ٥, ٢٠ ميغا هرتز. وهكذا تحقق من أن مجرة درب التبانة بنجومها التي تصل إلى عشرات الملايين لا تمثل سوى مجرة واحدة بين ملايين المجرات [١].

وحرى بالذكر أن أول مصدر للأشعة السينية خارج المجموعة الشمسية اكتشف في عام ١٩٦٢م، وذلك باستخدام صواريخ السبر sounding rockets. وتُقدّم التليسكوبات، مثل: رونجن (١٩٩٠م)، ويوكو (١٩٩١م)، وغيرهما صوراً بالأشعة السينية حساسة وواضحة على نحو لم يسبق له مثيل [١، ٢].

كما كُشِفَ عن أشعة جاما الصادرة عن منابع كونية بواسطة الأقمار الصناعية عام ١٩٦٧م. ورسم مرصد كومبتون لأشعة جاما أول خريطة مفصلة لمصادر أشعة جاما في السماء [٢]. ويرصد الإشعاع من جميع مناطق الطيف الكهرومغناطيسي المنبعث من المجرات. وقد استخدمت في توفير هذه المشاهدات التلسكوبات الخاصة بالمرصد الأرضية التي تقع غالباً في المواقع الجبلية على ارتفاع عال، والتلسكوبات المستخدمة في الطائرات (على ارتفاع يزيد عن ١٠ كم)، والكواشف الموضوعة على البالونات والمناطيد التي تقوم برحلات إلى الغلاف الجوي العلوي (على ارتفاع يتراوح ما بين ٣٠ - ٤٠ كم)، والأقمار الصناعية الراصدة في مدار الأرض، بالإضافة إلى الأجهزة الموضوعة على متن البعثات الاستكشافية بين الكواكب. وغرض هذه الوسائل كلها التغلب على مشكلات عملية الرصد الفلكي على سطح الأرض [١].

٢:٥ مشكلات عملية الرصد الفلكي

لا يُكشَف عن كل الفوتونات المنبعثة من الأجسام الفلكية بواسطة التلسكوبات الأرضية. ونظراً لاتساع مدى طاقة الطيف الكهرومغناطيسي المنبعث من مختلف النجوم في أرجاء الكون، يحدث توهين لهذه الأشعة على طول مسارها من المنبع حتى تصل إلى الأرض بدرجات ووسائط متباينة طبقاً لطاقة كل منها، على سبيل المثال:

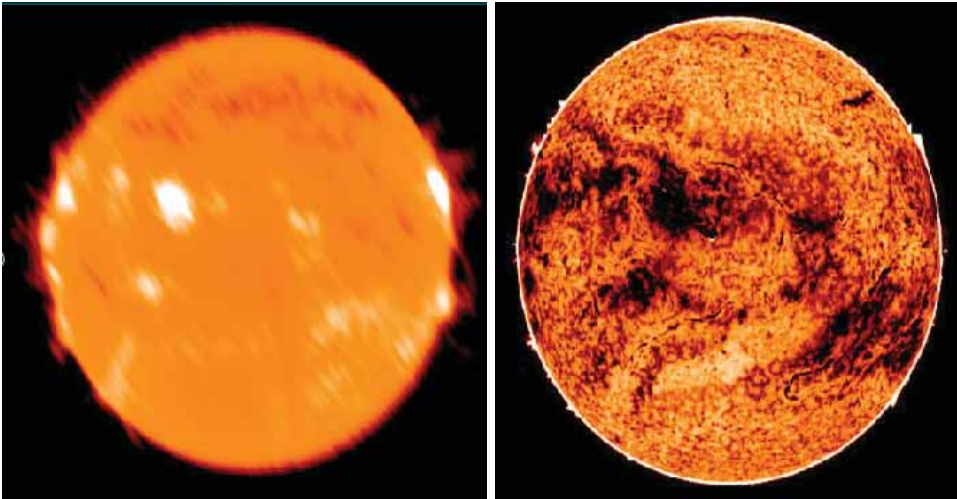
- تُمتَصَّ أشعة جاما بواسطة الأنوية الذرية،
- تُمتَصَّ الأشعة السينية بواسطة الذرات الفردية،
- تُمتَصَّ الأشعة فوق البنفسجية بواسطة الجزيئات،
- تُمتَصَّ الأشعة تحت الحمراء الواردة بقوة، والإشعاع أقل من مليمتر بواسطة الجزيئات الصغيرة، مثل: أول أكسيد الكربون، وثاني أكسيد الكربون، ويضاف إليهما جزيئات بخار الماء المتوفرة في الغلاف الجوي للأرض.

إن هذا يمثل أحد العوائق الرئيسية لمسار الفوتونات بطبقة الأيونوسفير، والغلاف الجوي العلوي للأرض، حيث تُمتَصَّ أو تتشتت معظم الأشعة الواردة باستثناء مناطق الموجات الضوئية، وأجزاء صغيرة من الأشعة تحت الحمراء القريبة (٨, ٠-٧ ميكرومتر)، وموجات الراديو (أكبر من مليمتر واحد). وتؤثر عملية امتصاص الأشعة تأثيراً كبيراً في أقصر الموجات طولاً. ولذلك تُرسل المناطيد إلى ارتفاعات شاهقة من سطح الأرض، مثبت عليها أجهزة الرصد، مثل: مرصد كويبر Kuiper Observatory، وكذلك تشييد التليسكوبات على قمم الجبال العالية، مثل: قمة مونا كيا Mauna Kea في جزر هاواي، أو تركيب التلسكوبات على أقمار صناعية؛ للولوج عالياً في الغلاف الجوي أو خارج نطاق الأرض؛ بغرض تحسين عملية رصد تلك الأشعة [١، ٣].

٣:٥ نجوم الأشعة السينية

يؤدي الارتفاع الشديد في درجة حرارة النجوم إلى إطلاق الذرات المثارة كل طاقات الموجات

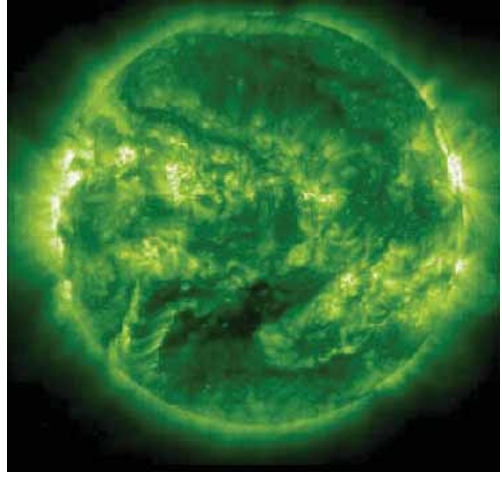
الكهرومغناطيسية، ولكن تتميز النجوم عن بعضها بعضاً باختلاف كثافة الطاقة المنبعثة منها، ومداهما. ويدل ذلك على اختلاف خصائص النجوم مصدر تلك الأشعة. فما خصائص نجوم الأشعة السينية. وهل يمكن تصنيف الشمس كنجم من نجوم الأشعة السينية [٤، ٥]. تطلق شمسنا الأشعة الضوئية على وجه العموم، واللونين الأصفر والأخضر على وجه الخصوص. بالإضافة إلى الأطوال الموجية الأخرى من الطيف الكهرومغناطيسي، ولكن بدرجات متفاوتة (انظر: الشكل رقم ٥-١). وقد بينت دراسات عدة وجود عشرات من مصادر الأشعة السينية وراء حدود المجموعة الشمسية، حيث إن النجوم في تلك المصادر تكاد لا تطلق إلا الأشعة السينية، ومن ثم يصعب تمييزها في القبة السماوية على أساس الأشعة الضوئية الصادرة عنها. ويوضح الشكل رقم (٥-٢) مجموعة سديم الجوزاء كما تُرى من خلال (a) الأطوال الموجية للأشعة تحت الحمراء القريبة (near IR) (b) الأشعة السينية في النطاق ٢، ٠ - ٨ كيلو إلكترون فولت، موضحة أكثر من ألف مصدر للأشعة [٦]. لمزيد من التفاصيل حول كيفية تكوين هذه الصور المركبة، يمكن الرجوع إلى [٧].



١٠٨٢٠ أنجستروم (الأشعة تحت الحمراء) عند ١,٧ سم (موجات الميكروويف والراديو)

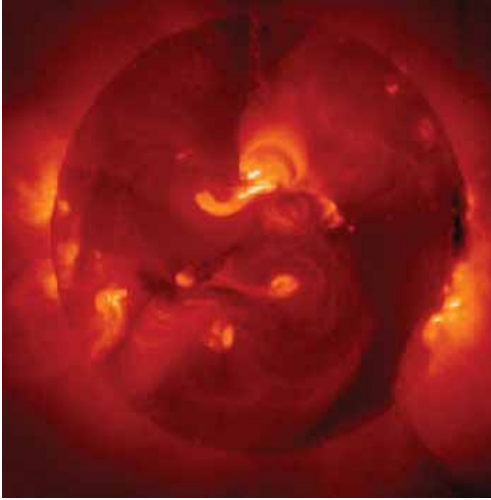


٥٥٠٠ أنجستروم (منطقة الضوء المنظور)



١٩٥ أنجستروم (منطقة الأشعة فوق

البنفسجية)

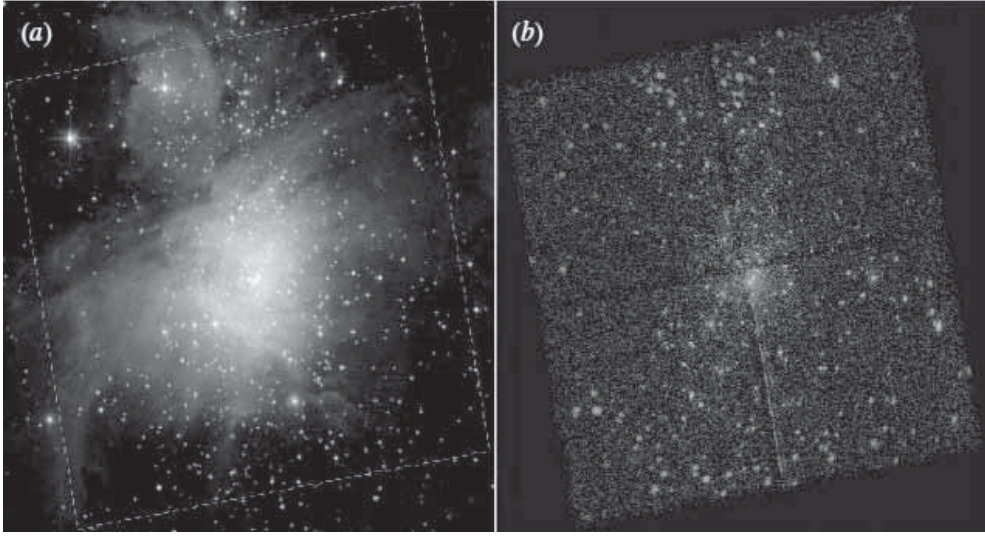


أقل من ١, ٠ أنجستروم (منطقة أشعة جاما) ١٠ أنجستروم (منطقة الأشعة السينية)

شكل رقم (٥-١) صور الشمس عند أطوال موجية مختلفة من الطيف الكهرومغناطيسي

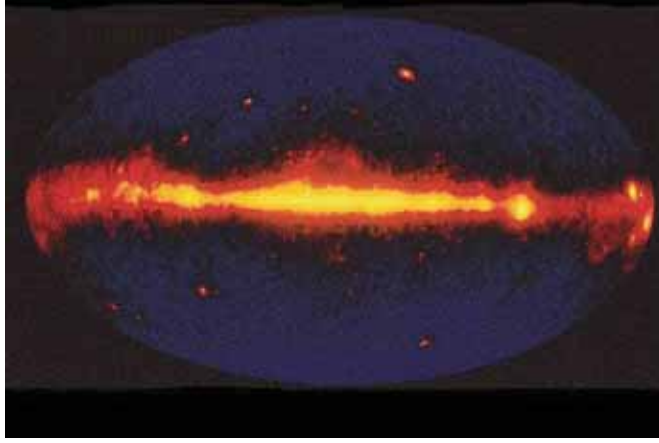
[٨]. من النادر أن تطلق شمسننا أشعة جاما حيث أنها لا تُنتج إلا في التوهجات الشمسية

العنيفة.



شكل (٥-٢) مجموعة سديم الجوزاء كما تُرى من خلال الأطوال الموجية للأشعة تحت الحمراء القريبة والأشعة السينية near IR [٦].

وتقع معظم نجوم الأشعة السينية في مجرتنا ضمن شريحة ضيقة حول المستوى الرئيسي لمجرة درب التبانة، كما هو موضح في الشكل رقم (٥-٣). وقد امتد اكتشاف مصادر الأشعة السينية إلى حشود النجوم الكروية التي تقع ضمن الهالة الكبيرة المحيطة بالمجرة، وذلك بعيداً عن مستواها الرئيس. وأدت هذه الاكتشافات إلى وجود تباين نسبي في تفسير توزيع نجوم الأشعة السينية في المجرة. حيث يعتقد بعض الفلكيين أن مصادر الأشعة السينية في مستوى المجرة تمثل ظاهرة مختلفة عن المصادر المناظرة في الحشود الكروية.



شكل (٥-٣) صورة مجرة درب التبانة من خلال الأشعة السينية [٩]

اتضح بعد تحليل معلومات الأشعة الضوئية والسينية القادمة من الحيز الخاص بمصادر الأشعة السينية في المجرة، أن معظم هذه المصادر نجوم متراصة صغيرة خافتة الإضاءة، ويدور كل منها حول مركز ثقل مشترك مع نجم شديد الإضاءة، حيث يشكل النجمان ما يسميه الفلكيون نجماً مزدوجاً. كما يتفق العلماء اليوم على أن أقدم النجوم هي: نجوم الحشود الكروية، وربما تكون الأقدم في الكون بأسره. فهل تختلف البنية الفيزيائية لنجم الأشعة السينية في المنطقتين.

٥:٣:١ مواصفات نجوم الأشعة السينية [٤، ٥]

ما زالت الطبيعة الفعلية لنجوم الأشعة السينية قضية جدلية، وموضع نقاش بين الباحثين على الرغم مما حققه علماء الفلك من معرفة، ومن ثم ظهور نظريات متعددة في هذا الشأن. وتذهب نظريات كثيرة إلى وصف نجم الأشعة السينية بأنه: نجم فائق التطور بالغ التراص كالأقزام البيض، ومن ثم يُفترض امتلاك نجم الأشعة السينية قوة جاذبية شديدة تمكنه من استقطاب المادة الغازية من جوار النجم الآخر المضيء، وتتسارع هذه المادة صوب نجم الأشعة السينية، وترتفع درجة حرارتها ارتفاعاً كبيراً، وتبلغ حدوداً كبيرة قبل أن تتوقف عند سطح

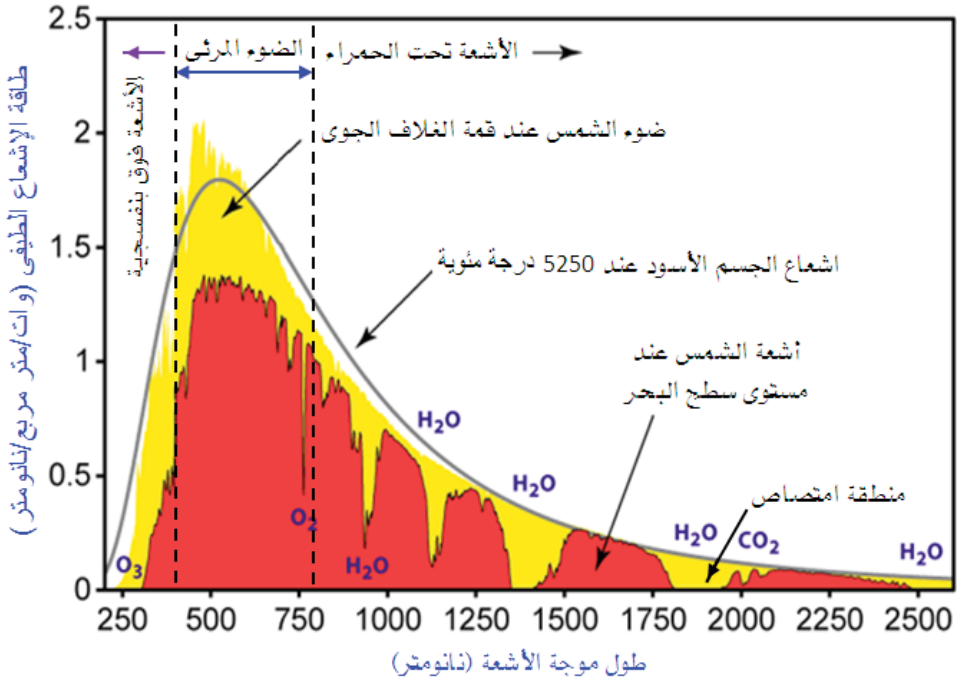
نجم الأشعة السينية، أو بالقرب منه. وينجم عن ذلك إطلاق المادة الغازية الساخنة فيضاً من الأشعة السينية يستغرق جزءاً من الثانية. ويعني ذلك أن نجم الأشعة السينية بمنزلة آلة خاصة تُحوّل طاقة الجاذبية إلى أشعة سينية.

قد تتعدد نجوم الأشعة السينية في خصائصها المتباينة، ولكن لا تسمح أجهزة الرصد المعاصرة بتحديد طبيعة نجوم الأشعة السينية تحديداً قاطعاً. ولذلك يلجأ العلماء أحياناً إلى الحسابات النظرية كوسيلة مساعدة على تحديد كتلة نجم الأشعة السينية بمتابعة التأثيرات التي يفرضها على النجم "المضيء" المرافق، ثم تُقارن الكتلة المقدرة بالكتل النظرية لأنواع النجوم باختلافها.

تمر النجوم بمراحل مختلفة من التطور أثناء حياتها، وهكذا شمسننا. ويتضح من المناقشة السابقة أن كتلة النجم تمثل أحد العوامل التي تجعل نجماً ما من نجوم الأشعة السينية. وعلى الرغم من عدم زيادة كتلة القزم الأبيض عن ستة أخماس (١.٢) كتلة الشمس فإن حجم القزم الأبيض يساوي حجم كوكب الأرض تقريباً (حجم الشمس يكافئ ١٣٠٠ ضعف حجم الأرض)، وهكذا يتضح أن الشمس لا ينطبق عليها شروط نجوم الأشعة السينية سواء من حيث الكتلة أو الحجم^٢. ويؤكد ذلك توزيع كثافة الطاقة المنبعثة من الشمس حيث يُكوّن الضوء المرئي القسم الأكبر من الموجات الكهرومغناطيسية^٣ التي تصدر عنها، والقليل من الإشعاعات الأخرى، بما في ذلك الأشعة السينية (انظر: الشكل رقم ٥-٤). وتتوزع طاقة الأشعة المنبعثة من الشمس في ثلاث نطاقات مميزة كالاتي [١٠]:

٢- تبلغ كتلة الشمس حوالي (١.٩٨٩ × ١٠^{٣٠}) كيلو جرام، في حين تبلغ كتلة الأرض حوالي (١.٠ × ١٠^{٢٤}) كيلو جرام. ومتوسط نصف قطر الأرض (١.٠ × ٦.٤) متر، في حين أن متوسط نصف قطر الشمس حوالي (١.٠ × ٦.٩٦) متر. وكثافة مادة الشمس عند مركزها تقدر بـ (١.٠ × ١.٦٢٢) كيلوجرام/متر مكعب، ومتوسط كثافة القزم الأبيض (١.٠ × ٢.٩٠) كيلوجرام/متر مكعب أي حوالي ١٧٨٧٩ ضعف كثافة الشمس، مما يدل على الجاذبية الرهيبة التي يتمتع بها القزم الأبيض وأثر ذلك على تسارع حركة جزيئات الغازات في البيئة المحيطة وما يتبعها من انبعاثات للطاقة في شكل موجات كهرومغناطيسية. بالإضافة إلى ذلك، تتسم التحولات في المادة المكثفة بالعنف، يتبعها انبعاث فوتونات عالية الطاقة في نطاق الأشعة السينية، وأشعة جاما.

٣- عند حساب كثافة الطاقة لكل طول موجي في النطاقات الثلاث (الضوء المرئي، والأطوال الموجية الأكبر منه، والأطوال الموجية الأقصر منه) يتضح أن القسم الأكبر من انبعاثات الشمس الكهرومغناطيسية تقع في منطقة الضوء المرئي.



شكل رقم (٥-٤) توزيع طاقة طيف الإشعاع الشمسي فوق الغلاف الجوي، وعند سطح الأرض، وأثر مكونات الغلاف الجوي في امتصاص أطوال موجية محددة [١١].

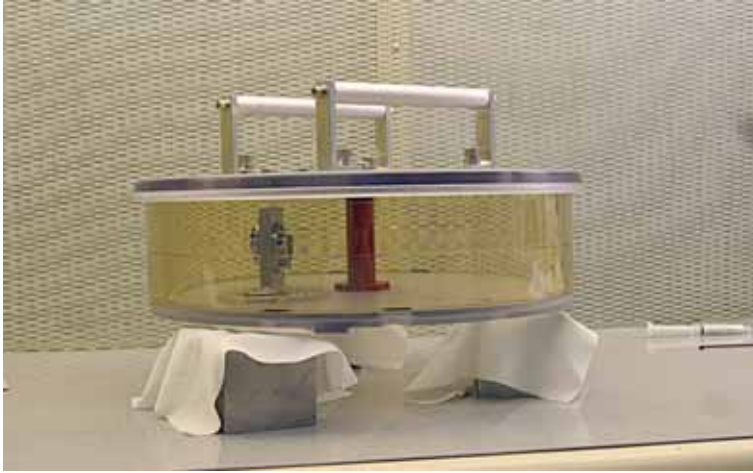
- ٥٣٪ في منطقة الأشعة تحت الحمراء (الأشعة الحرارية)، ابتداءً من ٧٨٠ نانومتر حتى ٢٥٠٠ نانومتر، والموجات ذات الترددات الأقل، مثل: موجات الراديو والموجات الميكروية.
- ٤٤٪ في منطقة الضوء المنظور.
- ٣٪ أشعة فوق البنفسجية، وأشعة السينية، وأشعة جاما.

٥ : ٤ تلسكوبات الأشعة السينية

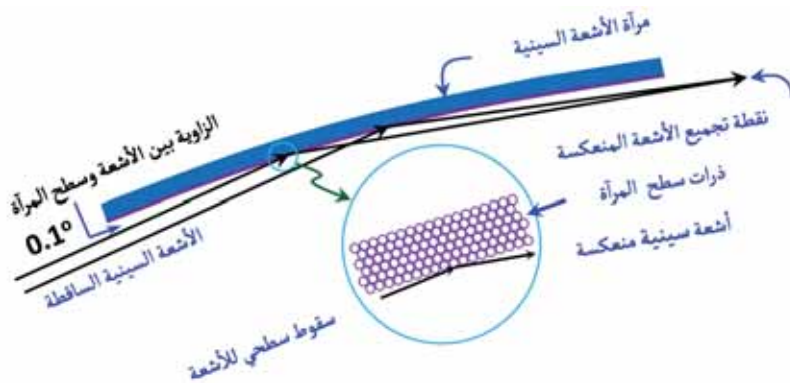
تُستخدم في البصريات الضوئية التقليدية ظاهرتان فيزيائيتان لإجراء التصوير، هما: الحيود والانعكاس. كلا الظاهرتين يمكن أن يستخدمهما بكفاءة في بصريات الأشعة السينية [١٢]، ولكن مع بعض التعديلات الحتمية للأسباب التالية:

- أن طاقة فوتونات الأشعة السينية عالية جداً مقارنة بطاقة فوتونات الضوء المرئي، ولذلك تتمتع الأشعة السينية بالقدرة على اختراق المواد المختلفة. وهذه القدرة تعتمد على مقدار طاقة الفوتونات، وخصائص المادة التي تعترض طريقها.
 - أن مقدار ما تفقده الأشعة من طاقة يتناسب عكسياً مع قدرة الأشعة السينية على النفاذ من المواد المختلفة، وهذا بدوره يؤثر كثيراً على نوعية الكواشف المستخدمة، والظواهر الفيزيائية التي تعتمد عليها تلك الكواشف في عملها، مما يؤثر سلباً بتقديم مزيد من المعوّقات في تطوير البصريّات والكواشف.
 - أن الحصول على صورة في بعدين بالأشعة السينية يتطلب تقنيات خاصة، ولذلك فإن عدم كفاءة التقنيات المتاحة من منظور علم البصريّات، مثل: ”الانعكاس الكلي“ على أسطح عاكسة عالية الجودة. يؤثر سلباً على عمليات الكشف والرصد [١٢].
- ومن ثم طُوِّرت البلورات متعددة الطبقات حديثاً من أجل محدودية حيود الأشعة السينية ضمن الأجهزة البصرية المستخدمة في علم فلك الأشعة السينية. ويظل تطوير كواشف الأشعة السينية عملية مستمرة، مع استمرار إجراءات تحسين جودة أنظمة التصوير بالأشعة السينية أيضاً، حيث قادت متطلبات الفيزياء الفلكية عمليات التطوير للوصول إلى كواشف للأشعة السينية تتمتع بدرجة عالية من قوة التحليل والوضوح في المدى من ١٠٠ إلكترون فولت إلى ١٠ كيلو إلكترون فولت في العقد الأخير من القرن العشرين [١٣].
- حتّم عرض النطاق الترددي الواسع لبصريّات الأشعة السينية، استخدام تقنيات محددة تتجنب امتصاص الفوتونات في مكونات النظام البصري؛ لأن المطلوب هو امتصاص فوتونات الأشعة السينية فقط عند وصولها إلى كاشف التصوير. علماً بأن أولوية الاهتمام في النظام البصري تُركّز على وجه العموم على إجراء القياسات بكل دقة لكل من طاقة، وموضع، وزمن وصول الفوتون الساقط. ولذا يستخدم الفلكيون تليسكوبات خاصة لدراسة خصائص ومكونات النجوم من خلال ما ترسله من أشعة كهرومغناطيسية عن طريق مرايا وتلسكوبات متطورة تستخدم لتجميع الطاقة العالية، بالإضافة إلى أجهزة رصد وتحليل للطيف تتمتع بدرجة وضوح

ويوضح الشكل رقم (٥-٦) مرآة السقوط السطحي في تلسكوب الأشعة السينية يوكو Yohkoh. القطر الداخلي للمرآة يساوي ٢٥ سم والبعد البؤري ٢٧٠٠ سم والمساحة الهندسية Geometric Area ٥ سم^٢. في حين يعرض الشكل رقم (٥-٨) تصميم مرآة تلسكوب الأشعة السينية شاندر Chandra. طول عناصر المرايا ثمانية سنتيمتر في حين أن القطر يتراوح ما بين ستين إلى مائة وعشرين سنتيمتر. الأشعة السينية الساقطة تكون متوازية لأنها قادمة من مصدر بعيد جداً.

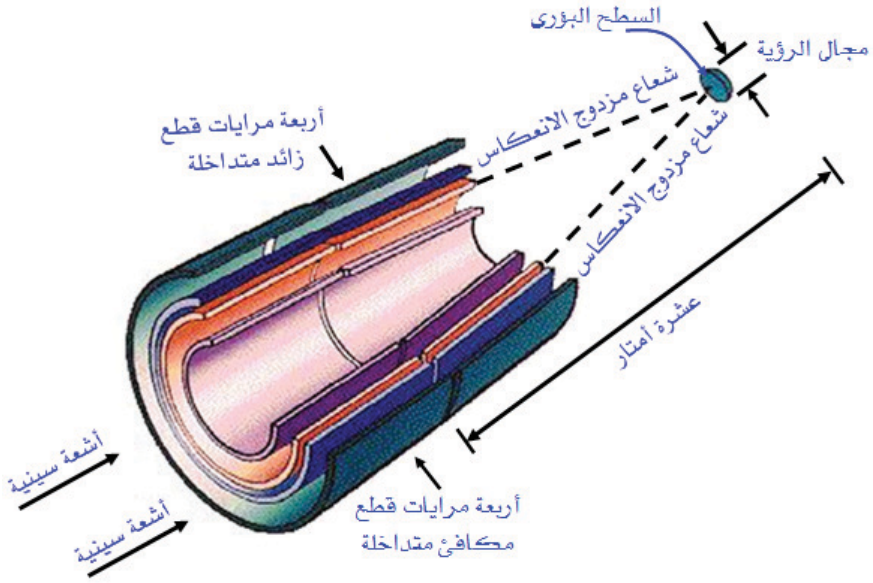


الشكل رقم (٥-٦) مرآة السقوط السطحي في تلسكوب الأشعة السينية يوكو Yohkoh [١٤].

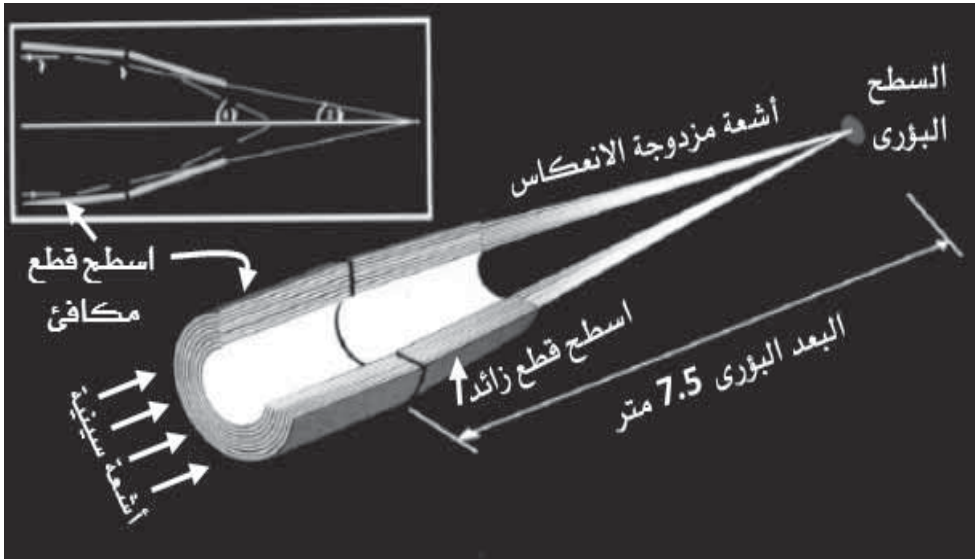


الشكل رقم (٥-٧) رسم تخطيطي لمرآة تجميع الأشعة السينية. تعمل المرآة بكفاءة فقط عندما

تكون الزاوية بين اتجاه الأشعة و سطح المرآة صغيرة جداً [١٥].



شكل رقم (٥-٨) تصميم مرآة تلسكوب الأشعة السينية شاندرأ Chandra [١٦].



شكل رقم (٥-٩) تصوير النجوم خلال تليسكوب فولتر نوع ١ (Wolter-type 1 telescope)

[١٣].

من متابعة تفاصيل الشكل رقم (٥-٨) و (٥-٩) لا يُكتفى باستخدام نوع واحد فقط من الأسطح العاكسة بل نوعين مختلفين هندسياً، حيث أن الأسطح من نوع قطع مكافئ تعمل على تجميع الأشعة السينية المتوازية الساقطة على التليسكوب، ثم تنعكس هذه الأشعة مرة أخرى على أسطح من نوع القطع الزائد فيتناقص البعد البؤري للمرآة، كما يتضح من الرسم بالإطار الداخلي في الشكل رقم (٥-٩).

٥ : ٥ إنجازات في بصريات الأشعة السينية

تعدُّ أكبر محطتين من الناحية الفعلية؛ للمراقبة، والرصد الفلكي، في نطاق الأشعة السينية هما: شاندرأ Chandra X-Ray Observatory التابعة لوكالة الفضاء ناسا NASA [١٧]، وبعثة المرايا المتعددة للأشعة السينية (XMM-Newton) X-ray Multi Mirror Mission ، التابعة لوكالة الفضاء الأوروبية (ESA) [١٨]. تلكما المحطتان محملتان بكاميرات مصممة خصيصاً للأشعة السينية [١٩-٢١].

تعدُّ محطة شاندرأ ثالث أعظم المراصد الفلكية التي أطلقتها وكالة الفضاء الأمريكية NASA بعد مرصدي: رونجن (Rontgen Observatory Satellite - ROSAT)، وأينشتين Einstein، وذلك في ٢٣ يوليو ١٩٩٩م لتدور في مدار إهليلجي (قطع ناقص-بيضاوي) ذو قطر يتراوح بين ١٣٣٠٠٠ حتى ١٦٠٠٠ كم ليوضع بذلك حوالي ٨٥٪ من مدارها أعلى أحزمة فان ألين Van Allen. وتحمل شاندرأ مجموعة من المرايا المتداخلة عالية التحليل الزاوي، ومجموعتين من محزوز النفاذ transmission gratings (منخفضة وعالية الطاقة)؛ للتحليل الطيفي، بالإضافة إلى كاشفين للتصوير [١، ٥]، ومحلل طيفي متقدم للتصوير من نوع CCD (Advanced CCD Imaging Spectrometer)، وكاميرا ذات درجة وضوح عالية (High Resolution Camera).

أهم مميزات مرصد شاندرأ للأشعة السينية:

١. زيادة مقدار التحسين في قوة التحليل الزاوي؛ لتصبح أعلى من مرصدي ROSAT، وأينشتين، وتصير أقل من نصف ثانية قوسية.

٢. حساسية جيدة في المدى من ١, ٠ حتى ١٠ كيلو إلكترون فولت.

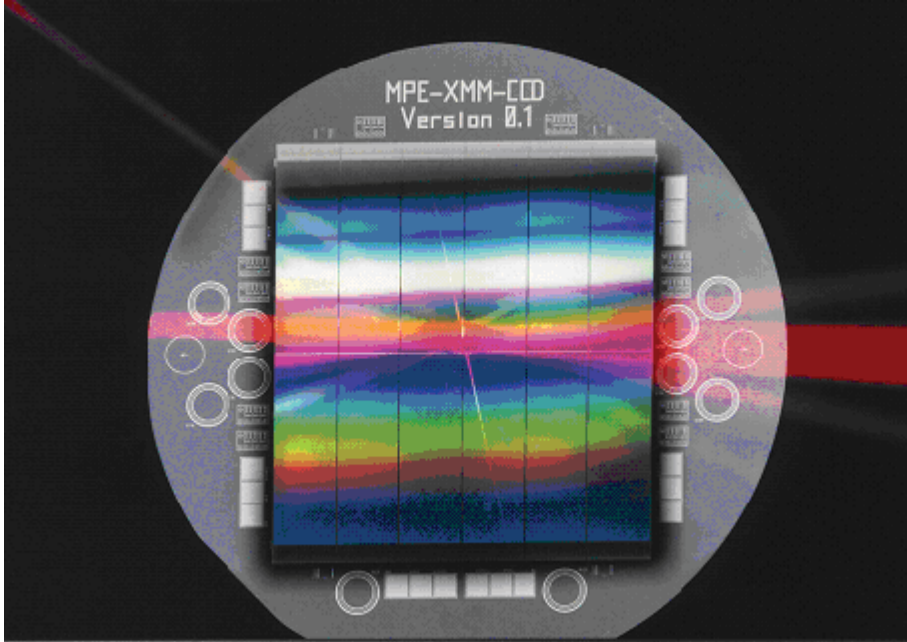
٣. قابلية المراقبة بقوة تحليل عالية لمعظم مدى الطاقة المذكور سابقاً.

لقد أطلقت محطة الرصد XMM-Newton في العاشر من ديسمبر/كانون الأول ١٩٩٩م في مدار بيضاوي ذو قطر يتراوح بين ١١٤٠٠٠ و ٧٠٠٠ كم، بفترة دوران ٤٨ ساعة [١]. ويتمتع المرصد بالقدرة على الرصد في المدى الطيفي الذي يتراوح فيما بين ٠,١ إلى ١٢,٠ كيلو إلكترون فولت (١٢٠ أنجستروم حتى أنجستروم واحد)، والمصور الرئيس هو كاميرات تصوير الفوتون الأوروبية (EPIC) European Photon Imaging Cameras.

لقد طُليت أسطح مرايا الأشعة السينية بالذهب، بحيث لا تتجاوز خشونة السطح خمسة أنجستروم. وتنعكس الأشعة السينية (المتوازية) الموازية لمحور المرايا كلياً مرتين عند الأسطح الناعمة للمرايا، إذا كانت زاوية السقوط مع الأسطح أقل من درجة واحدة. فإذا انعكست الأشعة على مرآة ذات سطح قطع مكافئ أولاً ثم انعكست ثانياً على سطح قطع زائد للمرآة، فإن الأشعة السينية سوف تتجمع في نقطة بؤرية واحدة على السطح البؤري (انظر: الشكل رقم ٥-٨) أو الشكل رقم (٥-٩). تُشوَّه الأشعة البعيدة عن المحور، والتي مازالت تحقق معايير الانعكاس الكلي، بطريقة محددة تحديداً دقيقاً، وفي الوقت نفسه يُحصل على زاوية السقوط المطلوبة بدقة عالية وذلك بمساعدة برمجيات تتبَّع مسار الأشعة ray tracing programs. المساحة الفعَّالة في مثل هذا النوع من بصريات الأشعة السينية يتم زيادتها عن طريق تداخل العديد من طبقات المرايا الفردية، فمثلاً: تستخدم ثمانية وخمسين طبقة مرآة بطريقة متكاملة لتكوين نظام مرآة الأشعة السينية في XMM. ومنطقة التجميع في نظام واحد لمرايا XMM تساوي ١٢٠٠ سنتيمتر مربع لطاقة تساوي واحد كيلو إلكترون فولت، في حين أنها تساوي ١٥٠ سنتيمتر مربع عند طاقة ١٠ كيلو إلكترون فولت. وأحد التليسكوبات مزود بكاميرا من نوع pn-CCD (انظر: الشكل رقم ٥-١٠)، في حين أن التليسكوبين الآخرين لديهما مقدمة مضاءة من نوع MOS-CCD ككاشف^٦ في المستوى البؤري. ومجال الرؤية لكل تليسكوب حوالي ٣٠

٦- MOS-CCD: جهاز مزودج الشحنة (CCD). Charge-Coupled Device. مصفوفة متقاربة جداً من ثنائيات (diodes) المعدن - الأكسيد - شبه موصل (MOS). تستطيع تخزين ونقل المعلومات باستخدام حزم من الشحنات الكهربائية. تطبيق التسلسل الصحيح لتنبؤات الجهد الكهربائي في CCD يدفع مصفوفة ثنائيات MOS إلى عمق المنطقة المفرغة حيث يتم تحريك حزم الشحنات بطريقة يمكن التحكم

دقيقة قوسية (30 arcmin). درجة الوضوح الزاوية حوالي ١٣ ثانية قوسية^٧ (13 arcsec)، العرض الكلي لمنتصف القيمة العظمى لخط طيف الطاقة المرصودة FWHM يساوي ٧ ثانية قوسية (7 arcsec). ولمزيد من المعلومات التفصيلية يمكن الرجوع إلي البحث [١٣] ولمزيد من التفاصيل حول طرق صناعة مرايا التلسكوبات الفلكية وتقنيات بصريات فتحات الترشيح للأشعة السينية وتطبيقها في التلسكوبات الفضائية، يمكن مراجعة البحث [٢٢].



شكل رقم (٥-١٠) زُودَ التلسكوب الفضائي XMM-Newton بكاميرا من نوع pn-CCD^٨ [٢٣].

بعد الانطلاق الناجح لبعثات الاستكشاف للتلسكوبات: ”شاندرا“، و XMM-Newton توالى النتائج الجديدة حول فيزياء تيجان ورياح النجوم. ونظراً لما تتميز به الأجهزة المرافقة

فيها عبر دعامة من أشباه الموصل. البعض يطلق على ثنائيات MOS CCD's مكثفات MOS.
 ٧ - ثانية قوسية arcsecond وحدة لقياس الزوايا في علم الكونيات وهي تساوي (1/3600) من الدرجة. في حين الدرجة القوسية arcminute تساوي (1/60) من الدرجة.
 ٨ - طُوِّرت كاميرا pn-CCD خصيصاً من أجل مهمة التلسكوب الفضائي XMM-Newton بواسطة معهد ماكس بلانك لعلم الفضاء الألماني، بالاشتراك مع فرق العمل للمستشعرات من نوع وصلة ثنائية pn في معمل أشباه الموصلات. يتميز هذا الكاشف للأشعة السينية بأكبر مساحة حساسة (٦X٦ سم^٢) بدون عيوب.

من قوة التحليل الطيفي للأشعة السينية، فإنها قد فتحت نوافذ جديدة حول هيكل وديناميكية وتركيب أجواء النجوم. بعض تلك النتائج تتعرض لكيفية تكوين النجوم، وتقدم وجهات نظر جديدة للهيكل الحراري والطاقة المتحررة في تيجان النجوم، ومشاهدات حول الأقزام البنية النشطة مغناطيسياً، وهيكل الرياح في النجوم الساخنة، وفيزياء الأنظمة الثنائية المتصادمة الرياح، والأشعة السينية من النجوم الأولية وغيرها من النجوم النشطة [٦، ٢٤-٣٥] ومن ناحية أخرى، تُبذل محاولات حثيثة لفهم أعمق لما يدور في الكون من تفاعلات بواسطة برامج المحاكاة والحسابات النظرية، ثم مقارنة توقعات الحسابات مع المشاهدات المرصودة. نذكر كأثلة لتلك الدراسات: حساب انبعاثات الأشعة السينية من الرياح السريعة المتصادمة، والثابتة، والمتطورة مع الزمن، التي تهب من النجوم المركزية للسدم الكوكبية (planetary nebulae) [٣٦]، وانبعاث الأشعة السينية من تفاعل الرياح النفاثة في السدم الكوكبية [٣٧]، وانتشار الأشعة السينية من السدم الكوكبية الديناميكية [٣٨]، ومدى تطابق ما يحدث في السدم الكوكبية وشمسنا الساطعة [٣٩]، . . . إلخ. وما زالت أبواب الأبحاث العلمية مفتوحة للجميع سواء من يمتلك تكنولوجيا الرصد الفلكي أو من يمتلك القدرة على المعالجة النظرية؛ حيث أن هذين الفرعين وجهان لعملة واحدة، وأن مدى التوافق بينهما يعدّ مقياس لمدى عمق فهمنا لمفردات الكون الذي نعيش فيه.

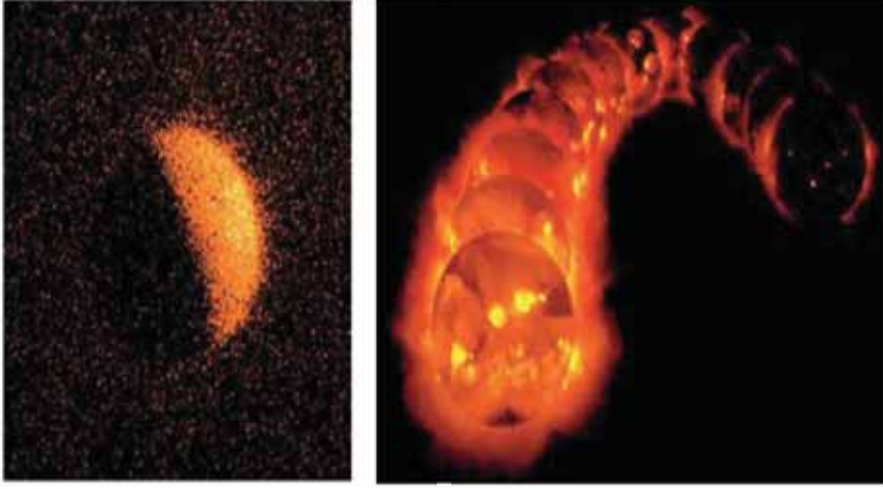
٥: ٦ بعض نتائج رصد الأشعة السينية الفلكية

على الرغم من حقيقة أن الشمس ليست نجماً من نجوم الأشعة السينية إلا أن النسبة الضئيلة التي تنبعث منها قد رُصدت بعناية وعلى مدار الساعة بواسطة بعض تليسكوبات الأشعة السينية مثل يوكو. وقد تم الحصول على صور للشمس تظهر فيها مساحات ذات نشاط شمسي عالي (انظر: الشكل رقم ٥-١١). وأثناء متابعة قياس شدة الأشعة السينية المنبعثة من الشمس، وُجد أنها تتغير لتصل إلى الضعف أثناء انبعاث القيمة العظمى من الطاقة الشمسية مقارنة بحالة انبعاث القيمة الصغرى من طاقة الشمس أثناء الدورة الشمسية التي تبلغ ١١

عاماً (انظر: الشكل رقم ٥-١٢)، حيث تتغير شدة الأشعة السينية المنبعثة من الشمس أثناء الدورة الشمسية كما سجلها التليسكوب يوكو Yohkoh الذي أطلق عام ١٩٩١م بالتعاون بين اليابان والولايات المتحدة الأمريكية وبريطانيا (يمين) [٥، ٤١]. في حين أن هذه الأشعة تتبعثر على سطح القمر المواجه للشمس كما تبدو في الصورة الملتقطة بالقمر الصناعي رونجن ROSAT (شمال) [٥، ٤٢].



الشكل رقم (٥-١١) صورة مكبرة عالية الجودة تظهر مناطق النشاط الشمسي العالي، التقطت بواسطة تليسكوب الأشعة السينية يوكو Yohkoh [٩، ٤٠].



شكل رقم (٥-١٢) تغير شدة الأشعة السينية المنبعثة من الشمس أثناء الدورة الشمسية (يمين) [٤١،٥] والأشعة السينية المبعثرة ترسم صورة سطح القمر المواجه للشمس (شمال) [٥، ٤٢].

الأشكال ابتداءً من (٥-١٣) حتى (٥-٢١) توضح بعض نتائج الرصد الفلكي بالأشعة السينية لكواكب ونجوم ومجرات عديدة مع مقارنة لنطاقات الطيف الكهرومغناطيسي لإظهار الفروق في درجات الحرارة بين المناطق المختلفة عن طريق مجموعة من الألوان التعبيرية لأنه من المعروف أن الأشعة السينية والأشعة تحت الحمراء لا يمكن رؤيتها مباشرة بالعين المجردة لأنهما خارج نطاق منطقة الضوء المنظور.

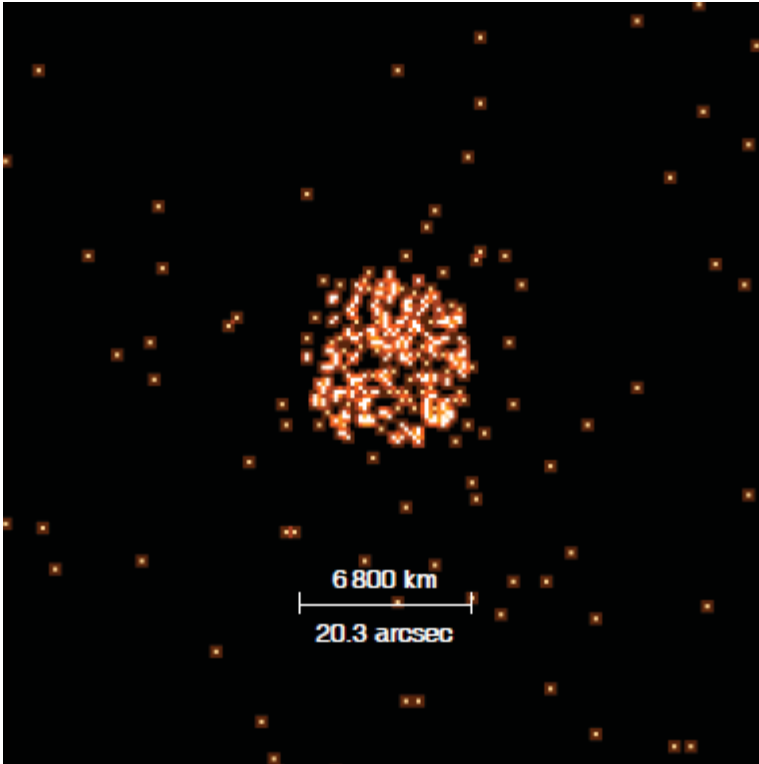
يوضح الشكل رقم (٥-١٣) صورة مركز مجرة درب التبانة بواسطة ثلاث تليسكوبات تعمل في مناطق مختلفة للطيف الكهرومغناطيسي وهي شاندرأ Chandra (منطقة الأشعة السينية - اللون الأزرق والأرجوان)، وتليسكوب هوبل الفضائي Hubble Space Telescope (المنطقة البصرية - اللون الأصفر)، وتلسكوب سبيزير الفضائي Spitzer Space Telescope (منطقة الأشعة تحت الحمراء - اللون الأحمر). وتمتد الصورة لحوالي ٦٠ بارسك^٩ (من ٣٢^٥ إلى ١٦^٥) على المحور الطويل للمجرة [١].

٩-البارسك parsec وحدة لقياس المسافات في علم الفلك تساوي ٣,٠٨٦ × ١٠^{١٠} سنتيمتر أو ٣,٢٦٢ سنة ضوئية.



شكل رقم (٥-١٣) صورة مركز المجرة لأشعة منبعثة منها في مناطق طيف مختلفة [١].

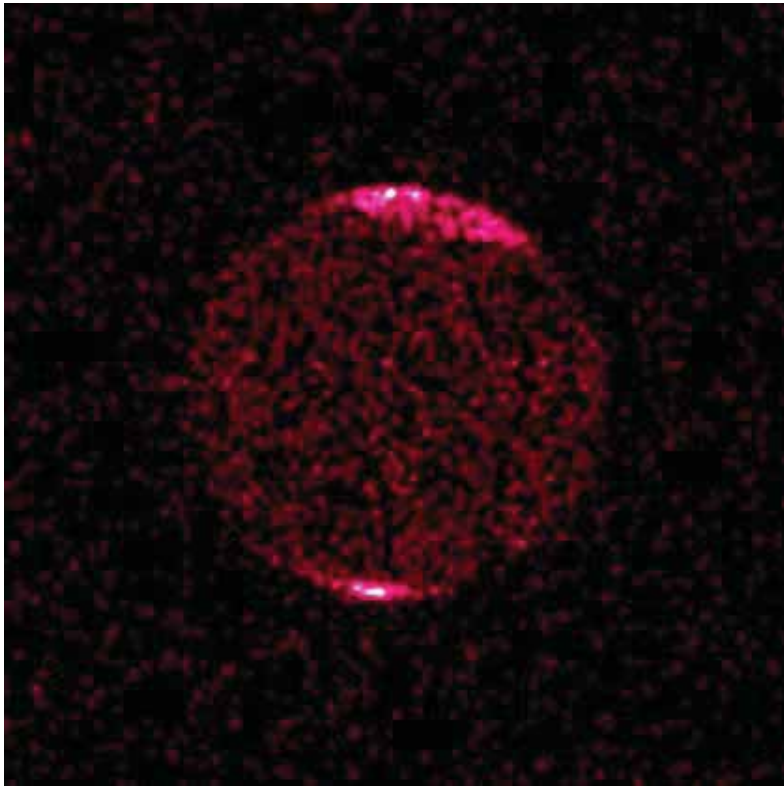
يوضح الشكل رقم (٥-١٤) أول صورة لكوكب المريخ بواسطة مرصد الأشعة السينية شاندرأ ACIS-I في الرابع من يوليو عام ٢٠٠١م [٤٣]، حيث تُتَّجَّ الأشعة السينية في الأساس من التبعثر الفلوري للأشعة السينية القادمة من الشمس، والتي تبعثت بواسطة الكربون والأكسجين في الغلاف الجوي العلوي للمريخ عند ارتفاعات ١١٠ حتى ١٣٠ كم. إن توهج الأشعة السينية في الغلاف الخارجي للمريخ، ضعيف جداً للرؤية المباشرة في هذه الصورة [٥].



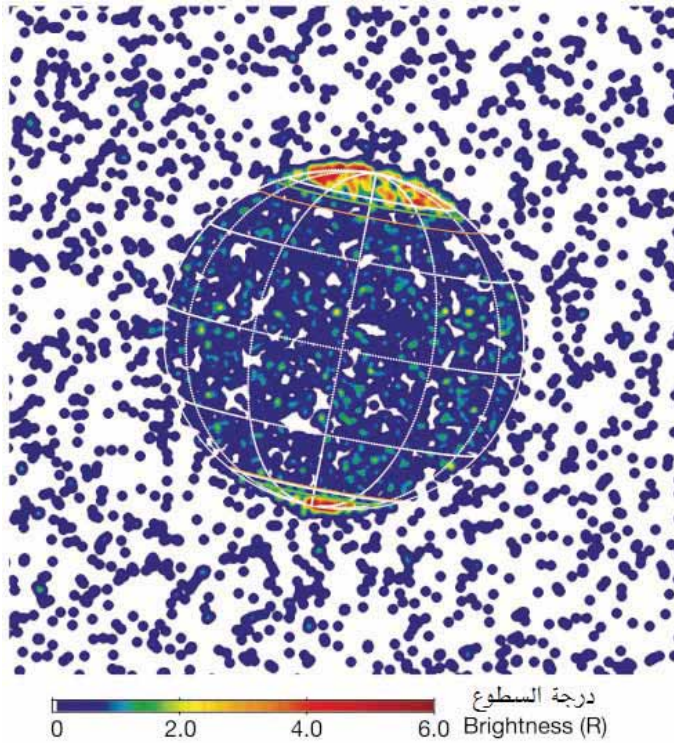
شكل رقم (٥-١٤) أول صورة لكوكب المريخ بواسطة مرصد الأشعة السينية شاندرأ [٤٣].

يوضح الشكل رقم (٥-١٥) صورة كوكب المشتري بواسطة المرصد شاندرأ [٤٤]. حيث يبدو الانبعاث الشفقي (الشفق القطبي) واضحاً عند منطقتي القطبين المغناطيسيين، وهو مُركَّب على توزيع متجانس للسطوع. وطبقاً للمعلومات المتاحة، يُفسَّر ذلك الانبعاث الشفقي عند

القطبين على إثر ترسيب الأكسجين والكبريت عالي التأين، في حين أنّ المناطق الأخرى تظهر على إثر التصادم المرن للأشعة السينية القادمة من الشمس مع الأيونات عالية الطاقة [٥]. وعلى الرغم من أن هذه الصورة الملونة الوردية لكوكب المشتري معتمّدة من وكالة ناسا NASA للفضاء (البعثة المختصة ببحوث الأشعة السينية في علم الفلك [٤٤]) إلا أنها تظهر بألوان أخرى في البحث الرئيسي المنشور في مجلة Nature [٤٥]، كما يتضح من الشكل رقم (٥-١٦)، مما يؤكد أن الصور الملونة للكواكب والنجوم والمجرات اعتماداً على الأشعة السينية المنبعثة منها، ليست حقيقية، بل مجرد ألوان توضيحية تعتمد فقط على برامج أجهزة الحاسوب المستخدمة.



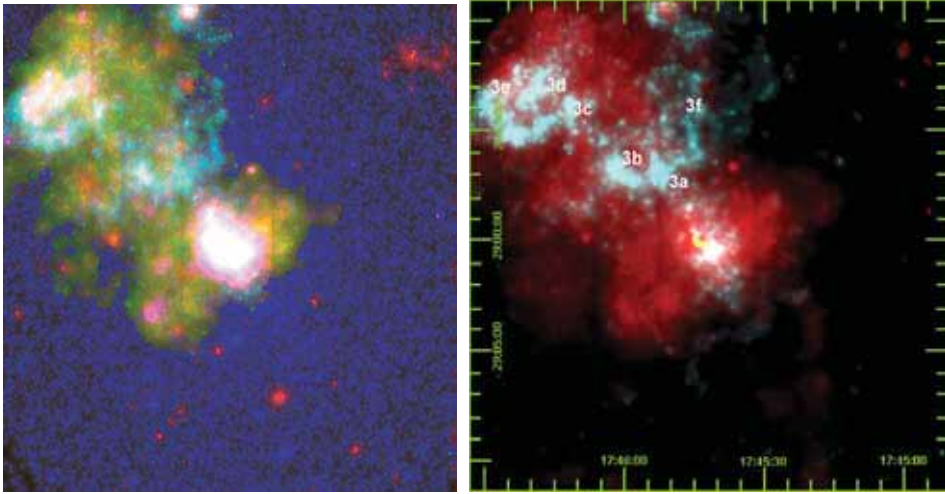
شكل رقم (٥-١٥) صورة كوكب المشتري بواسطة مرصد الأشعة السينية شاندررا [٤٤،٥].



شكل رقم (١٦-٥) صورة كوكب المشتري بواسطة مرصد الأشعة السينية شاندررا [٤٥].

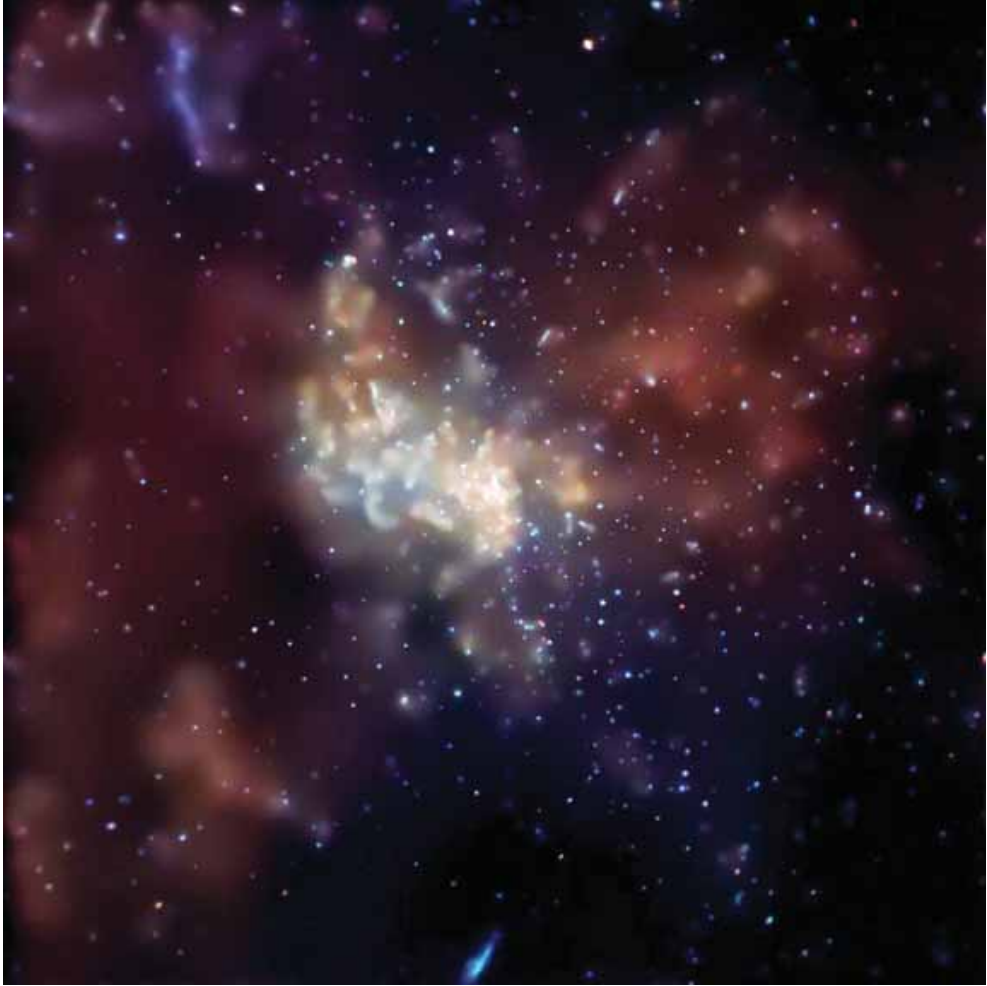
يوضح الشكل رقم (١٧-٥) المنطقة المركزية لمجرة درب التبانة كما شوهدت بواسطة مرصد الأشعة السينية XMM-Newton عند طاقات مختلفة للأشعة السينية المميّزة. في الجزء (شمال) من الشكل يمثل اللون الأحمر طاقة الفوتونات أقل من ٢,٥ ك إ ف. واللون الأخضر للطاقات المتوسطة من ٢,٥ حتى ٦ ك إ ف. واللون الأزرق الداكن للطاقة أعلى من ٦,٠ ك إ ف. في حين أن البقية اللامعة للنجم المتفجّر supernova تظهر عند مركز الصورة. ويظهر إشعاع منتشر على طول المستوي المجري في الاتجاه الشمال الشرقي وشعيرات من انبعاث إشعاع ذو طاقة ٦,٤ ك إ ف (الخط K_{α} للحديد المتعادل: اللون الأزرق الفاتح). تُظهر الصورة (يمين) تراكيب من انبعاث الأشعة السينية المنتشرة ممثلة باللون الأحمر مع نطاق

ضيقٌ منفصل ذو طاقة ٤، ٦ ك إ ف باللون الأرجواني. الأرقام التوضيحية بالصورة تشير إلى شعيرات على مسافات مختلفة (مقدرة بالسنين الضوئية) مما يعرف لدى الفلكيين باسم $Sgr A^*$ وهو ثقب أسود فائق الكتلة supermassive black hole عند مركز مجرة درب التبانة حيث $3a=40$ و $3b=50$ و $3c=95$ و $3d=110$ و $3e=115$ و $3f$ تساوي شعيرة قطرية [٤٦].



شكل رقم (٥-١٧) المنطقة المركزية لمجرة درب التبانة كما شوهدت بواسطة المرصد XMM-Newton : (شمال) [٥] و (يمين) [٤٦].

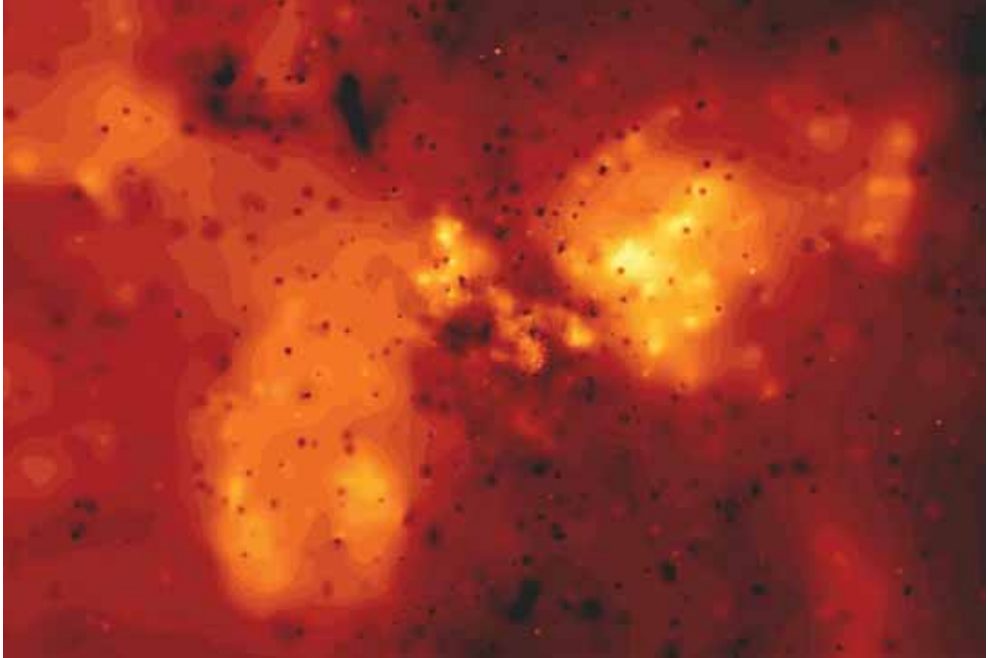
يوضح الشكل رقم (٥-١٨) صورة ذات مجال رؤية أصغر التقطت بواسطة مرصد شاندراف للمنطقة المركزية من مجرة درب التبانة، تُظهر تفاصيل التركيب لبقية النجم المتفجر معتمدة في ذلك على درجة الوضوح العالية التي يتمتع بها المرصد. ويشاهد عبر المستوى المجري، فصوص متعددة من غاز ساخن من المحتمل أن تكون بقايا انفجاريات قديمة عند المركز [٤٧].



شكل رقم (٥-١٨) صورة ذات مجال رؤية أصغر التقطت بواسطة مرصد شاندررا للمنطقة المركزية من مجرة درب التبانة [٤٧].

لقد أظهرت المشاهدات المتعمقة تجاه مركز مجرة درب التبانة بواسطة مرصد الأشعة السينية شاندررا، عددا من الخصائص القيّمة، بالإضافة إلى Sgr A* و Sgr A East. وتتعدد الدراسات التحليلية لتلك المشاهدات لاستنباط المزيد من المعلومات حول قلب المجرة. فمثلاً: اتضح أن الفصين القطبيين يكونهما عدد من التكتلات الباعثة للأشعة الموجهة على طول خط

عمودي على مستوى المجرة، الشكل رقم (٥-١٩)، مفترضاً حدوث سلسلة من المقذوفات في فترة زمنية تمتد من مئات إلى آلاف السنين. وأن هذه التكتلات متداخلة مع حافة الفص اللامعة، منخفضة الشدة، والتي تظهر جلياً في خريطة نسبة الفيض [٤٨]. وجود خصائص خطية غير حرارية في موضعين على طول الفص، تفترض تصادم الإلكترونات عالية الطاقة مع الجدار المغناطيسي المضغوط لهذا التركيب.



شكل رقم (٥-١٩) خريطة لفصين قطبيين، تتكون من نسبة شدة الأشعة السينية في النطاق ٢-٤,٧ ك إ ف. إلى شدتها في النطاق ٧,٤-٨ ك إ ف. مدى المنطقة الموضحة (١٧,٥×١٠) دقيقة قوسية [٤٨].

يوضح الشكل رقم (٥-٢٠) صورة مدمجة من عشرات المشاهدات بواسطة المرصد شاندررا لمنطقة واسعة في قلب مجرة درب التبانة. الألوان المختلفة تدل على طاقة الأشعة السينية المنبعثة حيث يدل اللون الأحمر على (طاقة منخفضة)، واللون الأخضر (طاقة متوسطة)

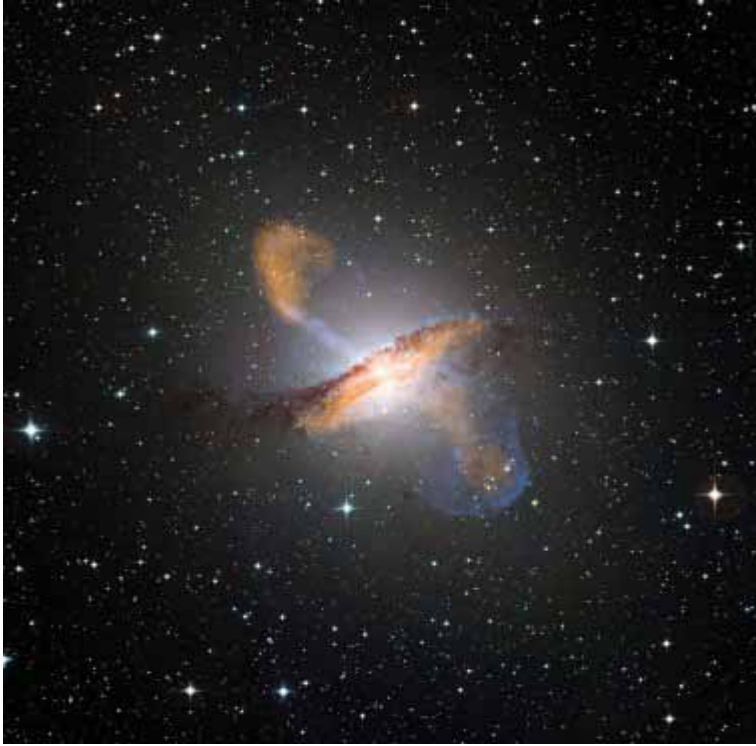
واللون الأزرق (طاقة عالية). باستخدام مثل هذه الصور يستطيع علماء الفلك تحديد الآلاف من المصادر الصغيرة للأشعة السينية الناشئة عن النجوم النيوترونية، والثقوب السوداء، الأقزام البيضاء والنجوم الأمامية، والمجرات الخلفية. ما تبقى هو توهج للأشعة السينية منتشر وممتد من أعلى اليسار إلى أسفل اليمين، على طول اتجاه قرص المجرة [٤٩].



شكل رقم (٥-٢٠) هذه الصورة نتجت عن دمج العشرات من مشاهدات المرصد شاندرأ أجريت على منطقة تقدر ب ١٣٠ سنة ضوئية في مركز مجرة درب التبانة [٤٩].

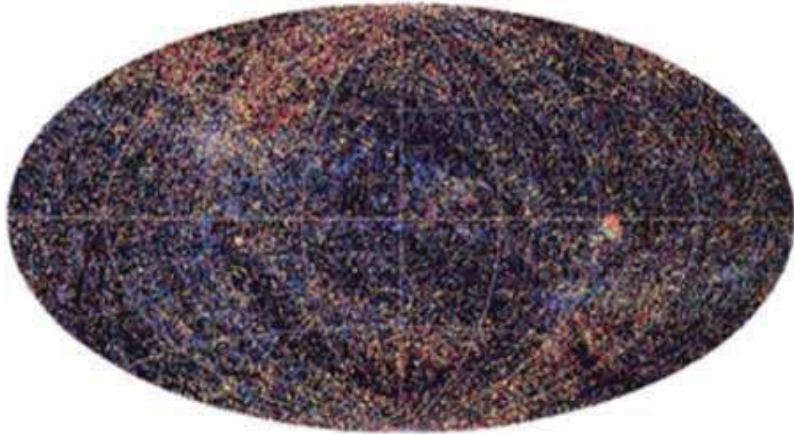
لم تقتصر دراسات استكشاف الكون باستخدام الأشعة السينية على مجرة درب التبانة فقط، بل امتدت دراسات تحليل أطياف الأشعة السينية عند طاقات مختلفة، المنبعثة من مصادر خارج المجرة وأدت إلى اكتشاف العديد من المجرات والتعرف على بعض خصائصها. نذكر من ذلك: المجرة الراديوية سينتوروس Centaurus / NGC 5128 radio galaxy. أنظر الشكل رقم (٥-٢١) [٥٠]. تُظهر الصورة تفاصيل أكثر عن نفاثات الجسيمات المنبثقة عن ثقب أسود في مركز المجرة. وتُظهر الصورة الجديدة لمنطقة مستعرضة أقل من ٢, ٤ سنة ضوئية أي أقل من المسافة بين شمسنا وأقرب النجوم. ويمكن رؤية (رصد) خصائص الانبعاث الراديوية لمناطق أقل من ١٥ يوماً ضوئياً، مما يجعل هذه الرؤية أعلى دقة ووضوح للنفاثات المجرية التي رُصدت حتى اليوم.

بالإضافة إلى المجرة الراديوية سينتوروس فقد أُكْتُشِفَتِ المجرات NGC 224/M 31 و NGC 253 و NGC 598/M 33 و NGC 3034/M 82 و NGC 5236/M 83 و NGC 4038/9 بواسطة مرصد الأشعة السينية شاندررا [١]. الجدير بالذكر أن عمليات الاكتشاف تتم على مراحل، مثل: رصد مصادر الأشعة السينية ونطاقات أخرى للموجات الكهرومغناطيسية وتطبيق القواعد العلمية المحكمة أثناء الفحص المستفيض للبيانات وإجراء المقارنات الحتمية التي تعضد أو تنقض الاستنتاجات الأولية وبناء نماذج افتراضية لمحاكاة الواقع.



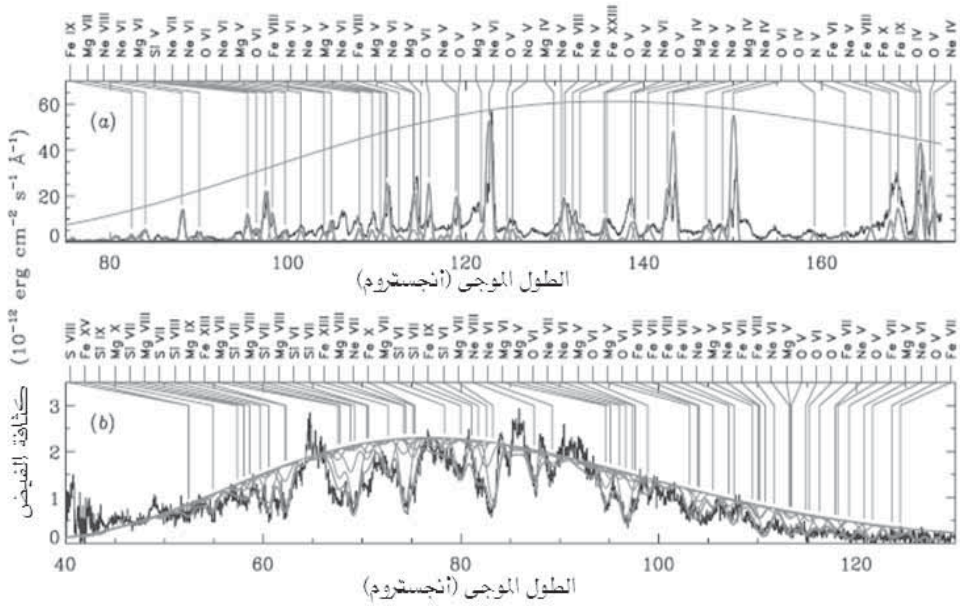
شكل رقم (٥-٢١) مجرة سينتوروس Centaurus radio galaxy NGC 5128 [٥٠].

لقد استخدمت الأشعة السينية القادمة من الفضاء الخارجي كدليل على وجود المجرات، والنجوم النشطة، ومواقع توزيعها^١ (انظر: الشكل رقم ٥-٢٢)، حيث تُظهر الخريطة السماوية التي حصل عليها القمر الصناعي رونجن ROSAT قرابة ٥٠٠٠٠ منبع للأشعة السينية. وتدل الألوان على التدفق النسبي لطاقة الأشعة السينية الصادرة عن كل منبع. ويشير اللون الأحمر إلى أضعف المنابع، والأصفر إلى المنابع المتوسطة، والأزرق إلى أقوىها. ويؤدي تحليل الأشعة السينية المستمرة وطاقات خطوط الأشعة السينية المميزة الصادرة عن النجوم المختلفة ضمن الطيف المرصود، إلى التعرف على العناصر الأساسية المكونة لهذه النجوم. ويوضح الشكل رقم (٥-٢٣) طيف محزوز النفاذ transmission grating منخفض الطاقة في مرصد شاندررا لنظام الميل العالي WZ Sage ضمن انفجار هائل (a) ولنظام الميل المنخفض (b) SS Cyg. وتظهر النتائج التجريبية باللون الأسود، والنتائج المتوقعة من نموذج نظري باللون الرمادي [٥]. أسماء العناصر المكونة لمادة النجم المنفجر، وكثافة الفيض الممثل لكل منها يُعبّر عن نسبة تلك العناصر.



شكل رقم (٥-٢٢) الخريطة السماوية بواسطة القمر الصناعي رونجن ROSAT [٢].

١٠ - تم اكتشاف أول مصدر للأشعة السينية من خارج المجرة والمسماى M87 في عنقود العذراء Virgo cluster. في حين رُصدَ عنقود بيرسوس Perseus cluster، وعنقود الفيوبية Coma cluster، فيما بعد طبقاً للمصادر والمراجع الواردة في [٤٣].



شكل رقم (٥-٢٣) يستخدم تحليل طيف الأشعة السينية في التعرف على العناصر المكوّنة للنجوم [٥].

بالإضافة إلى ما سبق من استخدام الأشعة السينية في استكشاف الكون، فإنها تستخدم أيضاً في تحليل عينات التربة المتحصّل عليها من خارج الكرة الأرضية، مثل: النيازك، وعينات من تربة القمر، ومن ثم التعرف بتفاصيل أكثر على بنية وكيفية نشوء هذه الأجسام الكونية [٥١-٥٤].

* * * * *

الفصل السادس

تطبيقات متنوعة للأشعة السينية

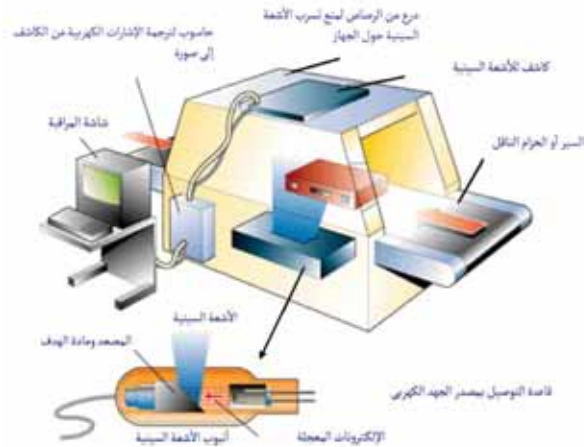
شهدت السنوات الخمسون الماضية زيادة في معدلات الأحداث الإجرامية والإرهابية على مستوى العالم، وكانت الرحلات الجوية مستهدفة بدرجة كبيرة. ومع تزايد التهديدات، حرصت الدول على اتخاذ إجراءات وقائية مضادة من خلال الاتفاقيات، واستخدام وسائل تأمين للحد من العمليات الإرهابية، والجريمة بشكل عام. وترتب على ذلك تطوير تقنيات متنوعة تعتمد على الأشعة السينية لفحص محتويات الأمتعة، والحاويات، بطرق سريعة وآمنة. وكإجراء وقائي صار التعرف على محتويات الطرود والحقائب في المطارات والموانئ البرية والبحرية للمسافرين بين الدول وأحياناً للقادمين إليها، أو مرطادي الأماكن الإستراتيجية داخل الدول، مثل: الوزارات، والقنصليات، ضرورة واجبة لمنع تسرب الأسلحة، والمواد المتفجرة، أو الخطرة، التي قد تشكل نوعاً من التهديد لأمن وسلامة الأفراد والمنشآت.

٦ : ١ الأشعة السينية وتأمين المطارات والمنشآت

تعدُّ أنظمة الفحص بالأشعة السينية وسائل أساسية ضمن منظومة الأمن والسلامة. توضع تلك الأنظمة في الأساس عند مداخل صالات الدخول، والمغادرة للمطارات، ومداخل معظم القنصليات، والوزارات، والأماكن الهامة، كالمجمعات الحكومية، والمحاكم، وغير ذلك (انظر: الشكل رقم ٦-١)، حيث تتم عملية الفحص تلقائياً كمستوى أول، وبياسر المراقبون عملية الفحص البشري التقليدي لمحتويات الأمتعة والطرود المشتبه فيها فقط كمستوى ثاني من التأمين.



شكل (٦-١) جهاز فحص محتويات الطرود والحقائب: للبحث عن المواد الخطرة والمحظورة [١، ٢].
تُنقل الأمتعة كالحقائب إلى نفق الجهاز عند وضعها على الحزام الناقل بواسطة المشغل.
الجهاز مزود بوحدة إرسال واستقبال الأشعة تحت الحمراء؛ للكشف على محتويات
الحقائب عند دخولها نفق جهاز الفحص، وتعطي إشارة تشغيل لمولد الأشعة السينية، ونظام
معالجة الصور. وتُرصد الأشعة السينية النافذة من الأمتعة بواسطة كاشف الأشعة وتُحوَّل إلى
إشارات كهربية. تُعالج الإشارات الملتقطة لإنتاج صورة اعتماداً على نوع وكثافة المادة الموجودة
بالحقيبة، أو الطرد، وتُرسل الصورة إلى شاشة المراقبة [٣] (انظر: الشكل رقم ٦-٢).



شكل رقم (٦-٢) رسم تخطيطي لجهاز فحص الحقائب والطرود يحتوي على مصدر واحد

للأشعة السينية [٣].

تطورت هذه التقنية بمرور الوقت مع تنافس العديد من الشركات، حيث كانت الصور الناتجة من هذه الأجهزة ثنائية الأبعاد؛ لأنها تعتمد على متوسط معامل التوهين للأشعة السينية الساقطة على طول مسارها في اتجاه محدد من المصدر حتى الكاشف. ولذلك فإن مجموعة مواد متراكمة ذات معامل توهين صغير يمكن أن تظهر في الصورة كمادة ذات معامل توهين أعلى؛ وبالتالي يعطي الجهاز إشارة رصد كاذبة. وفي عام ١٩٩١م أمكن رصد المخدرات، والقطع المعدنية الصغيرة أوتوماتيكياً. وفي عام ١٩٩٦م أمكن الكشف عن عبوات الأدوية الموجودة ضمن الأمتعة مع تناقص عدد حالات الكشف الآلي الكاذبة. وفي الفترة من ١٩٩٦م حتى ١٩٩٨م طُوِّرَ نظام يسمى تجارياً (MVT - multi-view tomography)، يتمتع بإمكانيات أكبر من الأنظمة السابقة التي كانت تعتمد على تقنية المحور المزدوج والطاقة المزدوجة 'dual axis- dual energy'. حيث يعطي هذا النظام صوراً ثلاثية الأبعاد تنتج عن دمج بيانات توهين الأشعة السينية الصادرة عن ثلاثة مصادر مستقلة موضوعة في مستوى واحد على مساقط مختلفة بالنسبة للعينات المفحوصة [١] (انظر: الشكل رقم ٦-٣).



شكل رقم (٦-٣) نظام الفحص MVT يدمج الصور الناتجة من ثلاث مصادر مستقلة للأشعة السينية ليعطي صورة ثلاثية الأبعاد لمحتويات الأمتعة المفحوصة [١].

١ - ويسمى أيضاً نظام الأشعة السينية مزدوج الطاقة حيث يوجه شعاعين من الأشعة السينية أحدهما ذو طاقة ٥٠ كيلو إلكترون فولت، والثاني ذو طاقة مائة كيلو إلكترون فولت، ويُحسب معامل التوهين النسبي بينهما، وهذه العلاقة حساسة وتتناقص بانتظام مع زيادة العدد الذري حتى عنصر الحديد (Z=26) [١] صفحة ٩٧.

٦ : ١ : ١ تصنيف ألوان محتويات الحقائب

نجد أحياناً أنّ صورة محتويات الحقائب تظهر ملونة على شاشة المراقبة ولكنها ليست مماثلة للصور الضوئية الملونة، فما السر في ذلك. يُميّز بين المواد العضوية وغير العضوية باستخدام تقنية الطاقة المزدوجة. حيث لون الصورة المعروضة يعتمد على نوع المادة وكثافتها، وبيان ذلك على النحو التالي:

- تظهر المواد العضوية، مثل: الورق، الملابس والمنسوجات، ومعظم المتفجرات بلون برتقالي.
- تظهر المواد المصنوعة من الألمونيوم والفلزات الشبيهة في الكثافة بلون أخضر.
- تظهر المواد غير العضوية، مثل: النحاس بلون أزرق.
- تمتص المواد ذات الكثافة العالية قدرًا كبيراً من الأشعة، ولذا تظهر بلون أسود، في حين تظهر في بعض الأجهزة بلون أخضر يميل إلى الاصفرار، أو بلون أحمر. وتعتمد درجة اللون الغامق أو الفاتح على كثافة المادة وسمكها، والبرنامج المستخدم في معالجة البيانات وإظهار الصورة [٤، ٥] (انظر: الشكل رقم ٦-٤).



شكل رقم (٤-٦) صورة الأشعة السينية الملونة لحقيبة الظهر [٤].

مصادر الأشعة السينية داخل أجهزة الفحص محمية تماماً بدرع حماية مناسب، وتعمل عند طاقة منخفضة نسبياً (تيار المصعد حوالي ٥, ٠ ميلي أمبير وفرق جهد كهربى ١٥٠ كيلو فولت [١])؛ لذلك لا يوجد خطر على الأفراد العابرين بجوار الوحدة، أو حتى للأشخاص الذين يعملون في الوحدة لفترة زمنية تتراوح ما بين ثماني إلى عشر ساعات في اليوم. وتتلقى معظم المواد المفحوصة جرعة إشعاعية تبلغ حوالي عُشر قيمة جرعة يوم واحد من إشعاع الخلفية الطبيعية، ومن ثم لا تؤثر هذه الجرعة في الحليب، والأدوية (الوصفات الطبية)، والفيتامينات، أو المواد الغذائية الأخرى التي قد تُؤكَل في وقت لاحق. كما تكون آمنة في العادة حتى لفيلم الكاميرا منخفضة السرعة.

٦ : ١ : ٢ أنظمة الكشف عن المتفجرات

يستخدم لتحقيق هذا الغرض تقنية التصوير بالأشعة السينية الحائدة (X-ray diffraction imaging (XDI)، التي وَجَدَتْ مجالاً متسعاً للتطبيق ضمن الفروع المختلفة للأمن العام في الوقت الحاضر، وبشكل خاص في الكشف عن وتحديد هوية المتفجرات، سواء أكانت لدائن (مواد بلاستيكية)، أو سائلة، أو غير متبلورة (لا شكلية)، وكذلك الكشف عن المخدرات. إن XDI كتقنية تصوير تقابل تقنية تحليل الأشعة السينية الحائدة (XRD)، بنفس الطريقة التي تقابل تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) ظاهرة الرنين المغناطيسي، وهي بذلك تجمع بين فرعين من فروع التعامل مع الأشعة السينية، وهما: التصوير الإشعاعي كما يحدث في التصوير الطبي، والفرع الثاني يتمثل بحيود الأشعة السينية [٦].

لقد استفاد التطوير التقني للتصوير بالأشعة السينية الحائدة، مما حدث قبل ذلك من تطورات في مصادر وكواشف الأشعة السينية لتلبي متطلبات تطبيقات أخرى، مثل: التطبيقات الطبية، والصناعية، والعلمية، حيث أنها تتطلب أنابيب ذات قدرة عالية للتيار المستمر وفرق جهد كهربى عالي أيضاً، وذلك للحصول على فيض كثيف من الأشعة السينية عالية الطاقة (أشعة الفرملة) تسمح بإجراء عملية الفحص بكفاءة في أقل زمن ممكن.

ويُطبق التصوير المقطعي المباشر، والتصوير بالأشعة السينية الحائدة ذات الطاقة المشتتة في الأنظمة التجارية (انظر: الشكل رقم ٥-٦)، حيث تُوضع الحقيبة المطلوبة فحصها على حزام النقل في مدخل النفق من الناحية الشمال في الصورة؛ لكي تصل إلى المساح الإشعاعي. وعلى إثر عملية المسح الإشعاعي، يُحصَل على مجموعة صور لمسقط الأشعة السينية النافذة من الحقيبة ومحتوياتها. وتستخدم هذه الصور في استنباط المعالم الهيكلية لمحتويات الحقيبة لأغراض التسجيل.



شكل رقم (٥-٦) نظام التصوير المقطعي المباشر بالأشعة السينية الحائدة للبحث عن المتفجرات في حقائب السفر، والأغراض المماثلة [٦].

ويوجد نظام التصوير بالأشعة السينية الحائدة في مركز الجزء الأيمن من صورة الجهاز بشكل رقم (٥-٦). حيث تتعرض حقيبة السفر تحت الفحص عند هذا الموضع، لشعاع مخروطي أولي ينفذ مسح متعرج ثنائي الأبعاد، متحرك بالنسبة لحقيبة السفر تحت الفحص.

وتُسجَل الأشعة المبعثرة بزواوية صغيرة عند زاوية انحراف ثابتة في كاشف جيرمانيوم متعدّد المقاطع. ويصوّر مُحزَم الأشعة المبعثرة مناطق منفصلة عدّة عند أعماق مختلفة في حقيبة السفر ويوجهها إلى المقاطع المقابلة في الكاشف ليُتحصل في النهاية على منظر جانبي لحيود الأشعة في محتويات الحقيبة كعلاقة بين عدد الفوتونات الحادثة مقابل الطول الموجي أو زخم الأشعة (nm^{-1})، ومنه يُعرّف على المواد المتفجرة، مثل: TNT، أو غيرها في حالة وجودها، بواسطة المختصين بعد التدريب الجيد على تحليل الرسومات البيانية المماثلة لنماذج مواد متفجرة معروفة ومحددة.

والجدير بالذكر أن هذه التقنية حساسة لمدى واسع من المواد المتفجرة، سواء أكانت عضوية أو غير ذلك. وتتمتع بمعدل منخفض للإنذار الخاطئ، حيث لا نظير لها عند مقارنتها بالتقنيات البديلة؛ لكشف المواد غير الضارة التي تمثل الأغلبية الواسعة لمحتويات حقائب السفر. ولقد زاد اهتمام المسؤولين والمختصين بالبحث عن المواد المتفجرة كالقنابل المخفية في حقائب السفر للمسافرين على الطائرات، وغيرها منذ حادثة لوكيربي عام ١٩٨٨م التي راح ضحيتها ٢٥٩ مسافر على طائرة بان أميريكان Pan Am flight 103. ومنذ ذلك الحين، اقتُرِح تطوير العديد من أنظمة كشف المتفجرات والتي تعتمد على مبادئ فيزيائية مختلفة، ودخل بعضها حيز التطبيق. ويمكن للقراء المهتمين بهذا الشأن مراجعة المقالات [٧، ٨، ٩، ١٠] والمراجع المفيدة المذكورة بهم.

٦ : ١ : ٣ أنظمة فحص الشاحنات والحاويات

تتقلّ معظم التجارة الدولية من البضائع عن طريق سفن الشحن، لأن سفينة الشحن الواحدة يمكن أن تحمل ما بين ثلاثة آلاف إلى ثمانية آلاف حاوية. وتُعد العمليات المصاحبة لذلك، مثل: فتح الحاوية، وتفريغ ثم تفتيش ثم إعادة المحتويات مرتبة مرة أخرى كما كانت في الحاوية، مستهلكة للوقت، ومكلفة، وغير واقعية من الناحية العملية، وخاصة مع العدد الهائل المتنامي من الحاويات.

ولقد نما الحافز لفحص الحاويات المنقولة بين الدول، مع توسع التهديد الإرهابي. على مستوى العالم في منتصف ثمانينات القرن العشرين. فبحلول عام ١٩٨٦م طوّرت شركات عدة مواسح أشعة سينية كبيرة؛ لفحص الشاحنات. ولتأدية هذا الهدف كان لابد من أن تعمل هذه المواسح مع أشعة سينية قاسية عالية الطاقة؛ حتى تستطيع المرور من الجسم الفولاذي للحاوية وما تحويه من مواد مختلفة. فإذا كانت أقصى طاقة للأشعة السينية من الأنابيب بأنواعها المختلفة لا تتجاوز ٤٥٠ كيلو إلكترون فولت وهي بذلك تستطيع بالكاد المرور خلال لوح من الفولاذ سمكه أقل من ١٠ سنتيمتر، فإن هذه المصادر الصغيرة تصير غير ملائمة لفحص الحاويات، ومحتوياتها؛ ولهذا السبب استُخدمت المعجلات الخطية linear accelerators (linac) مع هذه المواسح، لكي تؤمن طاقات للأشعة السينية تتراوح ما بين اثنين إلى ستة عشرة مليون إلكترون فولت.

ويُقيّم أداء أنظمة فحص الشاحنات بناءً على خمسة مؤشرات مستندة على معايير ASTM [١]، وهي: مؤشر جودة صورة السلك (رؤية سلك خلف شريحة من الفولاذ) ومؤشر التباين (رؤية الفولاذ الإضافية كنسبة مئوية)، وقدرة الأشعة على اختراق الفولاذ، والجرعة الإشعاعية الممتصة بواسطة المحتويات المفحوصة، والطاقة الإنتاجية للنظام [٦]. وفيما بعد أُضيف مؤشر آخر وهو: قوة تحليل أجزاء شبكة الاختبار.

قد ينتج عند اصطدام فوتونات الطاقة العالية مع المادة تفاعلات مع أنوية الذرات المكونة للمادة، مثل: الاضمحلال النووي الضوئي Nuclear Photodisintegration، يترتب عليها انطلاق بعض النيوترونات من الأنوية الذرية، ومن ثم تتحول المادة على إثر الفحص بالأشعة الكهرومغناطيسية إلى مادة مشعة؛ ولهذا السبب وحفاظًا على المواد الغذائية المنقولة بواسطة الشاحنات من أن تصبح غير مناسبة للاستهلاك البشري، فقد أُتفق على أن يكون الحد الأقصى لطاقة الأشعة السينية المستخدمة في فحص الشاحنات ٩ مليون إلكترون فولت، حيث أن الأشعة عند هذه الطاقة تستطيع المرور خلال ألواح من الفولاذ ذات سمك أكبر من ٤٠ سنتيمتر، ومن ثم تؤدي الغرض المنشود في فحص الشاحنات بدون إتلاف المحتوى الغذائي [٧].

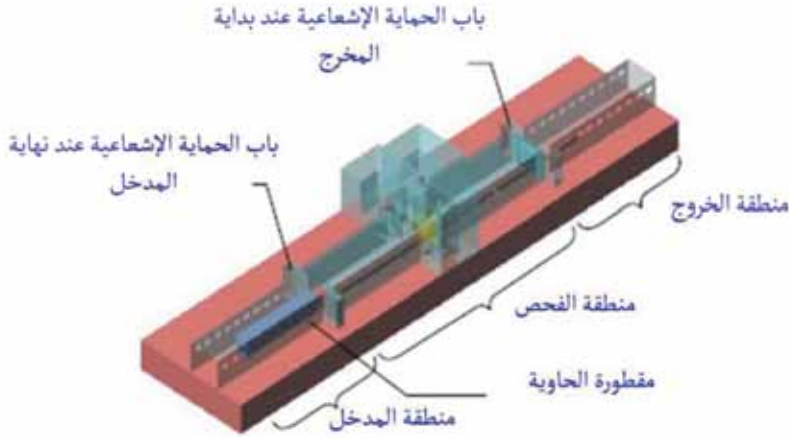
ويتم إنشاء مركز فحص الحاويات في الغالب بالقرب من حدود الميناء البحري للحاويات. حيث يشمل المركز غالباً نوعين من وسائل الفحص، هما: وسائل فحص متنقلة، وأخرى ثابتة. في الأنظمة المتنقلة لفحص حاويات الشحن تستعمل أجهزة أشعة سينية ذات حجم كبير ولكنها محمولة على مقطورات مخصصة لهذا الغرض كما في الشكل رقم (٦-٦)، وتستخدم في تصوير المركبات الأخرى، والحاويات. ويمكن مقارنة الصورة الناتجة عالية الدقة مع الصورة الأرشيفية للشاحنة، أو المركبة، وهي خالية؛ للتعرف على المحتوى الداخلي. في حين أن النوع الثابت يُستخدم للفحص الفردي لكل الحمولة داخل الحاوية، عندما يكون في الحمولة قطعة أو أكثر محل شك نتيجة الفحص بواسطة مقطورة الأشعة السينية [١١]. التصوير المستخدم هنا بالأشعة السينية من النوع الرقمي، حتى يتم بسرعة وغير مكلف في الوقت نفسه. وتختلف طاقة أجهزة الأشعة السينية المستخدمة لفحص الحاويات في بيئة مفتوحة (الأنظمة المتنقلة) نسبياً عن تلك المستخدمة داخل أبنية مخصصة لهذا الغرض (الأنظمة الثابتة)، حيث تبلغ ٩ مليون إلكترون فولت في الوسائل الثابتة في حين تتراوح ما بين ٢,٥ حتى ٦ مليون إلكترون فولت في الوسائل المتنقلة، ويرجع السبب في ذلك إلى عدم وجود دروع حماية في البيئة المفتوحة، ومن ثم فإن تصغير الفراغ المخصص للتعامل مع الأشعة يتطلب طاقة منخفضة نسبياً بشرط ألا تؤثر على كفاءة التشغيل [١٢]. في الشكل رقم (٦-٦) نظام فحص الشاحنات المتنقل CX3800M ينتج ويستخدم أشعة ذات طاقة ٢ مليون إلكترون فولت تستطيع المرور خلال ٢٥ سم من الفولاذ [١]، ونظام نقال قيد الاستعمال؛ لكشف التبغ المستورد بطريقة غير شرعية في ميناء فيليكستو Felixstowe بالمملكة المتحدة (إنجلترا).



شكل رقم (٦-٦) نظام فحص الشاحنات المتنقل CX3800M (أعلى) [١]. ونظام نقال قيد الاستعمال في ميناء فيليكستو Felixstowe بالمملكة المتحدة / إنجلترا (أسفل) [١٣].

ويوضح الشكل رقم (٦-٧) نموذج تخطيطي نموذجي لمنشأة ثابتة لفحص الشاحنات والحاويات. وكما يتضح من الشكل فإنها تحتوي على منطقة دخول، وأخرى للخروج، بالإضافة إلى منطقة الفحص. تُبنى منطقة الفحص من الخرسانة المسلحة التي تمنع الأشعة من التسرب للخارج مع وجود أبواب عند المدخل والمخرج تعمل أيضاً كدروع حماية من الأشعة عالية الطاقة. ولزيادة الحماية فإن الحاجز الخرساني يكون أكثر سُمكاً بالقرب من جهاز إنتاج الأشعة السينية، ومنطقة وجود الكواشف. وتُفحص الحاوية رأسياً وأفقياً؛ ولذلك يوجد

مصدر للأشعة السينية وكواشف مقابلة لكل عملية.

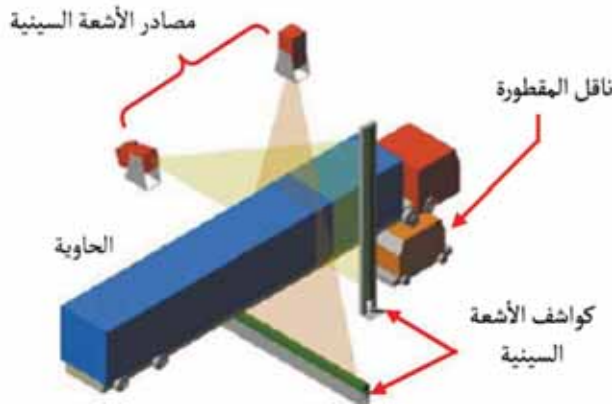


شكل رقم (٦-٧) رسم تخطيطي لمرفق ومعدات الأشعة السينية المستخدمة في تفتيش الحاويات، حيث توجد في منتصف منطقة التفتيش معدات الأشعة السينية الخاصة بعمليات الفحص والتفتيش [١٢].

خطوات تفتيش الحاويات

يقود سائق مقطورة الحاوية شاحنته إلى الموقع المخصص لذلك في منطقة المدخل، ثم يقوم بإطفاء الإضاءة وإيقاف تشغيل محرك السيارة. وأثناء فترة التفتيش ينتظر السائق في منطقة الانتظار ضمن منطقة الخروج، كما هو الحال في محطات الفحص الدوري للسيارات. وترفع العجلات الأمامية للمقطورة بواسطة ناقل يتحرك للأمام ببطء. وبعد سحب المقطورة إلى وسط منطقة التفتيش، وغلق باب الحماية الإشعاعية الأول (عند نهاية المدخل)، تتعرض الحاوية بأكملها أثناء الحركة للأشعة السينية المنبعثة من اتجاهين متعامدين (أفقي ورأسي) بالنسبة لاتجاه الحاوية، كما هو موضح في الشكل رقم (٦-٨). وبعد انتهاء عملية الفحص بالأشعة السينية، يُفتح الباب المدرع الثاني (عند بداية المخرج)، ويتم سحب المقطورة إلى

منطقة الخروج. بعدئذ يقود السائق المنتظر مقطورته إلى خارج مرفق التفتيش إن لم تُظهر صور الفحص مواضع ريبية بالحاوية. ولكن ماذا يحدث أثناء عملية تصوير الحاوية. بعد مرور الأشعة السينية عبر الحاويات وتعرضها للتوهين طبقاً لنوعية وخصائص محتوياتها، يُكشف عن الأشعة وتُقاس بواسطة مجموعة من الكواشف المناسبة. وتقوم الكواشف بتحويل الأشعة الساقطة عليها إلى إشارات كهربائية تناظرية تتناسب شدتها مع شدة الأشعة السينية، وتحيل الإشارات إلى جهاز كمبيوتر مخصص لمعالجة الصور. إذا ظهر في الصور الناتجة للحاوية أحد الأجسام المشبوهة، تتعرض الصور لمعالجة إضافية؛ ترفع من مستوى حساسية التباين فيها وتُكَبَّر محتويات الصورة لتحديد ماهية تلك الأجسام. وتُنقل صور الفحص إلى خادم (مُلقِّم) بيانات الصور الإلكترونية electronic image data server، ويقوم الكمبيوتر المتلقي لبيانات التفتيش بنقل المعلومات إلى مُلقِّم البيانات. ومن هناك تُرسل الصور الأفقية والصور الرأسية، وكل المعلومات الموضَّحة إلى شاشة المراقبة. تُفحص الحاويات بمعدل ٢٠ حاوية/ ساعة أي أن فحص الحاوية لا يستغرق سوى ثلاث دقائق، عندما لا تحتوي على أجسام مشبوهة.



شكل رقم (٦-٨) مصادر الأشعة السينية والكواشف المقابلة لها تكون في مستويين متعامدين على اتجاه حركة المقطورة والحاوية (الأفقي والرأسي) [١٢].

وفي حالة تعذر التعرف على الأجسام المشبوهة من خلال الصور المكبرة، يلجأ المفتشون إلى إحالة الحاوية إلى أقسام التفتيش الأخرى، حيث تُفتح الحاويات ويُستخرج محتواها من البضائع والأمتعة وفحصها، كل منها على حده. إن القيام بعملية الفحص الفردي للمحتويات تستغرق وقتاً أطول من الفحص الآلي للحاوية ككل، ولكنها أكثر كفاءة من الناحية الأمنية؛ حيث يتحقق تماماً من العناصر المشبوهة المستترة في الحاوية.

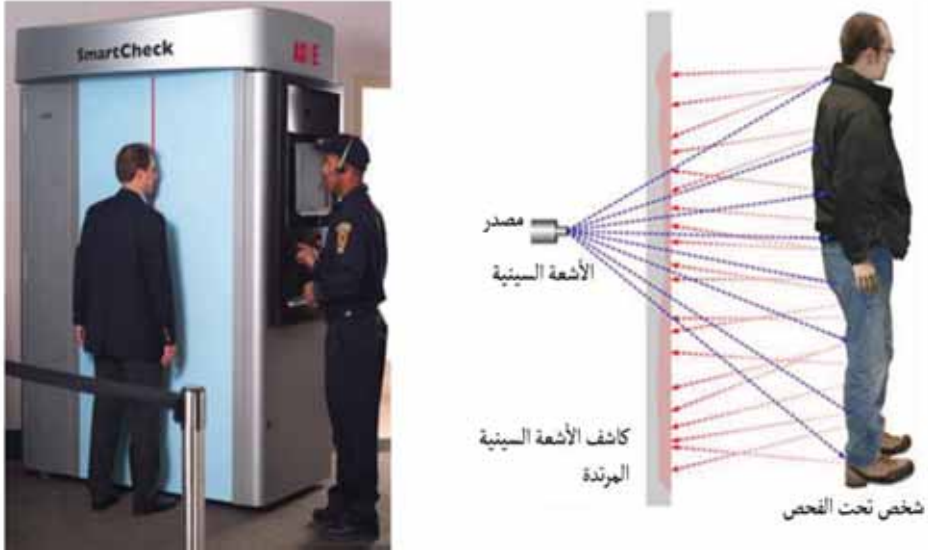
٦ : ١ : ٤ أنظمة التصوير المتكاملة

تحتوي هذه الأنظمة على نوعين من الأجهزة: أجهزة تصوير راديوية تعمل عند طول موجي في حدود المليمتر، وتعطي صوراً ثلاثية الأبعاد، بالإضافة إلى مواسح الأشعة السينية المرتدة (المبعثرة للخلف). ويعمل هذان الجهازان في منظومة متكاملة تُمكن من رؤية ما تحت الملابس الخارجية (وكذلك الملابس الداخلية، وتمييز الأجسام غير الاعتيادية).

وتستخدم هذه الأنظمة عند مداخل المطارات، وغيرها من الأماكن المهمة بغرض فحص المسافرين أو رواد تلك الأماكن؛ للبحث عن أسلحة، أو متفجرات، أو غيرها من الأدوات التي يمكن أن تستخدم في إضرار المسافرين، أو الطائرات، أو المنشآت [١٤].

وتوجه الأشعة السينية إلى جسم الشخص المطلوب فحصه، ثم يكشف عن الأشعة السينية التي تنعكس متفرقة من سطح جسم الشخص أو الأشياء الملاصقة لجسمه تحت الملابس الخارجية، وذلك عبر أحد كواشف الأشعة (انظر: الشكل رقم ٦-٩). وتعالج الإشارة التي ينتجها كاشف الأشعة السينية في جهاز عرض الصور لإنتاج صورة للشخص، بالإضافة إلى أية متعلقات مخفية تحت ملابسه. ويركب جهاز الكاشف بطريقة احترافية، بحيث يُكون تلقائياً حواف الصورة، ويُحسنها على نحو منتظم، وخاصة للأشياء ذات العدد الذري المنخفض، والمخفية تحت ملابس الشخص، ومن ثم سهولة الكشف عنها. يمتلك الجهاز وسيلة لتخزين الصور التي حُصل عليها في السابق، ومن ثم يمكن مقارنة تلك الصور بالصورة الحالية: لتحليل الفروق بينها. كما لدى الجهاز وسائل تساعد على إنشاء تمثيل هيئة عامة للجسم المفحوص، في حين تُشوّه الخصائص التشريحية الأخرى للجسم، ومن ثم الحد من انتهاك

خصوصية الشخص المفحوص [١٥].



شكل رقم (٦-٩) جهاز تصوير بالأشعة السينية المرتدة، يُستخدم في البحث عن الأسلحة، والمتفجرات، وغير ذلك [١٤].

مصادر الأشعة السينية المستخدمة في هذه الأجهزة ذات طاقة منخفضة أقل كثيراً من المستخدمة في المجال الطبي؛ لذلك فهي تقدم ميزتين في الوقت نفسه:

١. تعتبر آمنة للأفراد المفحوصين أو المتعاملين معها [١٦].
٢. المواد قليلة العدد الذري، مثل: الملابس، والمواد العضوية والبلاستيك تعكس بقوة الأشعة السينية المنبعثة من تلك المصادر؛ لإنتاج بقع مضيئة والامعة على شاشة المراقبة. وأما المواد عالية العدد الذري، مثل: معظم المعادن فتعكس الأشعة السينية بضعف؛ ولذلك تنتج بقعاً مظلمة. وهكذا تظهر بوضوح معالم الأشياء المطلوب البحث عنها [١٥].

وجدير بالذكر أن هذه الأنظمة تختلف عما نشاهده من بوابات الفحص عند مداخل

محطات القطارات، أو المطارات، وغيرها (انظر: الشكل رقم ٦-١٠)، حيث لا تحتوي على مصادر مشعة، بل تستخدم فقط للبحث عن مواد معدنية؛ لأنها تعمل بالمجال المغناطيسي؛ ولذلك يُطلب من العابرين عبر هذه الأجهزة وضع أمتعتهم أو أية متعلقات معدنية جانباً قبل المرور عبرها.



شكل رقم (٦-١٠) بوابات أفراد تعمل بالمجال المغناطيسي، ولا تحتوي على مصادر الأشعة السينية [١٧].

٦ : ١ : ٥ تعقيم الطرود المشبوهة

يُستخدم نوع آخر من أجهزة الأشعة السينية أو أشعة جاما في إعطاء جرعات عالية من الإشعاع للطرود المشتبه في احتوائها على مواد خطيرة من الناحية البيولوجية (مثل الجمره الخبيثة) [١٨]. وقد تبلغ هذه الجرعات بضعة ملايين، أضعاف ما نتلقاه على نحو نمطي (روتيني) يومياً من الخلفية الإشعاعية حتى تستطيع القضاء على الجمره الخبيثة التي تتمتع بمقاومة عالية للإشعاع. وهذه الجرعات قادرة على تخریب الأجهزة الإلكترونية الحساسة، وأفلام التصوير الفوتوغرافية الموجودة في الطرود، لدرجة لا تسمح باستخدامها مرة أخرى. وأما الملفات الورقية قد لا تتأثر سوى تغير لونها أحياناً اعتماداً على خصائص الورق.

٦: ٢ الأشعة السينية والعدالة القضائية [١٩-٢٤]

تكون معظم مواد الأدلة المادية الملتقطة من مسارح الجرائم إما بلورية أو شبه بلورية. ويُعدّ استخدام تقنية حيود الأشعة السينية أحد الطرق الراسخة المعتمدة؛ للتحقق من هذه المواد، ومن ثمّ المساعدة على التحقيقات الجنائية. ولكن أغلب المواد الملتقطة قد لا تكون على شكل مسحوق، أو قرص صلب مستوى، وهي العينات التقليدية لمثل هذه الدراسة؛ لذا فإن هذه التقنية قد لا تكون حالياً جزءاً من العمل النمطي (الروتيني) في مختبرات الطب الشرعيّ (العلم العدليّ).

ويمكن استخدام حيود الأشعة السينية في التعرف على هوية المشتبه به، وتحديد هوية عن طريق الدراسة المقارنة بين العينات القياسية والعينات الملتقطة من مسرح الجريمة، مثل: مساحيق التجميل، وبقايا أحمر الشفاه الموجودة على الأنسجة، والأقذاح، والألواح الزجاجية، بالإضافة إلى خيوط النسيج المختلفة، مثل: الألياف القطنية، والبوليستر، والنايلون Nylon المستخدمة بنسب مختلفة ضمن مكونات النسيج. في حين أنّ ألياف الصوف لا تُظهر أي نمط حيود مميز؛ وهذا يدل على أن هذه الألياف غير متبلورة. كما يمكن أيضاً استخدام فلورية الأشعة السينية في التعرف على نسب العناصر التي تُكوّن الشعر والأظافر. وتؤخذ العينات القياسية من الضحايا والمشتبه بهم.

ولا تغير دراسة حيود أو فلورية الأشعة السينية خصائص أو طبيعة العينات. وكذلك يمكن استخدام العينات المفحوصة في دراسات أخرى تأكيدية، مثل: الخصائص الميكانيكية، أو التركيب الكيميائي، أو غيرهما؛ مما يعمل على تأكيد الدلائل المادية، أو نفيها.

ويمكن أيضاً الاستعانة بالأشعة السينية في معامل البحث الجنائي من أجل [٢٥-٢٩]:

١. التعرف على المشغولات الذهبية، والعملات المعدنية المزوّرة.
٢. التأكد من صحة بطاقات الائتمان، وجوازات السفر.
٣. المساعدة على تحديد الرسوم الجمركية وفقاً لفحص المعادن الثمينة.
٤. التعرف على السموم والعناصر الثقيلة.
٥. التعرف على مكونات المتفجرات، والمقذوفات ومدى التلف في البارود.

٦: ٣ الأشعة السينية وعلم الآثار [٢٥، ٣٠-٣٥]

تستخدم الأشعة السينية في دراسات أثرية كثيرة، سواء أكان ذلك بالتصوير أم الحيود أم الفلورة، وبيان ذلك على النحو التالي:

١. تحليل العملات أو المواد والسبائك المعدنية، والقطع الأثرية الفخارية، والزجاج؛ لتقييم أصالتها وتصنيفها وتحديد منشأها، وما إلى ذلك.
٢. تحديد الهيكل العام للقطع الأثرية ومقاييسها، وخاصة المعدنية عندما تكون مغطاة بطبقة سميكة من الصدأ، أو مواد أخرى، ومن ثم المساعدة على محاولات إعادتها إلى سابق عهدها (انظر: الشكل رقم ٦-١١).



شكل رقم (٦-١١) قطعة أثرية يكسوها التراب والصدأ (يمين)، يمكن التصوير بالأشعة السينية من التعرف على تفاصيلها كإجراء أولي لإعادتها لحالتها الأصلية ما أمكن (شمال) [٣٦].

٣. تحليل المخطوطات والصور واللوحات الفنية الأثرية المنقولة أو المرسومة على الجدران؛ لتحديد نوع الدهانات، والأصباغ المستخدمة فيها، أو لاكتشاف مدى التزوير الحادث فيها، أو توضيح التعديلات التي حدثت أثناء عملية الرسم، أو بعد ذلك.

٤. المساهمة في الحفاظ على التراث الثقافى المسجل على الورق، وكذلك الأعمال الفنية التي تكون غالباً مكونة من مواد عضوية طبيعية، مثل: ألياف السليلوز؛ ولذلك فإنها تتعرض لعمليات تدهور مستمر بمرور الزمن من خلال التحولات الفيزيائية، أو الكيميائية، أو الكائنات الدقيقة كالفطريات، أو حتى حشرات.

ولذلك فإن استخدام الأشعة في تعقيم تلك الأعمال الفنية التراثية؛ للحفاظ عليها في هيئتها الطبيعية، أو على الأقل الحفاظ عليها كما هي في الحالة التي وُجِدَتْ عليها. وتستخدم جرعات إشعاعية بالقدر الذي يحافظ عليها ولا يؤثر على خصائصها الحالية من حيث المظهر والمتانة [٣٧].

٥. تصوير توابيت موتى الحضارات البائدة، مثل: موميאות الفراعنة؛ للتعرف على مكوناتها دون تمزيق الأردية الملفوفة حولها، وكذلك تحديد أسباب وفاة أصحابها، مثل: وجود كسور في الجمجمة، وغير ذلك.

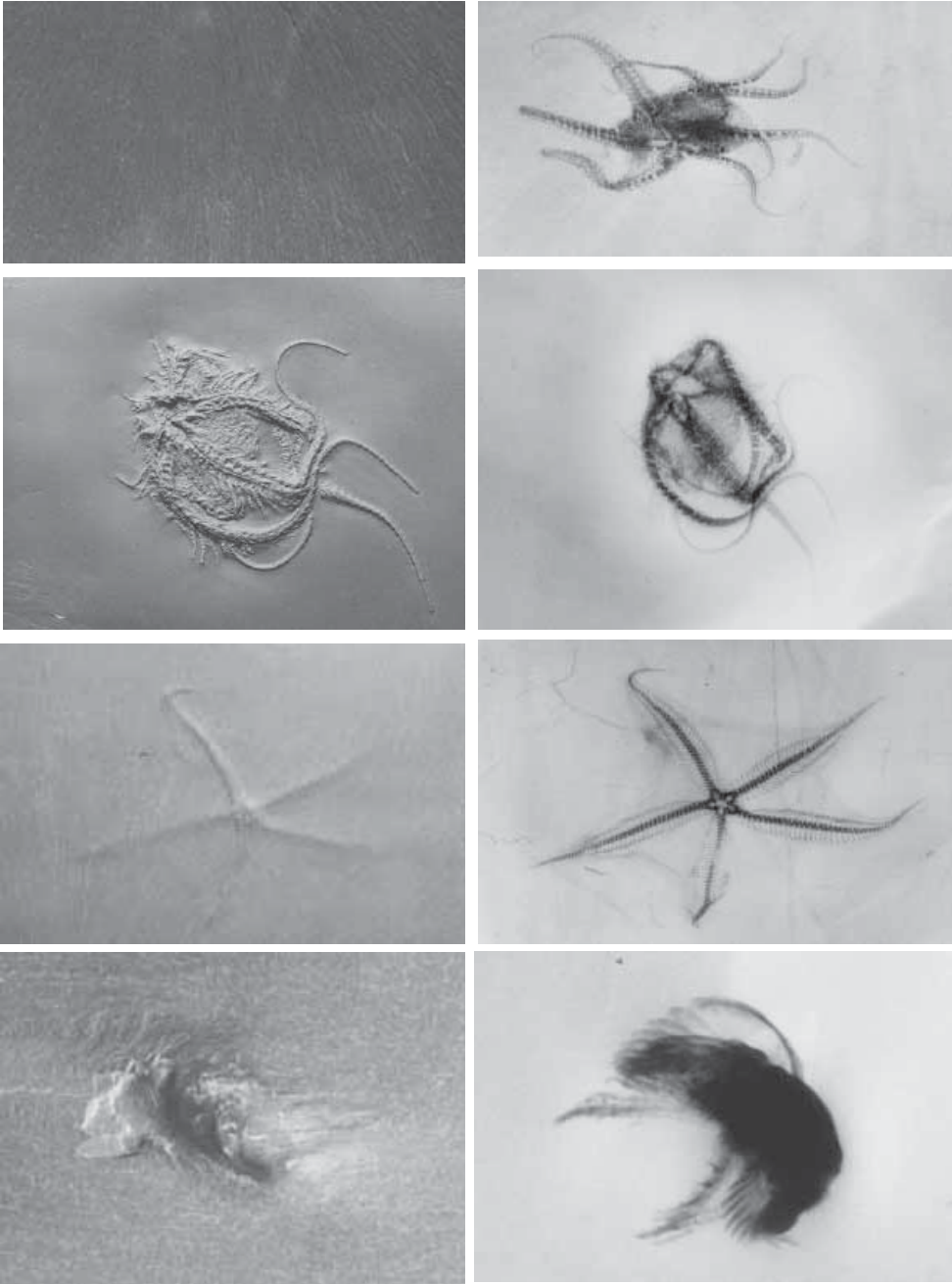
٦. تصوير الحفريات، وخاصة البيولوجية منها، المدمجة ضمن مكونات أخرى (انظر: الشكل رقم ٦-١٢). يقدم الشكل مقارنة بين الصور السطحية للعينات كما تظهر على الشمال وبين صور بالأشعة السينية للعينات نفسها على اليمين. هذه الصور لمجموعة من الحفريات البيولوجية (نجم البحر starfish وحشرة ثلاثية الفصوص Trilobite). حيث قد لا يظهر أثر لجسم الكائن على السطح، أو يظهر فقط جزء منه؛ ولكن في جميع الحالات تظهر تفاصيل الجسم كاملة بعد التصوير بالأشعة السينية [٣٥].

وجدير بالذكر أن هذه الدراسات لا تتطلب أخذ عينة من المادة المفحوصة، ومن ثم المحافظة على قيمتها التاريخية.

٦ : ٤ تطبيقات الأشعة السينية في الزراعة والبيئة [٣٨-٤٧]

تُستخدم الأشعة السينية ذات الطاقة العالية في دراسات عدّة، مثل:

١. المساعدة في السيطرة على انتشار الحشرات الوبائية، مثل: ذبابة الفاكهة، بواسطة تعقيم ذكورها، ثم إطلاقها في بيئة التكاثر بعد تعرّضها لجرعات عالية من الأشعة السينية، أو جرعات منخفضة من أشعة جاما لإحداث طفرات وراثية بها. يشترط لنجاح هذه التقنية



شكل رقم (٦-١٢) صور سطحية وأخرى بالأشعة السينية لمجموعة من الحفريات البيولوجية
 (نجم البحر starfish وحشرة ثلاثية الفصوص Trilobite) [٣٥].

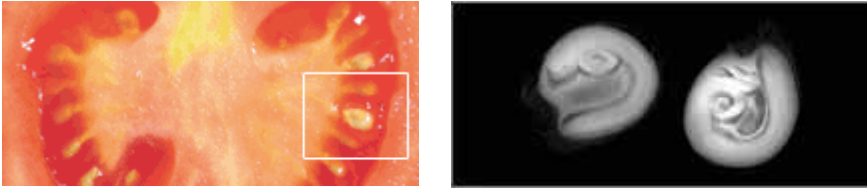
٢. فحص بذور النباتات الاقتصادية واسعة الاستخدام، مثل: الطماطم؛ للتأكد من صلاحيتها للنمو قبل توزيعها على نطاق واسع للمزارعين. ويُمكن الفحص بالتصوير الرقمي المُكَبَّر عند طاقات منخفضة نسبياً للأشعة السينية من البحث عن البذور الفارغة، والبذور المحطمة، أو المعيبة (انظر: الشكل رقم ٦-١٣).

٣. تغيير الصفات الوراثية (طفرات) لبعض بذور النباتات، مثل: بعض سلالات نبات الشعير بتعرضها لجرعات إشعاعية مقننة، بحيث تصبح قادرة على النمو في تربة ضعيفة غير قادرة على إنتاج الشعير العادي.

٤. تحليل التربة؛ للتعرف على العناصر الأساسية والثانوية المكوّنة لها، ومدى ملائمتها للزراعة.

٥. تحليل التلوث البيئي (الملوثات الغازية والمساحيق) ومجسّات فلتر الهواء.

٦. تتبّع مسار العناصر الثقيلة السامة في التربة، ورواسب المجاري المائية.



شكل رقم (٦-١٣) يستخدم التصوير الرقمي بالأشعة السينية في فحص بذور بعض النباتات، مثل:

الطماطم [٤٧].

٦: ٥ الأشعة السينية والدراسات الجيولوجية والجيوفيزيائية [٢٥، ٤٨، ٤٩]

تستخدم الأشعة السينية سواء بدراسة الحيوود أو الفلورية في:

١. تحليل الصخور الرسوبية، والمتحوّلة، وغيرها؛ للتعرف على المعادن التي تحتوي عليها.

٢. تصنيف المجسّات المعدنية.

٣. تحليل محتويات قاع البحار؛ للتعرف على تواريخها.

٤. التنقيب عن المعادن، والفلزات الثمينة، ودراسات الجدوى الاقتصادية للمناجم.

٥. تحليل حلقات نمو المرجان البحري للحصول على معلومات حول أزمئة التغيرات في الظروف البيئية، وذلك كبديل للمعالجات الكيميائية المختلفة [٣٦].

٦: ٦ الأشعة السينية ومجال التعدين [٢٥]

تُستخدم الأشعة السينية في:

١. تحليل الهياكل المرتبطة، ونسب الانتشار، ... الخ.
٢. التحليل النوعي والكمي للسبائك؛ وذلك للتعرف على العناصر المكونة، ونسب الوفرة.
٣. دراسات حول الهياكل الشبكية عند الضغوط العالية.
٤. تحولات الحالة الفيزيائية للمادة (الطور) عند درجات حرارة عالية، والظواهر الفيزيائية التي تمر بمراحل انتقالية أخرى.

٦: ٧ الأشعة السينية وبحوث الحالة الصلبة وأشباه الموصلات [٢٥]

تُستخدم الأشعة السينية في:

١. تحليل العيوب والأخطاء الموجودة في عناصر أشباه الموصلات.
 ٢. التحقق من تجانس التوزيع المكاني للشوائب في الشرائح الدقيقة للأجهزة الإلكترونية، والمواد الأساسية.
 ٣. تصنيف المعادن في مجسات القمر، وما إلى ذلك؛ للحصول على معلومات عن درجة الحرارة، والتركيب الكيميائي، ومعدلات التبريد للمجسات المختلفة.
- (§) مجسات القمر هي: عبارة عن مجموعة من الأجهزة التحليلية التي تنظّم خطوات العمل فيها بمبدأ الروبوتات، مثل: تجميع العينات من الصخور، وتجهيزها للفحص، ثم التحليل المباشر؛ للحصول على مكونات العينات قبل الوصول مرة أخرى إلى قواعد الانطلاق الأرضية [٥٠].

الفصل السابع

وحدات قياس الجرعات الإشعاعية

تُمثِّل الأشعة السينية موجات كهرومغناطيسية، أي: طاقة تنتقل من نقطة لأخرى في الفراغ، والمواد الأخرى. والأشعة السينية ذات طاقة عالية نسبياً؛ لذلك تتمتع بالقدرة على المرور عبر أجسام الكائنات الحية، مثل: الإنسان دون أن يشعر بها أثناء ذلك مهما كانت كميتها، ولكن بعض هذه الأشعة قد يتفاعل مع الذرات التي تُكوِّن الجسم: فتنج عنه أحياناً بعض التأثيرات الخطيرة التي تظهر بعد فترة زمنية قد تقصر أو تطول.

تُوضع ضوابط التعامل الآمن مع الأشعة المؤينة عموماً من أجل الحصول على المنافع، مع خفض الضرر إلى أقل حد ممكن، بالإضافة إلى الرغبة في معرفة العلاقة بين نوع الأشعة وطاقاتها وكميتها وتأثيراتها على جسم الإنسان، والكائنات الحية، والمواد الأخرى، ويستلزم ذلك وجود كميات يُستند إليها.

وتتطلب تلك الكميات أجهزة قياس التي تتطلب بدورها وحدات للقياس. ولذلك كان الموضوع الرئيس للمؤتمر الدولي الأول للتصوير الإشعاعي المنعقد في لندن عام ١٩٢٥م، هو: «القياسات والوحدات» [١، ٢]. ولم تظهر الوحدات المستخدمة في القياسات الإشعاعية من قبل الهيئات الدولية المختصة مرة واحدة، بل تطورت خلال عقود القرن العشرين؛ ومن ثمّ تعكس زيادة فهم المختصين مدى تأثير الأشعة المؤينة على جسم الإنسان، والمواد الأخرى، وكيفية ذلك [٣].

ويمكن بيان بعض تلك الوحدات وأسباب تعددها واستخداماتها على النحو التالي:

١:٧ وحدة قياس التعرض الإشعاعي

تتطلق الأشعة من مصدرها، وتتفاعل مع ذرات وجزيئات الهواء قبل وصولها إلى هدفها الذي وُجِّهت إليه. وقد اقترحت في البداية طريقة؛ لقياس كمية الأشعة التي يتعرض لها الجسم

بواسطة قياس الشحنة الكهربائية الناتجة عن الأشعة السينية، أو أشعة جاما في سنتيمتر مكعب (وحدة الحجم) من الهواء الجاف في الظروف الجوية القياسية (أي: عند درجة حرارة الصفر المئوي، والضغط الجوي القياسي، أي: ٧٦٠ ميليمتر زئبق). واختير اسم «رونجن» للوحدة الجديدة تخليداً لمكتشف الأشعة السينية [٣].

• رونجن (R) Roentgen: وحدة قياس كمية التعرض للأشعة الكهرومغناطيسية (الأشعة السينية وأشعة جاما)، في الهواء فقط، تم الاتفاق عليها في المؤتمر الدولي الثاني للتصوير الإشعاعي المنعقد في ستوكهولم عام ١٩٢٨م [١]. و «رونجن» تساوي كمية الأشعة اللازمة لإنتاج وحدة كهروستاتيكية من الشحنة الكهربائية موجبة أو سالبة في سنتيمتر مكعب من الهواء الجاف عند درجة حرارة الصفر المئوي والضغط الجوي القياسي (٧٦٠ ميليمتر زئبق). وهذه الكمية تكافئ $١٠ \times ٢,٥٨^{-٤}$ كولوم لكل كيلوجرام من الهواء الجاف^١. ويستلزم إنتاج هذه الكمية من الشحنة، فقد الأشعة كمية من الطاقة تقدر بـ $٠,٠٠٨٧٧$ جول في كل كيلوجرام من الهواء الجاف [٤].

ويختلف الهواء عن الجسم البشري في المكونات والكثافة، ولذلك يختلف معدّل ومقدار الطاقة التي تفقدها الأشعة في الهواء عن الجسم. ويقال: إن الجسم تعرض لمقدار رونجن واحد من الأشعة عندما تكون كمية الطاقة الممتصة في كل كيلوجرام من الجسم تساوي $٠,٠٠٩٦$ جول وليس ضرورياً أن يتعرض الجسم كله للأشعة كما في حالة الحوادث الإشعاعية الكبيرة^٢، ولكن تتعرض أجزاء معينة منه عند الضرورة؛ لأغراض الفحص أو العلاج. ويكون مقدار التعرض بالـ «رونجن» في هذه الحالات محصوراً على كل كيلوجرام للجزء المعرض فقط [٤].

١- الوحدة الكهروستاتيكية تساوي (١٠×٣١١) كولوم. وحيث أن كثافة الهواء في الظروف القياسية تساوي $١,٢٩٣ \times ١٠^{-٤}$ جرام لكل سم^٣، فإن كتلة سنتيمتر مكعب من الهواء تساوي $١,٢٩٣ \times ١٠^{-٤}$ كيلوجرام. رونجن واحد يساوي (١٠×٣١١) كولوم [٢٩٣] $\times ١٠^{-٤}$ كيلوجرام = $٣٨٧٩١١ = ١٠ \times ٣,٥٨^{-٤}$ كولوم/ كيلوجرام. تحرر شحنة سالبة واحدة (إلكترون $١,٦ \times ١٠^{-١٩}$ كولوم) من جزيء الهواء يعني تحول الجزيء إلى أيون موجب. لذلك فإن عدد أزواج الإلكترون-الأيون في كل كيلوجرام من الهواء يساوي $١٠ \times ٦,١ \times ١٠^{-١٥}$. تفقد الأشعة في المتوسط ٣٤ إلكترون فوات $(١٠ \times ٦,٦ \times ١٠^{-١٦})$ من طاقتها لتكوين زوج الإلكترون-الأيون. وبالتالي فإن مقدار الطاقة المفقود من الأشعة أثناء التعرض لرونجن واحد يساوي $[٣٤ (جول/كولوم) \times ١٠ \times ٣,٥٨^{-٤}]$ (كولوم/ كيلوجرام) = $٨,٧٧ \times ١٠^{-٤}$ جول/كيلوجرام من الهواء.

٢- مثل حادثة مفاعل تشيرنوبل Chernobyl في ٢٦ أبريل ١٩٨٦م بالاتحاد السوفيتي (سابقاً)، وحادثة مفاعل فوكوشيما باليابان في ١١ مارس ٢٠١١م.

الجرعة الإشعاعية

- الجرعة Dose: لفظ عام يستخدم في أغراض متعددة، ويدل على كمية محددة، مثل: كمية الدواء المعطاة للمريض، سواء أكان الدواء مشعاً أم غير ذلك. ولكن تستخدم كلمة «الجرعة» في مجال الأشعة؛ للتعبير عن مقدار الطاقة التي انتقلت من الأشعة إلى المادة. وقد صُنِّفَت الجرعة الإشعاعية إلى أنواع عدة ظهرت تباعاً خلال القرن العشرين، وذلك بالاعتماد على مدى فهم العلماء المختصين للعلاقة بين الأشعة والجسم.

٢:٧ الجرعة الإشعاعية الممتصة Radiation Absorbed Dose

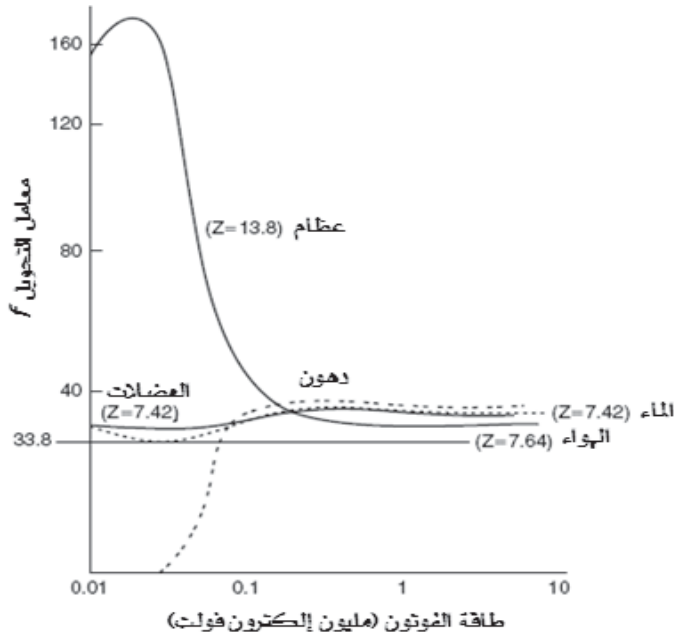
- الراد (RAD): وحدة قياس الجرعة الإشعاعية الممتصة. تعبر عن مقدار الطاقة التي فقدتها الأشعة أثناء مرورها عبر المادة، أو مقدار الطاقة التي اكتسبتها المادة عندما مرت عبرها الأشعة (طبقاً لمبدأ حفظ الطاقة). ويقال: إن جسمًا ما اكتسب جرعة مقدارها «راد» واحد، عندما يكتسب كل جرام واحد من مادة الجسم، مقدار من طاقة الأشعة يساوي ١٠٠ إرج. أو عندما يُمتَصَّ ٠,٠١ جول في كل كيلوجرام من المادة التي تعرضت للأشعة [٤].

- الجراي (Gray Gy): وحدة في النظام الدولي مستخدمة في قياس الجرعة الإشعاعية الممتصة. وتساوي مائة = ١٠٠ «راد». الجراي يكافئ امتصاص جول واحد من طاقة الأشعة في كل كيلوجرام من المادة المعرضة للأشعة [٤].

إن تكوين زوج أيوني (أيون-إلكترون) واحد في الهواء يتطلب في المتوسط ٣٣,٨٥ إلكترون فولت [٥] (بالنقريب ٣٤ إلكترون فولت)، ومن ثم فإن مقدار الطاقة الممتص في الهواء نتيجة التعرض الإشعاعي الذي يُنتج كولوم واحد من الشحنة الموجبة أو السالبة في كل كيلوجرام هو ٣٤ جول / كيلوجرام، وهذا يكافئ جرعة إشعاعية تساوي ٣٤ جراي.

وتعتمد قدرة الأشعة السينية على المرور عبر أي وسط مادي على: طاقتها، وخصائص الوسط. ونظراً لاختلاف قيمة معامل الامتصاص الكتلي لطاقة الأشعة في الهواء ($\mu_{m|air}$) عنها في أي وسط مادي آخر ($\mu_{m|med}$) كالماء، أو الأنسجة الناعمة، أو الدهون، أو العظام عند

طاقة الفوتونات نفسها، فقد ظهر مفهوم ”معامل التحويل f -factor“؛ للتحويل من التعرض الإشعاعي إلى جرعة الامتصاص، حيث $f = 34(\mu_m|_{med}) / (\mu_m|_{air})$. وتتغير قيمة هذا المعامل مع خصائص الوسط وطاقة الأشعة كما يظهر في الشكل رقم (٧-١). ويلحظ من الشكل أنّ التباين في قيم f بين العظام وباقي المكونات يصل أقصاه في المدى من ٢٥-٣٠ كيلو إلكترون فولت، لذا تستخدم الأشعة السينية عند هذه الطاقات في التصوير التشخيصي. ويلحظ أيضاً أن المنحنيات لا تمتد أكثر من ٣ مليون إلكترون فولت؛ لأن التعرض الإشعاعي (ومن ثمّ معامل التحويل) لا يطبق على الفوتونات ذات الطاقة العليا؛ لأن كل مكونات الجسم صارت شفافة بالنسبة للأشعة الكهرومغناطيسية عند هذه الطاقة، ومن ثم تتقارب كل المنحنيات خلال هذا المدى من الطاقة [٥].



شكل رقم (٧-١) تغير قيمة معامل تحويل جرعة التعرض الإشعاعي بالبرونتجن إلى الجرعة الإشعاعية الممتصة بالجراي في الهواء، والماء، وبعض مكونات الجسم، مع تغير طاقة الفوتون [٥].

٣:٧ معدل الانتقال الخطي لطاقة الأشعة (Linear Energy Transfer- LET)

تختلف الأشعة عن بعضها في النوع والطاقة. وتتناقص سرعة الأشعة بصرف النظر عن نوعها عند مرورها عبر أي وسط مادي ذو كثافة أعلى من كثافة الهواء، مثل: أنسجة الكائنات الحية. ولذلك فإن احتمال تفاعل الأشعة مع ذرات المادة في حجم ما، يكون أعلى من احتمال تفاعل الأشعة نفسها عند الطاقة نفسها مع ذرات وجزيئات الهواء الموجودة في نفس الحجم. والتفاعل يعني: فقد جزء من (أو كل) طاقة الأشعة على طول مسار الشعاع في المادة، وهو ما يوصف بـ: «معدل الانتقال الخطي للطاقة»؛ لأن الطاقة تنتقل من الأشعة إلى المادة على طول مسار الشعاع. وهذا المعدل يعتمد على نوع الأشعة وطاقتها وكثافة المادة [٣].

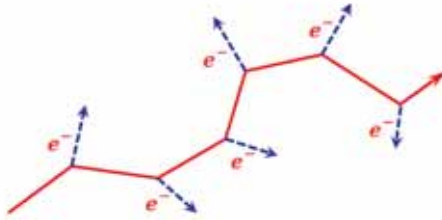
تتسبب الطاقة المنقولة من الأشعة المؤينة إلى المادة في إثارة، أو تأين ذرات المادة على طول مسار الشعاع، وبالتالي تُكوّن أزواج أيونية. عدد الأزواج الأيونية في كل ميكرومتر على طول مسار الأشعة ليس ثابتاً، وإنما يتغير بشكل متناثر للشعاع الواحد بصرف النظر عن نوعه، وطاقته، وخصائص الوسط الذي يتحرك فيه. ومن ثم يمكن وصف معدل الانتقال الخطي للطاقة بطريقتين، هما: متوسط عدد حالات التأين في وحدة الأطوال (ميكرومتر)، ومتوسط طاقة التأين: عدد محدد لحالات التأين يتم في مسافات مختلفة على طول المسار (انظر: الشكل رقم ٧-٢). بالإضافة إلى ذلك يختلف الوصف الهندسي وطول المسار حسب نوع الأشعة عند الطاقة نفسها.

ويوضح الشكل رقم (٧-٢) رسم تخطيطي لتوزيع مواضع حدوث التأين على طول مسار شعاع وطريقتي التعبير عن معدل الانتقال الخطي لطاقة الشعاع (أعلى). الوصف الهندسي وكثافة الأزواج الأيونية على طول مسار الجسيمات المشحونة (أسفل). مسار الأشعة الكهرومغناطيسية يشبه مسار الإلكترونات على الرغم من أن متوسط المسافة بين مواضع التأين تصل إلى عدة أضعاف قيمتها في حالة الإلكترونات [٦].

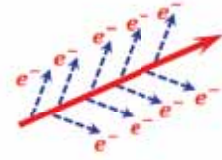
متوسط المسار



متوسط الطاقة



جسيمات بيتا أو الإلكترونات معجلة



جسيمات ألفا أو بروتونات

شكل رقم (٧-٢) رسم تخطيطي لتوزيع مواضع حدوث التأين على طول مسار شعاع [٦].

لقد أثبتت الدراسات أن معدل الانتقال الخطي للطاقة في أحد الأنسجة الحية لنوع واحد من الأشعة يتغير مع طاقة الأشعة. ففي حالة أشعة الجسيمات المشحونة كالإلكترونات، والبروتونات، وجسيمات ألفا، تتناقص قيمة LET مع زيادة طاقة الأشعة، وفي المقابل تؤدي زيادة الطاقة إلى وصول الأشعة لعمق أكبر داخل الأنسجة، في حين أنه في حالة الأشعة السينية، وأشعة جاما، تميل قيمة LET إلى الزيادة مع زيادة طاقة الأشعة. وأما في حالة النيوترونات يحدث تأين الذرات، والجزيئات بطريقة غير مباشرة [٣، ٦-١٢]، وفي جميع الحالات، كلما زاد معدل الانتقال الخطي للطاقة، زادت الجرعة الممتصة [١٣].

ويمكن تقسيم مختلف الأشعة إلى فصيلتين؛ بالنسبة لمعدل الانتقال الخطي للطاقة، هما:

- أشعة منخفضة قيمة LET (low LET): أشعة مؤينة بشكل عشوائي منخفض الكثافة)، مثل: الأشعة السينية، وأشعة جاما، وجسيمات بيتا، أو الإلكترونات عالية الطاقة.
- أشعة عالية قيمة LET (high LET): أشعة مؤينة بكثافة)، مثل: جسيمات ألفا، وجسيمات بيتا، أو الإلكترونات منخفضة الطاقة، والبروتونات، والنيوترونات [٦].

٧:٤ التأثير البيولوجي النسبي (Relative Biological Effect- RBE)

عندما يتعرض للأشعة المؤينة كائن حي، مثل: الإنسان، تنكسر الروابط الكيميائية بين الذرات، وفي الجزيئات على إثر عملية التأين، مما ينتج عنه: تأثيرات بيولوجية مختلفة، بعد فترة زمنية تعتمد على الجرعة الإشعاعية المكتسبة، ومعدل اكتساب الجرعة، ونوع الأشعة، ونوع النسيج، أو العضو الذي تعرض للأشعة [٣، ١٤]. إن التأثيرات البيولوجية تختلف في نسيج أو عضواً، باختلاف نوع الأشعة التي تعرض لها، حتى وإن اكتسب الجرعة الإشعاعية نفسها. ومن ثم ظهر مفهوم "التأثير البيولوجي النسبي" [١٥-١٨].

يعرّف التأثير البيولوجي النسبي بأنه: النسبة بين كمية الأشعة القياسية التي تسبب تأثير بيولوجي محدد، إلى كمية الأشعة المستخدمة التي تسبب التأثير البيولوجي نفسه [١٩-٢١]. إن الأشعة القياسية، هي: الأشعة السينية ذات طاقة تساوي ٢٠٠ كيلو إلكترون فولت [١]. ولكن لماذا تم اختيار الأشعة السينية كأشعة قياسية.

تتمتع كلاً من الأشعة السينية، وأشعة جاما بقدرتها كبيرة للمرور عبر المواد المختلفة عن الأنواع الأخرى من أشعة الجسيمات وهذا يعني أن: معدل الانتقال الخطي للطاقة (LET) من الأشعة الكهرومغناطيسية إلى المادة يكون أقل كثيراً، مقارنة بالأنواع الأخرى من الأشعة، ومن ثم يكون معدل حدوث التأين على طول مسار الأشعة الكهرومغناطيسية أقل، وهكذا يكون التأثير البيولوجي لمرور تلك الأشعة عبر المواد المختلفة أقل أيضاً، مقارنة بالأشعة الأخرى عند الجرعة الإشعاعية المكتسبة نفسها، وهذا ما أثبتته الدراسات التجريبية على الكائنات الحية [٢٤-٣١]. ولذلك أُخذ التأثير البيولوجي للأشعة الكهرومغناطيسية المؤينة كمقياس للتعرف على نسبة تأثير الأنواع الأخرى من الأشعة على جسم الكائن الحي، ومن ثم أُعتبر التأثير البيولوجي النسبي RBE للأشعة السينية وأشعة جاما مساوياً للواحد الصحيح.

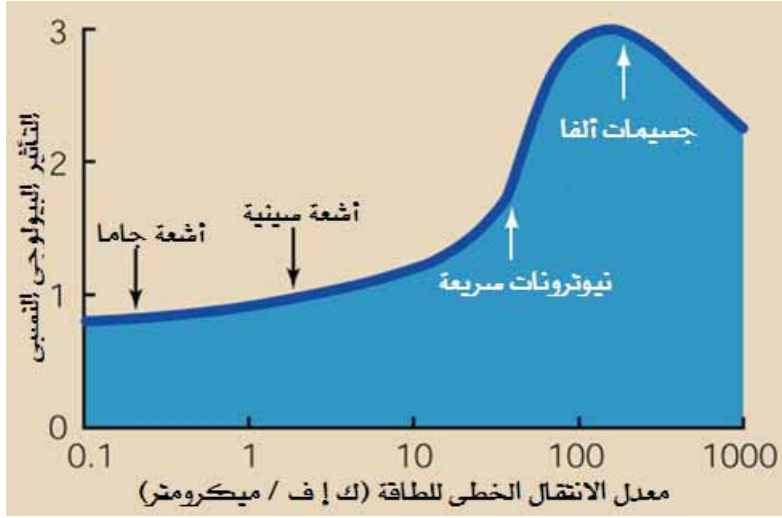
يتضح مما سبق وجود علاقة بين معدل الانتقال الخطي للطاقة والتأثير البيولوجي النسبي، فما هي طبيعة العلاقة بينهما [٣٢-٣٥].

٣ - من خلال الأبحاث العديدة على التأثير البيولوجي للأشعة السينية وأشعة جاما في مدى واسع من الطاقة، فقد سُجّلت القيمة القياسية للأشعة السينية بين ١٥٠ ك إلف [٢٢] و ٢٠٠ ك إلف [٣] و ٢٥٠ ك إلف [٢٣].

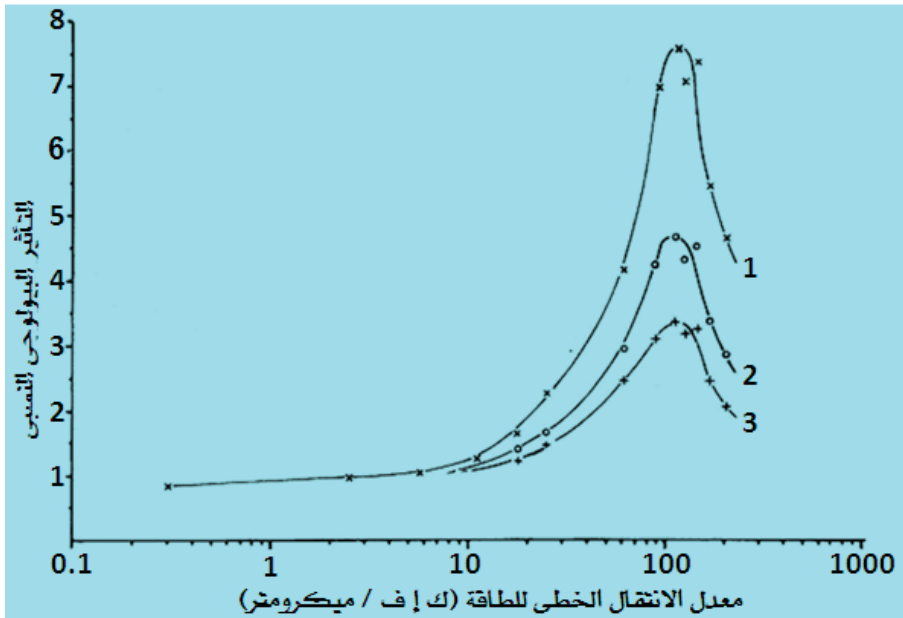
إن العوامل المؤثرة على التأثير البيولوجي النسبي RBE هي:

- النظام البيولوجي (نوع النسيج) الذي تعرض للأشعة.
- نوع الأشعة، وطاقتها [٣٦-٥٥] (انظر: الشكل رقم ٧-٣).
- شدة الأشعة [٥٦].
- مقدار الجرعة الإشعاعية (انظر: الشكل رقم ٧-٤).
- عدد تقسيمات الجرعة الكلية dose fractions (الجرعة الممتصة في كل تعرض إشعاعي ضمن برنامج الجرعة الكلية) [٥٧، ٥٨] (انظر: الشكل رقم ٧-٥).
- معدل الجرعة، أو معدل الانتقال الخطي لطاقة الأشعة LET [٣٢-٣٥].

يوضح شكل (٧-٤) تغير قيمة التأثير البيولوجي النسبي RBE مع معدل الانتقال الخطي للطاقة (LET) لخلايا من أصل إنساني. حيث يصل RBE إلى قيمة عظمى عندما تصل قيمة LET إلى حوالي ١٠٠ ك إ ف / ميكرومتر. المنحنيات ١، ٢، و ٣ تعبر عن مستويات بقاء الخلايا ٨، ١٠، و ٠،١ و ٠،٠١ على التوالي مما يبرهن على أن القيمة المطلقة لـ RBE ليست واحدة، ولكنها تعتمد على مستوى التدمير البيولوجي ومن ثم تعتمد على مستوى الجرعة الإشعاعية [٢٣].

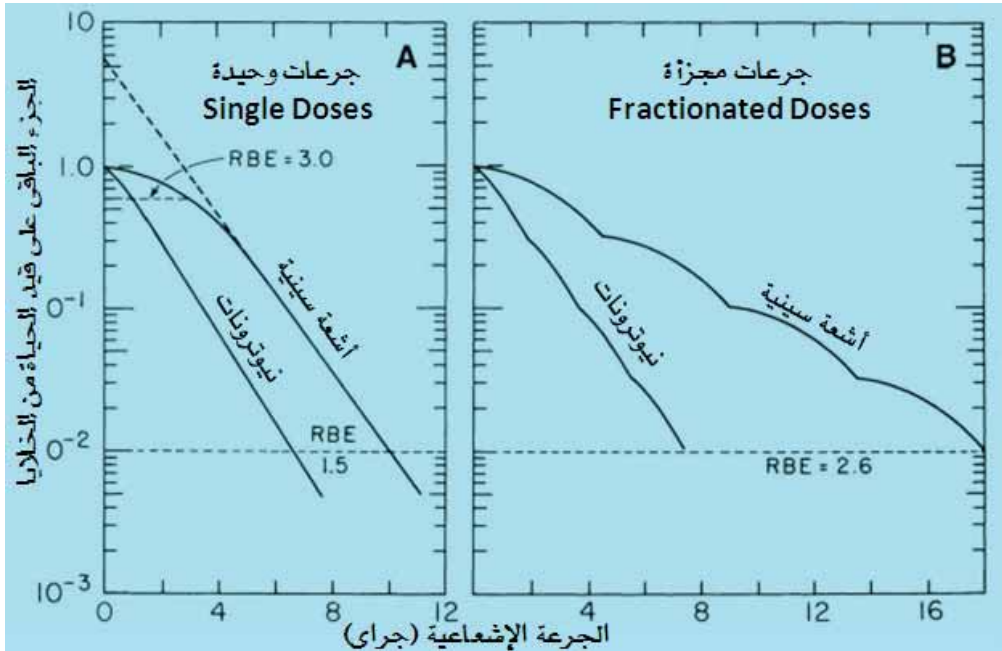


شكل رقم (٣-٧) العلاقة بين نوع الأشعة، ومعدل الانتقال الخطي للطاقة على التأثير البيولوجي النسبي [٥٩].



شكل رقم (٤-٧) تغير قيمة التأثير البيولوجي النسبي (RBE) مع معدل الانتقال الخطي للطاقة (LET) [٢٣].

يوضح الشكل رقم (٧-٥) أثر تقسيم الجرعة الإشعاعية على التأثير البيولوجي النسبي لخلايا حيوانية تعرضت لجرعات مختلفة من الأشعة السينية والنيوترونات. زيادة قيمة RBE للنيوترونات مع الجرعات المجرأة ليست ناشئة عن زيادة تدمير الخلايا بواسطة النيوترونات ولكن بسبب تناقص تأثير الأشعة السينية. تجزئة الجرعة الإشعاعية تحمي الخلايا، ومن ثم لابد من زيادة قيمة الجرعة الكلية (مجموع الجرعات المجرأة) للوصول إلى تدمير العدد نفسه من الخلايا في النسيج، وهذا الأسلوب مفيد في علاج الأورام السرطانية.



شكل رقم (٧-٥) أثر تقسيم الجرعة الإشعاعية على التأثير البيولوجي النسبي لخلايا

حيوانية [٢٣].

يضاف إلى العوامل التي تؤثر بطريقة غير مباشرة على قيمة RBE، ”وفرة الأكسجين في موضع التعرض للأشعة“؛ لأن ذلك يؤدي إلى زيادة الفعالية البيولوجية لمعدل الانتقال الخطي للطاقة بنسبة تتراوح بين ٥، ٢ و ٣ أضعاف، وخاصة عندما تكون قيمة LET أقل من ١٠٠ كيلو إلكترون فولت لكل ميكرومتر. وتتلاشى الزيادة التي تطرأ على التأثير البيولوجي

للأشعة بسبب وفرة الأكسجين في الوسط عندما تزيد قيمة LET عن ٢٠٠ كيلو إلكترون فولت لكل ميكرومتر [٢٣، ٦٠، ٦١].

إن أقصى قيمة فعالة، من الناحية البيولوجية، لمعدل الانتقال الخطي للطاقة هي التي تقابل التطابق بين قطر جديلة (حلزون) الحمض النووي DNA (حوالي ٢ نانومتر)، ومتوسط المسافة بين مواضع حدوث التآين. والأشعة التي تحقق القيمة المثالية لـ LET تشمل النيوترونات السريعة (ذات طاقة حركة عدة مئات من الكيلو إلكترون فولت) وكذلك البروتونات، وجسيمات ألفا منخفضة الطاقة [١٦-١٨، ٢٣، ٦٢-٦٦]. وعندما تزداد طاقة الجسيمات عن القيمة المثالية لـ LET لا يقابلها خلايا سليمة تؤثر فيها؛ لأن معظم الخلايا قد أصيبت أو قتلت، ومن ثم تتراجع قيمة معامل RBE (أنظر: الشكل رقم ٧-٣)، وعندئذ يكون المردود البيولوجي أقل من المتوقع [٦٧].

تطُرقت دراسات تحديد قيمة التأثير البيولوجي النسبي للأشعة المختلفة إلى مدى تغير هذا المعامل على طول مسار الأشعة، وخاصة عند عمق كبير من سطح الأنسجة [٦٨، ٦٩]. بالإضافة إلى ذلك، الجمع بين أنواع مختلفة من الأشعة في الوقت نفسه [٧٠، ٧١].

وعلى الرغم من تحديد قيمة "معامل" التأثير البيولوجي النسبي للعديد من الجسيمات، غير أن بعض الجسيمات الجديدة، كالأيونات المُعجَّلة دخلت حيز التطبيق، ولذلك يتم مراجعة قيمة هذا المعامل تحت ظروف مختلفة لضمان حساب الجرعات الإشعاعية المطلوبة لتحقيق الهدف بأمان تام، وتجنب المشاكل المترتبة على الحساب الخاطئ للجرعة [٧٢-٧٤]. ويصاحب تلك الدراسات التجريبية العديد من الدراسات النظرية المتعمقة لبناء نماذج نظرية ونماذج تطبيقية؛ لتقييم التأثير البيولوجي النسبي للأشعة المستخدمة في التطبيقات البحثية والعلاجية [٧٥-٧٧].

ونظراً لاعتماد قيمة التأثير البيولوجي النسبي على نوع الأشعة، وطاقتها (خاصة مع أشعة الجسيمات، مثل: جسيمات ألفا، وجسيمات بيتا الموجبة والسالبة، والبروتونات، والنيوترونات وغيرهم)، فقد استخدم هذا المعامل عند حساب الجرعة الإشعاعية، وظهر مفهوم "الجرعة

المكافئة“ Equivalent Dose، التي تقاس بوحدة تسمى ”رَم“. إذاً التأثير البيولوجي النسبي بمثابة معامل يستخدم لحساب ”الجرعة المكافئة“ بوحدة ”الرَم“ من الجرعة الممتصة بوحدة ”الراد“ [٤].

- الرم (Roentgen Equivalent Man - REM) : وحدة تستخدم في تقييم التأثير البيولوجي للأشعة، وهي تساوي مقداراً من الطاقة الممتصة بواسطة الإنسان، أو الكائن الحي مضروبة في المعامل النوعي للإشعاع Quality factor، أو التأثير البيولوجي النسبي للأشعة.

الجرعة المكافئة = الجرعة الإشعاعية الممتصة × المعامل النوعي للإشعاع

يعتمد المعامل النوعي للإشعاع على معدل الانتقال الخطي للطاقة من الأشعة إلى الوسط (Linear Energy Transfer) [٧٨-٨١].

١. يُعبّر المعامل النوعي للإشعاع عن متوسط التأثيرات البيولوجية النسبية في أعضاء وأنسجة الجسم باختلافها؛ لأنه يعتمد على نوع الأشعة، وطاقتها. ولكن الأنسجة المختلفة في الجسم ذات حساسية متباينة لنوع الأشعة نفسها عند طاقات مختلفة، وخاصة إذا كانت الأشعة بمنزلة جسيمات أولية، مثل: النيوترونات، والبروتونات؛ ولذلك استبدل ”المعامل النوعي للإشعاع“ بمعامل آخر يسمى ”المعامل الوزني أو المعامل المرجح“ [٨٢].

- المعامل الوزني Weighting Factor: يطلق على هذا المعامل أيضاً «المعامل المرجح»، حيث يعتمد على متوسط الجرعة الممتصة في كل العضو، أو النسيج، ومن ثم لم يعد معتمداً فقط على نوع الشعاع، بل أيضاً على طاقته [٣] (أنظر: الجدول رقم ٧-١). والمعامل الوزني يُعبّر عن الحساسية النسبية لأحد الأنسجة بالنسبة للتأثيرات العشوائية للإشعاع. وتُعيد الهيئات المختصة تقييم هذه القيمة تقييماً دورياً عن طريق متابعة تأثيرات الإشعاع الذري في أعداد غفيرة جداً ممن سبق لهم التعرض للأشعة المؤينة في الحوادث الإشعاعية،

أو مازالوا يتعرضون؛ بسبب طبيعة العمل، أو الإقامة لكلا الجنسين في مختلف الفئات العمرية [٨٣-٨٧]، أو تحليل نتائج التجارب على الكائنات الحية [٨٨]. وتستمر المراجعة والإعلان عن قيمة المعامل الوزني في منشورات اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP، كما هو موضح في الجدول رقم (٧-٢)، حيث يُضاف أعضاء وأنسجة أخرى لم تتضمنها المنشورات الأولى، بالإضافة إلى تغيير القيم المخصصة لبعض الأنسجة [٨٩، ٩٠]. ولمزيد من المعلومات في هذا الشأن، يمكن الرجوع إلى المراجع التفصيلية التي وردت في نهاية الفصل السادس (انظر: المرجع رقم [٣]).

جدول رقم (٧-١) العلاقة بين معدل الانتقال الخطي للطاقة، ومعامل النوعية للأشعة المختلفة [٩١].

معامل النوعية Q	*LET (KeV/mm)	نوع الأشعة
١	٣,٥ أو أقل	الأشعة السينية وأشعة جاما والإلكترونات عالية الطاقة
٢	٧	نيترونات
٥	٢٣	نيترونات
١٠	٥٣	نيترونات
٢٠	١٧٥ أو أكثر	جسيمات ألفا

* معدل الانتقال الخطي للطاقة (كيلو إلكترون فولت / ميكرومتر).

تشمل "باقي الأنسجة" في السطر قبل الأخير من توصيات ١٩٩١ م، في الجدول رقم (٧-٢)، الأنسجة، والأعضاء التي من المحتمل أن تتعرض للأشعة بشكل انتقائي، علاوة على أنها معرضة للسرطان المستحث نتيجة التشعيع. وهذه الأعضاء تشمل كلاً من: أعضاء الجهاز البولي، والمخ، والأمعاء الغليظة العليا، والكلية، والبنكرياس، والطحال، والغدة التيموسية thymusgland، والرحم، بالإضافة إلى العضلات [٣]. في حين أن "باقي الأنسجة" في

٤ - يمكن تقسيم التأثيرات المشاهدة على الجسم على إثر التعرض للأشعة إلى فصليتين كبيرتين هما: التأثيرات المحتملة، وتسمى أيضاً التأثيرات العشوائية، مثل: أمراض السرطان، أما الفصيلة الأخرى فتسمى التأثيرات الحتمية، مثل: عتامة عدسة العين (مزيد من التفاصيل في الفصل الثامن).

توصيات ٢٠٠٧ تتضمن مجاورات الكلية (الكُزري) Adrenals، ومنطقة الصدر العلوية، والمرارة، والقلب، والكلى، والعقد اللمفاوية، والعضلات، والغشاء المبطن للحم، والبنكرياس، والأمعاء الدقيقة، والطحال، والغدة التيموسية، والبروستات (للرجال)، والرحم / عنق الرحم (للإناث) [٩٣، ٩٢].

جدول رقم (٧-٢) قيم المعامل الوزني تتغير تبعاً لأحدث الدراسات؛ للوصول إلى أفضل سبل التعامل مع الأشعة وحماية أنسجة وأعضاء الجسم من خطر السرطان المستحث بالإشعاع.

W _R ICRP 93 (2007)	W _R ICRP 60 (1991)	W _R ICRP 26 (1977)	النسيج أو العضو
٠,٠٨	٠,٢٠	٠,٢٥	الغدد التناسلية
٠,١٢	٠,١٢	٠,١٢	النخاع العظمي الأحمر
٠,١٢	٠,١٢	غير معطاة	القولون
٠,١٢	٠,١٢	٠,١٢	الرئة
٠,١٢	٠,١٢	غير معطاة	المعدة
٠,٠٤	٠,٠٥	غير معطاة	المثانة
٠,١٢	٠,٠٥	٠,١٥	الصدر (الثدي)
٠,٠٤	٠,٠٥	غير معطاة	الكبد
٠,٠٤	٠,٠٥	غير معطاة	المرىء
٠,٠٤	٠,٠٥	٠,٠٣	الغدة الدرقية
٠,٠١	٠,٠١	غير معطاة	الجلد
٠,٠١	٠,٠١	٠,٠٣	سطح العظم
٠,٠١	ضمن البقية	غير معطاة	المخ
٠,٠١	ضمن البقية	غير معطاة	الغدة اللعابية
٠,١٢	٠,٠٥	٠,٣٠	باقي الأنسجة
١	١	١	المجموع الكلي

عند مقارنة توصيات ٢٠٠٧ بما قبلها من التوصيات نلاحظ أربعة تغيرات [٩٣، ٩٤]،

تتمثل بالآتي:

١. حُصِّصَ نوعان جديدان من الأنسجة هما: المخ والغدة اللعابية.
٢. تراجع القيمة المخصصة للغدة التناسلية؛ مما يعني انخفاض أهمية الأمراض الوراثية.

٣. زيادة القيمة المخصصة للثدي في ضوء مشاهدات علم الأوبئة، وزيادة معدل السرطان المستحث.

٤. تعديل القيمة المخصصة للأنسجة الباقية (الأخرى)؛ لتفادي الانحرافات البسيطة في التوصيات السابقة الناتجة عن جمع الجرعات الفعالة.

• الجرعة الفعالة (Effective Dose) أوصت اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP (توصية رقم ٢٦ الصادرة عام ١٩٧٧) باستخدام مصطلح "الجرعة الفعالة" عند تقييم التأثيرات العشوائية المحتملة في الجسم كله [٩٥، ٩٦]. وتقاس الجرعة الفعالة بوحدات الجرعة المكافئة نفسها، أي: "السيفرت" في النظام المعياري الدولي.

الجرعة الفعالة = الجرعة المكافئة لكل نسيج أو عضو × المعامل الوزني للنسيج أو العضو

• السيفرت (Sievert - Sv): وحدة لتقييم الجرعة المكافئة والجرعة الفعالة في النظام المعياري الدولي للوحدات وتكافئ مائة رم.

وحتى لا يحدث خلط بين الوحدات المميزة للجرعات الإشعاعية، يمكن اتباع القاعدة التالية: إذا حُسبت الجرعة الإشعاعية الممتصة بوحدة «راد»، تُقِيم الجرعة المكافئة بوحدة «رم». وأما إذا حُسبت الجرعة الإشعاعية الممتصة بوحدة «جراي»، تُقِيم الجرعة المكافئة بوحدة «سيفرت» [٤]، كما هو موضح بالجدول رقم (٧-٣).

جدول رقم (٧-٣): الوحدات الدولية المستخدمة في مجال الطب الإشعاعي Radiology

الكمية	الوحدة التقليدية	الوحدة الدولية	معامل التحويل
التعرض الإشعاعي	رونجن (R)	كولوم/كجم (C/Kg)	$1R=2.58 \times 10^{-4} C/Kg$
جرعة الامتصاص	راد (Rad)	جراي (Gy)	$1 Gy = 100 Rad$
الجرعة المكافئة و الفعالة	رم (Rem)	سيفيرت (Sv)	$1 Sv = 100 Rem$

٥:٧ معدل الجرعة الإشعاعية Radiation Dose rate

يمثل المعدل الزمني لانتقال الطاقة من الأشعة إلى الجسم كله أو جزء منه، أي: مقدار الجرعة التي يكتسبها المتعرض للأشعة في وحدة الزمن. وتعتمد الجرعة الكلية (سواء أكانت

المتصلة أم المكافئة أم الفعالة) على "معدل الجرعة"، و"الفترة الزمنية" لتعرض الجسم لمصدر الأشعة.

الجرعة الكلية = معدل الجرعة × فترة التعرض للأشعة

يختلف معدل الجرعة بين المصادر المشعة بناءً على نوع المصدر، وكمية الأشعة المنبعثة منه في الثانية (الكفاءة الإشعاعية)، والغرض من استخدام الأشعة، سواء أكانت أشعة سينية أم غيرها.

إن التمييز بين الجرعات الإشعاعية «العالية» و«المنخفضة» ليس له تعريف واضح أو حدود صارمة. ولأغراض التوجيه النوعي (إرشاد عامة الناس بتقسيمات الجرعات الإشعاعية)، قُبل الدليل المقدم في تقرير المجلس الوطني (الأمريكي) للوقاية ومقاييس الإشعاع NCRP رقم ١٣٦، سنة ٢٠٠١م الذي ينص على أن [١٤، ٩٧-٩٩]:

١. الجرعات المنخفضة تكون في المدى المتراوح ما بين صفر إلى ١٠ ميليسيفرت.

٢. الجرعات المتوسطة تكون في المدى المتراوح ما بين ١٠ إلى ١٠٠ ميليسيفرت.

٣. الجرعات العالية تكون أكبر من ١٠٠ ميليسيفرت.

ولا توجد إشارة واضحة مخصصة للمدة الزمنية المسموح بالتعرض الإشعاعي، ولكن من المفترض أن الخلفية الإشعاعية الطبيعية^٥ (٣ ميليسيفرت/سنة) ستقابل معيار الجرعة المنخفضة، وذلك على الرغم من أن الجرعة المتراكمة على مدار فترة العمر قد تتجاوز ٢٠٠ ميليسيفرت. ويعتبر معدل الجرعة الإشعاعية من العوامل الأساسية التي يترتب عليها درجة خطورة

٥ - جرعة الخلفية الإشعاعية تساوي مجموع الجرعات الإشعاعية المكتسبة على إثر التعرض للنظائر الإشعاعية الموجودة في الطبيعة، بدون تدخل من الإنسان، مثل: اليورانيوم-٢٣٨، والثوريوم-٢٣٢، والراديوم-٢٢٦، والبوتاسيوم-٤٠، والكربون-١٤، بالإضافة إلى الأشعة الكونية القادمة من خارج الغلاف الجوي للأرض، أو بقايا اختبارات الأسلحة النووية، أو الحوادث الإشعاعية الكبيرة، أو التشغيل اليومي المعتاد لمفاعلات إنتاج الطاقة الكهربائية. جرعة الخلفية الإشعاعية تختلف من موضع لآخر على سطح الأرض، اعتماداً على محتوى هذه المواضع من نظائر مشعة، وكثافة الأشعة الكونية عندها. وتتراوح جرعة الخلفية الإشعاعية ما بين ٧٠-١٥٠ ميليراد (٧٠٠-١٥٠٠ ميكروجراي) في السنة، عند معظم الأماكن على سطح الأرض. ويوجد أماكن أخرى تزيد فيها الجرعة عن هذا المدى عشرات المرات؛ بسبب وفرة النظائر المشعة فيها، مثل: بعض شواطئ البرازيل حيث تبلغ جرعة الخلفية الإشعاعية ٤٣٠٠٠ ميليراد في السنة [٣].

التأثيرات البيولوجية الناتجة عن التعرض الإشعاعي، كما هو موضح في الشكل رقم (٧-٥). حيث تزيد قيمة التأثير البيولوجي النسبي للنيوترونات مع تناقص معدل الجرعة مقارنة بالأشعة السينية، والسبب في ذلك تناقص الفعالية البيولوجية للنيوترونات مع معدل الجرعة إلى درجة أقل منها في حالة الأشعة السينية. ومن ناحية أخرى فإن الحكم على مستوى الحماية الإشعاعية يعتمد على قيمة معدل الجرعة [٣].

٦:٧ قياس الجرعة الإشعاعية

يمكن قياس الجرعة الإشعاعية بطريقتين:

- قياس معدل الجرعة، ثم حساب الجرعة الكلية بعد معرفة فترة التعرض الإشعاعي.
- قياس الجرعة الإشعاعية مباشرة.

٦:٧:١ الماسح الإشعاعي Survey Meter

الماسح الإشعاعي جهاز إلكتروني لا بد أن يُستخدم في مختبرات الأشعة، وأقسام الطب النووي، وأي مرفق يحتوي على جهاز لإنتاج الأشعة، سواء أكانت أشعة سينية، أو أشعة جاما، أو نوع آخر من الأشعة المؤينة؛ وذلك لضمان عدم تعرض العاملين والزائرين لجرعات أعلى من المسموح بها، ومن ثم الحد من مخاطر الأشعة كما سيتضح في الفصل الثامن.

الماسح الإشعاعي الإلكتروني الرقمي digital يعطي قراءة مباشرة لمعدل الجرعة أو الجرعة الكلية (جرعة التعرض أو الجرعة المكافئة أو الجرعة الفعالة)، بعد ضبط البرنامج الخاص به. يوجد أيضًا أنواع أخرى تناظرية analog لقياس معدل التعرض الإشعاعي. وتدرج تحت مسمى المواسح الإشعاعية survey meters قائمة طويلة من أجهزة قياس معدل التعرض الإشعاعي، بأسماء مختلفة، مثل:

- مقاييس المسح الحقلية field survey meters،
- مقاييس المعدل rate meters،

- مقاييس الكشف الإشعاعي radiation detection meters ،
- مقاييس المدى المنخفض low-range meters ،
- مقاييس المدى العالي high-range meters ،
- مقاييس النويدات المشعة العالقة بالهواء airborne meters ،
- مقاييس التساقط النووي fallout meters ،
- المراقب البعيدة remote monitors ،
- عدادات جيجر Geiger counters ،
- بالإضافة إلى مقاييس معدل الجرعة dose rate meters ؛ لقياس كثافة الأشعة في موضع ما مع الزمن (انظر: الشكل رقم (٦-٧) ، والشكل رقم (٧-٧) . يعرض الشكل رقم (٦-٧) مواسح إشعاعية من النوع التناظري؛ للاستخدام مع فرق الدفاع المدني. (شمال) الماسح الإشعاعي CD V-700 صغير المدى (0-50mR/hr) ، (يمين) الماسح الإشعاعي CD V-715 واسع المدى (0-500R/hr) . في حين يعرض الشكل رقم (٧-٧) مواسح إشعاعية رقمية صغيرة؛ لقراءة معدلات التعرض الإشعاعي من الأشعة المؤينة بوحدات مختلفة: إما أن تُحمل باليد (شمال) ، أو مَزوَّدة بسلك توصيل بين الكاشف والعداد (يمين)؛ للاستخدام في حالات الطوارئ الإشعاعية.



شكل رقم (٦-٧) مواسح إشعاعية من النوع التناظري [٢٢].



شكل رقم (٧-٧) مواضع إشعاعية رقمية صغيرة الحجم متعددة البرامج لضبط المدى والوحدة [١٠٠].

٧:٦:٢ الدوزيمتر Dosimeter

الدوزيمتر جهاز خاص مصمم لقياس تراكم الجرعة الإشعاعية خلال فترة التعرض للأشعة. ويتوفر اليوم تحت هذا الاسم المُعَرَّب، مجموعة كبيرة من أجهزة ووسائل قياس الجرعات الإشعاعية، تختلف في أساس العمل، ومدى القياس، وكيفية معرفة الجرعة الإشعاعية حيث يمكن قراءة جرعة التعرض مباشرة في بعض تلك الوسائل [١٠١]، مثل: دوزيمتر الجيب pocket dosimeter (انظر: الشكل رقم ٧-٨)، والمقاييس الإلكترونية للجرعة الشخصية، في حين أنه في البعض الآخر من تلك الوسائل، تُجرى بعض المعالجات الفيزيائية، مثل بلورات التوميز الحراري TLD (انظر: الشكل رقم ٧-٩)، أو الكيمائية، مثل: شارة الفيلم الحساس film badge (انظر: الشكل رقم ٧-١٠)؛ حتى يتسنى حساب الجرعة بعد ذلك. أجهزة ووسائل قياس الجرعات الإشعاعية تختلف أيضاً فيما بينها من حيث بساطة التركيب،

وخفة الوزن، وطريقة حملها، وحساسيتها في مدى واسع من طاقة الأشعة ونوعها [٤]. ويتاح حالياً مجموعة كبيرة تتزايد باستمرار وهي ذات تصاميم عديدة لتلبي الأغراض المختلفة. وتستخدم تلك الأجهزة فقط أثناء فترة دوام العمل بجوار أو أثناء التعامل مع المصادر المشعة. وجدير بالذكر أنه ينبغي التأكد من دقة البيانات التي يُحصَل عليها من تلك الوسائل؛ وذلك بواسطة معايرتها دورياً على فترات محددة طبقاً لتوصيات الشركات المصنعة؛ حفاظاً على صحة العاملين بعدم تعرضهم لجرعات إشعاعية إضافية على إثر أخطاء في وسائل القياس الخاصة بهم.



شكل رقم (٧-٨) نماذج من مقياس الجيب؛ لقراءة جرعة التعرض مباشرة، تستخدم مراراً بعد إعادة شحنها قبل التشغيل بواسطة شاحن خاص (أعلى الصورة شمال) [١٠٢-١٠٥].



شكل رقم (٧-٩) نماذج مختلفة من بلورات TLD، ذات تصاميم عدة؛ تلبى متطلبات قياس الجرعة لليد أو الأصابع، وتستخدم مراراً بعد معالجتها حرارياً [١٠٦-١٠٧].



شكل رقم (٧-١٠) تستخدم شارة الفيلم شخصياً مرة واحدة فقط على مدار فترة من الزمن تمتد من شهر إلى ثلاثة أشهر [١٠٨]، "Permission of Photo courtesy of Mirion Technologies (GDS) Inc."

* * * * *

الفصل الثامن

مخاطر التعرض للأشعة السينية

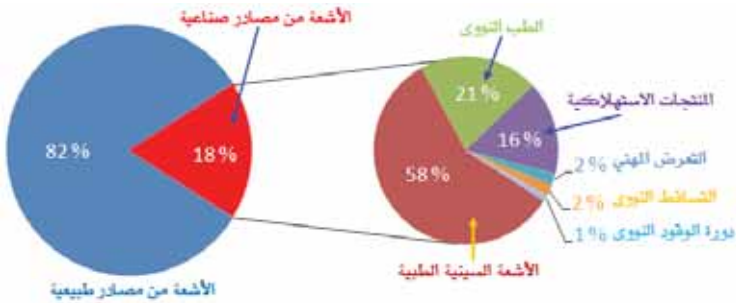
٨:١ التعرض الإشعاعي

يتعرض الإنسان للأشعة المؤينة وغير المؤينة في الحياة اليومية بقصد أو بغير قصد. وتتعدد مظاهر التعرض الإشعاعي من حيث كيفية التعرض، وعلاقة المتعرض بمصدر الأشعة، وكثافة التعرض ومدته [١].

- كيفية التعرض: يوجد نوعان من التعرض الإشعاعي: خارجي وداخلي. ففي «التعرض الخارجي» يكون مصدر الأشعة خارج الجسم، مثل: التعرض للأشعة السينية، أو الخلفية الإشعاعية البيئية. وأما في التعرض الداخلي فيكون مصدر الأشعة داخل الجسم، وهذا لا يحدث إلا مع مصادر الأشعة النووية، مثل: النظائر المشعة لأشعة جاما.
- علاقة المتعرض بمصدر الأشعة: قد يكون التعرض لفترات زمنية قصيرة لأسباب محددة، كما في حالة الفحص بالأشعة أو العلاج الإشعاعي، حيث يستفيد المتعرض من الأشعة. أو يكون التعرض لفترات طويلة كما يحدث للمتعاملين مع مصادر الأشعة في كل المجالات، سواء أكانت طبية أم صناعية أم علمية بحثية أم غيرها. ويسمى النوع الأول من التعرض «التعرض الطبي»، في حين أن النوع الثاني يسمى «التعرض المهني».
- كثافة التعرض: قد تكون كثافة أو شدة الأشعة التي يتعرض لها الأفراد قليلة أثناء فترة التعرض، كما يحدث أثناء تعامل المختصين مع مصادر الأشعة، وهي تعمل في ظروف تشغيل عادية مع تطبيق قواعد السلامة بقدر الإمكان. ويلحظ في مثل هذه الحالات أن الجرعة المكتسبة (الجرعة الإشعاعية الناتجة عن التعرض) تكون في الحدود المقبولة المتعارف عليها دولياً. وأما إذا كانت ظروف التشغيل غير عادية كما في حالة الحوادث الإشعاعية، فيتلقى المتعرض كمية كبيرة من طاقة الأشعة في فترة زمنية قصيرة قد تستمر دقائق أو حتى ساعات (معدل التعرض عالي جداً)؛ ولذلك يسمى بـ «التعرض الحاد». وتكون الجرعة المكتسبة في مثل هذه الحالات أعلى بكثير من الحدود المقبولة دولياً.

• التعرض المؤقت والتعرض المزمّن: في التعرض المؤقت يستمر تعرض الشخص لمصدر الأشعة لفترة قصيرة واحدة، كما في حالة تصوير الصدر بالأشعة السينية. وربما تكرر التعرض بعد فترات زمنية محددة، كما في حالة العلاج بالأشعة. وأما التعرض المزمّن فينتج عن وجود مصدر الأشعة في البيئة التي يعيش فيها الإنسان، أو يمكث فيها فترات طويلة من الزمن، كما يحدث لدى عمال المناجم، وخاصة مناجم اليورانيوم، أو الفوسفات. وكذلك مع الذين يعيشون في بيئة ذات خلفية إشعاعية طبيعية مرتفعة نسبياً كحال مناطق كثيرة من العالم، مثل: جواراباري Guarapari بالبرازيل، وكيرالا Kerala بالهند، ورامسار Ramsar بإيران، ويانجيانج Yangjiang بالصين [٢، ٣]. ويُلاحظ اقتصار هذا النوع على الأشعة النووية لا الأشعة السينية، وذلك على الرغم أن لهما نفس التأثير في جسم الإنسان، كما وُضح في الفصل السابع .

ويتضح ممّا سبق أن جرعة التعرض الإشعاعي تعتمد على مجموعة من العوامل. كما أن متوسط الجرعة الإشعاعية يختلف من مجموعة بشرية إلى أخرى، ومن بلد إلى آخر على مستوى العالم. ويوضح الشكل رقم (٨-١) توزيع متوسط الجرعة الإشعاعية العالمية المأخوذة من المصادر الإشعاعية الطبيعية المختلفة، ونتيجة استعمال مصادر مشعة اصطناعية في الأغراض المختلفة [١، ٤].

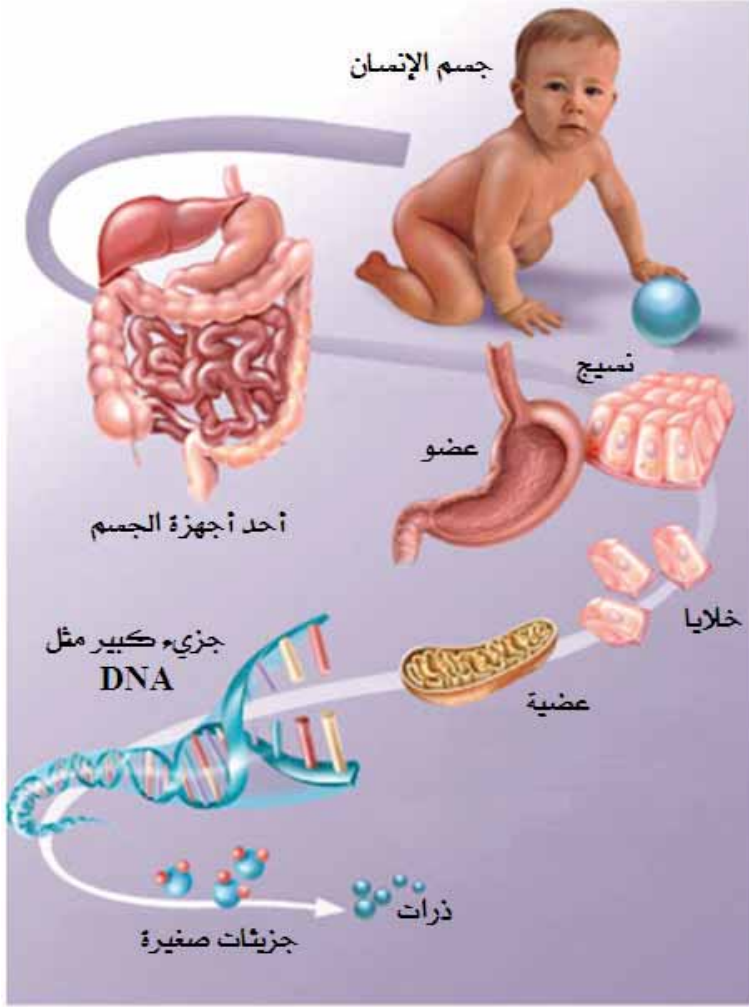


شكل رقم (٨-١) متوسط الجرعة الإشعاعية العالمية المأخوذة من المصادر المختلفة. وتختلف نسبة

هذه القيم من بلد إلى آخر [٤].

يُشكّل متوسط الجرعة الإشعاعية من الأشعة السينية المستخدمة في المجال الطبي أكثر من النصف مقارنة بالمصادر الصناعية. فما الأضرار التي يمكن أن تنتج عن هذا الاستعمال الموسّع. وهل مجرد استعمال الأشعة السينية يسبب أذى مهما صغرت الجرعة المكتسبة. لاستنتاج الإجابة على هذين السؤالين ينبغي أولاً: التعرف على كيفية تفاعل الأشعة مع مكونات جسم الإنسان.

ويختلف شكل جسم الإنسان وحجمه من شخص إلى آخر. ويشترك الجميع في تَكون أجسامهم من مجموعة أجهزة هي: الجهاز الهضمي، والجهاز التنفسي، والجهاز الدوري... إلخ. حيث يضم كل جهاز عضواً أو أكثر، ويتكون العضو من أنسجة، وتتكون الأنسجة من الوحدات البنائية للكائن الحي، وهي: «الخلايا الحية» التي تتكون من نواة يحيط بها سيتوبلازم، ومكونات أخرى داخل غشاء الخلية. وتحتوي نواة الخلية الحية على الكروموسومات ذات الأهمية الوراثية. وتتكون الكروموسومات من الحمض النووي DNA، وهو جزيء كبير يتكون من آلاف الوحدات الصغرى التي تسمى القواعد. وتتكون القواعد من روابط كيميائية بين جزيئات صغيرة، وتمثل هذه الجزيئات ذرات مرتبطة ببعضها بعضاً. إذاً الجسم البشري يتمثل بمجموعة هائلة من الذرات المترابطة بطرق مختلفة (انظر: الشكل رقم ٨-٢). وطبقاً لأحدث الدراسات فإن جسم الإنسان البالغ الذي يزن ٧٠ كجم يحتوي حوالي $7,6 \times 10^{27}$ ذرة، تنتمي إلى ٦٠ عنصراً كيميائياً. متوسط نسب تلك العناصر في كتلة الجسم، هي: ٦٥٪ أكسجين، و١٨٪ كربون، و١٠٪ هيدروجين، و٣٪ نيتروجين، و٤٪ كالسيوم، و١٪ فسفور، و٠,٢٥٪ بوتاسيوم، و٠,٢٥٪ كبريت، و١٥٪ صوديوم، و١٥٪ كلور، و٧٪ عناصر نادرة (باقي العناصر) [٥]. وأمّا التركيب الجزيئي لكتلة الجسم: ٨٠٪ ماء، و١٥٪ بروتين، و٢٪ دهون، و١٪ كربوهيدرات، و١٪ الحمض النووي DNA، و١٪، أنواع أخرى من الجزيئات. ومن ثمّ فإن تفاعل الأشعة مع الجسم يعني تفاعل الأشعة مع ذرات الجسم وجزيئاته.



شكل رقم (٨-٢) يتكون جسم الإنسان في أبسط صورهِ من مليارات الوحدات البنائية وهي الذرات [٦].

٢:٨ تفاعل الأشعة السينية مع المادة

تمتلك الأشعة السينية طاقة كامنة تتفاوت في القيمة تبعاً لمصدرها. وهذه الطاقة قد تنتقل إلى المادة التي تتفاعل معها. ويحدث التفاعل إما على هيئة امتصاص (انتقال الطاقة من فوتون الأشعة السينية إلى المادة الماصة)، أو تَبَعُّث (تشتت). وعملية التَبَعُّث هي العملية

الأساسية المسؤولة عن انحراف الأشعة عن مسارها الأصلي، ولكن كل العمليات (أشكال عدّة تعتمد على بعضها بعضاً) تُحدث تأثيرات صحية مهمة قصيرة أو طويلة المدى، وذلك عند تعرّض جسم الإنسان إلى الأشعة المؤينة عامة ومنها السينية، سواء أكانت الأشعة المميزة أو المستمرة [١، ٧-١٠].

انتقال طاقة الأشعة السينية للجسم

هناك تأثيران أساسيان ينتجان عن انتقال الطاقة من الأشعة السينية إلى المادة التي تتفاعل معها، وهما:

- التأين، يحدث عندما تتسبب الأشعة القادمة في إزالة إلكترون واحد على الأقل من ذرة أو جزيء، وعندئذ تصير المادة ذات شحنة موجبة.
- الإثارة، تحدث عندما تنتقل بعض طاقة الأشعة السينية إلى المادة التي تتفاعل معها. وهذه الطاقة غير كافية؛ لإزالة إلكترون واحد فقط، بل تنتقل بعض الإلكترونات إلى مستويات طاقة عليا بعيداً عن نواة الذرة، وهكذا تصير ذرات المادة مثارة (أكثر نشاطاً من سابقتها).

ومن الناحية النظرية، يحتمل حدوث اثنتي عشرة عملية عندما تتفاعل الأشعة السينية مع المادة، ولكن ثلاث فقط من تلك العمليات ذات أهمية؛ لأنها الأكثر حدوثاً من غيرها، وقد تُؤكّد من ذلك عملياً [٨]. والعمليات الثلاثة هي: التأثير الكهروضوئي، وتأثير كومبتون، وإنتاج الزوج. وتختلف هذه العمليات في احتمال حدوثها اعتماداً على طاقة الأشعة السينية، وخصائص المادة التي سقطت عليها.

وبيان ذلك على النحو التالي:

١:٢:٨ التأثير الكهروضوئي Photoelectric Effect

يحدث التأثير الكهروضوئي عندما تتفاعل الفوتونات مع المادة؛ مما ينتج عنه طرد بعض

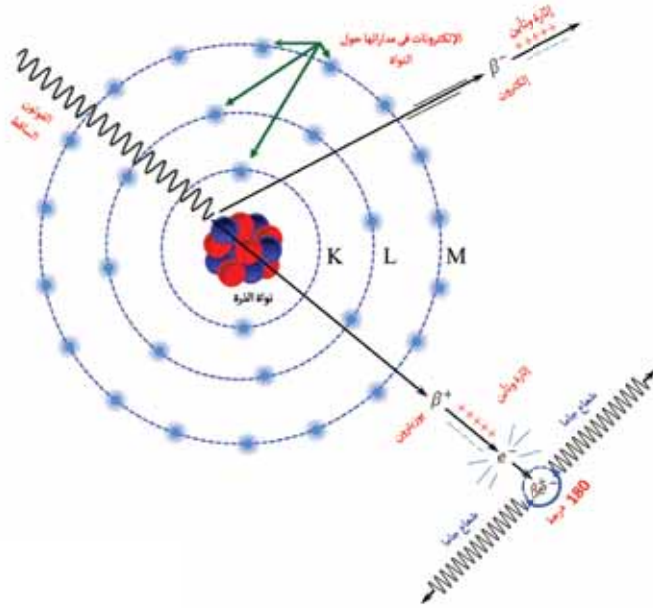
الإلكترونات إلى خارج المادة بعد اكتسابها ما يكفي من طاقة فوتون الأشعة السينية أثناء الاصطدام، وهذا يعني ترك الذرة التي فقدت إلكترون واحد على الأقل في حالة مؤينة (ذات شحنة موجبة). ومن ثم تكون أكثر استعداداً؛ لتكوين روابط كيميائية جديدة مع الذرات التي تجاورها. وتكون هذه الروابط الجديدة في الغالب شاذة لبقية الروابط المألوفة في تلك المادة. وهذه الروابط الشاذة يمكن أن تتلف التركيب الجزيئي إتلافًا ملحوظًا، وخاصة في الأنسجة الناعمة التي يصطدم بها شعاع الأشعة السينية. وتتكون الأنسجة الناعمة في أساسها من العناصر الخفيفة، وهي ذات أعداد ذرية صغيرة، مثل: الهيدروجين، والكربون، والنيتروجين، والأكسجين، حيث متوسط طاقة التأين لها على النحو التالي: (١٣، ٥٩٨٤، ٢٦٠٣، ١١، ٥٣٤١، ١٤، ٦١٨١، ١٣ إلكترون فولت) [١١]. في حين تحتوي الأنسجة الصلبة كالعظام على نسبة كبيرة من ذرات ذات أعداد ذرية كبرى، مثل: الكالسيوم، والبوتاسيوم ذوي طاقة تأين صغيرة (١١٣٢، ٦، ٣٤٠٧، ٤ إلكترون فولت على التوالي)، ولذلك فهي تمتص أكبر قدر ممكن من طاقة الأشعة السينية التشخيصية، مقارنة بالأنسجة الناعمة، حيث يسهم ذلك في وضوح صورة العظام على أفلام التصوير بالأشعة السينية.

٢:٢:٨ تأثير كومبتون Compton Effect

يحدث تأثير كومبتون عندما يصطدم فوتون الأشعة السينية الساقط مع إلكترون في ذرة ما. وإذا كانت طاقة الفوتون غير كافية لطرده الإلكترون من المادة، فإن اتجاه مسار فوتون الأشعة السينية الساقطة يتغير، مع فقد جزء من طاقته، حيث تنتقل تلك الطاقة مباشرة إلى الإلكترون المرتبط بالذرة. ويعتمد مقدار الطاقة المكتسب بواسطة إلكترون الذرة على زاوية تبعثر الفوتون فقط. وتكون أقصى طاقة يكتسبها الإلكترون من الفوتون عندما يرتد الفوتون إلى الخلف (زاوية تبعثر ١٨٠ درجة، أنظر المعادلة صفحة ١٠٥ والشكل رقم ٤-٧). ويسهم انحراف الأشعة السينية في عدم وضوح صورها، ولكن هذا الإسهام بسيط في العادة؛ بسبب الطاقات المنخفضة نسبياً للأشعة السينية الساقطة.

٣:٢:٨ إنتاج الزوج Pair Production

يُقصد بإنتاج الزوج تولُّد إلكترون وبوزيترون (إلكترون موجب) عند فناء فوتون الأشعة السينية، أو أشعة جاما ذو طاقة أكبر من ١,٠٢ مليون إلكترون فولت بالقرب من أنوية ذرات ذات أعداد ذرية كبيرة في المواد المختلفة (انظر: الشكل رقم ٨-٣). وبناءً على ذلك لا تكون عملية إنتاج الزوج مهمة عند طاقات الأشعة السينية المستخدمة في دراسات حيود الأشعة السينية، أو التشخيص الطبي؛ لأن طاقة الأشعة المستخدمة في تلك التطبيقات تكون دون الحد المطلوب لإنتاج الزوج.



شكل رقم (٨-٣) رسم تخطيطي لعملية إنتاج الزوج، وفناء الإلكترون والبوزيترون عند اصطدامهما [١٢].

٣:٨ تأثير الأشعة المؤينة على الخلايا

يُكوّن الماء حوالي ٨٠٪ من جزيئات الجسم. والماء جزيء صغير يتكون من ذرة أكسجين، وذرتي هيدروجين (H_2O)، في حين أن الجزيئات الأخرى، مثل: البروتينات، والدهون، والكاربوهيدرات، والأحماض النووية، فهي طويلة جداً، قد يصل عدد ذراتها من عناصر مختلفة إلى الآلاف ولذلك تُسمّى الجزيئات الكبيرة macromolecules. وحيث أن جزيء الماء يمثل النسبة الكبرى بين الجزيئات الأخرى؛ لذلك فإن احتمال تفاعل الأشعة معه يكون أكبر. يعتمد التأثير البيولوجي للأشعة في النسيج الحي على خصائص الأشعة [١٣]. ومن ثمّ يتحدد نوع التفاعل مع مكونات خلايا النسيج: إما بطريقة مباشرة، أو غير مباشرة. وعندما تكون قيمة معامل الانتقال الخطي للطاقة صغيرة low LET تؤثر الأشعة بطريقة غير مباشرة indirect action، في حين إذا كانت قيمة معامل الانتقال الخطي للطاقة كبيرة high LET تؤثر الأشعة بطريقة مباشرة [١٤].

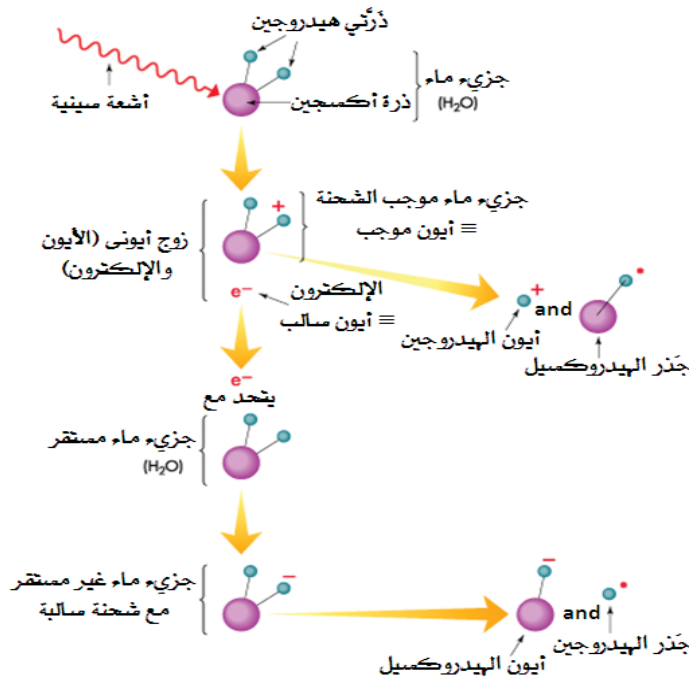
التأثيرات المباشرة: يحدث تأين مباشر للذرات المكوّنة للجزيئات نتيجة امتصاص الطاقة أثناء التفاعلات الكهروضوئية، وتبعثر كومبتون. ويحدث التأين مع كل أنواع الأشعة المؤينة، ويُعد السبب الرئيس للتدمير الناشئ في الخلايا عن أشعة ذات معدل عالي للانتقال الخطي للطاقة high LET. إن امتصاص طاقة كافية لطرد إلكترون؛ ينتج عنه تكسير الروابط الكيميائية، وتُمثّل هذه العملية على النحو التالي:



حيث R تمثل أحد الجزيئات البيولوجية. ومن ثمّ يحدث التأثير البيولوجي على إثر تأين ذرات على جزيء رئيس في النظام البيولوجي. وينتج عن ذلك تعطيلاً وظيفياً للجزيء أو تعديلاً لها.

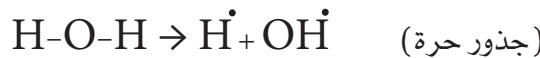
التأثيرات غير المباشرة: يحدث التأثير البيولوجي بواسطة الجذور الحرة free radicals. الجذر الحر ذرة متعادلة كهربائياً مع إلكترون غير مشترك في موقع مداري.

وتتميز الجذور الحرة بالسرعة العالية في إتمام التفاعل الكيميائي (نشطة كيميائياً). وحيث أن الجزيء السائد في النظم البيولوجية هو الماء؛ لذلك فإنه عادة يكون الوسيط المثالي؛ لتشكيل وانتشار الجذور الحرة (انظر: الشكل رقم ٨-٤)



شكل رقم (٤-٨) الانحلال الإشعاعي للماء radiolysis [١٥].

يمكن أن يتم التحلل الإشعاعي للماء عبر مسارين، هما:



النتيجة النهائية لتفاعل الأشعة مع الماء، تكوين زوج أيوني (H⁺, OH⁻) وزوج من الجذور الحرة (H·, OH·). يحدث معظم التأثير الضار بالخلايا والأنسجة بطريقة غير مباشرة عن طريق OH· ويحتمل أن تتحد بعض الجذور الحرة بسرعة وترجع مرة أخرى إلى مرحلة التعادل الكهربائي (الحياد). ويحدث ذلك عندما يكون معدل الانتقال الخطي للطاقة كبيراً،
٢٠٩

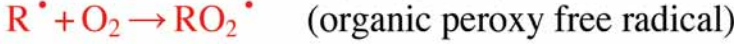
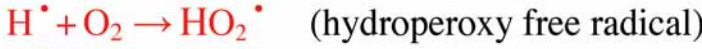
وعندئذ يمكن أن ينتج عن هذا التعادل ما يلي:

- تكوين جزيء الهيدروجين H_2 .
- تكوين فوق أكسيد الهيدروجين السام (H_2O_2 toxic hydrogen peroxide).
- انتقال الجذر الحر إلى جزيء عضوي organic molecule في الخلية.



ويمكن أن يُعدّل الأوكسجين المذاب في الوسط، التفاعلات الكيميائية؛ بإنشاء أنواع أخرى

من الجذور الحرة تتميز بقدر كبير من الاستقرار، والبقاء فترة أطول من الوقت بعد التكوين

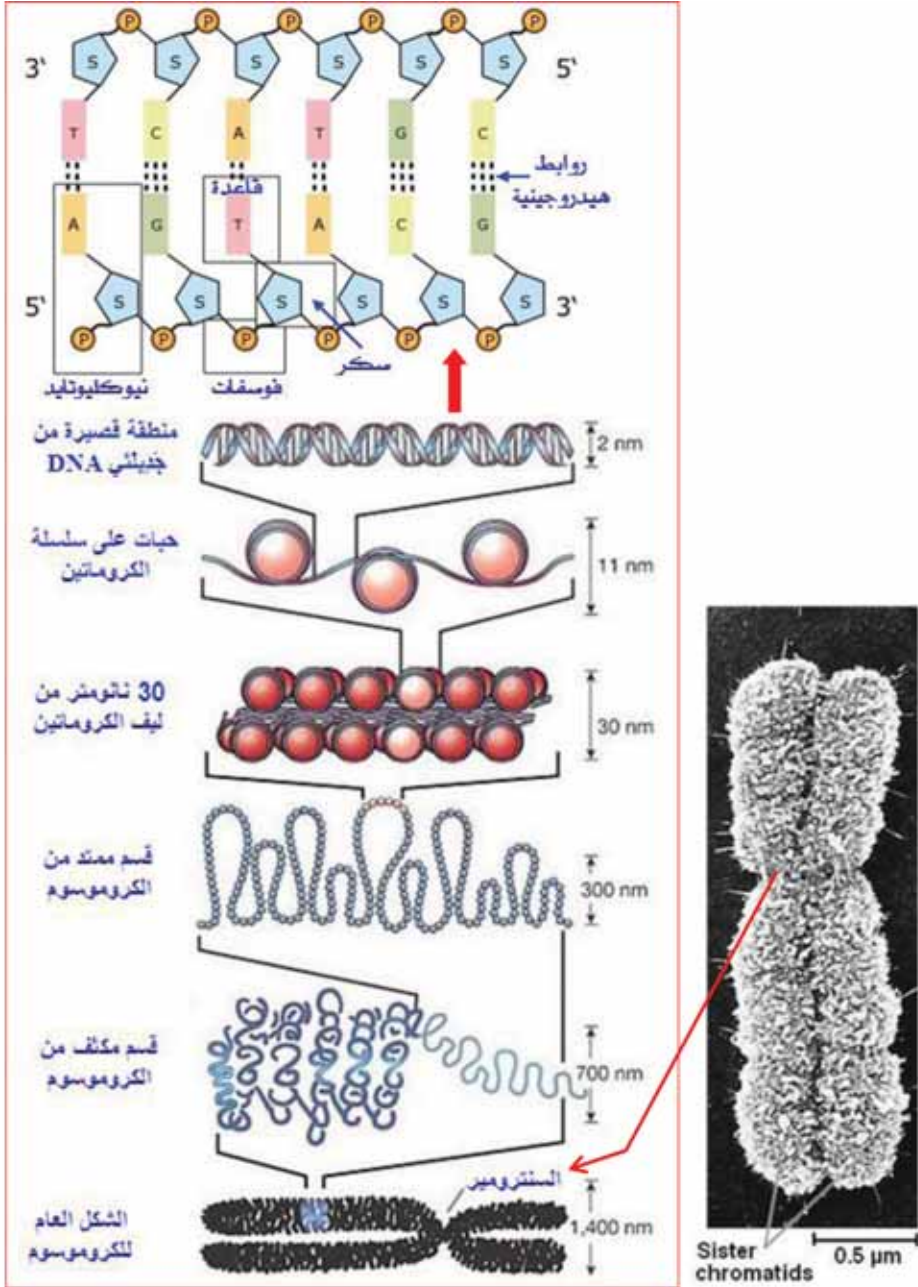


إنّ فترة حياة الجذور الحرة البسيطة (H^\bullet ، OH^\bullet) تكون قصير جداً حوالي ١، ٠ نانو ثانية. وحيث أنها تتميز بالقدرة العالية على التفاعل الكيميائي فإنها لا تتحرك بعيداً عن موضع تكوينها ومن ثمّ لا تصل إلى نواة الخلية. ومع ذلك فإن الأنواع المشتقة بواسطة الأوكسجين مثل جذر HO_2^\bullet لا يُعاد اتحادها بسهولة إلى أشكال محايدة. وتتميز هذه الأشكال الأكثر استقراراً بفترة حياة أطول، تكون كافية لوصولها إلى نواة الخلية؛ حيث يمكن أن تُحدث أضراراً جسيمة. ويمكن أن يكون انتقال الجذر الحر إلى جزيء بيولوجي مدمراً بما فيه الكفاية؛ حيث ينتج عن ذلك كسر الروابط الكيميائية، أو تعطيل وظائف أساسية. ويمكن أن ينقل الجذر الحر العضوي RO_2^\bullet من جزيء إلى آخر؛ مسبباً تدميراً في كل حالة، ومن ثمّ يمكن أن يحدث تأثير تراكمي، أكبر مما يحدث نتيجة تأين واحد، أو رابطة واحدة مكسورة.

٨:٣:١ التفاعلات البيوكيميائية للأشعة المؤينة

جزء DNA هو المادة الأكثر أهمية، التي تُشكّل الكروموسومات وتعد بمثابة المخطط الرئيسي للخلية. إنه يحدد ماهية أنواع الحمض النووي الريبى RNA التي سَتُنْتَج. ومن ثم أنواع البروتين التي سَتُنْتَج.

يأخذ جزء DNA شكل سلم ملتوي أو حلزون مزدوج double helix. جانبي السلم بمثابة جداول strands لمجموعات متناوبة من السكر والفوسفات. وتتفرع من كل مجموعة سكر، إحدى أربعة قواعد نيتروجينية: السيتوزين (C) cytosine، الثايمين (T) thymine، والجوانين (G) guanine، والأدينين (A) adenine، (انظر: الشكل رقم ٨-٥)، حيث يُعَرَض الشكل العام للكروموسوم بعد التكبير بالميكروسكوب الإلكتروني (يمين)، ورسم تخطيطي لمكونات الكروموسوم من الشكل العام إلى الحلزون المزدوج لـ DNA. [١٦] وتركيب الجديلتين [١٧].



شكل رقم (٨-٥) الشكل العام للكروموسوم بعد التكبير (يمين). رسم تخطيطي لمكونات

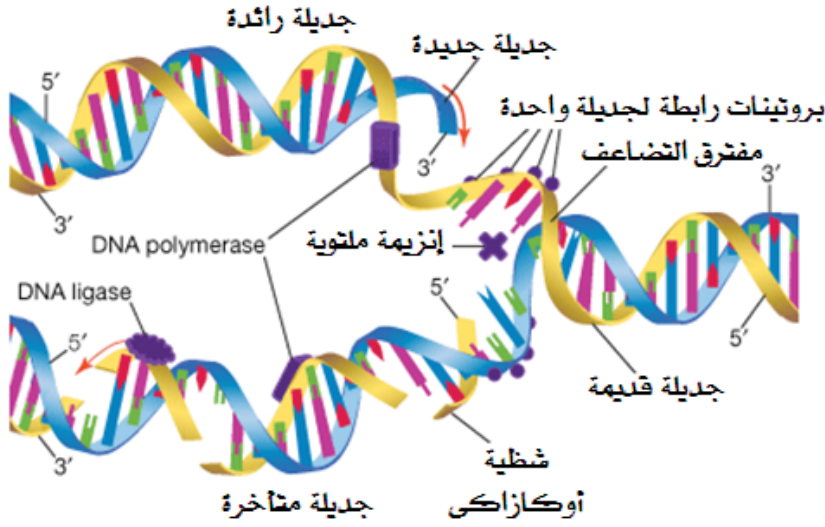
الكروموسوم من الشكل العام إلى الحلزون المزدوج لـ DNA [١٦] وتركيب الجديلتين

[١٧].

ويوجد أدلة كثيرة تشير إلى أن الحمض النووي DNA هو المسئول الرئيسي عن تلف الخلايا عند التعرض للأشعة المؤينة؛ نظراً لما يتميز به من حساسية تجاهها [١٨، ١٩]. التأثيرات السامة للجرعات المنخفضة والمتوسطة (مثل قتل الخلية، والطفرات، والتحول السرطاني) تبدو كنتيجة للأضرار التي لحقت بالحمض النووي الخلوي. وهكذا، فإن الإشعاع المؤين هو عامل كلاسيكي لتسمم الجينات.

إن التأثيرات المميتة والتشوهات الخلقية التي تظهر بعد التعرض لجرعات متوسطة من الإشعاع تعتمد في المقام الأول على الأضرار التي لحقت بالحمض النووي الخلوي. وعلى الرغم من أن الإشعاع يمكن أن يحدث مجموعة متنوعة من الأضرار بالحمض النووي، بما في ذلك تدمير قاعدة محددة، فقد أُفترض منذ فترة طويلة أن فواصل (كسور) جديلي الحمض النووي المزدوجة غير الملتزمة ذات أهمية قصوى في التأثيرات السامة للأشعة المؤينة على الخلايا الحية في الثدييات.

وينتج عن عمليات الإصلاح الأنزيمية الفعالة، إصلاح الضرر في كل من: القواعد المدمرة، وفواصل جديلي DNA. وفي كثير من الحالات، يمكن إصلاح فواصل الجديلة المزدوجة double strand breaks للحمض النووي بواسطة الإنزيمات، DNA polymerase، و DNA ligase (انظر: الشكل رقم ٨-٦). إن إصلاح فواصل الجديلة المزدوجة، عملية معقدة تتخللها أحداث تهجينية (إعادة تجميع)، وهذا يتوقف على طبيعة الكسر الأولي. إن الحكم على مدى إمكانية إصلاح الخلل الحادث في DNA وكيفية تنفيذ عملية الإصلاح يرتبطان بموضع وخطورة الخلل الذي حدث [٢٠-٢٩].



شكل رقم (٦-٨) مرحلة تضاعف الكروموسومات مع إمكانية تصويب الأخطاء والفواصل التي تحدث عند التعرض للأشعة المؤينة بواسطة بعض الإنزيمات [٣٠].

إن الفواصل المتبقية غير المرممة في الجديلة المزدوجة تكون مميتة للخلية، في حين أن الفواصل التي صيغت بشكل غير صحيح قد تنتج أضراراً مُطْفَرَةً هامة جداً. وفي كثير من الحالات يؤدي سوء إصلاح الحمض النووي على ما يبدو إلى إعادة الترتيب والحذف لمكونات DNA. وتعتبر مثل هذه التغيرات واسعة النطاق في بنية الحمض النووي؛ سمة لمعظم الطفرات المستحثة بالإشعاع [٣١، ٣٢].

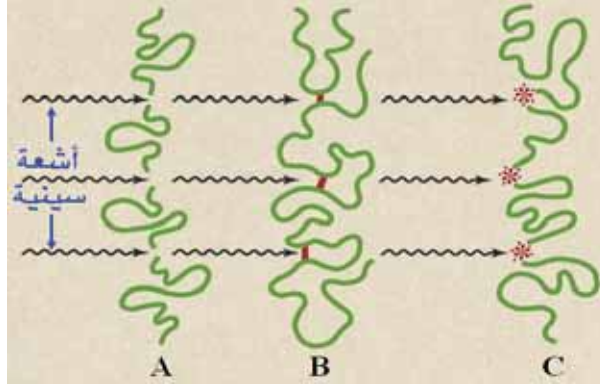
٢:٣:٨ الأضرار المستحثة بالإشعاع في الكروموسومات

تتكون الكروموسومات (الصبغيات) من الحمض النووي الريبي منقوص الأكسجين (DNA- deoxyribonucleic acid)، وهو جزيء كبير يحتوي على المعلومات الجينية. وهذا الجزيء الكبير، الملفوف بإحكام، مزدوج الجديلة حساس للتدمير المستحث بالأشعة المؤينة [١٨]. تأثيرات الإشعاع تتراوح ما بين فواصل كاملة complete breaks لسلاسل

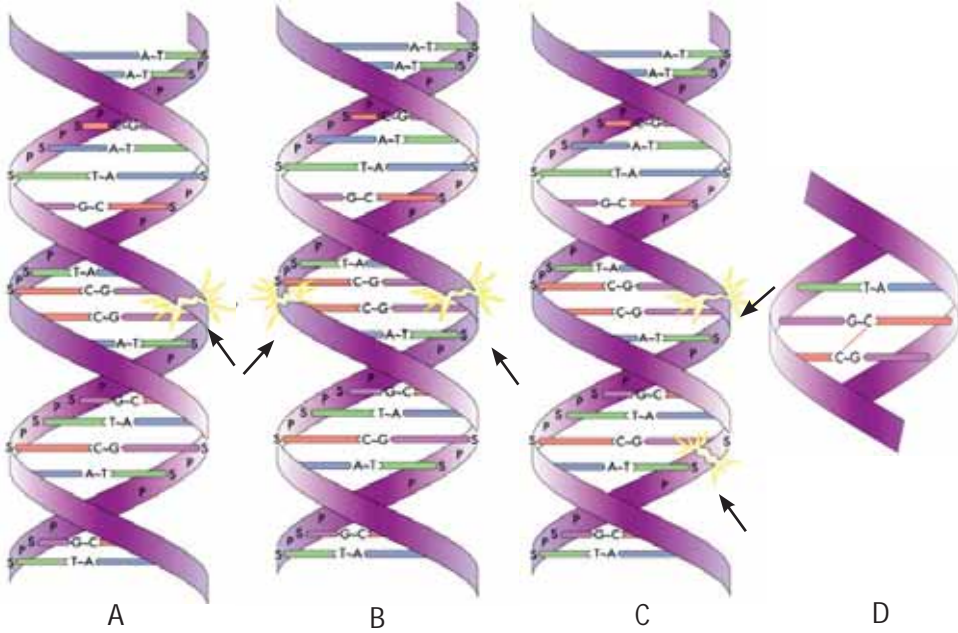
النيوكليوتيدات nucleotides من الحمض النووي، إلى حدوث طفرات في مواضع نقطية محددة [٣١]. والطفرات في الأساس عبارة عن تغيرات كيميائية في النيوكليوتيدات ناجمة عن الإشعاع والتي قد لا تؤثر على سلامة البنية الأساسية. وعلى وجه العموم، فإن أكثر الأضرار التي تلحق بالجزئيات الكبيرة، مثل: الكروموسومات بعد تعرضها للأشعة المؤينة، هي (انظر: الشكل رقم ٧-٨)، والشكل رقم (٨-٨):

- تكسير (تقطيع) الكروموسوم إلى أجزاء أصغر main-chain scission، مما يُقلل من لزوجة نواة الخلية، وتؤدي إلى وجود جزئيات جديدة غير محددة الوظيفة في الخلية، ومن ثم فإن الأشعة المؤينة تسبب تشوهات هيكلية structural aberrations مع قطع من نواتج كسر الكروموسومات، وتكوين أشكال شاذة غير معروفة. والتقسيم غير المتساوي لمواد الصبغيات النووية بين الخلايا الوليدة يؤدي إلى إنتاج أنوية غير طبيعية، لا تستطيع الحياة. وهكذا تبدأ آثار الأشعة بالظهور في الجيل الثاني أو الثالث لخلايا النسيج.
- استحداث تشابك (مد جسور للربط) بين مواضع بعيدة cross-linking غير مرتبطة في الحالة العادية؛ لتزيد من لزوجة نواة الخلية، وتمنع الفصل الصبغي العادي أثناء الانقسام الميوسيني mitosis، ونسخ المعلومات الوراثية.
- استحداث أضرار أو إصابات نقطية point lesions، مثل: تمزيق روابط كيميائية مفردة. ولا يتم الكشف عن هذه الإصابات النقطية مبكراً، ولكنها يمكن أن تسبب تعديلات طفيفة على الجزيء؛ ينتج عنها خلل في وظيفة الخلية. ولذلك عند الجرعات الإشعاعية المنخفضة، تعتبر هذه الإصابات الأكثر احتمالاً على مستوى الخلية، ومن ثم تؤدي إلى التأثيرات المتأخرة للإشعاع على مستوى الجسم كله.

ولقد أثبتت تجارب المختبر أن كل أنواع تأثيرات الأشعة المؤينة على الجزئيات الكبيرة قابلة للعلاج reversible أثناء الترميم الخلوي الداخلي، وخاصة عندما تكون الإصابات بسيطة، ومن ثم تعود الخلية بعد شفائها إلى سابق عهدها [٣٣-٣٦].



شكل رقم (٧-٨) التأثيرات الأكثر احتمالاً للأشعة المؤينة على الجزيئات الكبيرة. (A) تقطيع الجزيء إلى أجزاء أصغر. (B) انشاء روابط غير مألوفة بين الأجزاء المتباعدة. (C) كسر للروابط الكيميائية [٣٧].



شكل رقم (٨-٨) تأثير الأشعة المؤينة على جديلي DNA [١٥].

ويوضح الشكل رقم (٨-٨)، (A) قَطْع (كَسْر) على أحد جديلي جزيء DNA (B) قَطْع مزدوج على جديلي DNA في دورة واحدة ينتج عنه انفصال تام لجزيء DNA إلى جزأين. (C) كسور متباعدة على جديلي DNA لا ينتج عنها تمزيق DNA إلى أجزاء منفصلة. (D) استحداث روابط جديدة بين المكونات الداخلية (القواعد والروابط الهيدروجينية) cross-link، تمنع التضاعف الطبيعي لجزيء DNA وهذا يحدث مع الأشعة ذات معدل عالي للانتقال الخطي للطاقة high LET [١٥]. الأسهم تشير إلى مواضع الكسور في جديلي DNA.

٣:٣:٨ أضرار الغشاء الخلوي المستحثة بالإشعاع

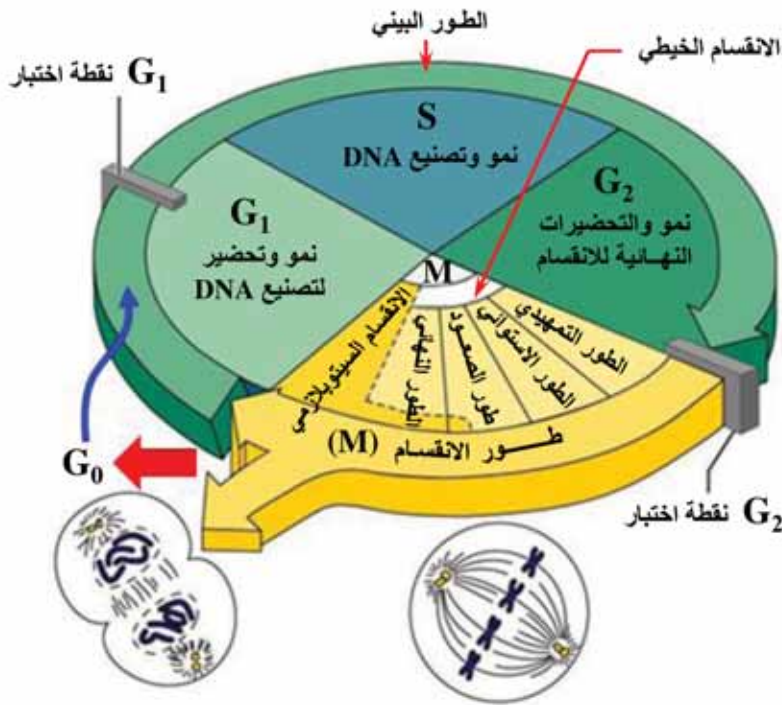
يعمل الغشاء البيولوجي كوسيط نوعي عالي الكفاءة بين الخلية (أو العضيات الموجودة بها) والبيئة المحيطة. التغييرات التي تحدث في البروتينات التي تشكل جزءاً من هيكل الغشاء يمكن أن تسبب تغيرات في نفاذيته للجزيئات المختلفة؛ مما يترتب عليه الكثير من المخاطر. فمثلاً: في حالة الخلايا العصبية، تؤثر هذه التغييرات على قدرة الخلية في توصيل النبضات الكهربائية. وأما في حالة lysosomes (عُضَيَّات بالخلية تحتوي إنزيمات لهضم الجسيمات وتحليل الخلية بعد موتها)، فيمكن أن يؤدي الإطلاق الغير منظم للإنزيمات التقويضية catabolic enzymes في الخلية إلى نتائج كارثية. وقد اقترح أن الإشعاع المؤين يلعب دوراً في إتلاف غشاء البلازما، والذي قد يكون عاملاً مهماً في موت الخلايا (الموت اثناء الطور البيني interphase death) [١٤، ٣٨-٤٢].

٤:٣:٨ دورة الخلية Cell cycle

يتزايد عدد الخلايا غير المتمايزة باستمرار عبر عملية الانقسام. الفترة الزمنية لانقسام جيل واحد من الخلايا إلى الجيل التالي تسمى "دورة الخلية"، وهي تعتمد على نوع الكائن الحي، وعمره، وخصائص الأنسجة، والتأثيرات البيئية. وانقسام الخلايا نوعان [١٤]:

- ميوسى meiosis (الانقسام الاختزالي): نوع من انقسام الخلية يحدث في الخلايا التناسلية؛ ينتج عنه بويضات في الاناث وحيوانات منوية في الذكور. وكل خلية تنتج أربعة خلايا جديدة، كل منها تحتوي على نصف عدد الكروموسومات الموجودة بالخلية الأم، حيث يتضاعف DNA في حين تنقسم الخلية مرتين أثناء الانقسام الميوسى.
- ميتوسى mitosis هي عملية انقسام للخلية (الخلية الأم) ينتج عنها خليتين جديدتين متماثلتين تماماً، لا يختلفان في شيء عن الخلية الأم. ويحدث هذا النوع من الانقسام لمعظم خلايا أنسجة الجسم.
- يمكن تقسيم دورة الخلية إلى أطوار (مراحل)، كما هو موضَّح في الشكل رقم (٨-٩)، وهي:
 - G1 (فجوة)، نمو الخلية والإعداد لتكوين DNA.
 - S (فترة التصنيع synthesis)، حيث تنمو الخلية ويتضاعف عدد DNA، أي: مضاعفة عدد الكروموسومات.
 - G2 (فجوة)، الإعداد لانقسام الخلية ونهاية فترة الطور البيني interphase في الخلية الأم.
 - M (الانقسام الخيطي mitosis)، يحدث الانقسام الفعلي للخلية الأم إلى خليتين جديدتين متماثلتين.
- الخلايا التي لا تنمو بنشاط متزايد تحتل الطور الخامس المعروف باسم G0. الخلية في الطور G0. يمكن في الغالب تحفيزها للدخول في دورة نشطة عن طريق العوامل البيئية. الخلايا في الأطوار G0، G1، S and G2 من دورة الخلية تشغل ما يسمى ”فترة الطور البيني” interphase. وخلال الانقسام الخيطي (الطور M) تتكثف الكروموسومات (الطور التمهيدي prophase)، وتصبح مرصوصة ومرتبطة على المستوى الاستوائي (الطور الاستوائي metaphase). وتتفصل الأزواج (طور الصعود anaphase) وتتكثف عند القطبين للخلية المنقسمة (الطور النهائي telophase)، ثم يحدث الانقسام السيتوبلازمي cytokinesis، وتتشكل نواة جديدة في كل خلية قبل عملية الانقسام النهائي (انظر: الشكل رقم ٨-٩).

عموماً تتكون عملية انقسام الخلية من مرحلتين رئيسيتين، هما: Interphase، و Mitotic phase، وتتكون كل منهما من عدة مراحل فرعية. G1، G2 checkpoints لاختبار مدى صحة المرحلة السابقة لحسم استكمال دورة الخلية.



شكل رقم (٨-٩) مراحل انقسام الخلايا الجسدية إلى خليتين جديدتين [٤٣].

وتختلف الفترة الزمنية للخلية في الأطوار المختلفة، كما تختلف درجة حساسية الخلية للأشعة المؤينة في كل مرحلة [١٤، ٤٤، ٤٥]، حيث:

- تكون الخلايا أكثر حساسية للإشعاع خلال فترة طور الانقسام الخيطي M وقبله بفترة وجيزة، وفي أواخر فترة الطور البيني G2.
- تكون مقاومة الخلايا للإشعاع أكبر ما يمكن في الطور S، وكذلك جميع الخلايا في الطور G0. وقد تُسند المقاومة في الطور S إلى وجود الإنزيمات القادرة على الإصلاح الفوري

للفواصل المستحثة في DNA (انظر: الشكل رقم ٨-٦). في حين يزداد معدل حدوث الطفرات في الخلايا التي تمر بالطور S أو قبل ذلك مباشرة.

- تكون الخلايا مُقاومة للإشعاع في الجزء الأول من الطور G1 ثم تزداد حساسيتها بالقرب من فترة نهاية الطور.
- يتساوى الطور G2 والطور M في الحساسية الإشعاعية.

يجب التأكيد على أن:

- كل التدمير الناتج عن الأشعة من الناحية البيولوجية يحدث على مستوى الخلية أو مكوناتها.
- تشجيع الخلية أثناء طور الانقسام الخيطي يسبب موتها على إثر عدم قدرتها على الانقسام (Mitotic death)، وإذا استطاعت بعض الخلايا أن تنقسم، فإن خلايا الجيل التالي لا تستطيع الحياة.
- لا يتوقف تصنيع البروتين وRNA في الخلية المُعقمة. والنتيجة هي إنتاج الخلية العملاقة، حيث يؤدي النمو غير المتوازن في نهاية المطاف إلى موت مؤكد للخلية [٤٦].
- يمكن ملاحظة تأثيرات الأشعة على الجسم بعد تأثر ملايين الخلايا وليس عدد صغير في موضع ما أو مواضع متفرقة نظراً لعمليات الإصلاح أو التخلص من الخلايا المضارة واستبدالها.

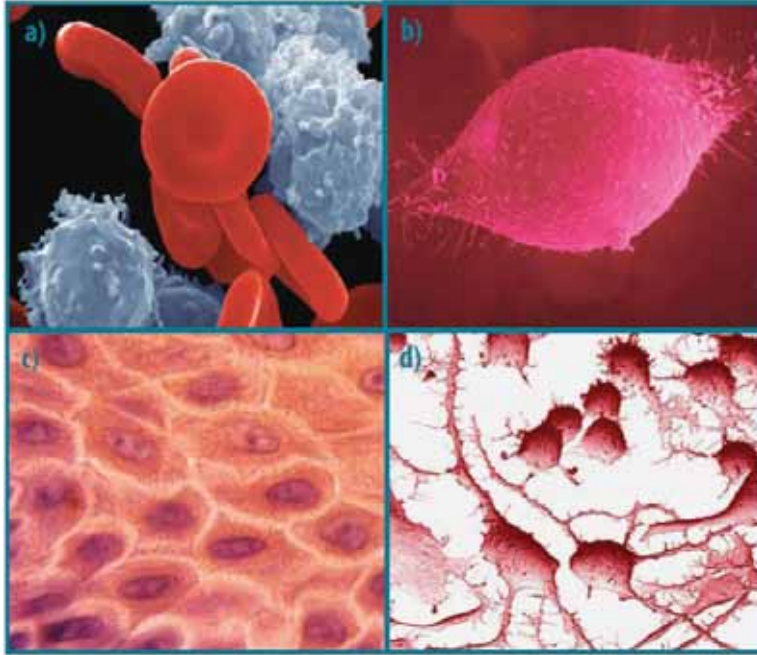
٨: ٣: ٥ تشوهات الكروموسومات وموت الخلايا [٤٧-٥٦]

- تعتمد درجة تشوهات الكروموسومات على توزيع طاقة الأشعة داخل الخلية.
- يمكن الكشف عن تشوهات الكروموسومات بعد جرعات منخفضة مثل ١, ٠ جراي.
- تعكس تشوهات الكروموسومات كلاً من الأضرار الأولية والترميم الصحيح أو الخاطئ misrepair، لأن الكروموسومات تكون غير مرئية حتى تدخل الخلايا مرحلة الانقسام.
- يحدث في المتوسط تشوه لأحد الكروموسومات في الخلية عندما تتعرض لجرعة في مدي

- يتراوح بين ٥, ٠ - ٢ جراي. حيث يمثل هذا المدى متوسط الجرعة المميتة للخلايا.
- عدد التشوهات في الكروموسومات بمثابة دالة خطية من الدرجة الثانية في جرعة الإشعاع.
 - تُظهر بيانات تجريبية كثيرة وجود علاقة ما بين: مقتل الخلية، والتشوهات المستحثة في الكروموسومات، بالرغم من تعدد أسباب موت الخلايا الحية.

٨ : ٤ الحساسية الإشعاعية للخلية

الحساسية الإشعاعية هي: قابلية الاستجابة النسبية للخلايا، والأنسجة، والأعضاء، والكائنات الحية، أو غيرها من المواد المختلفة؛ للتأثيرات الضارة الناتجة عن الإشعاع المؤين [٥٧]. فكلما زادت حساسية الخلية للإشعاع؛ تناقصت قدرتها على تحمُّل الجرعات الإشعاعية، وكذلك قدرتها في التغلب على التغيرات الضارة التي تلحق بها، وتمنعها من تأدية وظيفتها بالكفاءة المعتادة [٥٨، ٥٩]. وتتكون أنسجة الجسم من خلايا مميزة مختلفة في الحجم، والشكل، والوظيفة، وفترة الحياة (انظر: الشكل رقم ٨-١٠)، حيث (a) خلايا دم حمراء مستديرة الشكل محاطة بخلايا دم بيضاء. (b) خلية نسيج ضام (خلية ليفية). (c) خلايا جلدية. (d) خلايا عصبية (نيرون). وتختلف هذه الخلايا في حساسيتها للإشعاع.



شكل رقم (٨-١٠) خلايا متنوعة الأشكال والخصائص والوظائف [٦٠].

وتتغير حساسية الخلية الحية خلال الأطوار المختلفة من حياتها، ولكن خلايا أحد الأنسجة لا تمر بنفس الأطوار متزامنة ومن ثم لا تتغير حساسية النسيج من وقت لآخر؛ ولكن تعتمد على تصنيف الخلايا المكونة له. بشكل عام، تتناسب حساسية الخلية للأشعة طردياً مع معدل انقسامها وتتناسب عكسياً مع درجة تمايزها. هذا يعني أن الخلايا الأكثر تعرضاً لمخاطر الإشعاع هي التي تنقسم بسرعة (دورة حياتها قصيرة - تتجدد باستمرار)، مثل: الخلايا الليمفاوية (خلايا الدم البيضاء)، وخلايا تكوين الدم، وخلايا الغشاء المبطن للأمعاء الدقيقة، وأمهات المني spermatogonia، أو تلك التي في مرحلة التكوين ولم تكتمل تماماً لتصبح خلية فاعلة في نسيج مُحدّد الوظيفة كالجلد، أو الأوعية الدموية، أو الخلايا التي تحصل على تغذية جيدة وتمتلك معدل أبيض مرتفع 'high metabolic rate'. ولقد تم استنتاج تلك الحقائق

١- الأيض metabolism يمثل مجموعة العمليات المتصلة ببناء البروتوبلازم، وبخاصة التغيرات الكيميائية التي تحدث في الخلايا الحية؛ لتأمين الطاقة الضرورية للأنشطة الحيوية، والتي من خلالها تُمتلّ المواد الجديدة للتعويض عن المندثر منها. والأبيض نوعان: أبيض بنائي anabolism وأبيض هدمي catabolism. (المصدر: قاموس المورد، النسخة الإنجليزية، الطبعة الثالثة، ١٩٧٠).

مبكراً منذ بداية القرن العشرين (عام ١٩٠٦م) بواسطة اثنين من العلماء الفرنسيين هما
برجونى و ترايبونديو Jean Alban Bergonie and Louis Tribondeau .
ويوجد أيضاً مجموعة من العوامل الإضافية التي تؤثر في حساسية الخلية للأشعة سواء
أكانت بالزيادة أو النقصان، نذكر منها:

- بعض المركبات الكيميائية التي تعمل على زيادة الحساسية الإشعاعية للخلايا [٦١، ٦٢]،
أو تُنَقِّصها [٦٣] عن قيمتها الطبيعية، عندما تتعرض الخلايا لها أولاً قبل التشعيع.
- العلاج الجيني يعمل على تغيير الحساسية الإشعاعية للخلايا أثناء إجراؤه [٦٤].
- تَغْيِيرُ مجموعة من العوامل البيئية حول الخلايا، مثل: درجة الحرارة، ومعامل الحموضة
PH، ونسبة وفرة الأكسجين؛ ذات مردود عظيم في زيادة الحساسية الإشعاعية للخلايا،
بالإضافة إلى معدل الانتقال الخطي لطاقة الأشعة في النسيج الحي [٦٥].
- الجرعات الإشعاعية المنخفضة، حيث سجلت بعض الأبحاث تغيير في حساسية الخلايا بين
الزيادة المفرطة والتناقص الشديد لدرجة المقاومة عندما تتعرض تلك الخلايا لجرعات
إشعاعية منخفضة [٦٦-٦٨].

ويمكن تصنيف الأنسجة المختلفة من حيث حساسيتها النسبية للإشعاع [٥٧]، كأنسجة ذات:

- حساسية عالية للأشعة، مثل: الأنسجة اللمفاوية، ونخاع (نقي) العظام، والدم،
والخصيتين، والمبيض، والغشاء المبطن للأمعاء [٦٩، ٧٠].
- حساسية عالية نسبياً للأشعة، مثل: الجلد، والأعضاء الأخرى ذات بطانة من الخلايا
الظهارية (القرنية، وتجويف الفم، والمرىء، والمستقيم، والمثانة، والمهبل، وعنق الرحم،
والحالب).
- حساسية متوسطة للأشعة، مثل: المعدة، والغضاريف النامية، والأوعية الدموية الدقيقة،
والعظام النامية، وعدسة العين.
- حساسية منخفضة نسبياً للأشعة، مثل: العظام، أو الغضاريف تامة النمو، والغدد اللعابية،

وأعضاء الجهاز التنفسي، والكلى، والكبد، والبنكرياس، والغدة الدرقية، والغدة الكظرية، والغدة النخامية.

• حساسية منخفضة للأشعة، مثل: العضلات، والمخ، والحبل الشوكي، والجهاز العصبي المركزي، لأنها تتكون في الأساس من خلايا بطيئة جداً في الانقسام، أو لا تتجدد على الإطلاق.

الأعضاء والأنسجة التي تتمتع بحساسية منخفضة أو منخفضة نسبياً للأشعة تعدّ مقاومة للإشعاع، بمعنى أنها لا تتأثر بالجرعات المنخفضة نسبياً، ولكي يظهر تأثير الأشعة فيها فلا بد من أن تتلقى جرعات عالية في فترة زمنية قصيرة نسبياً.

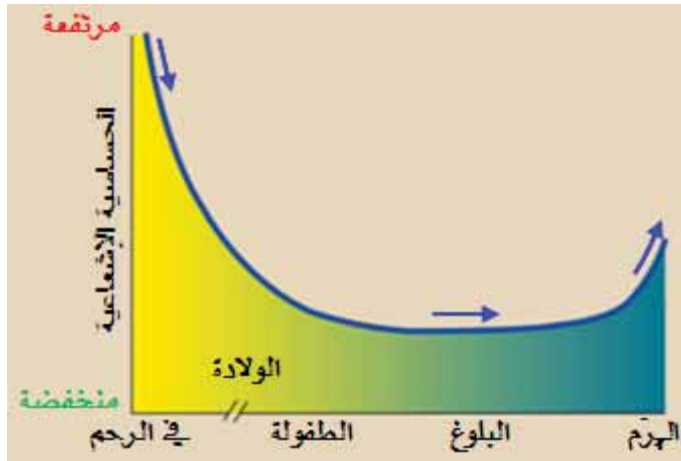
٨ : ٥ التأثيرات البيولوجية للإشعاع المؤين [١، ٧١-٧٤]

يعتمد حدوث تأثيرات بيولوجية معينة على إثر التعرض للإشعاعات المؤينة، على مجموعة من العوامل مثل:

- نوع الإشعاع: يمكن أن يترتب على مرور جميع أنواع الأشعة المؤينة (بما في ذلك الأشعة السينية) خلال أنسجة الكائنات الحية؛ آثاراً بيولوجية. نوع الأشعة وطاقتها يحددان مدى اختراق الأنسجة والطاقة المكتسبة منها. فكلما زادت طاقة الأشعة كانت قدرتها أعلى للمرور خلال نوع محدد من الأنسجة بصرف النظر عن خصائصه الفيزيائية.
- مقدار الجرعة المكتسبة: كلما كانت الجرعة الإشعاعية المكتسبة أعلى؛ ارتفعت احتمالات حدوث الآثار الصحية في نفس النسيج الذي تعرض للأشعة.
- معدل تلقي الجرعة: يمكن للنسيج أن يتلقى جرعات أكبر على مدى فترة من الزمن. فإذا كان معدل الجرعة صغيراً، أو اكتسبت الجرعة الإشعاعية على مدى أيام عدة أو أسابيع، فإن التأثيرات الصحية غالباً لا تكون خطيرة، على النقيض من حالة تلقي النسيج جرعة مماثلة في غضون دقائق معدودة بمعدل جرعة عالي [٧٥، ٧٦].
- جزء الجسم المعرض للإشعاع: الأطراف، مثل: اليدين، و القدمين قادرة على تلقي

جرعة كبيرة من الإشعاع مع ظهور أضرار أقل عن الأضرار الناتجة في أعضاء تكوين الدم الموجودة في الجذع عندما تتلقى نفس الجرعة. وهذا يرجع إلى اختلاف حساسية الأنسجة لنفس نوع الأشعة في كلتا الحالتين.

- عمر الفرد: كلما تقدم الإنسان في العمر، تباطأ انقسام الخلايا عامة، ولذلك يكون الجسم أقل حساسية لتأثيرات الإشعاعات المؤينة من حيث المبدأ؛ لأنه بمجرد تباطؤ انقسام الخلايا، تتراجع التأثيرات الضارة للإشعاع عما كانت عليه عندما كان انقسام الخلايا سريعاً، كما هو الحال في مراحل تكوين الجنين بالرحم، ومرحلة الطفولة. وبالرغم من ذلك عندما يصير الإنسان هَرَمًا تتراجع أنسجة جسمه عن مقاومة التأثيرات الضارة للإشعاع عما كانت عليه في مرحلة الشباب، أي: أنها تصبح أكثر حساسية للأشعة المؤينة من الناحية العملية (انظر: الشكل رقم ٨-١١) .



شكل رقم (٨-١١) تغير متوسط الحساسية الإشعاعية لجسم الإنسان مع العمر [٧٧].

- الاختلافات البيولوجية: بعض الأفراد أكثر حساسية للإشعاع من غيرهم. وبالرغم من ذلك لم تتمكن الدراسات حتى الآن من تحديد هذه الاختلافات تحديداً قاطعاً إلا أنها

أظهرت على المستوى العام أن بعض السلالات البشرية ذات قدرة على تحمل الإشعاع عن غيرها، وأن الإناث (عامّة) تتمتع بقدرة على تحمل الأشعة المؤينة أكثر قليلاً من تحمل الذكور وخاصة بعد الثلاثين من العمر [٧٨-٨٤].

تُصنّف التأثيرات المُشاهدة للإشعاع المؤين على الجسم البشري أو حيوانات التجارب إلى ثلاثة تصنيفات مزدوجة، بيانها كالآتي:

١. جسدية ووراثية: تظهر التأثيرات الجسدية في جسم الشخص أو الكائن الحي الذي تعرض مباشرة للأشعة، في حين لا تظهر التأثيرات الوراثية في الشخص أو الكائن المتعرض، بل تظهر في أبنائه وربما أحفاده [٨٥].

٢. حتمية واحتمالية: يوجد فصيلتين عريضتين هما: التأثيرات الاحتمالية Stochastic effects وتسمى أيضاً التأثيرات العشوائية Random Effects، وأما الفصيلة الأخرى فتسمى التأثيرات الحتمية Deterministic effects. ويندرج تحت النوع الأخير فصيلة فرعية تسمى التأثيرات المسخية Teratogenic effects التي تحدث في أرحام الإناث وما تحتويه من أنسجة أو أجنة [٨٦-٩٢].

٣. مبكرة ومتأخرة: التأثيرات المبكرة تتمثل في مجموعة الأعراض التي تظهر بعد دقائق عدة، أو ساعات وربما أشهر من التعرض للأشعة، وأما التأثيرات المتأخرة فتتمثل بالأعراض التي تظهر بعد فترة تمتد إلى سنوات من التعرض الإشعاعي [٩٣-٩٥].

ومن الناحية العملية، فقد تم الاتفاق مبكراً بين الباحثين في مجال البيولوجيا الإشعاعية radiobiology والفروع العلمية المتصلة بها على أن تأثيرات الأشعة على الكائنات الحية تمر عبر أربعة مراحل، هي:

١. المرحلة الفيزيائية physical stage: وتستمر فترة تتراوح ما بين 10^{-11} إلى 10^{-10} ثانية. وتُنقل طاقة الأشعة المؤينة أثناءها إلى ذرات وجزيئات المادة، ويظهر أثرها في صورة إثارة وتأيّن لتلك الذرات والجزيئات.

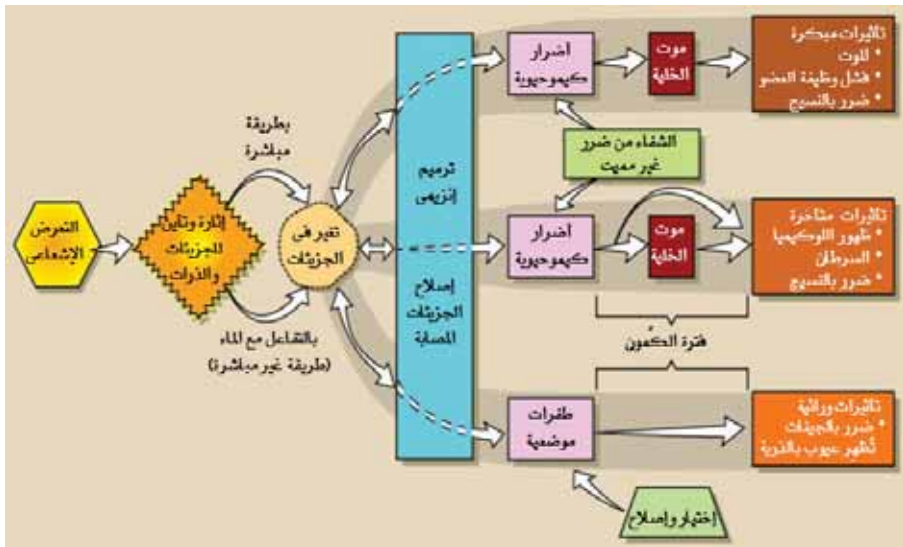
٢. المرحلة الفيزيائية-الكيميائية physico-Chemical stage: وتتراوح بين 10^{-14} إلى 10^{-11} ثانية. وتتكوّن أثناءها الجذور الحرّة free radical.

٣. المرحلة الكيميائية chemical stage: وتتراوح بين 10^{-1} إلى 10^{-2} ثانية. ويحدث أثناءها التفاعل بين الجذور الحرة والجزيئات السليمة. وعلى إثر ذلك تتشكل الجزيئات بالتركيب غير الطبيعي مما يؤثر على وظيفتها.

٤. المرحلة البيولوجية biological stage: وتستمر من ثواني حتى عشرات السنين. وتظهر المخاطر أثناءها على كل المستويات ابتداءً من تركيب الخلية إلى الكائن الحي والتجمعات السكانية. وكذلك تطوّر عمليات التلف والإصلاح البيولوجي.

ويتضح من خلال التقدير الزمني لكل مرحلة أن المراحل الثلاث الأولى تحدث أثناء عملية التعرض للأشعة. ومن ثم فإن التأثيرات البيولوجية لا تظهر مباشرة على المتعرض مهما كانت الجرعة الإشعاعية وخاصة عندما تكون فترة التعرض قصيرة.

يمكن تلخيص كل المراحل المختلفة لتفاعل الأشعة مع الكائنات الحية من خلال الرسم التخطيطي الموضّح في الشكل رقم (٨-١٢).



شكل رقم (٨-١٢) المراحل الأربعة لتفاعل الأشعة مع جسم الكائن الحي، ابتداءً من التعرض للأشعة حتى ظهور التأثيرات المبكرة والمتأخرة بالإضافة إلى التأثيرات الوراثية وعمليات الترميم الإنزيمي [٧٧].

٦:٨ التأثيرات الصحية المستحثة بالأشعة

تعرّض الأنسجة والأعضاء في جسم الإنسان إلى جرعات مختلفة من الأشعة المؤينة يسبب أنواعاً متباينة من التأثيرات الصحية. ويختلف تأثير الجرعة العالية للجسم كله كما في حالة الحوادث الإشعاعية عن الجرعة العالية لجزء محدد من الجسم كما في حالة العلاج الإشعاعي. جرعة واحدة عالية للجسم كله، يمكن أن تسبب الموت خلال أيام أو أسابيع للشخص المتعرض أو الجنين داخل الرحم [٨٧]. الجدير بالذكر أن الشخص المتعرض في مثل هذه الحالات يمر بسلسلة من الأعراض السريرية، تُقسّم عامة إلى أربع فترات [٩٦].

١. الفترة الأولى: وتصل إلى ٤٨ ساعة، حيث تتضمن الأعراض فقدان الشهية، والغثيان، والتقيؤ، والإسهال.
٢. الفترة الكامنة: تمتد من ٤٨ ساعة إلى ٢-٣ أسابيع بعد التعرض، حيث لا تظهر أثناءها أعراض محددة على المريض ويبدو متعافياً ظاهرياً.
٣. مرحلة ظهور الأعراض بوضوح: وتمتد من الأسبوع السادس إلى الأسبوع الثامن بعد التعرض، حيث تظهر أعراض مختلفة تعتمد على الجرعة الإشعاعية.
٤. فترة التعافى أو الشفاء: إذا ظل المريض على قيد الحياة، تبدأ حالته الصحية في التحسن بالتدريج ابتداءً من الأسبوع السادس وتستمر تلك الفترة إلى عدة أشهر بعد التعرض.

ويعتمد حدوث مثل هذه الدورات، وفتراتها الزمنية، على مقدار الجرعة الإشعاعية. عموماً يعاني نصف الذين يتعرضون لجرعة ٢ جراي من القيء في غضون ٣ ساعات، وتكون الأعراض نادرة بعد جرعات أقل من ١ جراي.

ويمكن أن تكون الأعراض خفيفة، مثل: فقدان الشهية، أو احساس خفيف بالتعب، أو تكون واضحة وشديدة، وتظهر في خلال خمسة دقائق بعد التعرض لجرعات عالية جداً، مثل: ١٠ جراي أو أكثر، وتشمل أيضاً التعب، والإرهاق، والتعرق، والحمى، واللامبالاة، وانخفاض ضغط الدم. في حين أنه في حالة التعرض لجرعات أقل (أقل من ٢ جراي للجسم كله) يتأخر ظهور

الأعراض، بل تنتج أعراض أقل حدة، ويتعافى المريض بإذن الله مع تعاطى الأدوية المناسبة، ويعود بعد ذلك إلى حياته الطبيعية.

وقد لا تكون الجرعة العالية لمنطقة محددة من الجسم؛ مميتة، بل يمكن أن تسبب تأثيرات مبكرة، مثل: احمرار الجلد، ثم ظهور قشور خشنة، أو رطوبة (بعد تعرض الجلد)، أو التأثير على وظيفة الجهاز الهضمي (بعد التعرض الخارجي أو الداخلي للأمعاء الدقيقة أو القولون)، أو حتى العقم (بعد تعرض الأعضاء التناسلية). وهذه التأثيرات تنتمي إلى ”التأثيرات الحتمية“. حيث تحدث التأثيرات الحتمية فقط إذا كانت الجرعة المكتسبة أكبر من قيمة محددة تسمى جرعة العتبة threshold dose، وهي تختلف من نسيج لآخر في الجسم. ويحدث التأثير عادة بعد التعرض للأشعة مباشرة وتتزايد خطورته كلما زاد معدل الجرعة، وقيمتها الكلية، بالإضافة إلى مدى حساسية النسيج، أو العضو المتلقي للجرعة.

ويمكن أن تحدث بعض أنواع التأثيرات الحتمية بعد مرور فترة زمنية طويلة نسبياً من التعرض للأشعة. مثل هذه التأثيرات ليست مميتة عادة، ولكنها تسبب خللاً في وظيفة بعض أجزاء الجسم مثل ”عتامة في عدسة العين“ cataract [٩٧-١٠٠]، أو الالتهاب الرئوي، أو تدهور الحالة الطبيعية للجلد وظهور ندبات، أو التكرز؛ على إثر الموت الموضعي للخلايا بالأنسجة الناعمة، أو قصور في وظيفة الغدة الدرقية، أو قمع التبويض عند الإناث، أو انخفاض القدرة على الإخصاب لدى الرجال [٧١، ٨٧].

جدول رقم (٨-١) تأثير الأشعة المؤينة على المبيض في الإناث [١٠١].

التأثير البيولوجي	الجرعة (Gy)
لا يظهر تأثير.	٠,٦
ظهور بعض المخاطر التي يترتب عليها قمع التبويض في النساء اللواتي تخطين ٤٠ سنة من العمر.	١,٥
إذا كان عمر المرأة يتراوح ما بين ١٥ - ٤٠ سنة، فإن ٦٠٪ من النساء قد تعاني قمع دائم للتبويض. وأما النسبة الباقية، فقد تعاني انقطاع مؤقت للطمث amenorrhea. قد تصل نسبة القمع الدائم للتبويض ١٠٠٪، في النساء اللواتي بلغ عمرهن أكبر من ٤٠ سنة. بالإضافة إلى ذلك، تعاني النساء من انقطاع الطمث المستحث نتيجة التعرض للأشعة.	٢,٥ - ٥,٠
قد تعاني نسبة تتراوح ما بين ٦٠ - ٧٠٪ من النساء اللواتي يتراوح أعمارهن بين ١٥-٤٠ سنة؛ قمع دائم للتبويض. وأما النسبة الباقية فقد تواجه انقطاع مؤقت للطمث. ولا تتوفر بيانات للنساء اللواتي عمرهن أكبر من ٤٠ سنة.	٥,٠ - ٨,٠
تعاني كل النساء المتعرضات للأشعة المؤينة (نسبة ١٠٠٪)، من قمع التبويض.	أكبر من ٨

جدول رقم (٨-٢) تأثير الأشعة المؤينة على الخصيتين في الرجال [١٠١].

التأثير البيولوجي	الجرعة (Gy)
تناقص مؤقت في عدد الحيوانات المنوية.	٠,٣ - ٠,١
انعدام مؤقت للمني بنسبة ١٠٠٪ في الأشهر من ٤-١٢ بعد التعرض. ويتم الشفاء الكامل بإذن الله بعد ٤٨ شهراً.	٠,٥ - ٠,٣
انعدام مؤقت للمني بنسبة ١٠٠٪ في الأشهر من ٣-١٧ بعد التعرض. وتبدأ مرحلة الشفاء الكامل في الفترة من ٨-٣٨ شهراً.	١,٠ - ٠,٥
انعدام مؤقت للمني بنسبة ١٠٠٪ في الأشهر من ٢-١٥ بعد التعرض. تبدأ مرحلة الشفاء الكامل في الفترة من ١١-٢٠ شهراً.	٢,٠ - ١,٠
انعدام تام للمني بنسبة ١٠٠٪ يبدأ من ١-٢ اشهر بعد التعرض. ولم يُلاحظ أي شفاء حتى ٤٠ شهراً.	٣,٠ - ٢,٠

وإذا كانت الجرعة الإشعاعية صغيرة، أو أنها أُكْتُسِبَتْ على فترة زمنية طويلة (مثل التعرض المزمن)، فتتاح فرصة أكبر لخلايا الجسم بإصلاح الخلل الناتج عن التعرض للأشعة إن لم يكن قاتلاً، ولكن قد يستمر حدوث تغيرات بطيئة للغاية في مدة تصل إلى عدة عقود وبعدها يظهر تأثير الأشعة على الشخص في مرحلة متأخرة من حياته أو حتى في ذريته [١٠٢]. وينتمي هذا النوع من التأثيرات إلى ما يسمى ”التأثيرات الاحتمالية stochastic effects، حيث لا يوجد تأكيد على حتمية حدوثها، فقد تحدث أو لا تحدث. ويتزايد احتمال حدوث التأثيرات الاحتمالية كلما زادت الجرعة المكتسبة، ولكن الفترة الزمنية المنقضية حتى يظهر التأثير، وخطورته، لا تعتمد على الجرعة. ومن أمثلة التأثيرات الاحتمالية للأشعة، كلاً من: أمراض السرطان، والأمراض الوراثية [٨٧، ١٠٣-١٠٥]، كما يتضح بالجدول (٨-٣).

جدول رقم (٨-٣) التأثيرات الصحية الاحتمالية

التأثير الصحي	النسيج المُعرَّض للأشعة في
سرطان الغدة الدرقية	الغدة الدرقية
اللوكيميا (سرطان خلايا الدم البيضاء)	نخاع العظام الأحمر
الأورام الخبيثة (السرطانات الصلبة)	أعضاء مختلفة
تأثيرات تظهر في الجيل التالي	الأعضاء التناسلية

٨:٧ مخاطر التصوير الإشعاعي التشخيصي^٢ [١٠٦-١٠٨]

تُمثّل الاستعمالات الطبية للأشعة السينية حوالي ٥٨٪ من إجمالي التعرُّض الإشعاعي لسكان العالم من المصادر الصناعية للأشعة (انظر: الشكل رقم ٨-١).

وقد وصلت هذه النسبة إلى ٩٩,٩٪ في بعض البلدان المتقدمة (الدول الصناعية الكبرى) نتيجة تطور وتطبيق إجراءات الحماية من الأشعة [١١٠].

ولقد قُدِّرت حالات التعرض الطبي بأربعة بلايين حالة حول العالم في عام ٢٠٠٧م فقط. وهذا العدد غير موزَّع بين الدول بالتناسب مع عدد السكان، ولكن يتلقى ٢٥٪ من سكان العالم بالبلدان المتقدمة حوالي ٧٥٪ من حالات التعرض الطبي. ونظراً لتطور الرعاية الطبية فإن عدد المتلقين لها في تزايد مستمر، وكذلك يتزايد نصيب الفرد من الجرعة الفعَّالة باستمرار منذ ١٩٨٠م حتى الآن. ويتراوح ذلك ما بين ٣٧,٠ إلى ٦١,٠ ميليسيفيرت [١١١].

ويختلف الفحص الإشعاعي للمرضى عن التعرُّض للأشعة من الخلفية الطبيعية، أو أثناء استخدام مصادر الأشعة في ممارسات غير طبية، حيث تجتمع المنفعة والضرر المحتمل في

٢- تُقَيِّم مخاطر الأشعة كميّاً بواسطة «الجرعة الفعَّالة» بدلالة وحدة «ميليسيفرت». يتناسب الخطر عامة مع الجرعة وأكد ذلك الدراسات التي أُجريت على الناجين من قنبلة هيروشيما وناجازاكي باليابان، حيث من تعرضوا لجرعة تزيد قليلاً عن جرعة التصوير المقطعي، زادت لديهم حالات حدوث السرطان (٥-٢٠ ميليسيفرت في مقابل ١-١٠ ميليسيفرت) [١٠٩].

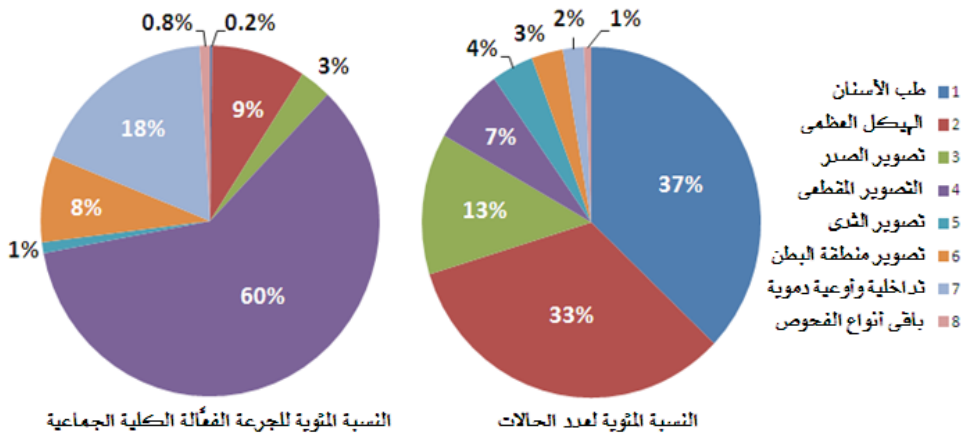
نفس الفرد المعرض للأشعة . كما أنّ متلقي الأشعة في المجال الطبي يكون في الغالب مريضاً، وضعيف البنية، أو من المسنين، ومن ثمّ يكون تأثير الأشعة أكثر خطورة [١١٢-١٢٣]. وتركّز برامج الحماية من الإشعاع في الاستخدامات المثالية سواء أكانت الصناعية أم الأبحاث العلمية، في غالبها على تخفيض الجرعات، بيد أنّ شأنها في حالة الطب أكثر تعقيداً من غيرها، حيث أنّ الجرعات الأعلى من الضرورة تمثل مشكلة، في حين أنّ الجرعات المنخفضة جداً تأخذ حالتين هما: إنتاج صور رديئة التباين، ومن ثمّ لا تفيد في التشخيص الجيد، أو أنها منخفضة جداً لا تفيد في معالجة ورم سرطاني. وتُعدّ الجرعة المنخفضة تحت هذه الظروف أسوأ من الجرعة المرتفعة الضرورية.

ومن هنا ظهرت توجيهات مجلس المجموعة الأوروبية التي منها، ضرورة تحقيق مبدأ الأمثلية، بمعنى وجوب تأدية الفحوص كلّها بأقل جرعة ممكنة؛ أو لتحقيق الإنجاز المطلوب بدرجة معقولة مع التعرض لجرعة إشعاعية أقل من الحد المسموح (مبدأ ALARA). ولذلك يجب تقييم الجرعة المكتسبة بكل دقة، أثناء الإجراءات الطبية المعتمدة على الأشعة [١٢٤-١٣٢]، حيث تستخدم بيانات القياسات الإشعاعية dosimetry أثناء التصوير الإشعاعي التشخيصي في:

- تقييم المخاطر المحتملة في فحص طبي معيّن [١٣٣-١٤٥].
- تقييم الخطر لمريض مفرد [٨١، ١٤٦، ١٤٧].
- المقارنة بالمستوى التشخيصي المتفق عليه قومياً وعالمياً [١٤٨-١٥١].
- مراقبة الجرعة الجماعية للسكان [١٥٢-١٥٨].
- تقييم أداء الأجهزة كجزء من برنامج تأمين الجودة في التصوير الإشعاعي التشخيصي [١٥٩].

وتختلف الفحوص الطبية المعتمدة على الأشعة السينية في عدد المفحوصين بإجراء معين، ومدة الفحص، والجرعة الإشعاعية المكتسبة على إثر هذا الفحص. وبالرغم من اختلاف العدد الكلي للمفحوصين من دولة إلى أخرى، وكذلك عدد المفحوصين بإجراء معين، إلا أنّ مدة الفحص، والجرعة الإشعاعية المكتسبة على إثر هذا الفحص لا يختلفان كثيراً من دولة إلى

أخرى نظراً لتقيد كل إجراء بضوابط محددة، وإن كان الالتزام بتلك الضوابط ليس مثاليًا، وخاصة في الدول الفقيرة. وللوصول إلى الحالة المثالية للتشخيص الإشعاعي، تشجع الهيئات العالمية والوطنية المعنية على تنفيذ دراسات تقييم الجرعات الفعّالة في الفحوصات المختلفة، وكذلك الآثار السلبية المترتبة عليها، للمراجعة، واتخاذ التدابير التي من شأنها تخفيض تلك الأضرار [١٦٠]. ولقد وصلت كثير من الدول وخاصة المتقدمة منها، مثل: ألمانيا (انظر: الشكل رقم ٨-١٣)، بالفعل إلى مرحلة التقييم الشامل لكل الفحوص بالإضافة إلى المراجعة الدورية [١٦١، ١٦٢]، في حين أنّ بعض الدول، وخاصة النامية مازالت على الطريق. (يمكن متابعة الأبحاث المتعلقة بهذا الشأن في العديد من المجالات العلمية المختصة، مثل: Radiation Protection Dosimetry و The British Journal of Radiology).



شكل رقم (٨-١٣) النسبة المئوية لعدد حالات الفحوص المختلفة بالأشعة السينية (يمين) والنسبة المئوية للجرعة الفعّالة الجماعية (شمال) خلال عام ٢٠٠٦ م بألمانيا. تم إعادة الرسم من بيانات [١٥٩].

لقد قُسمت الفحوص إلى ثلاث مجموعات بناءً على قياسات الجرعة الفعّالة التي يتلقاها المريض أثناء إجراء تشكيلة واسعة من الفحوص بالأشعة السينية، وهي:

١. فحوص ذات خطر عالي محتمل، مثل: صور الأشعة للأطفال، والفحص الإشعاعي للثدي [١٦٣-١٦٩].
٢. فحوص ذات جرعة عالية، مثل: الإجراءات التداخلية interventional procedures، والتصوير المقطعي CT، وحقنة الباريوم الشرجية [١٧٠-١٧٥].
٣. فحوص ذات جرعة منخفضة/ عالية التردد، مثل: التصوير الإشعاعي للأسنان [١٧٦].

١:٧:٨ طبيعة الأخطار الناتجة عن التعرض الإشعاعي في الطب [١١١]

تُغطّي الجرعات الإشعاعية، والأخطار المتوقعة من الاستعمالات الطبية للأشعة، مدى واسع من احتمال الخطر، ابتداءً بالبسيط وانتهاءً بالمميت. ويمكن تصنيف المخاطر إلى فصيلتين كبيرتين:

- الفصيلة الأولى من حيث الخطر: تنتج عن التأثيرات الاحتمالية stochastic effects (مثل السرطان المستحث، والتأثيرات الوراثية المحتملة) التي نجمت في أصلها عن تدمير الحمض النووي DNA. وقد تؤدي الجرعات الإشعاعية المنخفضة المصاحبة لتصوير الصدر بالأشعة السينية، إلى خطر سرطان التحول الجيني بالأشعة radiogenic بنسبة لا يمكن إهمالها من الناحية الإحصائية. ومن ثم فإن زيادة الجرعة في الإجراءات الأخرى تحمل من الخطر مقداراً أكبر يهدد المتعرض طول حياته، قد يظهر في أي وقت [١٧٧، ١٧٨].

- الفصيلة الثانية من حيث الخطر: قد تسبب هذه الفصيلة قلقاً، وتنتج عن التأثيرات الحتمية non-stochastic effects، التي تحدث بالدرجة الأولى على إثر قتل الخلايا بعد التعرض لجرعات عالية. في حين أنّ أكثر إجراءات التصوير الإشعاعي التشخيصي تنتج عنها جرعات امتصاص لا تؤدي إلى تأثيرات حتمية، غير أنّ هناك حالات ظهرت نتيجة الأداء غير الملائم للتصوير الإشعاعي المقطعي CT، تسبب في احمرار الجلد وحتى

فقدان الشعر (انظر: الشكل رقم ٨-١٤). ويرجع السبب في احمرار جلد وجه الطفل إلى الإجراء الخاطئ للتصوير المقطعي بالإفراط في عدد مرات التنفيذ عن العدد المثالي بدون مراعاة لسن الطفل، في حين قُدِّرَ مجموع فترة التعرض ٧٠ دقيقة لالتقاط ٤٣ صورة أثناء علاج ناجح لجلطة دماغية حادة لامرأة تبلغ من العمر ٦٠ عامًا. حتى العلاج الناجح يصاحبه بعض الضرر.



شكل رقم (٨-١٤): (يمين) احمرار ثانوي نتيجة التعرض المتتالي للأشعة السينية أثناء التصوير المقطعي [١١١]. (شمال) أثر الاستخدام المتكرر للأشعة السينية على فروة الرأس وجلد العنق لامرأة [١٧٩].

وجدير بالذكر أنه تنتج عن الإجراءات الفلورسكوبية جرعات أعلى من الإجراءات الإشعاعية القياسية؛ ولذلك يمكن أن تؤذي الجلد، والنسيج تحت السطحي، كما يمكن أن تؤدي إلى إصابات حتمية حادة من حين إلى آخر لبعض المرضى [١٧٩-١٨٣] (انظر: الشكل رقم ٨-١٥). ويتضح من الشكل التطور الزمني لتأثير الأشعة السينية التشخيصية كالاتي: (شمال) ظهر المريض بعد ٦-٨ أسابيع من التعرض، حيث يظهر احمرار موسع بالجلد مع ظهور منطقة أكثر تأثرًا بالمنتصف. (وسط) بعد ١٦-٢١ أسبوع، تغير لون الجلد مع تطور منطقة تتركز في

المركز. (يمين) ظَهر المريض بعد ١٨-٢١ شهر. تتكرر عميق مع وجود ضمور عند الحدود.



شكل رقم (٨-١٥) التطور الزمني لتأثير الأشعة السينية التشخيصية على رجل يبلغ ٤٠ سنة أجرى إجراءات فلورسكوبية مرات عدة لتصوير الأوعية الدموية [١٧٩، ١٨٠].

جدول رقم (٤-٨) مقارنة بين الجرعات الإشعاعية في المجال الطبي على إثر الفحوصات

المختلفة [١٨٤].

الفترة الزمنية لتلقي جرعة فعالة مكافئة من الخلفية الإشعاعية الطبيعية ***	عدد مرات فحص الصدر بالأشعة السينية للوصول إلى جرعة فعالة مكافئة **	القيم الواردة بالتقارير العلمية (mSv)	الجرعة الفعالة التموذجية (mSv) *	الإجراء التشخيصي
٢,٤ يوم	١	٠,٠٥ - ٠,٠٧	٠,٠٢	فحص الصدر من الخلف للأمام Chest X-ray (PA film)
١٢ يوم	٥	٠,٢٢ - ٠,٠٣	٠,١	فحص الجمجمة Skull X-ray
٢٤ يوم	١٠	٠,٣ - ٠,٠٧	٠,٢	ال فقرات المقابلة لعنق الرحم Cervical spine
١٢٠ يوم	٥٠	١,٤ - ٠,٦	١,٠	ال فقرات المقابلة لقفص الصدري Thoracic spine
١٨٠ يوم	٧٥	١,٨ - ٠,٥	١,٥	فحص الفقرات القطنية Lumbar Spine
١٢ يوم	٥	٠,٢٤ - ٠,٠٥	٠,١	فحص الصدر من الخلف للأمام والجنب Posteroanterior and lateral study of chest
٤٨ يوم	٢٠	٠,٦ - ٠,١	٠,٤	التصوير الإشعاعي للثدي Mammography
٨٤ يوم	٣٥	١,١ - ٠,٤	٠,٧	تصوير البطن Abdomen
٧٢ يوم	٣٠	١,٢ - ٠,٢	٠,٦	تصوير الحوض Pelvis
٨٤ يوم	٣٥	٢,٧١ - ٠,١٨	٠,٧	تصوير الفخذ Hip

١,٢ يوم	٠,٥	٠٠٠	٠,٠١	Shoulder الكتف
٠,٦ يوم	٠,٢٥	٠٠٠	٠,٠٠٥	Knee الركبة
٠,١٢ يوم	٠,٠٥	٠,١ - ٠,٠٠٢	٠,٠٠١	الأطراف الأخرى Other extremities
سنة واحدة	١٥٠	٢,٧ - ٠,٧	٣	فحص الجهاز البولي I.V. Urogram
سنتان	٣٠٠	١٢ - ١,٥	٦	فحص الجزء العلوي من الجهاز الهضمي **** Upper G.I. exam
سنة وثمانية أشهر	٢٥٠	٧,٨ - ٣	٥	الأمعاء الرفيعة Small-bowel series
٢,٧ سنة	٤٠٠	١٨ - ٢	٨	حقنة الباريوم **** Barium Enema

* متوسط الجرعة الفعالة بالميليسيفرت (mSv) كما تم تجميعها في بحث ميتلر وآخرين [١٨٥].

** اعتماداً على افتراض أن متوسط الجرعة الفعالة لتصوير الصدر بالأشعة السينية تساوي ٠,٠٢ ميليسيفرت.

*** اعتماداً على أن متوسط الجرعة الفعالة من الخلفية الإشعاعية الطبيعية تساوي ٣ ميليسيفرت في السنة بالولايات المتحدة الأمريكية. المصدر:

(U.S. Food and Drug Administration). FDA. <http://1.usa.gov/NhP7AQ>
الجدير بالذكر أن هناك تقييمات أخرى على بعض المواقع الإلكترونية مثل [١٨٦-١٨٨] ولكنها لا تختلف كثيراً عما ورد في هذا الجدول.

**** يشمل الكشف الفلوري بالأشعة السينية، الجزء العلوي من الجهاز الهضمي: المريء، والمعدة، والاثني عشر.

جدول رقم (٨-٥) الجرعة الفعالة للبالغين على إثر الفحص بالأشعة المقطعية^٣ [١٨٤]

مدى القيم الواردة بالتقارير العلمية (mSv)	الجرعة الفعالة النموذجية (mSv)	الإجراء التشخيصي	
٤,٠ - ٠,٩	٢	Head CT	فحص الرأس
٠٠٠	٣	Neck CT	فحص الرقبة (العنق)
١٨ - ٤,٠	٧	Chest CT	فحص الصدر
٤٠ - ١٣	١٥	Chest for pulmonary embolism	الصدر للانسداد الرئوي
٢٥ - ٣,٥	٨	CT Abdomen	فحص البطن
١٠ - ٣,٣	٦	Pelvis	الحوض
٠٠٠	١٥	Three-phase liver study	الفحص ثلاثي الأطوار للكبد
١٠ - ١,٥	٦	Spine	العمود الفقري
٣٢ - ٥	١٦	Coronary angiography	تصوير الأوعية التاجية

وتعطى الجرعات الإشعاعية أثناء العلاج بالأشعة عن قصد بغرض قتل الخلايا السرطانية؛ ولذلك فإن مستويات تلك الجرعات تسبب تأثيرات حتمية لأنها ذات قيم أعلى من جرعات التشخيص المنخفضة.

ولم يترك الأمر هكذا بإعطاء جرعات بلا حدود؛ للتخلص من الأورام السرطانية عن

٣ - يتزايد عدد حالات التصوير المقطعي على مستوى العالم نظراً لأهميته التشخيصية، حيث قُدرت عدد الحالات في الولايات المتحدة مثلاً ٣ ملايين حالة عام ١٩٨٠، وزاد العدد على ١٨ مليون حالة عام ١٩٩٣م، في حين بلغ عدد الحالات ٦٢ مليون عام ٢٠٠٦م. وقُدِّر معدل الزيادة السنوية في الفترة من ١٩٩٣-٢٠٠٦ بـ ١٠-١١٪ سنوياً، ومن المتوقع أن تستمر هذه النسبة أو تنقص قليلاً حتى تستقر عند ٧٪ سنوياً، مع بذل المزيد من الأبحاث والدراسات؛ من أجل خفض الجرعة المكتسبة على إثر هذا الإجراء. وللتعرف على قائمة بهذه البحوث، يمكن مراجعة الجدول رقم (١) في الفصل الثاني عشر من كتاب D. Tack مع آخرين [١٩١].

طريق قتل خلاياها بجرعة واحدة قاتلة، بل الأصل تضيق نطاق تلك الجرعات، حيث يعمل أخصاصيو العلاج بالإشعاع radiotherapists على تقليل النتائج غير المقبولة، والآثار الجانبية، ومن ثم ينبغي أخذ الحذر من إعطاء جرعات زائدة عن الحد المتفق عليه في برنامج العلاج الإشعاعي على إثر خلل بالأجهزة، أو أخطاء العاملين، فتترتب على ذلك مشاكل صحية المريض في غنى عنها [١٨٩، ١٩٠].

٢:٧:٨ التعرّض المهني في المجال الطبي

لا يقتصر التعرض للأشعة السينية على المرضى فقط، وإنما يمتد إلى الممارسين [١٩٢-٢٠١]. وعدد الأشخاص المعرضين مهنيًا للأشعة في الطبّ أعظم كثيرًا من أي ممارسة أخرى، بسبب سعة الانتشار، وعدد الإجراءات الطبية التي تستخدم فيها مصادر الأشعة. كما أن متوسط الجرعة الجماعية كما قدّرتها اللجنة العلمية للأمم المتحدة المعنية بتأثيرات الإشعاع الذري (UNSCAER) أعلى في المجال الطبي منها في أي مجال آخر يتعامل مع المصادر المشعة [١١٠، ١١١].

إن التعرّض المهني الفردي يتفاوت تفاوتًا كبيرًا بين مقدمي الرعاية الطبية المتصلة بالأشعة طبقًا لعدد الإجراءات المنفّذة، ومهارة المختص وخبرته [٢٠٢، ٢٠٣]. ويتعرّض أكثر هؤلاء لجرعة سنوية أقل بكثير من حدود الجرعة الموصى بها من قبل اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع ICRP (ولمزيد من التفاصيل يمكنكم الاطلاع على الفصل التاسع)؛ على أية حال، توجد إجراءات محددة تعطي جرعات كبيرة لأعضاء الفريق الطبي، مثل: الإجراءات الطبية التداخلية الموجهة بالأشعة السينية الفلورسكوبية [٢٠٤].

٨:٨ تأثيرات الإشعاع على الجنين

تظهر العيوب الخَلْقِيَّة في الإنسان والحيوان دون تعرّضهما للأشعة السينية أو أي أشعة مؤينة أخرى. ومتوسط الحدوث للأطفال المشوّهين عند الولادة حوالي ٦ ٪. وبعض التشوّهات

تختفي بعد الولادة، ولكن أغلبها تصير واضحة فيما بعد على الرغم من عدم رصدها عند الولادة. وتتضاعف النسبة حتى تصل إلى ١٢٪ إذا فُحصَ الأطفال حتى البلوغ. وتتزايد نسبة التشوهات الخَلِيقِيَّة بين الأطفال المولودين لأمهات تعرضت أرحامهن للإشعاع دون أن يعلمن بحملهن؛ مما يدل على حدوث تأثيرات جسدية للأجنة تتطور بمرور الوقت [٢٠٥]. وهذا يتطلب تقديم المشورة الفورية للمرضى الحوامل بعد التعرض للإشعاع بمجرد العلم بحملهن [٢٠٦]. ويمكن إيجاز التأثيرات غير المسرطنة على الأجنة في ثلاث فصائل على النحو التالي [٢٠٥]:

- التأثيرات القاتلة المستحثة بالإشعاع: تحدث بعد التصاق كيس الجنين بجدار الرحم أو استحاثه بجرعات إشعاعية عالية جداً أثناء كلِّ مراحل تطور الجنين داخل الرحم. فقد يموت الجنين قبل الولادة أو بعدها متأثراً بالتشوهات التي أحدثتها الأشعة.
 - التشوّهات: خاصة في فترة تكوين الأعضاء الرئيسة بالجسم، وخصوصاً أكثر المراحل نشاطاً في مضاعفة الخلايا، أي: من الأسبوع الثامن حتى الخامس عشر، وقد يمتد تأثيرها حتى الأسبوع الخامس والعشرين. ومن أمثلة تلك التشوّهات: التشوه الشكلي في المظهر العام للجسم، وتأخر النمو، وانخفاض في معامل الذكاء قد يصل إلى التخلف العقلي الحادّ [٨٧].
 - اضطرابات نمو دون تشوّهات مستحثة: ويكون ذلك في كلِّ مراحل تطور الجنين، وخصوصاً إذا حدث التعرض الإشعاعي في الفترة الأخيرة من الحمل [٢٠٧].
- تعتمد درجة خطورة التأثيرات الإشعاعية غير المسرطنة في الأجنة على مرحلة الحمل (انظر: الجدول رقم (٨-٦) والشكل رقم ٨-١٦)، والجرعة الإشعاعية المكتسبة، ومعدل الجرعة، حيث وجدَّ انخفاض أكثر التأثيرات الباثولوجية في الجنين على نحو ملحوظ عند خفض معدل الجرعة. ويتّضح من ذلك أهمية عدم إجراء أيِّ فحص إشعاعي لمنطقة الحوض في السيدات أثناء فترة الحمل، وخاصة إن أُتيحت بدائل أخرى [٢٠٨، ٢٠٩].

٤ - تتصف الفترة من الأسبوع الثامن حتى الخامس عشر من عمر الجنين بمعامل خطورة للتخلف العقلي المستحث بالأشعة يصل إلى ٤٠٪ لكل سيفرت. تتخفض قيمة معامل الخطورة إلى ١٠٪ لكل سيفرت في الفترة من الأسبوع السادس عشر حتى الأسبوع الخامس والعشرين. ومع ذلك وبسبب أن هذه العملية تنتمي إلى التأثيرات الحتمية، فإن جرعة العتبة threshold dose تصل إلى ٢٠٠ ميلي سيفرت [٢١٠].

الجدول رقم (٨-٦) تأثيرات الأشعة على الجنين قبل الولادة [٧٣]

التأثيرات المحتملة	مرحلة الحمل (يوم)
موت الجنين أكثر احتمالاً في حين أن احتمال تشوّه الجنين يكون ضعيفاً جداً.	٩-١
تناقص التأثير القاتل للأشعة مع وجود فرصة ضعيفة للتشوّه.	١٢-١٠
حدوث تشوّه جنيني، وتأخر في النمو، قد يؤدي إلى التخلف العقلي.	٥٦-١٣
تزايد احتمال التأخر العقلي (هذه الفترة يظهر أكثر التأثيرات الخطيرة على الجهاز العصبي المركزي (CNS)).	١١٢-٥٧
تناقص التأثير على الجهاز العصبي المركزي (CNS).	١٧٥-١١٣
احتمال ضعيف للتأثيرات الخطيرة على CNS (لا يوجد تقارير علمية موثقة عن حدوث تأثيرات خطيرة مثل التأخر في تطور نمو الجهاز العصبي المركزي).	بعد ١٧٥

ومن الأهمية بمكان التحقق من كون المريضة حبلى أم لا قبل العلاج الإشعاعي. ويمكن تطبيق العلاج الإشعاعي للمريضات بالسرطان وهن حوامل بشرط أن يكون موضع المرض بعيداً عن منطقة الحوض، وتُخطط المناطق بعناية فائقة وخاصة كلما اقتربت من الحوض. وأما في حالات السرطان بمنطقة الحوض، فلا يمكن أن يُعالج السرطان بشكل كافٍ أثناء الحمل بدون عواقب خطيرة أو قاتلة للجنين.



أقل خطورة بعد اكتمال بناء الأعضاء وخاصة في الأشهر الثلاثة الأخيرة	تتناقص الخطورة نسبياً في النصف الثاني من الأشهر الثلاثة الوسطى	أعلى خطورة في الأشهر الثلاثة الأولى وخاصة الشهر الثالث
---	--	--

شكل رقم (٨-١٦) تتزايد مخاطر الأشعة على الجنين كلما كان معدل تكاثر الخلايا عالياً، وهذا يعني تناقص الخطورة القاتلة كلما تقدم عمر الجنين داخل الرحم، واكمال بناء أعضاء جسمه [٢٠٩].

إن إنهاء الحمل قرار فردي يتأثر بالعديد من العوامل. حيث أن جرعات التعرض الإشعاعي للجنين أقل من ١٠٠ ميليغراي، لا يجب أن تكون السبب الأساسي لإنهاء الحمل. وفي الحالات التي يتعرض الجنين أثناءها لجرعات أعلى من هذا المستوى، تُتخذ القرارات النهائية بإنهاء الحمل استناداً إلى الظروف الفردية [٢٠٩]؛ وذلك لأن الحسابات الإحصائية على نتائج الدراسات التطبيقية أثبتت أن احتمال ولادة أطفال أصحاء هي:

- احتمال عدم وجود خلل في وظائف أعضاء الطفل يصل إلى ٩٧٪، عندما تكون الجرعة أقل من ١٠٠ ميليغراي أعلى من الخلفية الإشعاعية الطبيعية.
- احتمال عدم ظهور سرطان في المولود حتى بلوغه تسعة عشرة سنة عندما تكون الجرعة المكتسبة أقل من ١٠٠ ميليغراي، هو ٩٩٪.
- إذا كانت الجرعة المكتسبة أعلى من ١٠٠ ميليغراي، تغيرت القيم الاحتمالية تماماً. وقد يعتقد البعض بناءً على ما تقدم، في حتمية التوقف الإجباري عن العمل للنساء اللواتي يعملن في مجال الأشعة بمجرد بدء الحمل، ولكن الحقيقة غير ذلك، حيث يمكن لهؤلاء

السيدات أن يمارسن عملهن طالما توفر تأمين مقبول للمصادر المشعة في بيئة العمل تجعل الجرعة المكتسبة أثناء فترة الحمل أقل من ميليجراي واحد [٢١١]. الجدير بالذكر أنه اختير هذا الحد من الجرعة على اعتبار أن كل الأشخاص يتعرضون لهذه الجرعة سنوياً من الخلفية الإشعاعية الطبيعية [٢١٢]. وهذا لا ينفي الخوف الدائم للسيدات الحوامل من الأشعة المؤينة مجهولة المصدر التي قد يتعرضن لها في أي لحظة دون سابق إنذار [٢١٣].

٩:٨ تأثير الجرعات الإشعاعية المنخفضة

مما لا شك فيه خطورة الجرعات الإشعاعية العالية، ولكن ماذا عن الجرعات الإشعاعية الصغيرة (المنخفضة). إن التأثير البيولوجي للأشعة يعتمد كما ذكرنا على مجموعة من العوامل ولذلك تستخلص النتائج من متابعة عدد هائل من الحالات، ولا يُعتد بالحالات الفردية لوجود استثناءات خاصة بها. فمثلاً: من أجل اشتقاق تقييم خطر السرطان الناتج عن الأشعة وخاصة عند الجرعات المنخفضة، يجب مراجعة بيانات مُوسَّعة أو ما يسمى البيانات الوبائية Epidemiological data [٢١٥، ٢١٦] ضمن دراسات:

- الناجين من قنبليتي هيروشيما وناجازاكي اليابانيتين [٢١٧-٢٢٠].
 - التشخيص والعلاج الطبي بالأشعة [٢٢١-٢٢٨].
 - التعرض الإشعاعي المهني [٢٢٩-٢٣١].
 - التعرض الإشعاعي من البيئة [٢٣٢].
- وتركّز تلك الدراسات على العلاقة بين الجرعة الإشعاعية والأثر البيولوجي أو ما يسمى "علاقات الاستجابة للجرعة الإشعاعية" Radiation Dose-Response Relationships، حيث تساهم تلك العلاقات في وظيفتين هامتين هما:

- المساعدة في تصميم الإجراءات العلاجية لمرضى السرطان.
- تقديم معلومات عن تأثيرات جرعة الإشعاع المنخفضة.

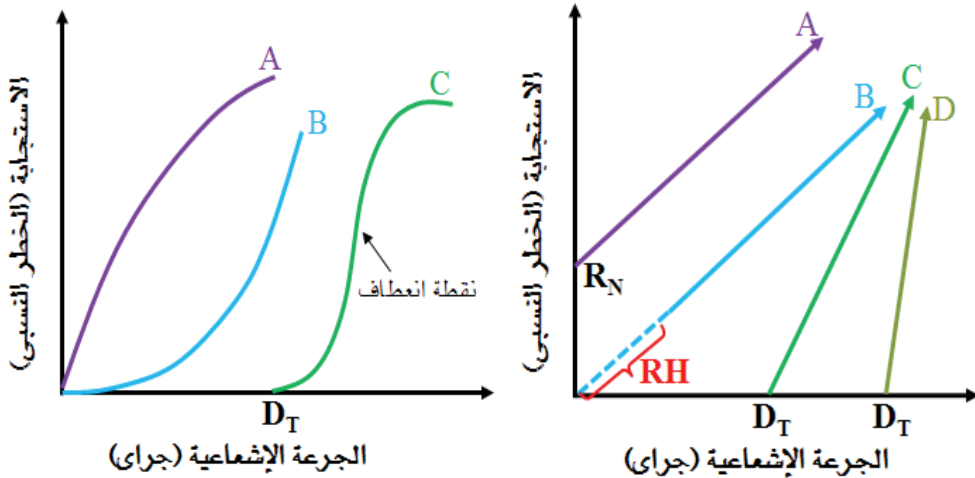
٥- طبقاً للتقرير السابع للأكاديميات الوطنية National academies تم تعريف الجرعات الإشعاعية المنخفضة على أنها الجرعات في المدى القريب من الصفر حتى مائة ميليسيفرت (٠,١ سيفرت) من أشعة ذات قيمة منخفضة لمعدل الانتقال الخطى للطاقة؛ ولذلك فإن هذه الجرعة تكافئ مائة ميليجراي. [٢١٤].

وقد توصل الباحثون من خلال دراسات «البيانات الوبائية» إلى وجود نوعين من العلاقات العامة بين الجرعة الإشعاعية، والاستجابة البيولوجية، أو ما يسمى «الخطر النسبي الزائد»، وهما:

- العلاقة خطية linear ذات جرعة عتبة، أو بدون.
- العلاقة غير خطية nonlinear ذات جرعة عتبة، أو بدون (انظر: الشكل رقم ٨-١٧).

وتتبع التحولات الجينية، والسرطان المستحث بالإشعاع، العلاقة الخطية بدون عتبة-linear nonthreshold dose response relationship (الخط B يمين) وخاصة عند الجرعات المتوسطة والعالية [٢٣٣]، وهذا يعني أن الجرعة أعلى من الصفر سوف تسبب بعض الخطر. في حين أن العلاقة الخطية ذات العتبة (C, D يمين) تعني عدم حدوث الخطر إلا بعد حد أدنى من الجرعة مع اختلاف معدل الاستجابة في جميع الحالات.

شكل رقم (٨-١٧) أنواع العلاقات بين الجرعة الإشعاعية والاستجابة البيولوجية، إعادة الرسم من [٧٧].



يتضح من الشكل رقم (٨-١٧) أنواع العلاقات بين الجرعة الإشعاعية والاستجابة البيولوجية

(الخطر النسبي الزائد). العلاقة خطية ذات جرعة عتبة D_T أو بدون (يمين) أو علاقة غير خطية ذات جرعة عتبة D_T أو بدون (شمال). R_N تعني أن الخطر ناتج عن عوامل أخرى غير الأشعة. ويحدد نوعية العلاقة وشكل المنحنى، معدل الاستجابة. RH تشير إلى منطقة Radiation Hormesis⁶ المثيرة للجدل حول النتائج المترتبة على التعرض الإشعاعي.

إنّ الموت الناتج عن الأشعة والتأثيرات التي تظهر على الجلد، عند جرعات عالية في الإجراءات الفلورسكوبية، يتبع المنحنى C (شمال) ويسمى sigmoid-type dose relationship. لذلك لا تظهر التأثيرات بوضوح إلا بعد تجاوز جرعة العتبة. النقطة التي يتوقف عندها انحناء المنحنى تسمى "نقطة انعطاف"، حيث تكون الاستجابة أعلى ما يمكن لأي تغيير في الجرعة الإشعاعية.

إنّ المبدأ المهم في التصوير الإشعاعي التشخيصي، أن يتحقق الهدف منه مع جرعة تُعرض ذات مستوى منخفض جداً؛ لأنّ التأثيرات الجانبية لن تظهر إلاّ متأخرة بعد فترة طويلة من الزمن. وحيث أنه لا يمكن الحصول على صور إشعاعية ذات جودة عالية مع جرعات قريبة من الصفر، فيمكن توقع الخطر عند الجرعات المنخفضة باستقراء extrapolation علاقة الاستجابة المعروفة عند جرعات عالية باستخدام الرسم البياني الخطي بدون جرعة عتبة (الجزء المنقط من الخط B يمين). التشخيص بالأشعة السينية يكون عادة وفي المقام الأول ذو تأثيرات متأخرة نتيجة التعرض للإشعاع ولكن وبصرف النظر عن وجود radiation hormesis [٢٣٥] فلم يُلاحظ مخاطر واضحة على الإنسان كالسرطان المستحث بالإشعاع على إثر تعرضه لجرعات أقل من ١٠ راد (١٠٠ ميليغراي) [٢٣٦]، حيث أظهرت البيانات التي حُصل عليها من الدراسات عن الناجين من القنبلتين الذريتين، تقلبات قوية في الاستجابة الخطية للجرعة أقل من ١٠٠ ميليسيفرت [٢٣٧]. ويمكن تفسير ذلك من خلال احتماليين [٢١٦]:

٦ - تسمى أيضاً استتباب الأشعة (radiation homeostasis) عبارة عن فرضية أن الجرعات المنخفضة من الأشعة المؤينة (في نطاق مستويات الخلفية الطبيعية و فوقها بقليل) مفيدة للجسم، حيث تعمل على تحفيز آليات الإصلاح التي تحمي الجسم ضد الأمراض، والتي لا يتم تفعيلها في غياب الأشعة المؤينة. ويُفترض أن تكون آليات الإصلاح الاحتياطية فعالة بما فيه الكفاية عندما يتم تحفيزها، ليس لإزالة التأثيرات الضارة للإشعاع المؤين فقط ولكن أيضاً تمنع أمراض لا علاقة لها بالتعرض الإشعاعي. الجدير بالذكر أن هذه الفرضية قد استولت على انتباه العلماء والعامّة من الناس على حد سواء في السنوات الأخيرة [٢٣٤].

١. عدم ظهور سرطان مستحث بعد التعرض لجرعات إشعاعية منخفضة مثل هذه بسبب عمليات الترميم المثالي، والإصلاح الخلوي الكامل لما تخلفه هذه الجرعات من تأثيرات بالخلية الحية ومكوناتها [٢٣٨].

٢. يُمكن أن يُستحث السرطان بعد هذه الجرعات المنخفضة ولكن بدرجة صغيرة جداً تجعله مخفياً ضمن تقلبات السرطان ”العفوية“.

وفي المقابل فإن التفسير السائد هو أن الجرعة المنخفضة جداً من الأشعة تُحفّز الاستجابات الهرمونية والمناعية للعوامل البيئية السامة في الجسم [٢٣٩-٢٤٢].

ولمزيد من المقالات العلمية حول تأثير الجرعات الإشعاعية المنخفضة، يمكن مراجعة الأبحاث المنشورة في المجلة العلمية: International Journal of Low Radiation على الرابط التالي:

<http://www.inderscience.com/jhome.php?jcode=ijlr>

٨:١٠ النماذج الرياضية وتقييم الخطر الإشعاعي

كان من الضروري اتباع مسار مزدوج من التجارب العملية والنماذج الكمية القائمة على الفرضيات؛ لفهم تأثير الأشعة المؤينة على جسم الإنسان [٢٤٣-٢٤٤]. ولقد أتاحت التجارب مجموعة كبيرة من البيانات على مستوى خلية واحدة، في حين أن نمذجة التأثيرات البيولوجية للإشعاع قد جذبت اهتمام الفيزيائيين بعد وقت قصير من ظهور الأدلة التجريبية الأولى بأن الأشعة المؤينة ذات خصائص سُمّية جينية. وتتركز النمذجة الفيزيائية الحيوية biophysical modeling لتأثيرات الأشعة، منذ البداية وحتى الآن في معظمها، على المراحل الأولى من تفاعل الأشعة مع الجزيئات الحيوية، وفي وقت لاحق تطرقت إلى المراحل الكيموحيوية biochemical stages بما في ذلك كسر DNA، وعمليات الترميم والإصلاح وتشكيل التشوهات الكروموسومية. ويمكن تمديد هذه النماذج إلى قتل الخلايا، والتحول الجيني، ولكن حتى الآن لا تزال تستخدم منهج الخلية الوحيدة (التوسع النسيلي clonal expansion).

وعلى النقيض من ذلك، تشير أدلة تجريبية جديدة إلى مستوى الأنسجة والبيئة الميكروية microenvironment كهدف حرج بالنسبة للتأثيرات المتأخرة للإشعاع، وآليات جينية كوسيط إلى أضرار الأشعة. على العموم، كان يُتجاهل هذا المستوى الهيكلي الأعلى في النمذجة، وذلك بسبب تعقيدها وعدم وجود بيانات تجريبية محددة كافية في هذا الشأن، ولكن ذلك لم يمنع من وجود محاولات جديدة بالإشارة إليها [٢٤٥].

إن الحاجة ملحة إلى اقتحام النماذج الرياضية مجال تقييم المخاطر الإشعاعية [٢٤٦] على مستوى الخلية والأنسجة؛ للمساهمة الجادة في توقع ما يحدث أثناء، وبعد التعرض للأشعة؛ بهدف الوصول إلى فهم دقيق لكل المعاملات المؤثرة في حساسية الخلايا والأنسجة للأشعة، وفك الاشتباك بين النتائج المتوقعة للسرطان المستحث بعد التعرض للأشعة المؤينة، والتي تبدو متعارضة في بعض الأحيان، وخاصة في مستوى الجرعات المستخدمة في التشخيص والعلاج [٢٤٧-٢٥١]، ومن ثم اتخاذ إجراءات التأمين المناسبة للاستفادة المثالية من الأشعة [٢٥٢]. إن هذا لن يحدث بواسطة الفيزيائيين وحدهم كما كانت البداية، ولكن بوجود تعاون وثيق بين الفيزيائيين والبيولوجيين؛ من أجل تقييم أفضل لتأثير الجرعات الإشعاعية المنخفضة [٢٥٣].

* * * * *

الفصل التاسع

تأمين المصادر والوقاية من التعرض للأشعة السينية

تُستخدم آلاف من أجهزة الأشعة السينية يومياً حول العالم في الطب، والصناعة، والأبحاث العلمية، والتفتيش في المطارات والموانئ، وغير ذلك. وتمثل الأشعة السينية أكبر مصادر الإشعاع الاصطناعي الذي يتعرض له الناس، وذلك ونظراً لتعدد استخداماتها.

كما أنّ خصائص الأشعة السينية والأشعة المؤينة عموماً تجعل الإنسان لا يشعر بها أثناء تعرضه، وهذا مَكْمَن الخطورة. بالإضافة إلى عدم إحداثها تغيرات مباشرة في جسم الشخص المتعرض أثناء التعرّض، وخاصة إذا كانت شدة الأشعة المنبعثة من مصدر الأشعة السينية صغيرة، فضلاً عن التأثيرات الاحتمالية التي تسببها الأشعة المؤينة عند أي مقدار من الجرعة مهما كانت صغيرة. إذًا من الأفضل عدم التعرض للأشعة مطلقاً، بيد أنّ الأشعة موجودة في البيئة التي نعيش فيها، والأشعة ليست شراً محضاً دائماً، ولكنها تقدم خدمات جليلة كما رأينا في الفصول السابقة: لذلك فإن التعامل مع المصادر المشعة صار من ضرورات الحياة، ومن هنا برزت الحاجة إلى تشريعات وقوانين ولوائح تُنظّم إنتاج المصادر المشعة، ونقلها واستعمالها وتخزينها وسبل التصرف معها على وجه العموم، والأشعة السينية على وجه الخصوص [١].

١ : ٩ فلسفة الوقاية من الإشعاع [٢]

ربما تتضح فلسفة الوقاية من الإشعاع في المقارنة بين المنافع والأضرار من جرّاء التعامل مع المصادر الإشعاعية؛ وذلك بتطبيق كافة التدابير التي من شأنها زيادة الفوائد، وتقليل الأضرار. فمثلاً: عند استخدام الأشعة السينية في الطب، نجد أنّ الهدف الطبي يتمثل بتحسين بيئة التعرّض الهادف؛ للحصول على أكبر فائدة، سواء أكان ذلك في التشخيص أم

العلاج، بالإضافة إلى الهدف الحمائي، في حين يتفادى المرضى والمختصون التعرض غير الضروري للإشعاع.

ويساعد تحسين بيئة التعرض الإشعاعي والوسائل المستخدمة، بما في ذلك أجهزة الكشف عن الأشعة والبرمجيات [٣-٦]، في الحصول على صور إشعاعية تتسم بوضوح التفاصيل، ومن ثم يتناقص احتمال تكرار طلب صور إشعاعية التي يؤدي الاستزادة منها إلى مزيد من الجرعات الإشعاعية التي قد تكون ضارة بالمريض، وهو في غنى عنها في حال الحصول على المعلومات المطلوبة للتشخيص من التصوير الأول [٢].

تعدّ السيطرة على مصادر الأشعة السينية (والأشعة المؤينة عموماً) سمة مهمة؛ للوقاية من الإشعاع. وتبدأ الوقاية من الآثار الضارة للأشعة بتأمين مصادر الأشعة أولاً؛ حتى تعمل بطريقة سليمة، ولا يترتب على تشغيل تلك المصادر الانتشار غير المبرر للأشعة في بيئة العمل؛ مما قد يؤدي إلى إيذاء العاملين، أو زائري المرافق المنتجة للأشعة المؤينة. وقد وضعت لوائح تنظيمية ومبادئ توجيهية حول استخدام مصادر الإشعاعات المؤينة؛ لمنع التعرض الزائد. وتعتمد جميعها على الفلسفة الأساسية لسلامة من الإشعاع، وهي: ”السماح فقط بقدر معقول من الضرر“، وذلك باستخدام مفهوم الأمثلة الذي ينص على أن ”أقل ما يمكن من التعرض مع الإنجاز الممكن لدرجة معقولة“^١ «As Low As Reasonably Achievable»، ويرمز له بالاختصار التالي: (ALARA). وهكذا يتضح أن معايير الأمان الأساسية بشأن الوقاية من الإشعاع المؤين تهدف إلى تحديد المتطلبات الرئيسية اللازمة لحماية الإنسان والبيئة من الآثار الضارة للإشعاع دون إعاقة الاستخدامات المبررة [٢، ٧-٨].

٢:٩ الحماية الإشعاعية: مسؤولية من

الحماية أو الوقاية من الإشعاع لا تقتصر مسؤوليتهما على فرد أو مجموعة من الأفراد؛ لاتصال ذلك بالصحة العامة، ليس في بلد ما، بل في كل بقاع العالم التي يقطنها بشر، ويوجد

١ - وردت عدة ترجمات لهذا المصطلح المدمج ويمكن قبول الترجمة الحرفية للمصطلح أو ترجمة تحمل مفهوم المصطلح للقارئ وهذا ما يحدث عند نقل مصطلح متفق عليه من اللغة التي صدر عنها إلى لغات أخرى؛ بدليل أن ترجمة هذا المصطلح في اللغة الألمانية هي «إبقاء المستوى منخفضاً بقدر الإمكان

” to keep the level as low as possible-“.

فيها مصدر للإشعاع. وقد تواتر ظهور مخاطر الإشعاع المؤين منذ اكتشاف الأشعة السينية؛ لذلك ظهرت بمرور الوقت مجموعة من اللجان والمنظمات الدولية والهيئات الحكومية وغير الحكومية التي تعمل على مراقبة الآثار الضارة للإشعاع على إثر التعرض العرضي (كما يحدث في حالة الحوادث الإشعاعية، أو المصادر الإشعاعية الموجودة في البيئة الطبيعية)، أو التعرض المهني، ووضع القيود والضوابط التي من شأنها جعل التعامل مع المصادر المشعة عملية آمنة؛ لحماية المستفيدين: كالمريض المُعالَجين بالإشعاع، أو من يعالجونهم: كالأطباء، والفريق المساعد، وغيرهم في التخصصات التي تتعامل مع مصادر الإشعاع في مجال الأبحاث العلمية والصناعة... إلخ. ويمكن ذكر أشهر هذه اللجان والمنظمات على النحو التالي:

(١) اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع [٢]

(International Commission on Radiological Protection -ICRP)

تأسست اللجنة في عام ١٩٢٨م من قِبَل الجمعية الدولية للطب الإشعاعي (ISR - International Society of Radiology) تحت اسم ”اللجنة الدولية للحماية من الأشعة السينية والراديوم International X-ray and Radium Protection Committee (IXRPC). ثم أعيد تشكيلها لتأخذ في الاعتبار استخدامات الإشعاع خارج النطاق الطبي، وأطلق عليها الاسم الحالي ”اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع“ وذلك في عام ١٩٥٠م، وهي منظمة غير هادفة للربح في المملكة المتحدة، وتستقر أمانتها العلمية حالياً في أوتاوا، بكندا.

ومنذ إطلاق اسم ”اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع“ والاعتراف بكونها الوكالة الرائدة في مجال توفير التوجيهات في جميع أمور السلامة والحماية من الإشعاع، تمارس عملها حتى اليوم في ظل فلسفتها للتشغيل، وهي: ”أن السياسة التي اعتمدها اللجنة في إعداد التوصيات هي التعامل مع المبادئ الأساسية للحماية من الإشعاع، وترك المسؤولية التنفيذية لمختلف اللجان الوطنية للحماية في تقديم تنظيمات تقنية مفصلة، وكذلك التوصيات أو مدونات الممارسة

الأنسب لاحتياجات بلدانها كل على حده“ (مطبوعات اللجنة الدولية رقم ٦، صفحة ١، مطبعة بيرجامون، أكسفورد، المملكة المتحدة، ١٩٦٤م).

وتُعدُّ توصيات اللجنة الدولية طبقاً لأحدث المستجدات والأبحاث التي تتناول تأثيرات الأشعة في جسم الإنسان؛ لذلك اعتمدت توصيات اللجنة الدولية في البداية على جرعة التحمل tolerance dose، ثم اعتمدت التوصيات الجديدة على مفهوم ”الخطر المقبول acceptable-risk“، وذلك بعد مراقبة الناجين من القنبلتين الذريتين في اليابان (في نهاية الحرب العالمية الثانية)، حيث لم يحدد حدُّ أدنى للجرعة الإشعاعية يمكن أن ينتفي قبلها حدوث السرطان الناتج عن التحول الجيني. وبناء على ذلك، أوصى بمعايير السلامة الإشعاعية على أساس المخاطر التي من شأنها تكون مقبولة من المجتمع، وذلك في مقابل الفوائد المترتبة على استخدام الإشعاع في الحدِّ الموصى به. ويتضح ذلك من تخفيض حدود الجرعات التي توصى بها اللجنة في أحدث النشرات التي تصدرها.

(٢) الوكالة الدولية للطاقة الذرية

International Atomic Energy Agency (IAEA)

تعدُّ الوكالة الدولية للطاقة الذرية وكالة متخصصة تابعة للأمم المتحدة، وقد أسست في عام ١٩٥٦م من أجل تعزيز الاستخدامات السلمية للطاقة النووية. وتوصي معايير السلامة الأساسية الصادرة عنها (والتي تستند من الناحية العملية، إلى أقصى حد ممكن) على توصيات اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع [١].

وبموجب نظامها الأساسي، فإن الوكالة الدولية للطاقة الذرية تكون مسؤولة عن تقديم المساعدة، وتطبيق معايير السلامة؛ للوقاية من الإشعاعات في عملياتها الخاصة، وعمليات المساعدة التي تقدمها للهيئات أو الدول. وينبغي على الهيئات المتلقية مثل هذه المساعدة مراقبة إجراءات الصحة والسلامة ذات الصلة التي تحددها الوكالة (المصدر: التعامل الآمن مع

٢ - يشير الخطر المقبول إلى حدث ذو احتمالية حدوث صغيرة مصحوبة بعواقب طفيفة جداً إذا قورنت بالفوائد الحقيقية الكبيرة جداً للحدث. ولذلك فإن الأفراد والمجموعات في المجتمع على استعداد لمواجهة هذه الأخطار في مقابل الفوائد المترتبة على حدوث الحدث؛ ليقينهم بأن إدراك السلامة المطلقة يعتبر هدفاً بعيد المنال.

النظائر المشعة. سلسلة وثائق الأمان رقم ١. الوكالة الدولية للطاقة الذرية، فيينا، ١٩٦٢م). تُنشر تدابير الصحة والسلامة المنصوص عليها في الوكالة الدولية للطاقة الذرية وفقاً لموضوع ما في سلسلة «تقارير السلامة». وقد نُشِرت أول مجموعة من التوصيات عام في عام ١٩٦٢م، وتواصل الوكالة حتى اليوم (١٤٣٦هـ-٢٠١٥م) إصدار نشراتها المنقحة بشأن معاييرها الأساسية للسلامة والحماية من الإشعاعات المؤينة، وأمان المصادر المشعة [٩، ١٠]. وتستخدم هذه المعايير القياسية للسلامة كأساس في تنظيم الممارسات (أي نشاط بشري قد يزيد من احتمال إضافة جرعة إلى أي شخص)، والتدخلات (إجراءات للتخفيف من النتائج المترتبة على التعرض العرضي أو ممارسة قد تخرج عن السيطرة) [١١-١٤]. (ولزيد من التفاصيل، يمكن مراجعة موقع الوكالة للإطلاع على تصنيف مجموعات السلاسل الإرشادية للوقاية من الأشعة لمختلف الأنشطة)،

والجدير بالذكر أن "معايير السلامة المنبثقة عن الوكالة الدولية للطاقة الذرية" ليست ملزمة من الناحية القانونية للدول الأعضاء في الوكالة، ولكن قد يُعتمد عليها بناءً على تقدير تلك الدول؛ لاستخدامها في التنظيمات الوطنية المتعلقة بالنشاطات الخاصة بها. وهذا يعني وجود تعاون وثيق بين الوكالة الدولية للطاقة الذرية والدول الأعضاء بها؛ لتطوير برامج الحماية الإشعاعية لديها، وتقديم العديد من الخدمات والاستشارات الفنية المتعلقة بالاستخدامات السلمية للطاقة الذرية، مثل: إنشاء المفاعلات النووية للأغراض السلمية، وكذلك تدريب مجموعات الفيزياء الصحية في مواقع تلك المفاعلات، وتقديم المشورة والمساعدة لهيئات الطاقة الذرية، وإنشاء المعامل البحثية المركزية للفيزياء الصحية، وإلقاء محاضرات للمتخصصين في الفيزياء الصحية الذين يعملون في مجالات التصوير الإشعاعي، والصناعة، والطب النووي، والعلاج الإشعاعي، وغير ذلك من المجالات [١٥].

(٣) منظمة العمل الدولية [٢]

International Labor Organization (ILO)

تأسست منظمة العمل الدولية في عام ١٩١٩م، ثم أصبحت جزءاً من عصابة الأمم، وقد نجت من تلاشي عصابة الأمم؛ لتصبح من أول الوكالات المتخصصة التابعة للأمم المتحدة. ويتركز اهتمامها عموماً على تحديد معايير العمل الدولية التي تتعامل مع صحة العمال وسلامتهم، وذلك بجانب المشكلات الاجتماعية للعمل. وأمّا ما يتعلق بالإشعاع، فقد عدّلت مدونة أنموذجية؛ لدمج التوصيات الصادرة عن اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع (ICRP) المتعلقة بمراقبة مخاطر الإشعاع المهنية، كما نشرت كتيبات عديدة خاصة بالتعامل الآمن مع مصادر الإشعاع.

(٤) اللجنة الدولية للوحدات الإشعاعية والقياسات (ICRU) [٢]

International Commission on Radiological Units and Measurements

- تعمل اللجنة الدولية للوحدات الإشعاعية والقياسات بشكل وثيق مع اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع (ICRP)، منذ إنشائها، وهدفها الرئيس وضع توصيات مقبولة دولياً بشأن ما يلي:
١. كميات ووحدات الإشعاع والنشاط الإشعاعي.
 ٢. الإجراءات المناسبة لقياس هذه الكميات وتطبيقها في مجال الأشعة السريرية، وعلم البيولوجيا الإشعاعية Radiobiology.
 ٣. البيانات الفيزيائية التي يستلزمها تطبيق هذه الإجراءات.
 ٤. الوضع في الحسبان أنّ سياسة التشغيل: ”تقر ICRU أنه يقع على عاتق المنظمات الوطنية مسئولية إدخال الإجراءات التقنية المفصلة الخاصة بها؛ لتطوير المعايير وتحديثها. ومع ذلك، فإنها تشجع جميع الدول على التقيّد قدر الإمكان بمفاهيم كميات الإشعاع، والوحدات الأساسية الموصى بها دولياً“. (تقرير ICRU رقم ٣٢، ١٩٧٩م).

(٥) وكالة الطاقة النووية [٢]

Nuclear Energy Agency (NEA)

تعدّ وكالة الطاقة النووية قسماً من أقسام منظمة التعاون الاقتصادي والتنمية في الميدان الاقتصادي (OECD)، وهي منظمة دولية تضم ٢٧ دولة صناعية، تتعاون من أجل رُقّي التنمية الاقتصادية بين أعضائها. ووظيفة وكالة الطاقة النووية تتمثل بتعزيز التنمية في الميادين العلمية، والهندسية، والقانونية؛ لاستخدام الطاقة النووية استخداماً آمناً ومفيداً في الأغراض السلمية.

(٦) المنظمة الدولية للتوحيد القياسي [٢]

International Organization for Standardization (ISO)

المنظمة الدولية للتوحيد القياسي (أيزو) منظمة غير حكومية، وقد أنشئت من أجل عوامة تجارة المنتجات الصناعية؛ لذلك فإن هدفها هو توحيد الممارسات التجارية والصناعية، بحيث يكون العملاء في مختلف أنحاء العالم متساوين في حق الحصول على منتجات متكافئة في الجودة، وهذا يعني أنها ستلتزم بالجميع بالمعايير نفسها إزاء المنتجات المماثلة. وعلى الرغم من عدم اتصال المنظمة اتصالاً مباشراً بالإشعاع، فإن سلسلتين من معايير الأيزو ذات صلة بالفيزيائيين الصحيين، وهما: سلسلة أيزو ٩٠٠٠، وسلسلة أيزو ١٤٠٠٠؛ لذا ينبغي أن يُطلع عليهما من أراد الالتحاق بالعمل في مجال الفيزياء الصحية.

(٧) الوكالات الوطنية

National Agencies

على الرغم من أن الوكالات العلمية الدولية توصي بمعايير السلامة من الإشعاع والممارسات المتعلقة بالمصادر المشعة، وتمارس السلطة القانونية للسلامة من الإشعاع من قِبَل الهيئات التنظيمية الوطنية التي أسستها الدول في جميع الحالات تقريباً، غير أنّ الوكالات الوطنية

ما زالت تؤسس تنظيماتها اعتماداً على توصيات الوكالات العلمية الدولية [٢]، وبيان ذلك على النحو التالي:

- الولايات المتحدة الأمريكية: تضع وكالة حماية البيئة Environmental Protection Agency (EPA) معايير السلامة من الإشعاع، في حين أنّ وكالات تنظيمية عديدة، بما في ذلك المجلس الوطني للحماية من الإشعاع والقياسات (NCRP)، واللجنة التنظيمية النووية (NRC)، وإدارة الصحة والسلامة المهنية (OSHA)، وقسم الطاقة - وزارة الطاقة (DOE) لها صلاحية إصدار تنظيمات السلامة من الإشعاع ومراجعتها، وذلك وفقاً لمعايير وكالة حماية البيئة (EPA) داخل المناطق الخاضعة لمسؤوليتها [١٦].
- كندا: تتمثل الهيئة التنظيمية للوقاية من الإشعاع بالهيئة الكندية للطاقة الذرية (CAEA).
- المملكة المتحدة: تتمثل شعبة الحماية من الإشعاع (RPD) بوكالة حماية الصحة (HPA).
- فرنسا: تدخل الوكالة التنظيمية الوطنية ضمن لجنة الطاقة النووية (CEN).
- مصر: تتمثل بهيئة الطاقة الذرية - مركز الأمان النووي (EAEA).
- المملكة العربية السعودية: تتمثل بمعهد بحوث الطاقة الذرية في مدينة الملك عبد العزيز للعلوم والتقنية (KACST). ولمزيد من التفاصيل يمكن الرجوع إلى الرابطين:
<http://www.kacst.edu.sa/ar/about/Pages/default.aspx>
<http://www.kacst.edu.sa/ar/about/institutes/Pages/ae.aspx>
- توجد في معظم دول العالم حالياً هيئات مماثلة؛ للقيام بمهام الهيئات المشار إليها، وإن اختلف مدى صلاحياتها نسبياً من دولة إلى أخرى.

٣:٩ المعايير الأساسية للحماية من الإشعاع الخاصة باللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع

تُعرّف اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع (ICRP) ثلاث فئات من التعرّض؛ لأغراض معايير السلامة من الإشعاع [٢]، وبيانها على النحو التالي:

١- **التعرض المهني** للبالغين الذين يتعرضون للإشعاع المؤين أثناء عملهم. ويطلق على هذه الفئة «العاملون في مجال الإشعاع». ويحتوي هذا التصنيف على مجموعتين فرعيتين، هما:

- النساء الحوامل العاملات في مجال الإشعاع.
- كل العاملين وباقي العاملات في مجال الإشعاع.

٢- **تعرض أفراد الجمهور** للأشعة الناشئة عن الخلفية الطبيعية.

٣- **التعرض الطبي**: تتناول هذه الفئة تعرض المرضى المتعمد؛ لأغراض التشخيص والعلاج بواسطة الأفراد المؤهلين تقنياً من الأطباء ومساعدتهم. ولا يتضمن ذلك تعرض الموظفين العاملين في مجال إعطاء الجرعات الإشعاعية للمرضى، سواء أكان ذلك بالحقن أم التعرض الخارجي أم أي صورة أخرى؛ لأنهم ينتمون إلى الفئة الأولى. وطبقاً لهذا التصنيف فإن النساء العاملات في مجال الإشعاع ينطبق عليهن معايير التعرض المهني للرجال في حال التيقن تماماً من عدم الحمل. وأما في حالة الحمل أو الشك فيه، فينطبق عليهن معايير «النساء الحوامل»، وذلك بإضافة مزيد من القيود لخفض جرعات التعرض المقبولة [١٧].

وجدير بالذكر أن معايير (لوائح) السلامة من الإشعاع وتنظيماتها تخضع لمراجعة مستمرة وتحديث من حين إلى آخر [١٨]. وتحدث هذه التغييرات في أساسها كرد فعل لسياسة عامة تستند إلى مواقف الجمهور، وفلسفة المحافظة الوقائية، وكذلك بسبب الحساسية المتزايدة لأجهزة قياس الإشعاع. والاستمرار في تصغير حدود الجرعات المقبولة يعني أن هذه الحدود كانت في وقت سابق غير آمنة. ويمكن الحصول على التنظيمات السابقة والحالية من موقع الوكالة الدولية للطاقة الذرية عبر الرابط التالي: <http://www.iaea.org>، أو أحد الهيئات المشار إليها سابقاً، مثل: مطبوعات ICRP [١٩].

التنظيمات الحالية للوقاية من الإشعاع [٧]:

- تحدد جرعات العاملين في مجال الإشعاع بـ ٠,٠٥ سيفيرت/ سنة (٥ ريم / السنة).

- الحد الأقصى للجنين الذي لم يولد بعد للعاملة (الحامل) في مجال الإشعاع يساوي ٠,٠٠٥ سيفيرت (٥,٠ ريم) في فترة الحمل كاملة (٩ أشهر).
- الحد الأقصى المسموح للجمهور العام يساوي ٠,٠٠١ سيفيرت / السنة (١,٠ ريم / السنة)، مع تمديد ذلك الحد حتى ٠,٠٠٥ سيفيرت / السنة (٥,٠ ريم / السنة) وذلك في ظل ظروف خاصة.
- يُعيّن الحد الأقصى للجرعة المسموحة للجمهور العام بما لا يقل عن ١٠ مرات من الحد المهني؛ لإعطاء الجمهور هامشاً إضافياً من الأمان. كما يُستخدم المُعامل ١٠ هذا في حماية الجمهور العامل في الصناعات الأخرى.

الحدود التنظيمية للجرعات الإشعاعية لا تنطبق على ما يلي [٢٠]

- التشخيص الطبي أو معالجة الأفراد.
 - المتعرضون بعد معرفة مسبقة، وعلى نحو مرغوب فيه (فيما عدا فئة المتعرضين مهنيًا)، مثل: الآباء المصاحبين لأطفالهم الذين أعطوا جرعات إشعاعية عالية من اليود المشع؛ لعلاج الغدة الدرقية، حيث يتعرضون لجرعات إشعاعية أعلى من التي يتعرض لها عامة الجمهور (ميلي سيفيرت واحد في السنة)، وكذلك الحال للأمهات.
 - المتطوعون في برامج البحوث الطبية، والطبية الحيوية، والبيولوجيا الإشعاعية.
- جدير بالذكر أنّ تنظيمات الأشعة السينية مستقلة عن التنظيمات المتعلقة بتناول المصادر المشعة، حيث تتعلق تنظيمات الأشعة السينية بأجهزة الأشعة السينية، والتجهيزات التي تستخدم في تعجيل الإلكترونات حتى تصل إلى طاقة تتراوح بين خمسة كيلو إلكترون فولت كحد أدنى إلى مليون إلكترون فولت كحد أقصى. إن الحدود التي أعطيت في تنظيمات الأشعة السينية مُعرّفة على نحو مماثل الموجودة في تنظيمات الحماية الإشعاعية [٧، ٢١].

٩ : ٤ نماذج من التنظيمات العالمية للحماية من الإشعاع

لا يمكن الجمع بين الاستفادة الكاملة من منافع الإشعاع والحماية الإشعاعية المثالية في الوقت نفسه؛ ولذلك اقترحت اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع معايير السلامة؛ لحماية صحة العمال، والناس كافة ضد الأخطار الناجمة عن الأشعة المؤينة، وهي كما أشرنا غير ملزمة للدول؛ لذلك نجد أن التنظيمات غير متطابقة تماماً في البلدان الأوروبية باختلافها، على الرغم من أن المبادئ التوجيهية هي نفسها في جميع أنحاء أوروبا، في حين أن الولايات المتحدة الأمريكية لديها تنظيمات تختلف بوضوح عن التنظيمات الأوروبية [٧]

٩ : ٤ : ١ معايير السلامة الإشعاعية في التنظيمات الأوروبية

- الحد الأقصى للجرعة الفعالة للعمال المعرضين هو ١٠٠ مليسيفرت في فترة خمس سنوات متتالية، وذلك رهناً بأقصى جرعة فعالة تساوي ٥٠ مليسيفرت في سنة واحدة. وبناء على ذلك، حددت معظم الدول الأعضاء حداً سنوياً يصل إلى ٢٠ مليسيفرت [٧].
 - الحد الأقصى السنوي للجرعة المكافئة لعدسة العين هو ١٥٠ مليسيفرت.
 - الحد الأقصى السنوي للجرعة المكافئة للبشرة والجلد هو ٥٠٠ مليسيفرت. تقع الجرعة المتوسطة على مساحة سنتيمتر مربع من الجلد في أشد المواضع تعرضاً للإشعاع.
 - الحد الأقصى السنوي للجرعة المكافئة للأطراف، مثل: اليدين، والذراعين، والقدمين والكاحلين هو ٥٠٠ مليسيفرت.
 - الحد الأقصى السنوي للجرعة المكافئة للغدة الدرقية هو ٥٠٠ مليسيفرت، وهي نفس الجرعة السنوية للغدد التناسلية [٢٢].
 - الحد الأقصى السنوي للجرعة المكافئة للنساء الحوامل (الجنين بعد الشهر الثالث) هو ٥ مليسيفرت [٢٢].
 - حد الجرعة السنوية لمليسيفرت واحد لعامة الناس.
- تطبق حدود الجرعات السابقة على المتدربين والطلاب في سن ١٨ عاماً، أو أكثر، في حين

تنخفض حدود الجرعات للمدرّبين والطلاب الذين تتراوح أعمارهم ما بين ١٦ و ١٨ عاماً إلى الثلث فقط.

٩ : ٤ : ٢ معايير السلامة الإشعاعية في التنظيمات الأمريكية

عرّفت «الحماية من الإشعاع المهني» ضمن تنظيمات وزارة الطاقة في وثيقة باسم “10CFR 835”. ويمكن عرض البنود الرئيسة للتنظيمات الأمريكية المأخوذة من قانون التنظيمات الفيدرالية عرضاً مختصراً على النحو التالي [٧، ٢٣]:

- الجرعة المكافئة الفعالة الكلية خمسة ريم (٥٠ ملّيسيفرت) في السنة،
 - مجموع الجرعة المكافئة العميقة للتعرض الخارجي والجرعة المكافئة لأي عضو أو نسيج آخر غير عدسة العين يساوي ٥٠ ريم (٥٠٠ ملّيسيفرت) في السنة،
 - الجرعة المكافئة لعدسة العين تساوي ١٥ ريم (١٥٠ ملّيسيفرت) في السنة،
 - الجرعة المكافئة للجلد أو أي طرف من الأطراف (الأيدي والأرجل) تساوي ٥٠ ريم (٥٠٠ ملّيسيفرت). ينطبق هذا الحد على الجرعة المتوسطة في مساحة سنتيمتر مربع واحد من الجلد في أشد المواضع تعرضاً للإشعاع.
- ولا تدرج الجرعات من الخلفية الإشعاعية والأشعة التشخيصية والعلاجية الطبية وبرامج الأبحاث الطبية في سجلات الجرعة، أو في تقييم الامتثال لحدود الجرعة المهنية.

٩ : ٥ وسائل الحماية من الإشعاع

تزايد استخدام الأشعة السينية والأشعة المؤينة عموماً في التطبيقات المتعددة، وترسّخت المعرفة حول المخاطر المحتملة على إثر التعرض للأشعة، ومن ثم وضعت التوصيات؛ لتنظيم التعامل مع المصادر المشعة، بيد أن التطبيق العملي يفرض ثلاثة عوامل مؤثرة تتحكم في الجرعة المكتسبة بصرف النظر عن طاقة وكثافة الأشعة الناتجة عن مصادر الأشعة خارج الجسم، مثل: مصادر الأشعة السينية؛ ولذلك تعدّ هذه العوامل بمنزلة الوسائل الأساسية

التي يمكن من خلالها خفض جرعة التعرض للأشعة. وهذه الوسائل هي [٢، ٢١]:

١ - الزمن

تتناسب الجرعة الإشعاعية الممتصة تناسباً طردياً مع فترة تعرض شخص ما لمصدر الأشعة. لذلك، فإن تخفيض فترة التعرض إلى النصف سيخفّض الجرعة الإشعاعية الممتصة إلى النصف أيضاً. ومن ثمّ يتوجب على العاملين في مجال الأشعة إنجاز أعمالهم بسرعة؛ حتى يقضوا وقتاً أقصر قدر الإمكان بجانب أجهزة الأشعة السينية أثناء تشغيلها، حتى وإن عملت بطريقة طبيعية.

٢ - المسافة

تتخفف الجرعة الإشعاعية الممتصة من مصدر نقطي، مثل: أنبوب أشعة سينية، مع مربع المسافة عن الأنبوب نفسه. وهذا يعني أن مضاعفة المسافة بين المصدر والمتعرض سيجعل الجرعة تصل إلى ٢٥٪ من قيمتها الأصلية، في حين أنّ زيادة المسافة إلى ثلاثة أضعاف سيجعل الجرعة تصل إلى ١١٪ فقط من قيمتها الأصلية. لذا فإن إبقاء مسافة آمنة مع مصدر الأشعة، يمثل أسهل الطرق وأكثرها فاعلية في تخفيض تعرض العاملين في مجال الأشعة للإشعاع. وخصوصاً المختصون في الفحوص الإشعاعية، عندما يتعاملون مع المرضى، وكذلك عندما تعمل حول أجهزة الأشعة السينية التحليلية المستخدمة في مجال الأبحاث العلمية، وخاصة القديمة منها (انظر: الشكل رقم ٩-١).



شكل رقم (٩-١) جهاز قديم مفتوح يستخدم في تحليل العينات بواسطة حيود الأشعة السينية [٢٤].

٣- دروع الحماية

تستخدم دروع الحماية في تأمين المصادر المشعة وتخفيض جرعة التعرض الإشعاعي للعاملين في مجال الأشعة. وتعتمد آلية الحماية هنا على امتصاص فوتونات الأشعة الشاردة امتصاصاً كاملاً، أو تخفيض طاقتها بواسطة تفاعلات كومبتون والتفاعلات الكهروضوئية في مادة درع الحماية. ولا بد أن تكون مادة الدرع ذات كثافة عالية، وعدد ذري كبير، مثل: الرصاص. وتدمج وسيلة الحماية في أغلب الأحيان مع الأجهزة الحديثة، مثل: البطانة المعدنية التي تحيط بأنبوب الأشعة السينية. وقد تتضمن حواجز دائمة أيضاً، مثل: حوائط الرصاص، والخرسانة المسلحة، والزجاج المطعم بالرصاص، وحوائط رصاص ذات نوافذ من زجاج خاص يمكن تحريكها بسهولة (لأنها مثبتة على عجلات)، والتي تستخدم في معامل التصوير الإشعاعي، ومعامل الأبحاث العلمية الخاصة بتحليل العينات بواسطة الأشعة السينية. يعرض الشكل رقم (٩-٢) مثالين للحماية المزدوجة، حيث يظهر درع حماية من الرصاص ذو نافذة

من الزجاج المطعم بالرصاص، قابل للتحريك؛ ليوضع بين مصدر الأشعة ومُشغِّل الجهاز (يمين)، وأنبوب الأشعة السينية مغلف باسطوانة من الرصاص ونافذته موجهة لأسفل عمودية على منضدة استلقاء المريض وبها موضع مخصص لفيلم التصوير (شمال).
وتعدّ دروع الحماية المناسبة وسيلة مثلى تتيح إمكانية إنجاز الأهداف المطلوبة من التعامل مع المصادر المشعة بشرط استخدام التصميم والسُّمك المناسبين؛ لعدم إعاقة الأفراد عن تأدية أعمالهم المتعلقة بالمصادر أو بالقرب منها.



شكل رقم (٩-٢) الحماية المزدوجة للمصادر والعاملين. أنبوب الأشعة السينية محمية (شمال). درع حماية من الرصاص قابل للتحريك (يمين) [٢٤].

٦:٩ تدابير الوقاية من الأشعة السينية

الحفاظ على بيئة عمل آمنة هي من أهم الأولويات في مرافق الأشعة السينية. ولذلك اعتمدت مجموعة من آليات السلامة؛ لمنع حدوث مخاطر مترتبة على التعرض الإشعاعي في تلك المرافق، مثل [٢٥-٢٧]:

١. إذا كانت الأجهزة المنتجة للأشعة السينية قديمة، ولا تتمتع بالحماية الذاتية عند التصميم كما هو موضح في الشكل رقم (٩-١)، فينبغي عدم التعرض المباشر أو النظر إلى أنابيب توليد الأشعة، بل ينبغي وضع الحواجز أو الدروع الواقية المناسبة؛ لحماية العاملين في المكان.

٢. تأمين أجهزة توليد الأشعة والأجهزة المرافقة عبر تصميم دروع الحماية، وربط تشغيل الأجهزة ربطاً تلقائياً مع آلية الحماية، كما يحدث في أجهزة التحليل البلوري، حيث لا يمكن تشغيل الأنبوب ودرع الحماية في غير موضعه الصحيح. يوضح الشكل رقم (٩-٣) أنبوب الأشعة السينية والكاشف والعيّنة داخل فراغ مغلف على شكل مقصورة (كابينة) محكمة الغلق. ونوافذ المراقبة مصنوعة من الزجاج (المرصص) المطعم بالرصااص، أو بليكسيغلاس Plexiglas؛ لضمان عدم تسرب الأشعة المبعثرة على إثر عملية الحيود.



شكل رقم (٩-٣) أنبوب الأشعة السينية والكاشف والعيّنة داخل مقصورة محكمة الغلق

[٢٤].

٣. التأكد من عدم زيادة الخلفية الإشعاعية عند تشغيل أجهزة الأشعة السينية، وذلك بالمسح الإشعاعي بعد تثبيت أجهزة الأشعة في موضعها، وأثناء التشغيل التجريبي.

٤. خفض زمن التعرض الإشعاعي في حالة التشخيص أو العلاج قدر الحاجة فقط، ومن ثم خفض الجرعة الإشعاعية المكتسبة قدر الإمكان.
٥. الابتعاد قدر الإمكان عن المصادر أو الأجهزة التي تنتج الأشعة السينية أثناء تشغيلها؛ لأن مقدار التعرض الإشعاعي يتناقص بسرعة كلما زادت مسافة البعد عن مصدر الأشعة السينية، كما أشرنا إلى ذلك من قبل.
٦. يُشار إلى حالة مولدات الأشعة السينية عند التشغيل ومنافذ دروع الوقاية بواسطة أضواء تحذير خُصّصت للتأمين.
٧. يُجرى المسح الإشعاعي دورياً بواسطة خبير وقاية؛ للتحقق من مستوى الإشعاع، وآليات السلامة، مع التنبيه على عدم استخدام الأجهزة إلا إذا عملت على نحو صحيح.
٨. توفير عداد جيجر عند كل جهاز؛ لمراقبة مستويات الإشعاع بواسطة مستخدمى الأجهزة. يجب أن تكون قراءة العداد مساوية للخلفية الإشعاعية للمكان (أي: متساوية أثناء تشغيل مصادر الأشعة السينية أو غلقها).
٩. يُسمَح فقط باستخدام أجهزة الأشعة للأشخاص المؤهلين والمرخص لهم بالتعامل مع مثل تلك الأجهزة، وذلك بعد نجاحهم في الدورات المخصصة لإجراءات سلامة المختبرات والتدريبات المناسبة؛ للوقاية من الإشعاع.
١٠. ارتداء المستخدمين مقياس الجرعات الإشعاعية؛ لرصد التعرض المحتمل.
١١. وضع شارات (علامات) التحذير من الأشعة، ذات حجم مناسب، وتوضع في أماكن ظاهرة تمكّن من مشاهدتها عن بعد عند المصادر المشعة ومولدات الأشعة السينية، ولا يُكتفى بالشارة الموضوعية على الجهاز كما في الشكل رقم (٩-٣)، وخاصة إذا كانت صغيرة الحجم ولا يتم تمييزها بسهولة. يعرض الشكل رقم (٩-٤) نماذج للشارة التقليدية للتحذير من المصادر المشعة (يمين)، ولقد تم الاتفاق على الشارة الجديدة للتحذير من المصادر المشعة (شمال) بين الوكالة الدولية للطاقة الذرية IAEA والمنظمة الدولية للتوحيد القياسي ISO.

١٢. يسمح للفنيين المدربين والمصرح لهم فقط بمزاولة أعمال صيانة مولدات الأشعة السينية والأجهزة المرافقة. ويجب الإبلاغ عن تعطل ماكينة الأشعة السينية فوراً.



شكل (٩-٤) نماذج للشارة التقليدية (يمين) والجديدة (شمال) للتحذير من المصادر

المشعة [٢٨].

ويستفاد من التطور التكنولوجي؛ لزيادة درجة الأمان في معامل الأبحاث، حيث تُصمَّم الشركات أجهزة التحليل بالأشعة السينية محتواء احتواءً كاملاً في درع الحماية، بالإضافة إلى كونها أكثر صغراً في الحجم (انظر: الشكل رقم ٩-٥).



شكل رقم (٩-٥) جهاز أشعة سينية يستخدم في البحوث، موضوع في درع حماية مُدمج؛ يوفر تأميناً عالياً ضد التخريب وتبعثر الأشعة في البيئة المحيطة [٢٤].

٩:٧ قواعد الوقاية في مختبرات حيود الأشعة السينية

يمثل جهاز حيود الأشعة السينية مصدراً للأشعة منخفضة الطاقة نسبياً. يمكن التعرّض للشعاع الرئيس أو الأشعة المبعثرة بعد عملية الحيود عبر العينات تحت الدراسة. إنّ تعرّض أي جزء من الجسم للشعاع الرئيس يمكن أن يُكسبه جرعة مكافئة تقدر بعشرات المرات للجرعة السنوية القصوى المسموح بها في ثانية واحدة. في حين أنّ ساعة واحدة من التعرّض للشعاع الحائد، يمكن أن يؤدّي إلى اكتساب الجرعة المسموحة خلال سنة من الخلفية الإشعاعية. ولذلك فإنّ التعرّض للشعاع الأساسي سينتج ضرر ملحوظ بالجلد بسرعة كبيرة، في حين أن الآثار الجسدية المترتبة على التعرّض للشعاع الحائد قد لا تُلاحظ مطلقاً في المدى القصير. وهذا هو السبب الرئيس الذي يُحتّم حمل أجهزة قياس الجرعات الإشعاعية المكتسبة في

المختبر أثناء تشغيل جهاز حيود الأشعة المستخدم في تحليل العينات، على الرغم من افتراض عدم حدوث التعرض العرضي للأشعة أثناء التشغيل الروتيني للأجهزة الحديثة لتحليل حيود الأشعة السينية عبر المساحيق.

وعلى الرغم من أن الأشعة السينية منخفضة الطاقة لن تكون قادرة على اختراق أكثر من بضعة مليمترات من النسيج السطحي، غير أنها يمكن أن تسبب تلفاً دائماً بسطح العين. لذا يجب تطبيق بعض الإجراءات الوقائية الخاصة لحماية العاملين في مختبرات تحليل الأشعة السينية الحادثة، مثل: ارتداء نظارات زجاجية خاصة (نظارات وقاية)؛ لتقديم الحماية الكافية، مع التأكيد على أن هذا ليس ضرورياً في كل المختبرات وخاصة الحديثة التي تتمتع بالأمان، حيث وضع المصدر وجهاز الحيود داخل كابينة حماية مزودة بوسائل الأمان والتأمين الكافية، كما يظهر في الشكل رقم (٩-٣) والشكل رقم (٩-٥).

يوجد أربعة أسباب رئيسة للحوادث في مختبرات التحليل بالأشعة السينية [٢٩، ٣٠]، هي:

١. الإجراءات السيئة مع الأجهزة: نسيان أو تجاهل تغطية مصادر الأشعة غير المستعملة.

٢. التعامل مع الأجهزة أثناء التشغيل: تعديل وضبط العينات أو اصطافاف آلات التصوير أثناء انطلاق شعاع الأشعة السينية.

٣. تعطل الأجهزة أو المعدات: فشل مصراع الكاميرا، أو تعطل ضوء التحذير.

٤. عدم كفاية التدريب أو انتهاك إجراءات السلامة: الاستعمال الخاطئ للأجهزة.

تطبيق بعض التعليمات المفيدة قد يساهم في منع حوادث مختبرات التحليل بالأشعة

السينية، وهي على النحو التالي:

- يجب معرفة مسار الأشعة السينية الأساسية وموضع الأشعة الحادثة باستمرار.
- يجب التزوّد بدروع الحماية الإشعاعية وفحصها من وقت لآخر.
- عدم إجراء صيانة بدون التأكد من أن أنبوب الأشعة السينية غير متصل بمصدر الطاقة.
- إجراء اختبار لأجهزة المراقبة الإشعاعية مرة واحدة على الأقل كل شهر.

- يجب مسح الوحدة عندما يتم تحريكها في موضعها أو نقلها إلى موضع آخر.
- يجب تغطية أي مصادر للأشعة السينية غير مستعملة.
- يجب تجنب تعرض أجزاء الجسم المختلفة لمسار الشعاع.

تعدّ كلّ الأساليب الوقائية المادية، ثانوية عند مقارنتها بالتدريب المناسب للمشغلين عند تطبيق الإجراءات الصحيحة للتشغيل الآمن للأجهزة. ولذلك يفضل أخذ الإجراءات التالية بعين الاعتبار وخاصة مع المستخدمين لأجهزة تحليل حيود الأشعة السينية [٣٠]:

- عدم السماح للأشخاص باستعمال أجهزة تحليل الأشعة السينية الحادثة حتى يحصل على تصريح كتابي مصدّق من مكتب الوقاية الإشعاعية.
- عدم السماح للأفراد تحت عمر ١٨ سنة باستعمال أو المساعدة في استعمال أو تشغيل أجهزة التحليل بالأشعة السينية.
- عدم السماح لأي شخص بتجاوز منطقة الأمان بدون تفويض مكتوب من مكتب الوقاية الإشعاعية.
- كتابة وتوفير إجراءات التشغيل للمستعملين ومفتشي أجهزة التحليل بالأشعة السينية.
- يجب حمل أجهزة قياس ومراقبة الأشعة dosimeters المتعارف عليها سواء أكانت خاصة بالجسم كله أو الأطراف، مثل: اليدين، والأصابع، أثناء تشغيل أجهزة التحليل بالأشعة السينية.
- يجب إخطار مكتب الوقاية الإشعاعية فوراً عند الشك في التعرّض للأشعة داخل المختبرات.

٨:٩ قواعد الوقاية في التشخيص الإشعاعي

بالإضافة إلى ما سبق الإشارة إليه من تدابير الوقاية من الأشعة السينية، غير أنّ التعرّض للأشعة السينية في المجال الطبي يكون لضرورة، ومن ثمّ لابد من ضمانات إضافية للوقاية أثناء التشخيص والعلاج، نذكر منها [٣١-٣٦]:

١. ينبغي أن يتاح في غرفة التشخيص الإشعاعي ما يلي:
 - إشارة التحذير من الأشعة ذات حجم مناسب، توضع في مكان بارز يراها الجمهور مباشرة بمجرد عبور المكان، ولتكن على باب الغرفة.
 - تعليمات مكتوبة بخط واضح وأكثر من لغة طبقاً للمتحدثين على المكان، تختص بمخاطر التعرض الإشعاعي.
 - مصباح بلون أحمر مثبت فوق باب الغرفة، ويكون متصلاً بجهاز الأشعة بواسطة دائرة كهربائية؛ بحيث يضيء عند تشغيل الجهاز فقط.
 - قفل آلي لباب غرفة الأشعة، بحيث يمنع تشغيل الجهاز إذا كان الباب مفتوحاً، وإذا لم يتوفر ذلك ينبغي قفل الغرفة من الداخل أثناء تشغيل الجهاز بواسطة فني الأشعة.
٢. ارتداء الملابس الواقية من الأشعة، مثل: المعاطف، والقفازات المدرعة بالرصاصة أثناء الوجود في غرفة الأشعة، سواء أكان المتعرض فنياً أم مريضاً، وذلك لحماية أجزاء جسم المريض التي لا يراد تعرضها للأشعة. وإذا تحتم وجود مرافق مع المريض تحت الفحص أو العلاج بالأشعة، فلا بد من ارتدائه الملابس الواقية.
٣. لا يسمح للعاملين بالأشعة مساندة المريض أثناء التصوير الإشعاعي إلا في الحالات الحرجة الطارئة، وبدلاً من ذلك يقوم أحد مرافقي المريض بالمهمة بعد ارتدائه الملابس الواقية. كما لا يسمح للنساء الحوامل أو اللاتي حملهن محل شك بمساندة المريض أثناء التصوير الإشعاعي، ويفضل ترك الغرفة أثناء تشغيل جهاز الأشعة.
٤. يمنع الانتظار في غرف الأشعة منعاً باتاً لغير القائمين على العمل بها، ويفضل عدم دخول الآخرين إلا عند الضرورة فقط.
٥. ينبغي إجراء الفحص أو العلاج الإشعاعي في أقسام الأشعة بقدر الإمكان، وكذلك التقليل من استخدام الأشعة السينية المنقلة في الأجنحة المختلفة، أو في غرف العمليات.

٦. لضمان الحد الأدنى من الجرعة الإشعاعية المكتسبة، ينبغي مراعاة ما يلي:

- استخدام الحد الأدنى الضروري لمتطلبات التشخيص أو العلاج؛ وذلك لمنع تعرض أجزاء أخرى من جسم المريض للأشعة بدون مبرر حقيقي يسوغها.
- استخدام المرشح المناسب للتخلص من الأشعة السينية غير الضرورية.
- معرفة آخر يوم في الدورة الشهرية للنساء المراجعات لقسم الأشعة؛ لتجنب عمل أشعة لهن إلا في حالات الضرورة القصوى، بحيث لا توجد بدائل غير ذلك.
- الحذر من تعرض الحوامل للأشعة، سواء أكان للتشخيص أو العلاج، والاهتمام الخاص لمنطقة الرحم لأهميتها في وقاية الجنين.
- وضع حماية كافية؛ لوقاية المناطق والأجهزة التناسلية للذكور والإناث في سن الإنجاب، وخاصة عند فحص المناطق القريبة منها أو علاجها، بشرط ألا يتعارض ذلك مع ظروف التعرض للأشعة وأهدافه.
- أن تكون أفلام الأشعة وألواح التقوية وأجهزة تسجيل الصورة حساسة بما يتناسب والفحص المطلوب؛ حتى لا يعاد التصوير الإشعاعي مرة أخرى بلا مبرر في حالة عدم وضوح الصورة. تدخل في هذا الإطار أيضاً مواد وطرق تحميض الأفلام، حيث ينبغي أن تطابق مواصفات الشركة التي صنعت الأفلام؛ حتى تعطي أكبر قدر ممكن من المعلومات الموجودة على الفيلم.
- عند استخدام الأجهزة المتنقلة التي تنتج الأشعة (أجهزة الأشعة السينية المحمولة)، ينبغي عدم وجود أشخاص في منطقة العمل؛ حتى لا يتعرضوا للأشعة بلا مبرر. وإن دعت الضرورة إلى قيامهم ببعض المهام الضرورية في المكان نفسه، فينبغي أن يكونوا على بعد أكثر من مترين من أنبوب الأشعة، وإن تمكنوا من ارتداء المعاطف الواقية صار الأمر أفضل.
- عند استخدام أجهزة تصوير الأسنان، تكون المنطقة المعرضة للأشعة محدودة؛ لذلك إذا لم يتمكن طبيب الأسنان من تثبيت الفيلم في مكانه المطلوب؛ فيستحسن طلبه من

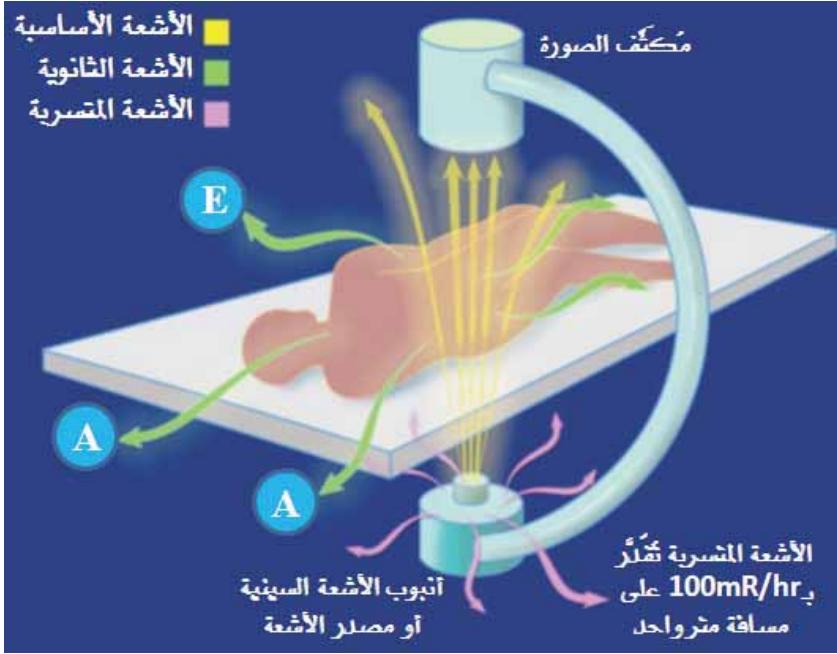
المريض تثبيت الفيلم بنفسه، وهذا لا حرج فيه، حيث أن الجرعة التي تكتسبها الأصابع المثبتة ستكون قليلة؛ لقصر فترة التعرض. ولا ينبغي أن يقوم بهذا العمل الطبيب أو مساعده؛ لأن الجرعة المكتسبة قد تتخطى الجرعة المسموح بها على إثر تكرار هذا العمل مع مرضى كثيرين في اليوم الواحد. بل ينبغي على الطبيب ارتداء المعطف المناسب، والابتعاد قدر الإمكان عن المصدر بعد إرشاد المريض إلى كيفية تثبيت الفيلم.

٩:٩ حماية المريض من الأشعة السينية

قبل وأثناء إجراء فحص أو علاج بالأشعة لأحد المرضى، يُطلَب منه الوقوف أو الجلوس أو الاستلقاء بطريقة معينة طبقاً لإرشادات القائم بالمهمة؛ وذلك لمجموعة من الاعتبارات [٣٧]، أهمها: الحصول على صورة إشعاعية عالية الجودة (في حالة التشخيص) أو لتوصيل الأشعة إلى الموضع المطلوب في الجسم من أقصر المسارات الممكنة الأكثر أماناً (في حالة العلاج). الوضع النموذجي يعتمد على الموقع التشريحي لجزء الجسم المتوقع به خللاً أو مرض، وحالة المريض الجسدية (نحيف أو بدين) التي تختلف من مريض لآخر، ولذلك فإن الوضع النهائي يخضع غالباً لتقديرات المصور أو المعالج الإشعاعي. ومما لا شك فيه أن كفاءة العاملين في هذين المجالين ليست متساوية، ومن ثم قد تتفاوت الجرعات الإشعاعية لنفس الإجراء الطبي من مركز طبي إلى آخر، حتى وإن استخدمت نفس الأجهزة وخصوصاً في الدول النامية [٣٨-٤٣]. أما استخدام أجهزة مماثلة في الوظيفة فإنها تؤدي إلى جرعات مختلفة في نفس النسيج نظراً لاختلافها في الكفاءة، ومن ثم يجب المفاضلة بين الوسائل المتاحة لعدم تعرض المريض إلى جرعات زائدة بلا مبرر [٤٤، ٤٥].

من ناحية أخرى، عند إسقاط الأشعة السينية على جسم المريض، يحدث تبعثر لبعضها في كل الاتجاهات إلى خارج المنطقة تحت الفحص أو العلاج الإشعاعي (انظر: الشكل رقم ٦-٩). ومن ثم يجب المقارنة بين الأشعة الرئيسية (الفعالة) والأشعة المبعثرة. حيث تمر الأشعة الرئيسية عبر جسم المريض وتمتص بدرجات متفاوتة في أجزاء الجسم المختلفة، اعتماداً على

كثافة الأنسجة وطاقة الأشعة. الأشعة التي تمر من جسم المريض تُكوّن ما يسمى radiation relief على شاشة إدخال مستقبل الصورة والتي تستخدم في إنتاج الصور الإشعاعية. ويعتبر الجسم في هذه الحالة مصدرًا غير مباشر للأشعة منخفضة الطاقة، حيث تنتشر الأشعة المبعثرة في كل الاتجاهات؛ لتصل إلى أجزاء أخرى من جسم المريض، وأعضاء الفريق الطبي في بعض الممارسات، مثل: التصوير الفلورسكوبي، وجراحات القلب المفتوح، وغير ذلك [٤٦-٥٤]. لذا يعدّ حماية أعضاء الفريق الطبي [٥٥-٦٤] والأجزاء التي لا تُفحص من جسم المريض، من الأشعة المبعثرة من الأهمية بمكان على الرغم من تأكيد الوكالة الدولية للطاقة الذرية على إمكانية العمل طوال الحياة المهنية للمختصين في غرف عمليات الجهاز الهضمي المجهزة بمصادر للأشعة السينية gastroenterological procedures، بدون ظهور لتأثيرات الإشعاع عليهم عند تطبيق بعض الاحتياطات الضرورية، مثل: توفير الحماية الكافية بواسطة المآزر المتاحة، ودرع حماية، وارتداء النظارات المناسبة، والتدريب الجيد، واستخدام التقنية المناسبة، لأن جرعات التعرض في هذه الحالات أقل كثيرًا منها في حالة الإجراءات التدخلية القلبية cardiac interventional procedures [٦٥]. يوضح الشكل رقم (٧-٩) أثر ارتداء مئزر واقٍ من الأشعة في خفض الجرعات الإشعاعية للمختصين.



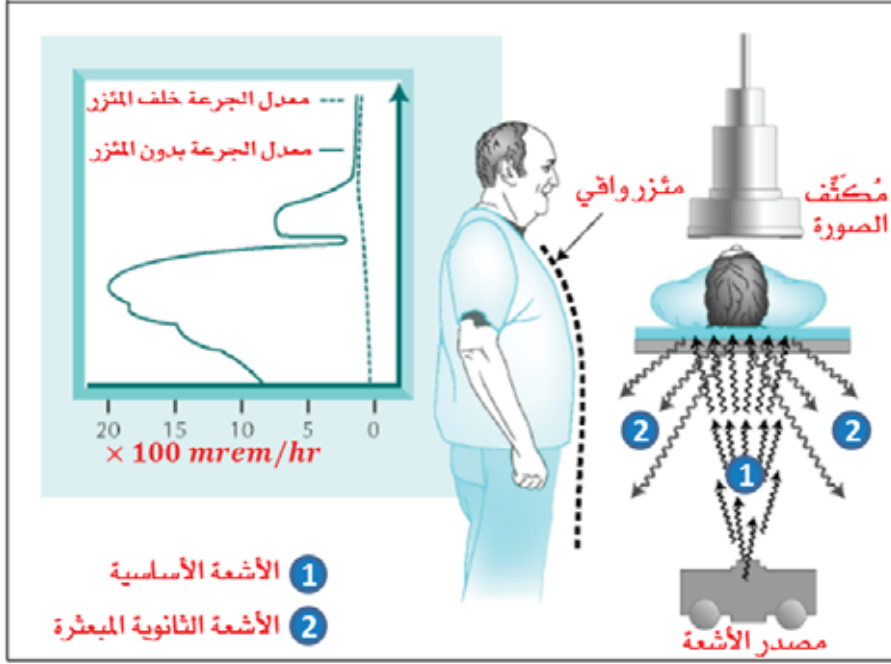
شكل رقم (٩-٦) تعرض اختصاصي المناظير (E) ومساعديه (A) وأجزاء غير مطلوبة من جسم المريض، للأشعة الأساسية والثانوية والمتسرّبة في غرف استخدام الأشعة التشخيصية [٦٦].

تكون الجرعة المكتسبة للمريض من الأشعة الثانوية أو المبعثرة، كبيرة جداً عند المقارنة مع جرعات الفريق الطبي [٦٨-٧٤]؛ مما قد يترتب عليها آثاراً سيئة في المستقبل [٧٥]. ولذلك نجد كثير من الدراسات التي خُصِّصَتْ لتحليل البيانات، واستنتاج التوصيات، وإبداء المقترحات؛ لحماية المريض (والجنين) من الأشعة التي لا مفر من التعرض لها؛ طلباً للفحص أو العلاج [٧٦-٨١]. وتعدُّ القواعد التالية وسائل أساسية يجب تطبيقها لحماية المريض والمختص في آن واحد [٣٧]:

١- منع الأشعة المبعثرة:

- يجب أن يكون وقت التعرض للأشعة أقل ما يمكن. وتتيح التقنيات الحديثة إمكانية

تثبيت وحفظ ظروف الحصول على صورة عالية الجودة على شاشة بعد نبضة قصيرة للأشعة السينية.



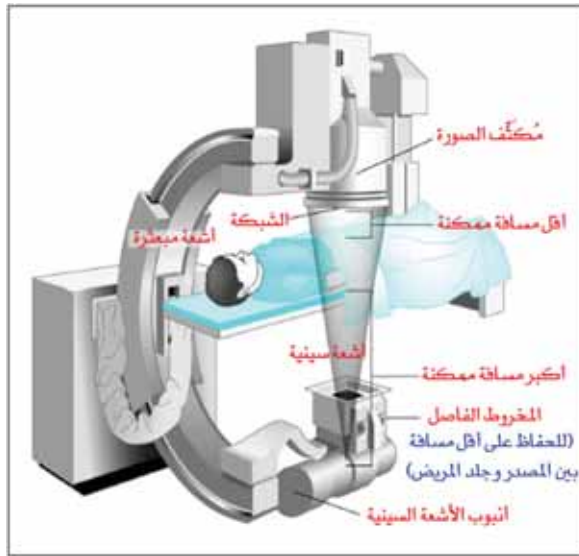
شكل رقم (٧-٩) توزيع الأشعة السينية المبعثرة وتأثيرها على الفريق الطبي وأثر ارتداء المنزر الواقى من الأشعة على الجرعة المكتسبة كما يظهر في الرسم البياني الداخلي [٦٧].

- استخدام تقنيات نبضات الأشعة للإجراءات المصحوبة بالحركة مثل C-Cam.
- يجب تطبيق البرامج المصحوبة بأقل جرعة إلى أقصى حد ممكن (برنامج جرعة النصف half-dose program).
- يجب استخدام الأغشية ذات الفتحة المستديرة للحصول على نبضات متماثلة لأن كمية الأشعة المبعثرة تتناسب طردياً مع حجم الجزء الذي تمر الأشعة منه إلى جسم المريض.

- التحول إلى تنسيق مُكثَّف الصورة الأصغر (مكبر الصور)، إذا كان ذلك ممكناً، ومن ثمّ تتاح ميزة إضافية، وهي: تكبير صورة الجزء المفحوص.
- حفظ صورة الأشعة كوثيقة وهو ما يسمى: التصوير الإشعاعي الغير مباشر.

٢- الحماية من الأشعة المبعثرة:

- يجب أن يكون المريض بعيداً عن المصدر وأقرب إلى فيلم التصوير أو وسيلة التقاط الصور؛ لضمان جودة الصورة، وخفض الجرعة المكتسبة بواسطة المريض، وخفض مستويات الأشعة المبعثرة داخل الغرفة (انظر: الشكل رقم ٩-٨).
- استخدام ملابس الوقاية الإشعاعية.
- تغطية أجزاء جسم المريض التي لن تُخضع للفحص.



شكل رقم (٨-٩) تكوين جهاز التصوير الفلورسكوبي C-arm، يُؤمّن الحفاظ على أكبر مسافة ممكنة بين المصدر والمريض، وكذلك أقل مسافة ممكنة بين المريض ومُكثَّف الصورة [٦٧].

ونذكر هنا مجموعة من التوصيات التي من شأنها عند التطبيق خفض جرعة التعرض أثناء الإجراءات التدخلية interventional procedures [٥٧]، حيث يقع الكثير من تلك الإجراءات ضمن مسؤوليات الفيزيائي الطبي medical physicist [٨٢].

١. عوامل متعلقة باختيار الأجهزة، حيث يفضّل الأجهزة التي:

- تتيح التصوير الفلورسكوبي باستخدام الأشعة في شكل نبضات.
- تستخدم مزيد من المرشحات النحاسية الإضافية.
- تتمتع بميزة الاحتفاظ بخصائص الصورة الأخيرة.

٢. وظائف واجبة على المشغل (الفيزيائي الطبي)

- تقليل فترة تعرّض المريض.
- استخدام أقلّ فترة زمنية ممكنة للتصوير الفلورسكوبي.
- استخدام المُحزّمات Collimators المناسبة للشعاع الأساسي.
- الابقاء على مسافة مناسبة من الشعاع الأساسي.
- الاحتفاظ بمُكثّف الصورة قريب من المريض بقدر الإمكان.
- الابقاء على أكبر مسافة ممكنة بين المصدر وأقرب جزء من جسم المريض (المسافة المُفضّلة تساوي ٥٠ سنتيمتر).
- اختيار أعلى قيمة من الجهد الكهربائي بالكيلوفولت، وهي التي تحقق التباين المطلوب في الصورة.

٣. صيانة المختبر

- الفحص والاختبار الدوري لوحدة الأشعة السينية.
- فحص دروع الحماية لمصدر الأشعة السينية ومآزر الوقاية ودروع الحماية للغدّة الدرقيّة، على الأقلّ سنويّاً؛ لاكتشاف الشروخ.

٤. حماية المشغل

- ارتداء المئزر الواقي lead apron ذو القطعتين، وهو الذي يلفّ حول الجسم؛ لتغطية الظهر وحمايته من الأشعة السينية المبعثرة.
- اختيار التثبيت الملائم للمئازر الواقية بحيث يُقلّل فتحات الإبط، ويغطي كل الجذع ويمتد إلى منتصف الفخذ.
- استخدام المئازر الواقية المُصممة على نحو صحيح، وذات وزن مناسب للمرضى من النساء الحوامل أو من يُخططن للحمل.
- ارتداء درع الوقاية للغدة الدرقية.
- ارتداء نظارات الوقاية المناسبة؛ لحماية العينين، وتخفيض تعرض عدستي العينين للأشعة.

٥. المراقبة

- ارتداء شارتين لقياس الأشعة، واحدة تحت المئزر الواقي في مستوى الخصر، والأخرى خارج دروع الوقاية في مستوى الياقة (الجزء السفلي من الرقبة).
- مراجعة التعرّض الشخصي بانتظام.
- تعديل التقنيات والممارسات إذا تجاوز التعرّض المستويات الموصى بها.

٦. التدريب

- المشاركة في جلسات الأمان التعليمية ودوراتها التدريبية السنوية.
- التأكد من أنّ كلّ الموظفين والمتدربون الجدد قد تلقوا تدريباً جيداً في مجال الحماية الإشعاعية، قبل السماح لهم بالعمل في غرفة التشغيل.

وجدير بالذكر أن العلاقة بين الجرعات الإشعاعية والنتائج الصحية، والوراثية، المترتبة عليها، تُحدّث من آن إلى آخر؛ اعتماداً على نتائج المتابعة المستمرة لمن تعرضوا للأشعة المؤينة

في الحوادث الإشعاعية وأولادهم، ومن تعرضوا في التشخيص والعلاج، بالإضافة إلى نتائج الدراسات التجريبية، والنماذج المقترحة في الدراسات النظرية. وتتيح الدراسات المتعلقة بتأثير خفض الجرعات في الإجراءات الطبية المختلفة (وخاصة الفحوصات المصحوبة باحتمال خطر عالي أو جرعات كبيرة) على تحقيق الهدف منها [٨٣، ٨٤]، مزيداً من البيانات ذات الأهمية، وذلك بإتباع تقنيات جديدة تقدم مزيداً من الحماية للمريض والفريق الطبي. حيث تُحتم كل هذه البيانات وغيرها الاستمرار في مراجعة وتحديث معايير الأمان الإشعاعي [٨٥، ٨٦].

٩: ١٠ أسئلة وإجابات

سنقدم هنا مجموعة من الأسئلة التي قد تراود القارئ، وهي متبوعة بالإجابة بدلاً من عناء البحث عنها لدى آخرين، أو في الكتب المرجعية.

(١) هل أنا في خطر التعرض للإشعاع.

إذا كنت من المتعاملين مع أجهزة توليد الأشعة السينية: كالفنيين، والمرضى، أو العاملين في مراكز بحوث الإشعاع، أو القاطنين في أماكن ذات خلفية إشعاعية أو يعملون فيها، مثل: المناجم، وخاصة مناجم اليورانيوم والفسوفات، وشركات إنتاج الأسمدة الفوسفاتية، وحقول البترول، فعندئذ قد تتعرض لمخاطر الإشعاع.

(٢) ماذا أفعل إذا ظننت أنني تعرضت للإشعاع المؤين.

تفحص الجسم على وجه العموم، والصدر بالأشعة السينية على وجه الخصوص. ثم تُجري كشفاً عاماً للدم، مثل: عدد خلايا الدم البيضاء والحمراء، ونسبة الهيموجلوبين ... إلخ. وإذا ساورك الشك أكثر فيمكنك إجراء الفحوصات المناسبة؛ للكشف عن توفر الأدلة السريرية للتأثيرات الصحية المحتملة، مثل: سرطان الدم والرئة والجلد، أو سرطان الغدة الدرقية. ومثل هذه الأدلة لا تظهر إلا بعد فترات زمنية طويلة قد تمتد إلى سنوات عدة، وخاصة عند وجود شك في عملية التعرض نفسها.

(٣) كيف يمكنني معرفة مقدار الإشعاع الذي ربما أتعرض له.

يوجد أكثر من وسيلة؛ للتعرف على مقدار الأشعة الذي ربما تتعرض له. منها

على سبيل المثال لا الحصر: ”قلم الجيب؛ لقياس الأشعة Pocket dosimeter“، حيث يمكنك قراءة الجرعة مباشرة، أو ”شارة قياس الجرعات“ التي تعطي الجرعة التراكمية على مدى فترة معينة بعد تحليل الشارة لدى مركز معتمد.

(٤) ماذا أفعل إذا كان في مكان العمل مصدر للإشعاع.

حماية نفسك من التعرض في المستقبل باستخدام دروع الحماية من الرصاص، والابتعاد قدر الإمكان عن موضع المصدر، وارتداء مقياس الجرعات الإشعاعية دائماً، والتأكد من عمله على نحو صحيح. ويمكنك استشارة الفيزيائي الصحي health physicist في مكان العمل، أو خبير الوقاية عند زيارته للمنشأة. وجدير بالذكر أن مضادات الأكسدة وبعض المركبات الكيميائية تساعد في الوقاية من مخاطر الأشعة المؤينة أو على الأقل تقليل المخاطر المستحثة في الخلايا على إثر التعرض للأشعة radioprotectors، ويتحتم الابتعاد كلياً عن تناول المركبات الكيماوية التي تزيد من استجابة الخلايا للأشعة radiosensitizers [٨٧-٨٩].

(٥) هل هناك فحص طبي؛ لمعرفة مدى تعرض المرء للإشعاع سابقاً

الاختبارات الطبية المتاحة حالياً تحدد مدى تعرض المرء للمواد المشعة عن طريق الاستنشاق، أو البلع ضمن طعام أو شراب، ولكن لا توجد اختبارات طبية سهلة أو دقيقة؛ لتحديد مدى التعرض لجرعات إشعاعية منخفضة. وعلى الرغم من غياب علامات سريرية واضحة أو أعراض، فهناك نوعان من الاختبارات التي يستخدمهما العلماء والمختصون في معرفة مدى تعرض الإنسان للإشعاعات المؤينة:

١. البحث عن وجود تغييرات في عدد خلايا الدم.

٢. التغييرات في كروموسومات الإنسان، تحت الفحص.

فإذا كان المرء قد تعرض إلى ما لا يزيد عن ١٠ راد (١، ٠ جراي) من الإشعاعات المؤينة، فلا وجود لأيّة تغييرات يمكن اكتشافها في عدد خلايا الدم. وأمّا اختبار الكروموسومات فهو حساس للجرعات المنخفضة جداً التي لا تصاحبها أعراض سريرية يمكن ملاحظتها [٩٠-٩٦].

(٦) هل معايير السلامة الإشعاعية واحدة في كل المجالات.

يمكن تطبيق الحدود المقترحة للجرعات الإشعاعية بواسطة اللجنة الدولية للحماية الإشعاعية (ICRP) في كافة المجالات ماعدا المجال الطبي بالتحديد.

فعلى سبيل المثال: عند فحص شخص بدين بالأشعة السينية سيتعرض لجرعة إشعاعية أعلى بكثير من الجرعة المكتسبة بواسطة شخص نحيف يخضع للفحص نفسه [٩٧-١٠١]. وفي حالة العلاج بالتشعيع الخارجي، يعتمد قرار الحكم على مدى الجرعة الكلية المكتسبة، وكيفية تقسيمها بين عدد من الجلسات، على حسب حالة المريض. والجرعة الكلية ستكون بالتأكيد أعلى كثيراً من الحدود القصوى الموصى بها في الحالات الاعتيادية. وهذا يعني أن الحماية الإشعاعية في الطب تحتاج إلى التنفيذ دون الالتزام الصارم بالحدود القياسية بشرط تحري تحقيق مبدأ الأمثلة، أي: الجمع بين أمرين، هما: الحد من المخاطر قدر الإمكان والحصول على المنفعة الطبية المطلوبة.

* * * * *

مصادر ومراجع الفصل الأول

1. F. M. Khan, The Physics of Radiation Therapy, Chapter 3: Production of X-rays, 4th edition, Lippincott Williams & Wilkins (2010).
2. <http://en.wikipedia.org/wiki/X-rays> : X-ray, 03/02/2014.
3. R. K. Hobbie, B. J. Roth, Intermediate Physics for Medicine and Biology, 4th edition - Springer (2007).
4. R. A. Serway and J. W. Jewett, Physics for Scientists and Engineers with Modern Physics, (2010) by Raymond A. Serway.
5. http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_astronomy : X-ray astronomy, 03/02/2014.
6. W. R. Hendee and E. R. Ritenour, Medical Imaging Physics, A John Wiley & Sons, Inc., Publication, 4th edition, (2002).
7. <http://www.research.usf.edu/cs/rad/xrayfundamentals.ppt> : Research x-ray safety fundamentals, 03/02/2014.
8. J. E. Turner, Atoms, radiation and Radiation Protection, 3rd edition, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, (2007).
9. J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt and J. M. Boone, The Essential Physics for Medical Imaging, Chapter 5: x-ray, Lippincott Williams & Wilkins Division, (2002).
10. B. Beckhoff, B. Kanngießer, N. Langhoff, R. Wedell, and H. Wolff, Handbook of Practical X-Ray Fluorescence Analysis, Chapter 2: x-ray sources, Springer (2006).
11. IAEA publications, Radiation Oncology Physics, Chapter 5: Treatment Machines for External Beam Radiotherapy, VIENNA, (2005) page 128. Or, The original source: H. E. Johns, J. R. Cunningham, The Physics of Radiobiology, 4th Edition, Chapter 2: The production and Properties of X-rays, Charles C Thomas Publisher (1983) page 53.

12. <http://www.fotopedia.com/items/flickr-270206067> : X-ray tube, 03/02/2014.
13. The author design.
14. http://www.springerimages.com/Images/RSS/1-10.1007_978-1-4419-6947-7_3-10 or http://www.xtal.iqfr.csic.es/Cristalografia/parte_02-en.html : X-ray emission spectra, 03/02/2014.
15. http://en.wikipedia.org/wiki/X-Ray_Filters : X-ray filter, 03/02/2014.
16. <http://www.electropedia.org/iev/iev.nsf/display?openform&ievr ef=881-08-10> : Thoria filter, 03/02/2014.
17. http://en.wikipedia.org/wiki/Particle_accelerator : Particle accelerator, 03/02/2014.
18. <http://en.wikipedia.org/wiki/Linac> : Linear Accelerator , 03/02/2014.
19. http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac : Medical Linear Accelerator, 03/02/2014.
20. <http://www.ampi-nc.org/essayresult/LINAC-3.pdf> : Components of Medical Linear Accelerator, 03/02/2014.
21. A. K. Jha, R. Prasiko, H. Mod, P. P. Chaurasia, R. Srivastava, Radiotherapy for benign diseases, J Nepal Med Assoc., Vol. 47(2008) pages 151-155.
22. D. G. Schulzel and P. M. Bertsch, Synchrotron x-ray Techniques in Soil, Plant and Environmental Research, Advances in Agronomy, Vol. 55 (1995) page 5.
23. M. Aslund, E. Fredenberg, M. Telman and M. Danielsson, Detectors for the future of X-ray imaging, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 139 (2010) pages 327–333.
24. S. Baba, et. al., Recent development of radiation measurement instrument for industrial and medical applications, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 458 (2001) pages 262-268.
25. J. P. Moy, Recent developments in X-ray imaging detectors, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 442 (2000) pages 26-37.
26. M. Hoheisel, Review of medical imaging with emphasis on X-ray detectors, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 563 (2006) pages 215–224.

27. L. Shekhtman, Novel position-sensitive gaseous detectors for X-ray imaging, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 522 (2004) pages 85–92.
28. X. Wang, Y. Han, J. Si, Non-uniformity emendation technique for amorphous silicon flat-panel detectors used for industrial X-ray digital radiography, Measurement Vol. 41, Issue 7, August (2008) pages 817–822.
29. J. P. Ponpon, Semiconductor detectors for 2D X-ray imaging, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 551 (2005) pages 15–26.
30. K. Iniewski, Medical Imaging: Principles, Detectors, and Electronics, Wiley-Interscience (2009) page 12.
31. B. K. Cha, et. al., Scintillation characteristics and imaging performance of CsI:Tl thin films for X-ray imaging applications, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 604 (2009) pages 224–228.
32. B. K. Cha, et. al., Fabrication and imaging characterization of high sensitive CsI(Tl) and Gd₂O₂S(Tb) scintillator screens for X-ray imaging detectors, Radiation Measurements, Vol. 45 (2010) pages 742–745.
33. Y. Eisen, A. Shor, I. Mardor, CdTe and CdZnTe gamma ray detectors for medical and industrial imaging systems, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 428 (1999) pages 158-170.
34. J. C. Bourgoin, A new GaAs material for X-ray imaging, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 460 (2001) pages 159–164.
35. K. Spartiotis, et. al., A CdTe real time X-ray imaging sensor and system, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 527 (2004) pages 478–486.

مصادر ومراجع الفصل الثاني

1. P. Suetens, Fundamentals of Medical Imaging, 2nd edition, Cambridge University Press (2009).
2. P. Shanks, "Hey Doc, Why Do We Really Need to Take X-Rays?", Dynamic Chiropractic – December 4, Vol. 10, (1992) Issue 25.
3. <http://www.imaginis.com/xray/why-is-x-ray-imaging-done> : x-ray-imaging, 01/09/2010.
4. J. E. Martin, Physics for Radiation Protection , Chapter 15: X-rays, 2nd edition, WILEY-VCH, (2006) page 675.
5. W. R. Hendee and E. R. Ritenour, Medical Imaging Physics, 4th edition, John Wiley & Sons, (2002).
6. N. B. Smith and A. Webb, Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications, Chapter 2: X-ray planar radiography and computed tomography, Cambridge university press (2011) 46.
7. <http://www.chestx-ray.com/genpublic/genpubl.html> : Chest X-ray, 01/09/2010.
8. J. Corne, M. Carroll, I. Brown and D. Delany, Chest X-Ray Made Easy, Churchill Livingstone, London (1998).
9. P. Eng and F. K. Cheah, Interpreting Chest X-Rays, Cambridge University Press, New York, USA, (2005).
10. <http://www.radiologyinfo.org/en/photocat/gallery3.cfm?pid=1&image=chest-xray.jpg&pg=chestrad> : Chest X-ray, 05/02/2014.
11. http://www.lane.stanford.edu/portals/picu_ppslides/cxr.ppt: Basic Chest X-Ray Interpretation, 09/03/2014 , or, <http://www.radiologyinfo.org/en/photocat/gallery3.cfm?pid=1&image=chestswi.jpg&pg=chestrad>: Chest X-Rays, 09/03/2014.
12. Y. M. Michael, T. L. Pope , D. J. Ott, Basic Radiology, Chapter 6: Musculoskeletal Imaging, McGraw-Hill (2006).
13. Right: (<http://www.physicscentral.com/explore/action/scans-1.cfm>: 01/09/2012.

Left: (<http://www.sciencephoto.com/media/393304/enlarge>: Science photo Library, 09/03/2014.

14. E. R. Proseus, Body positioning in x-ray studies: http://findarticles.com/p/articles/mi_gGENH/is_20050229/ai_2699003103/?tag=content;col. and How to Position Patients for X-Rays: http://www.ehow.com/how_4506506_position-patients-xrays.html : Patients Position During X-rays, 09/03/2014.
15. http://powershow.com/view/b167a-OGFIM/Diagnostic_Imaging_flash_ppt_presentation: Diagnostic Imaging, 09/03/2014.
16. R. Joarder and N. Crundwell, Chest X-Ray in Clinical Practice, Chapter 7: Foreign Structures and Other Devices on Chest X-rays, Springer (2009) page 149.
17. A. G. Farman, Panoramic Radiology, Seminars on Maxillofacial Imaging and Interpretation, Chapter 16: Panoramic Radiology: Oncologic Dentistry Considerations, Springer (2007) page191.
18. http://www.medicinenet.com/dental_x-rays_when_to_get_them/article.htm : Dental X-Rays, 09/03/2014.
19. Y. M. Michael, T. L. Pope , D. J. Ott, Basic Radiology, Chapter 5: Radiology of the Breast, McGraw-Hill (2006).
20. <http://www.biotec-med.com/eng/index.php/products-and-solutions/mammography>: Mammography, 09/03/2014.
21. ICRU publications, Report 82, Mammography - Assessment of Image Quality , Chapter 3: Production of the Mammogram, Oxford University Press, Journal of the ICRU , 9 (2009).
22. Y. Lemoigne, A. Caner, and G. Rahal, Physics for Medical Imaging Applications, Chapter 27: Physical Principles of Mammography, Springer (2007).
23. <http://www.elcamino.edu/faculty/dcharman/RT%20255%20MAMMO%20A%20&%20P%20200810.ppt> : Mammography, Positioning & Anatomy, 09/03/2014.
24. E. Ueno, T. Shiina, M. Kubota, K. Sawai, Research and Development in Breast Ultrasound, Chapter 19: characteristic Mammography and Ultrasonography Findings of Ductal Carcinoma in Situ of the Breast Arising in Sclerosing Adenosis, Springer-Verlag Tokyo (2005) pages 135-140.

25. L. W. Goldman, Principles of CT and CT Technology, J Nucl Med Technol, Vol. 35 (2007) pages 115–128.
26. J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt, J. M. Boone, The Essential Physics for Medical Imaging, Chapter 5: x-ray and Chapter 13: Computed Tomography, Lippincott Williams & Wilkins Division, (2002).
27. T. M. Buzug, Computed Tomography, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2008).
28. W. Schlegel, T. Bortfeld, A. L. Grosu, New Technologies in Radiation Oncology, Chapter 7: Clinical X-Ray Computed Tomography, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2006).
29. K. Iniewski, Medical Imaging: Principles, Detectors, and Electronics, Wiley-Interscience (2009).
30. ICRU publications, Report 74, Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging, Oxford University Press, Journal of the ICRU, 5 (2005).
31. [http://www.pcrm.org/news/downloads/angiogram.pdf#search='Angiogram: Angiogram, 10/09/2012.](http://www.pcrm.org/news/downloads/angiogram.pdf#search='Angiogram: Angiogram, 10/09/2012)
32. [http://www.radiologyinfo.org/photocat/photos_pc.cfm?image=homepg2.jpg&&subcategory=Catheter_Angiography&&proc_code=angiocath : Angiography, 10/09/2012.](http://www.radiologyinfo.org/photocat/photos_pc.cfm?image=homepg2.jpg&&subcategory=Catheter_Angiography&&proc_code=angiocath : Angiography, 10/09/2012)
33. A. T. Ahuja, G. E. Antonio, K. T. Wong, H. Y. Yuen, Case Studies in Medical Imaging: Radiology for Students and Trainees, Cambridge University Press (2006).
34. J. D. Begg, Abdominal X-Rays Made Easy, Churchill Livingstone, London (1999).
35. [http://www.imaginis.com/xray/why-is-x-ray-imaging-done : why is x-ray imaging done?, 09/03/2014.](http://www.imaginis.com/xray/why-is-x-ray-imaging-done : why is x-ray imaging done?, 09/03/2014)
36. [http://www.royalberkshire.nhs.uk/pdf/Barium%20proctogram_Feb2011.pdf : Barium proctogram, 09/03/2014.](http://www.royalberkshire.nhs.uk/pdf/Barium%20proctogram_Feb2011.pdf : Barium proctogram, 09/03/2014)
37. F. Joffre, P. Otal, M. Soulie, Radiological imaging of the ureter, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2003).
38. [http://en.wikipedia.org/wiki/Intravenous_pyelogram : Intravenous pyelogram, 09/03/2014.](http://en.wikipedia.org/wiki/Intravenous_pyelogram : Intravenous pyelogram, 09/03/2014)

39. <http://www.wikihow.com/Read-a-Chest-X-Ray> : How to Read a Chest X Ray, 09/03/2014.
40. W. Duncan and A.H.W. Nias, Clinical Radiobiology; Livingston Group Limited, (1977).
41. S. H. Levitt, J. A. Purdy, C. A. Perez, S. Vijayakumar, Technical Basis of Radiation Therapy, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2006).

مصادر ومراجع الفصل الثالث

1. [http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiation Safety/theory/production.htm](http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiation%20Safety/theory/production.htm) : Production of Radiation for Industrial Radiography, 09/03/2014.
2. <http://isnap.nd.edu/Lectures/phys10262/art-chap2-1.pdf> : Principles of X-Ray Radiography, 09/03/2014.
3. <http://www.ntbxray.com/application/application.html> : X-Ray Applications, 09/03/2014.
4. http://www.ntbxray.com/application/material_testing/application_material_testing_d.html: Image Quality Indicator, and weld Inspection, 09/03/2014.
5. Advances in radiation Chemistry of Polymers, Proceedings of a technical meeting held in Notre Dame, Indiana, USA 13–17 September 2003, IAEA, (2004).
6. F. Ranogajec, et. al., Improvement of the polymer properties by radiation grafting and crosslinking, polimeri, Vol. 29 (2008) pages 236-243.
7. R. L. Clough, High energy Radiation and Polymers: A review of commercial process and emerging applications, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B, Vol. 185 (2001) pages 8-33.
8. http://www.ntbxray.com/application/tire_inspection/application_tire_inspection.htm : Quality Assurance by Tire Inspection, 09/03/2014.

9. http://www.ntbxray.com/application/electric/application_electric.html : Automotive switch, 09/03/2014.
10. <http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/TechCalibrations/viewingradiographs.htm>: Viewing Radiographs, 09/03/2014.
11. http://www.ntbxray.com/application/electronic/application_electronic_b.html : X-Ray Inspection of Electronic Assemblies, 09/03/2014.
12. http://www.ntbxray.com/application/electronic/application_electronic.html: X-Ray Inspection of Electronic Assemblies, 09/03/2014.
13. M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, H. Kato, Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence , Radiology, Vol. 148 (1983) pages 833-838.
14. J. A. Rowlands, Physics of computed radiography, Physics in Medicine and Biology, Vol. 47 (2002) pages R123-R166.
15. S. Schweizer, Physics and Current Understanding of X-Ray Storage Phosphors, phys. stat. sol. (a), Vol. 187 (2001) pages 335–393.
16. S. O. Kasap, M. Z. Kabir, J. A. Rowlands, Recent advances in X-ray photoconductors for direct conversion X-ray image detectors, Current Applied Physics, Vol. 6 (2006) pages 288-292.
17. S. R. Amendolia, et al., MEDIPIX: a VLSI chip for a GaAs pixel detector for digital radiology, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, Vol. 422 (1999) pages 201-205.
18. N. M. Winch, A. Edgar, X-ray imaging using a consumer-grade digital camera, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 654 (2011) pages 308–313.
19. V. I. Bruver, A. P. Budanov, X-ray thickness gage, Metallurgist, Vol. 33 (1989) pages 242-243.
20. <http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/Physics/scatterradcontrol.htm> : Secondary (Scatter) Radiation and Undercut Control, 09/03/2014.

21. V. S. Parnasov, Methods, Means, and Technology for Thickness Measurement of Products Made from Composite Polymer Materials, Measurement Techniques, Vol. 40 (1997) pages 856-865.
22. B. V. Artem'ev, et. al., Use of X-Ray Thickness Gauges in Manufacturing Rolled Non-Ferrous Metals, Russian Journal of Nondestructive Testing, 39 (2003) 459–464. Translated from Defektoskopiya, Vol. 6 (2003) pages 55–61.
23. K. L. Mcaughey. et. al., Ultrasonic Thickness Measurements of Sub-millimetre Thickness Sheets, 18th World Conference on Nondestructive Testing, 16-20 April (2012), Durban, South Africa.
24. R. P. Gardner, W. A. Metwally, A. Shehata, A semi-empirical model for a 90 Sr beta-particle transmission thickness gage for aluminum alloys, Nucl. Instrum. Methods B, Vol. 213, (2004) pages 357–363.
25. A. Hobbs , A. Aruleswaran, Non-contact thickness gauging of aluminium strip using EMAT technology, Nondestr. Test. Eval., Vol. 20, (2005) pages 211–220.
26. S. S. Jayanthakumar, V.N. Bhoraskar, Thickness measurement of silicon films using 14 MeV neutrons, J. Radioanal. Nucl. Chem., Vol. 104 (1986) pages 1–6.
27. G. A. Johansen, P. Jackson, Radioisotope Gauges for Industrial Process Measurements, John Wiley & Sons, Ltd. (2004).
28. B. D. Sowerby, C. A. Rogers, Gamma-ray density and thickness gauges using ultra-low activity radioisotope sources-fillin, Appl. Radiat. Isot., Vol. 63, (2005) pages 789–793.
29. E. M. A. Hussein, Handbook on Radiation Probing, Gauging, Imaging, and Analysis, Kluwer Academic Publishers, Dordrecht. (2003).
30. O. Durand, et. al., Determination of thicknesses and interface roughnesses of GaAs-based and InAs/AlSb-based heterostructures by X-ray reflectometry, Mater. Sci. Semicond. Process, Vol. 4 (2001) pages 327–330.
31. P. S. Ong, W. L. Anderson, B. D. Cook, R. Subramanyan, Transcatter X-ray technique for the inspection of insulated, oil-carrying pipelines, In: D. O. Thompson, D. E. Chimenti, (Eds.), Review of Progress in

- Quantitative Nondestructive Evaluation. Plenum Press, New York, (1993) pages 295–302.
32. G. Harding, K. Kosanetzky, Scattered X-ray beam nondestructive testing, Nucl. Instrum. Methods A, Vol. 280 (1989) pages 517–528.
 33. T. Jensen, J. N. Gray, Material thickness measurements using Compton backscatter, In: D. O. Thompson, D. E. Chimenti, (Eds.), Review of Progress in Quantitative Nondestructive Evaluation, Plenum Press, New York, (1993) pages 303–308.
 34. C. Fiorini, A. Gianoncelli, A. Longoni, F. Zaraga, Determination of the thickness of coatings by means of a new XRF spectrometer, X-Ray Spectrom., Vol. 31 (2002) pages 92–99.
 35. D. A. Cole, et. al., SiO₂ thickness determination by X-ray photoelectron spectroscopy, Auger electron spectroscopy, secondary ion mass spectrometry, Rutherford backscattering, transmission electron microscopy, and ellipsometry, J. Vac. Sci. Technol. B, Vol. 18 (2000) pages 440–444.
 36. J. Y. Kim, et. al., Thickness measurement of organic films using Compton scattering of characteristic X-rays, Applied Radiation and Isotopes, Vol. 69 (2011) pages 1241–1245.
 37. R. M. Atanasio, R. A. Williams, X. Jia, Combining X-ray microtomography with computer simulation for analysis of granular and porous materials, Particuology, Vol. 8 (2010) pages 81–99.
 38. http://www.skyscan.be/company/UM2009/abstract_003.pdf : G. V. Dalen, A. Don, P. Nootenboom, J. C. G. Blonk, Determination of bubbles in foods by X-ray microtomography and image analysis.
 39. W. D. Bellamy, Preservation of Foods and Drugs by Ionizing Radiations, Advances in Applied Microbiology, Vol. 1 (1959) pages 49-73.
 40. Questioning Food Irradiation: A History of Research Into the Safety of Irradiated Foods, Public Citizen, Critical Mass Energy and Environment Program, Washington D. C., April (2003).
 41. I. S. Arvanitoyannis, Irradiation of Food Commodities, Ch. 17: Consumer Behavior toward Irradiated Food, Elsevier and Academic Press (2010) pages 673-698.

42. W. D. Bellamy , et. al., Symposium on Applications of Ionizing Radiation to Food and Pharmaceutical Preservation, *Bacteriol. Rev.*, Vol. 19 (1955) pages 266–269.
43. E. J. Henley and N. F. Barr, Ionizing Radiation Applied to Chemical Processes and to Food and Drug Processing, *Advances in Chemical Engineering*, Vol. 1 (1956) pages 369–425.
44. R. F. Cain and A. F. Anglemier, Radiation Preservation of Meats and Sea foods, *Journal of Animal Science*, Vol. 23 (1964) pages 572-576.
45. W. M. Urbain, Food Irradiation, *Advances in Food Research*, Vol. 24 (1978) pages 155-227.
46. J. Farkas, Microbiological safety of irradiated foods, *International Journal of Food Microbiology*, Vol. 9 (1989) 1–15.
47. J. F. Diehl, Will irradiation enhance or reduce food safety?, *Food Policy*, Vol. 18 (1993) pages 143–151.
48. <http://ccr.ucdavis.edu/irr/accept.shtml>: Center for Consumer Research - Food Irradiation, Consumer Acceptance, 09/03/2014.
49. J. W. Malone, Consumer willingness to purchase and to pay more for potential benefits of irradiated fresh food products, *Agribusiness*, Vol. 6 (1990) pages 163–178.
50. D. E. Terry, R. L. Tabor, Consumer Acceptance of Irradiated Food Products: An Apple Marketing Study, *Journal of Food Distribution Research*, June (1990) pages 63-74.
51. C. M. Bruhn, Consumer acceptance of irradiated food: theory and reality, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 52 June (1998) pages 129–133.
52. Proceedings of a final Research Co-ordination Meeting organized by the Joint FAO/IAEA Division of Nuclear Techniques in Food and Agriculture and held in Bangkok, Thailand, 21–25 September 1998 Consumer acceptance and market development of irradiated food in Asia and the Pacific, IAEA publications (2001).
53. P.B. Roberts, Irradiation of Foods: Legal and Consumer Aspects, *Encyclopedia of Food Sciences and Nutrition*, 2nd Edition, Academic Press (2003) pages 3396 –3401.

54. S. He, S. Fletcher, A. Rimal, Factors Affecting Consumer Negative Perceptions about Beef Irradiation, the Southern Agricultural Economics Association Annual Meeting, Tulsa, Oklahoma, February 18 (2004).
55. G. Gunes, M. D. Tekin, Consumer awareness and acceptance of irradiated foods: Results of a survey conducted on Turkish consumers, LWT - Food Science and Technology, 39 May (2006) pages 444–448.
56. A. V. Cardello, H. G. Schutz, L. L. Leshner, Consumer perceptions of foods processed by innovative and emerging technologies: A conjoint analytic study, Innovative Food Science & Emerging Technologies, 8, March (2007) pages 73–83.
57. J. H. Behrens, et. al., Brazilian consumer views on food irradiation, Innovative Food Science and Emerging Technologies, Vol. 10 (2009) pages 383–389.
58. M. P. Junqueira-Goncalves, et. al., Perception and view of consumers on food irradiation and the Radura symbol, Radiation Physics and Chemistry, Vol. 80 (2011) pages 119–122.
59. E. Golge, G. Ova, The effects of food irradiation on quality of pine nut kernels, Radiation Physics and Chemistry, Vol. 77 (2008) pages 365–369.
60. A. Fernandes, et. al., Effect of gamma and electron beam irradiation on the physico-chemical and nutritional properties of mushrooms: A review, Food Chemistry, Vol. 135 (2012) pages 641–650.
61. [http://www.citizen.org/documents/Research_\(PDF\).PDF](http://www.citizen.org/documents/Research_(PDF).PDF) : The Problems with Irradiated Food: What the Research Says, 09/03/2014.
62. <http://www.fipa.us/q%26a.pdf> : Food Irradiation :Questions and Answers, 09/03/2014.
63. Facts about food irradiation, A series of Fact Sheets from the International Consultative Group on Food Irradiation, under supervision of IAEA, FAO and UN (1999).
64. http://www.ipen.br/conteudo/upload/201205161528420.6.ionizing_radiations_completo.pdf : Applications of Ionizing Radiations, 09/03/2014.
65. L. Bloomfield, Food irradiation and vitamin a deficiency: Public health

- implications, Food Policy, 18 February (1993) pages 64–72.
66. A. P. Dionísi et. al., Ionizing Radiation Effects on Food Vitamins – A Review, Brazilian Archives of Biology and Technology 52 September-October (2009) pages 1267-1278.
 67. S. O. Adjei, et. al., Effect of vitamin E, low dose irradiation, and display time on the quality of pork, Meat Science, Vol. 68 (2004) pages 19–26.
 68. D. B. Louria, Food irradiation, vitamin loss, and needed American studies, International Journal of Infectious Diseases, Vol. 4 (2000) pages 234-235.
 69. <http://documents.foodandwaterwatch.org/doc/IrradiationVitaminLoss.pdf> : Food irradiation and vitamin loss, 09/03/2014.
 70. Risk Assessment Studies - Report No. 37, Safety of Irradiated Food, Risk Assessment Section, Centre for Food Safety, Hong Kong, May (2009).
 71. <http://www.piwet.pulawy.pl/irradiacja/foodirradiation.pdf> : Food Irradiation, 09/03/2014.
 72. <http://www.extension.iastate.edu/foodsafety/irradiation/> : Food Irradiation - What is it?, 09/03/2014.
 73. http://www.epa.gov/rpdweb00/sources/food_history.html : History of Food Irradiation, 09/03/2014.
 74. J. Farkas, Irradiation for better foods, Trends in Food Science & Technology, Vol. 17 (2006) pages 148–152.
 75. K. M. Morehouse, Food irradiation - US regulatory considerations, Radiation Physics and Chemistry, Vol. 63 (2002) pages 281–284.
 76. I. S. Arvanitoyannis, Irradiation of Food Commodities, Ch. 1: Legislation on Food Irradiation: European Union, United States, Canada, and Australia, Elsevier and Academic Press (2010) pages 3-20.
 77. Y. Aoshuang Standards and regulations for radiation processing industry in China, Radiation Physics and Chemistry, Vol. 57 (2000) pages 595-598.
 78. Irradiation of Food, A publication of the Institute of Food Technology,

- USA, Food Technology, Vol. 52, January (1998) pages 56-62.
79. J. S. Smith, S. Pillai, Irradiation and Food Safety, Food Technology, Vol. 58, No. 11, (2004) pages 48-55.
 80. <http://www.tropical-plants-flowers-and-decor.com/nutritional-value-of-fruit.html> : The Nutritional Value of Fruit, 09/03/2014.
 81. http://www.smurfitkappa.com/vHome/com/Products/Pages/Meat_poultry_A_fish.aspx : Meat, poultry & fish packaging, 09/03/2014.
 82. <http://www.frillsinthehills.com/2009/10/word-to-wise-wednesday-vegetips-i.html> : Sprout Potato, 09/03/2014.
 83. http://www.ehow.com/how_12112356_start-potato-sprout-cut-potato-water.html : Fresh Potato, 09/03/2014.
 84. <http://lifeaftergrains.com/2012/08/20/spice-up-your-life/> : Types of Spices, 09/03/2014.
 85. <http://www.cepolina.com/ab/cherry-tree-fruits.htm> : Cherry tree, 09/03/2014.
 86. R. B. Miller, Electronic Irradiation of Foods, Ch. 2: Overview of Food Irradiation Technology and Concepts, and Ch. 4: Food Irradiation Using X-Rays , Springer, (2005).
 87. S. R. Moosekian, et. al., X-Ray Irradiation as a Microbial Intervention Strategy for Food, Annual Review of Food Science and Technology, Vol. 3 (2012) pages 493-510.
 88. I. A. Taub, Radiation pasteurization and sterilization of food, Studies in Physical and Theoretical Chemistry, Vol. 87 (2001) pages 705-737.
 89. <http://en.wikipedia.org/wiki/Radura> : Radura, 09/03/2014.
 90. D. A. E. Ehlermann, The RADURA-terminology and food irradiation, Food Control, Vol. 20 (2009) pages 526–528.
 91. <http://www-tc.iaea.org/tcweb/publications/factsheets/FoodIrradiation.pdf> : Irradiation for Food safety, 09/03/2014.
 92. <http://todaypdf.org/food-irradiation-id9345846>: or <http://nfscfaculty.com>

tamu.edu/talcott/food_chemistry/food_irradiation-1.pdf: Food Irradiation-1.pdf, 09/03/2014.

93. T. Kume, et. al., Status of food irradiation in the world, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 78 (2009) pages 222–226.
94. J. F. Diehl, Food irradiation-past, present and future, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 63 (2002) pages 211–215.
95. J. Farkas, C. M. Farkas, History and future of food irradiation, *Trends in Food Science & Technology*, Vol. 22 (2011) pages 121-126.
96. S. Q. Chen, et. al., Distribution of irradiated foods in China, *Food Control*, Vol. 28 (2012) pages 237-239.
97. L. Carlos de Oliveira, Present situation of food irradiation in South America and the regulatory perspectives for Brazil, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 57 (2000) pages 249-252.
98. A. Sharma, P. Madhusoodanan, Techno-commercial aspects of food irradiation in India, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 81 (2012) pages 1208–1210.
99. N. L. Del Mastro, Development of Food Irradiation in Brazil, *Progress in Nuclear Energy*, Vol. 35, No. 3-4, (1999) pages 229-248.
100. C. Sommers, et. al., Irradiation of ready-to-eat foods at USDA'S Eastern Regional Research Center-2003 update, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 71 (2004) pages 509–512.
101. I. B. Oliveira, S. F. Sabato, Dissemination of the food irradiation process on different opportunities in Brazil, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 71 (2004) pages 493–497.
102. P. Loaharanu, Benefits of radiation processing to food industries in developing countries, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 22, Issues 1–2, (1983) pages 225–232.
103. S. K. Chauhan, et. al., Detection Methods for Irradiated Foods, *Comprehensive Reviews in Food Science and Food Safety*, Vol. 8 (2009) pages 4-16.
104. M. H. Stevenson, R. Gray, The Use of ESR Spectroscopy for the

Identification of Irradiated Food, Annual Reports on NMR Spectroscopy, Vol. 31 (1995) pages 123-142.

105. A. A. Khan, et. al., DNA Comet Assay — a rapid screening method for detection of irradiated cereals and tree nuts, Food Control, 16 February (2005) pages 141–146.
106. N. S Marín-Huachaca, et. al., Identification of gamma-irradiated papaya, melon and watermelon, Radiation Physics and Chemistry, Vol. 71, September–October (2004) pages 193–196.
107. A. L. C. H. Villavicencio, et. al., Application of a rapid screening method to detect irradiated meat in Brazil, Radiation Physics and Chemistry, Vol. 57, March (2000) pages 295–298.
108. N. Marín-Huachaca, et. al., Use of the DNA Comet Assay to detect beef meat treated by ionizing radiation, Meat Science, Vol. 71, November (2005) pages 446–450.
109. F. Verbeek , et. al., Automated detection of irradiated food with the comet assay, Radiat. Prot. Dosimetry, Vol. 128, Issue 4, (2008) pages 421-426.
110. C. Shin, et. al., A preliminary approach to identify irradiated foods by thermoluminescence measurements, Journal of Luminescence, Vol. 132 (2012) pages 1619–1622.
111. M. Edwards, Detection of Foreign Bodies in Food, Ch. 13: Using X-rays to detect foreign bodies, Woodhead Publishing Series in Food Science, Technology and Nutrition No. 99 (2004).
112. S. N. Jha, Nondestructive Evaluation of Food Quality, Ch. 5: Radiography, CT and MRI, Springer (2010).
113. J. A. Abbott, Quality measurement of fruits and vegetables, Postharvest Biology and Technology, Vol. 15 (1999) pages 207–225.
114. P. Chen, Z. Sun, A review of non-destructive methods for quality evaluation and sorting of agricultural products. J Agric. Eng. Res, Vol. 49 (1991) pages 85–98.
115. S. N. Jha and T. Matsuoka , Non-Destructive Techniques for Quality Evaluation of Intact Fruits and Vegetables, Food Sci. Technol. Res., Vol. 6, Issue 4, (2000) pages 248–251.

116. E. G. Barcelon, S. Tojo and K. Watanabe, Relating X-ray absorption and some quality characteristics of Mango fruit (*Mangifera indica* L.), *J Agric. Food. Chem.*, Vol.47 (1999) pages 3822–3825.
117. E.G. Barcelon, S. Tojo and K Watanabe, Nondestructive ripening assessment of mango using an X-ray computed tomography. *Agric Eng J*, Vol. 9, Issue 2, (2000) pages 73–80.
118. N. Kotwaliwale, et. al., X-ray imaging methods for internal quality evaluation of agricultural produce, *J Food Sci Technol*, August (2011) pages 1-15.
119. E. Hångstrom, M. Luukkala, Ultrasound detection and identification of foreign bodies in food products, *Food Control*, Vol. 12 (2001) pages 37-45.
120. Y. Yacob, et. al., A Comparison Between X-Ray and MRI in Postharvest Non-Destructive Detection Method, *Proceedings of the International Conference Information Technology and Multimedia at UNITEN (ICIMU '05)*, Malaysia, on 22nd- 24th November (2005).
121. P. Butz, et. al., Recent Developments in Noninvasive Techniques for Fresh Fruit and Vegetable Internal Quality Analysis, *Journal of Food Science*, Vol. 70, Issue 9, (2005) pages R131- R141.
122. M. S. Nielsen, et. al., X-ray dark-field imaging for detection of foreign bodies in food, *Food Control*, Vol. 30 (2013) pages 531-535.
123. R. P. Haff, N. Toyofuku, X-ray detection of defects and contaminants in the food industry, *Sens. & Instrumen. Food Qual.*, Vol. 2 (2008) pages 262–273.
124. Trends in Radiation Sterilization of Health Care Products, *IAEA Publications*, July (2008).
125. A. Miller, Review of the business contributions at IMRP-2006, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 76 (2007) pages 1906–1909.
126. Z. Zimek, I. Kaluska, Sterilization dose auditing for various types of medical products, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 63 (2002) pages 673–674.
127. N. Yusof, et. al., Challenges in validating the sterilization dose for

processed human amniotic membranes, Radiation Physics and Chemistry, Vol. 76 (2007) pages 1756–1759.

128. G. Zschornack, Handbook of X-Ray Data, Ch.1: X-Ray Physics and Practice, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2007).

129. R. D. Luggar, W.B. Gilboy, Recent developments in industrial applications of elastic scatter X-ray inspection, Radiation Physics and Chemistry, Vol. 56 (1999) pages 213-227.

مصادر ومراجع الفصل الرابع

1. B. D. Cullity, and S. R. Stock, Elements of X-ray Diffraction, 3rd edition, Prentice Hall, (2001).
2. http://www.substech.com/dokuwiki/doku.php?id=structure_of_ceramic_materials :
Structure of ceramic materials, 12/02/2014.
3. <http://en.wikipedia.org/wiki/Sodium> : Sodium, 12/02/2014.
4. <http://people.tribe.net/scottthesculptor/photos/53c3eae8-d1d1-44a9-83d4-12269c50676f> : bravais-lattices-ScottV.jpg, 12/02/2014.
5. J. A. Nielsen, and D. M. Morrow, Elements of modern X-Ray physics, John Wiley & Sons Ltd. (2001).
6. <http://www.slideshare.net/drarnabradiotherapy/interaction-of-radiation-with-matter-13517926> : or <http://www.slideshare.net/saamy1985/02-interactionofradiationwithmatter> : Interaction of Radiation with Matter, 12/02/2014.
7. M.M. Woolfson, An introduction to X-ray crystallography, Cambridge University Press, (1997).
8. Walter Steurer, Sofia Deloudi, Crystallography of Quasicrystals Concepts, Methods and Structures, Springer (2009).
9. أنا أ. تاكر . الكيمياء الفيزيائية للبوليمرات. ترجمة أكرم عبد العزيز محمد . مطابع جامعة الموصل. رقم الإيداع بالمكتبة الوطنية ببغداد 616 لسنة 1984.

10. <http://cc.usst.edu.cn/Download/26da9cdf-6134-41fc-bf56-6dcccc9edd20.pdf> : X-ray diffraction, 12/02/2014.
11. <http://www.slideshare.net/Jared56/characterizationxray-ppt> : Characterization methods and systems: X-ray diffraction, 12/02/2014.
12. H.R. Verma, Atomic and Nuclear Analytical Methods, Chapter 1, X-ray Fluorescence (XRF) and Particle-Induced X-ray Emission (PIXE), Springer (2007).
13. http://serc.carleton.edu/research_education/geochemsheets/techniques/XRF.html : X-ray fluorescence (XRF), 12/02/2014.
14. R. Al-Merey, J. Karajou, H. Issa, X-ray fluorescence analysis of geological samples: exploring the effect of sample thickness on the accuracy of results, Applied Radiation and Isotopes, Vol. 62 (2005) pages 501–508.
15. http://en.wikipedia.org/wiki/Composition_of_the_human_body or http://www.foresight.org/Nanomedicine/Ch03_1.html or: Elemental composition of human body, 12/02/2014.
16. http://en.wikipedia.org/wiki/Small-angle_X-ray_scattering : Small-angle X-ray scattering, 12/02/2014.
17. B. Chu and B. S. Hsiao, Small-Angle X-ray Scattering of Polymers, Chem. Rev., Vol. 101, (2001) pages 1727-1761.
18. http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_microscope : X-ray microscope, 12/02/2014.
19. B. Beckhoff, et al., Handbook of Practical X-Ray Fluorescence Analysis, Chapter 2: X-Ray Sources, Chapter 3: X-Ray Optics, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2006).
20. Princeton Instruments, X-ray, X-ray Microscopy, (2008) page 25.
21. <http://www.princetoninstruments.com/Xray/microscopy.aspx> : Soft X-Ray Microscopy, 12/02/2014.
22. J. A. Eichmeier and M. K. Thumm, Vacuum Electronics, Components and Devices, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2008) page 348.
23. http://en.wikipedia.org/wiki/Zone_plate : Zone plate, 12/02/2014.
24. http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_absorption_spectroscopy : X-ray absorption spectroscopy, 12/02/2014.

25. L. R. Morss, N. M. Edelstein, J. Fuger, *The Chemistry of the Actinide and Transactinide Elements*, Chapter 28: X-ray Absorption Spectroscopy of the Actinides, Springer (2006).
26. A. I. Ektessabi, *Applications of Synchrotron Radiation*, Chapter 3: X-ray Absorption Fine Structure Spectroscopy, Springer (2007).
27. F. Jalilehvand, *Lectures on X-ray Absorption Spectroscopy (XAS)*, University of Calgary (2011).
28. E. A. Owen and G. D. Preston, X-ray analysis of solid solutions, *Proceedings of the Physical Society of London*, Vol. 36 (1923) page 14.
29. J. C. Mikkelsen, Jr. and J. B. Boyce, Atomic-Scale Structure of Random Solid Solutions: Extended X-Ray-Absorption Fine-Structure Study of $\text{Ga}_{1-x}\text{In}_x\text{As}$, *Phys. Rev. Lett.*, Vol. 49 (1982) pages 1412–1415
30. V. Valvoda, and V. Syneček, X-ray diffraction on solid solutions with atoms of different sizes, *Czechoslovak Journal of Physics B*, Vol. 22, Issue 10 (1972) pages 952-959.
31. R. J. Reeder and W. A. Dollase, Structural variation in the dolomite-ankerite solid-solution series: An X-ray, Miissbauer, and TEM study, *American Mineralogist*, Vol. 74 (1989) pages 1159-1167.
32. A. Bianconi, et. al., Determination of the Local Lattice Distortions in the CuO_2 Plane of $\text{La}_{1.85}\text{Sr}_{0.15}\text{CuO}_4$, *Physical Review Letters*, Vol. 76, No. 18, 29 April (1996) pages 3412-3415.
33. J. M. Cole, Structural studies of organic and organometallic compounds using x-ray and neutron techniques, Doctoral thesis, Durham University. (1997).
34. F. H. Allen, et. al., Tables of Bond Lengths determined by X-Ray and Neutron Diffraction. Part I . Bond Lengths in Organic Compounds, *J. Chem. Soc. Perkin Trans. II* (1987) pages S1-S19.
35. A. G. Orpen, et. al., Supplement. Tables of bond lengths determined by X-ray and neutron diffraction. Part 2. Organometallic compounds and co-ordination complexes of the d- and f-block metals, *J. Chem. Soc., Dalton Trans.* (1989) pages S1-S83.
36. N. G. Bokii, et. al., X-ray diffraction investigation of nonbonding interactions and coordination in organometallic compounds, *Journal of Structural Chemistry*, Vol. 18, Issue 6, November–December (1977)

pages 814-819.

37. Y. Gao, et. al., Detection of metalloproteins in human liver cytosol by synchrotron radiation X-ray fluorescence after sodium dodecyl sulphate polyacrylamide gel electrophoresis, *Analytica Chimica Acta*, Vol. 485 (2003) pages 131–137.
38. E. F. Aziz, X-ray Spectroscopies Revealing the Structure and Dynamics of Metalloprotein Active Centers, *J. Phys. Chem. Lett.*, Vol. 2, Issue 4, (2011) pages 320–326.
39. D. Raimunda, et. al., Identifying metalloproteins through X-ray fluorescence mapping and mass spectrometry, *Metallomics*, Vol. 4 (2012) pages 921-927.
40. S. S. Hasnain, X-ray structural studies of some metalloproteins, *Pure & Appl. Chem.*, Vol. 66, Issue 1 (1994) pages 51-56.
41. B. T. Kurien, R. H. Scofield (Eds.), Protein Electrophoresis, Chapter 47: Electrophoretic Separation and Detection of Metalloproteins by X-Ray Fluorescence Mapping, *Methods in Molecular Biology*, Vol. 869 (2012) pages 533-542.
42. J. T. Bolin, et. al., The unusual metal clusters of nitrogenase: structural features revealed by x-ray anomalous diffraction studies of the MoFe protein from *Clostridium pasteurianum*, *Proc. Natl. Acad. Sci., USA*, Vol. 90, February (1993) pages 1078-1082.
43. Z. Dauter, Use of polynuclear metal clusters in protein crystallography, *C. R. Chimie*, Vol. 8 (2005) pages 1808–1814.
44. M. G. Mason, L. J. Gerenser, S. T. Lee, Electronic Structure of Catalytic Metal Clusters Studied by X-Ray Photoemission Spectroscopy, *Phys. Rev. Lett.*, Vol. 39 (1977) pages 288–291.
45. P. Braunstein, et. al., Further studies on dppm-stabilized mixed-metal clusters: X-ray structure of $\text{PdPtCoCl}(\text{CO})_3(\mu\text{-dppm})_2$, *Journal of Cluster Science*, Vol. 6, Issue 1, March (1995) pages 175-185.
46. C. S. Kim, et. al., Characterization and speciation of mercury-bearing mine wastes using X-ray absorption spectroscopy, *The Science of the Total Environment*, Vol. 261 (2000) pages 157-168.
47. R. Baranowski, A. Rybak and I. Baranowska, Speciation Analysis of Elements in Soil Samples by XRF, *Polish Journal of Environmental*

Studies Vol. 11, Issue 5 (2002) pages 473-482.

48. G. Zschornack, Handbook of X-Ray Data, Chapter 1: X-Ray Physics and Practice, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2007).
49. G. W. Barton, J. H. P. Robinson, I. Perlman, The L X-Ray Spectra from Radioactive Decay of Transuranium Elements, Phys. Rev., Vol. 81 (1951) pages 208–213.
50. Journal Eds., X-ray crystallography marries spectroscopy to unveil structure and function of biological macromolecules, Biochimica et Biophysica Acta, Vol. 1814 (2011) pages 731–733.
51. K Suguna, X-ray Crystallography of Biological Macromolecules, RESONANCE, June (2005) pages 35-42.
52. N. Kasai and M. Kakudo, X-Ray Diffraction by Macromolecules, Springer (2005).

مصادر ومراجع الفصل الخامس

1. G. H. Mackie, The Multiwavelength Atlas of Galaxies, part 2, Observing the electromagnetic spectrum, Cambridge University Press G. Mackie (2011).
2. <http://oloommagazine.com/Articles/ArticleDetails.aspx?ID=95> : 15/03/2014.
3. <http://imagine.gsfc.nasa.gov/docs/dictionary.html> : Imagine the Universe! Dictionary, 15/03/2014.
4. <http://www.jor1jo.com/showthread.php?t=17236> : نجوم الأشعة , عمر عناسوة : السينية , 15/03/2014.
5. J. E. Trumper, G. Hasinger, The Universe in X-Rays, Springer (2008).
6. M. Güdel, X-rays from stars, Phil. Trans. R. Soc. Lond. A, Vol. 360, (2002) pages 1935-1949.
7. E. D. Feigelson, et. al., X-Ray-Emitting Young Stars in the Orion Nebula, The

Astrophysical Journal, Vol. 574, July 20 (2002) pages 258–292,

8. http://www.classzone.com/books/earth_science/terc/content/visualizations/es2601/es2601page01.cfm?chapter_no=visualization : Examine the sun at different wavelengths, 15/03/2014.
9. www.worldofteaching.com or <http://2divineways.com/> : Astronomy, 15/03/2014.
10. <http://windowfilmonline.wordpress.com/2008/07/04/infrared-rejection/> : The Sun's Energy Output, 15/03/2014.
11. http://en.wikipedia.org/wiki/Solar_variation Or http://globalwarmingart.com/wiki/Image:Solar_Spectrum.png : Solar Radiation Spectrum, 15/03/2014.
12. G. Garmire, et. al., Chandra X-Ray Observatory Study of the Orion Nebula Cluster and BN/KL Region, The Astronomical Journal, Vol. 120, September (2000) pages 1426-1435.
13. L. Struder, High-resolution imaging X-ray spectrometers, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 454 (2000) pages 73-113.
14. http://solarb.msfc.nasa.gov/documents/XRT_DeLuca.ppt Or <https://directory.eoportal.org/web/eoportal/satellite-missions/s/solar-a>: The X-ray Telescope for Solar B, 15/03/2014.
15. B. Nolting, Methods in Modern Biophysics, 3rd Ed., Chapter 4, X-ray structural analysis, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2009) page 79.
16. http://search.yahoo.com/search;_ylt=AhG6xrjrn7B.Cwojv0ox.tSbvZx4?p=07-Xray-image-chain&toggl=1&cop=mss&ei=UTF-8&fr=yfp-t-521 : The Imaging Chain for X-Ray Astronomy, 15/03/2014.
17. M. C. Weisskopf and S. L. O'Dell, Advanced X-ray Astrophysics Facility (AXAF): Calibration overview," in X-Ray Optics, Instruments, and Missions, R. B. Hoover and A. B. Walker, eds., Proc. SPIE/ 3444, (1998) pages 2-18.
18. H. Barré, H. Nye & G. Janin, An Overview of the XMM Observatory System, ESA-Project, XMM, ESA Bulletin (special issue), Vol.100 (1999) pages 1-7.
19. H. Soltau, et.al., Performance of the pn-CCD X-ray detector system designed for the XMM satellite mission , Nucl. Instr. and Meth. A, Vol. 377 (1996) pages 340-345.
20. M. L. Van Den Berg et al., Back-illuminated CCDs made by gas immersion laser doping, Nucl. Instr. and Meth. A, Vol. 377 (1996) pages 312-319.
21. A. Holland et al., X-ray spectroscopy using MOS CCDs, Nucl. Instr. and Meth. A, Vol. 377 (1996) pages 334-339.

22. M. Bavdaz, et. al., X-Ray Pore Optics Technologies and Their Application in Space Telescopes, X-Ray Optics and Instrumentation, Vol. (2010), Article ID 295095, 15 pages.
23. <http://www.pnsensor.de/Welcome/Detectors/pn-CCD/index.php>: pn-CCD, 15/03/2014.
24. E. D. Feigelson and T. Montmerle, High-energy processes in young stellar objects, *Annu. Rev. Astron. Astrophys.* Vol. 37 (1999) pages 363–408.
25. F. Favata, et. al., Discovery of X-ray emission from the protostellar jet L1551 IRS5 (HH 154), *Astronomy & Astrophysics*, Vol. 386 (2002) pages 204-210
26. R. H. Kramer, et. al., X-Ray Emission-Line Profile Modeling of O Stars: Fitting A Spherically Symmetric Analytic Wind-Shock Model To The Chandra Spectrum Of zeta Puppis, *The Astrophysical Journal*, Vol. 592, July 20 (2003) pages 532–538.
27. L. M. Oskinova, Evolution of X-ray emission from young massive star clusters, *Mon. Not. R. Astron. Soc.*, Vol. 361 (2005) pages 679–694.
28. L. M. Oskinova, A. Feldmeier and W.-R. Hamann, High-resolution X-ray spectroscopy of bright O-type stars, *Mon. Not. R. Astron. Soc.*, Vol. 372 (2006) pages 313–326.
29. S. A. Zhekov and F. Palla, X-rays from massive OB stars: thermal emission from radiative shocks, *Mon. Not. R. Astron. Soc.*, Vol. 382 (2007) pages 1124–1132
30. D. K. Strickland and I. R. Stevens, Starburst-driven galactic winds I. Energetics and intrinsic X-ray emission, *Mon. Not. R. Astron. Soc.*, Vol. 314 (2000) pages 511-545.
31. G. Rauw, et. al., ASCA spectroscopy of the hard X-ray emission from the colliding wind interaction in Velorum, *Mon. Not. R. Astron. Soc.*, Vol. 316 (2000) pages 129-136
32. S. L. Skinner, et. al., Chandra X-ray observations of the young stellar cluster NGC 6193 in the Ara OB1 association, *Mon. Not. R. Astron. Soc.*, Vol. 361 (2005) pages 191–205.
33. Y. S. Yu, et. al., The X-Ray Spectrum of A Planetary Nebula at High Resolution: Chandra Gratings Spectroscopy of Bd +30°3639, *The Astrophysical Journal*, Vol. 690, January 1 (2009) pages 440–452.
34. R. Montez Jr., et. al., Serendipitous Xmm-Newton Detection Of X-Ray Emission From The Bipolar Planetary Nebula Hb 5, *The Astrophysical Journal*, Vol. 694, April 1 (2009) pages 1481–1484.

35. N. D. Vagshette, et. al., Dust extinction and X-ray emission from the starburst galaxy NGC 1482, *New Astronomy*, Vol. 17 (2012) pages 524–532.
36. M. Akashi, et. al., X-ray emission from planetary nebulae calculated by 1D spherical numerical simulations, *Mon. Not. R. Astron. Soc.*, Vol. 375 (2007) pages 137–144.
37. M. Akashi, Y. Meiron, N. Soker, X-ray emission from jet–wind interaction in planetary nebulae, *New Astronomy*, Vol. 13 (2008) pages 563–568.
38. Y. Lou and X. Zhai, Diffuse X-ray emissions from dynamic planetary nebulae, *Mon. Not. R. Astron. Soc.*, Vol. 408 (2010) pages 436–447.
39. N. Soker, et. al., Comparing Shocks in Planetary Nebulae With The Solar Wind Termination Shock, *The Astrophysical Journal*, Vol.725, December 20 (2010) pages 1910–1917.
40. http://www.sciamarchive.org/qpdf.cfm?ArticleID_CHAR=275CD5E3-0A46-47CE-85FE-83E874D98BB : Solar Activity, 15/03/2014.
41. <http://www.lmsal.com/SXT/index.html> : Yohkoh Solar Observatory, 15/03/2014.
42. <http://www.noaanews.noaa.gov/stories2004/s2240.htm> : NOAA Satellite Observes Venus Transit, 05/03/2014.
43. K. Dennerl, Discovery of x-rays from mars with Chandra, *Astron. Astrophys.*, Vol. 394 (2002) page 1119-1128.
44. http://chandra.harvard.edu/press/02_releases/press_022702.html : CHANDRA X-RAY OBSERVATORY, 09/06/2014.
45. G. R. Gladstone, J. H. Waite, D. Grodent,, et al. A pulsating auroral X-ray hot spot on Jupiter, *Nature*, Vol.415 (2002) page 1000-1003.
46. P. Predehl, E. Costantini, G. Hasinger, Y. Tanaka, XMM-Newton observation of the galactic centre – evidence against the X-ray reflection nebulae model?, *Astron. Nachr.*, Vol. 324 (2003) pages 73-76.
47. <http://chandra.harvard.edu/photo/2003/0203long/> : CHANDRA X-RAY OBSERVATORY, 09/06/2014.
48. M. Morris, F. K. Baganoff, M.P. Munro, et. al., Deep X-Ray Imaging of the Central 20 Parsecs of the Galaxy with Chandra, *Astron. Nachr.* Vol. 324 (2003) page 167-172.
49. <http://chandra.harvard.edu/photo/2004/sgra/> : CHANDRA X-RAY OBSERVATORY, 09/06/2014.

50. <http://eaae-astronomy.org/blog/?p=2976> : The site of European Association for Astronomy Education, Jets and radio-emitting lobes emanating from Centaurus A's central black hole.
51. A. Vasilescu, et. al., Micro-elemental analysis of some Transylvanian meteorites and lunar samples, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B, Vol. 267 (2009) pages 2233–2235.
52. R. Haarmann, et. al Mobile Payload Element (MPE): Concept study for a sample fetching rover for the ESA Lunar Lander Mission, Planetary and Space Science, In Press, Available online 24 August (2012).
53. M. R. Sims, D. Pullan, C. T. Pillinger, I. P. Wright An evaluation of in situ analysis and sample return in the exploration of Mars, Planetary and Space Science, Vol. 50, Issues 7–8, June–July (2002) pages 657-668.
54. D. W. Beaty, et. al., Planning for a Mars in situ sample preparation and distribution (SPAD) system, Planetary and Space Science, Vol. 52, Issues 1–3, January–March (2004) pages 55-66.

مصادر ومراجع الفصل السادس

1. R. F. Eilbert, Aspects of Explosives Detection, Chapter 6: X-ray Technologies, Elsevier (2009) pages 89-130.
2. <http://www.lomini.com/products/law-enforcement-and-civil-security/gemini-inspection-of-baggage-mail-and-parcels> : GEMINI – X-Ray inspection of baggage, 13/02/2014.
3. The Hutchinson Pocket Dictionary of Physics, x-rays, Helicon (2005).
4. http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_generator : X-ray generator, 13/02/2014.
5. R. J. Cernik, K. H. Khor and C. Hansson, X-ray colour imaging, J. R. Soc. Interface, Vol. 5 (2008) pages 477–481.
6. J. Yinon, Counterterrorist Detection Techniques of Explosives, Chapter

- 8 : X-ray diffraction imaging for explosives detection, Elsevier (2007) pages 199-235.
7. S. Singh and M. Singh, Explosives detection systems (EDS) for aviation security. Signal Processing, Vol. 83 (2003) pages 31–55.
 8. K. Wells a,n, D.A.Bradley , A review of X-ray explosives detection techniques for checked baggage, Applied Radiation and Isotopes 70 (2012) pages 1729–1746.
 9. Larry Hudson, et. al., Measurements and standards for bulk-explosives detection, Applied Radiation and Isotopes 70 (2012) pages 1037–1041.
 10. G. Harding, X-ray scatter tomography for explosives detection, Radiation Physics and Chemistry 71 (2004) pages 869–881.
 11. G. Gaillard, et.al., “Performance evaluation of x-ray scanning systems for containers and trucks,” in Contraband and Cargo Inspection Technology International Symposium, 28–30 October 1992, Washington, DC, ONDCP and NIJ (1992) pages 243–250.
 12. <http://www.docstoc.com/docs/52457571/Cargo-Container-X-ray-Inspection-Systems> : Cargo Container X-ray Inspection Systems, 13/02/2014.
 13. http://www.varian.com/media/security_and_inspection/resources/articles/pdf/The_economics.pdf : The economics of cargo screening, 13/02/2014.
 14. http://www.arpansa.gov.au/radiationprotection/factsheets/is_AirportScreening.cfm: Airport Passenger Screening Technologies, 12/02/2012.
 15. <http://www.aetherczar.com/?p=2266> : How X-Ray Backscatter Full-Body Scanners Work, 13/02/2014.
 16. O. Hupe and U. Ankerhold, X-ray security scanners for personnel and vehicle control: dose quantities and dose values, Eur J Radiol., Vol.2)63) Aug. (2007) pages 237-241.
 17. <http://www.radiationanswers.org/radiation-sources-uses/security-devices.html> : Security Devices, 13/02/2014.
 18. http://www.epa.gov/rpdweb00/sources/mail_irrad.html : Mail Irradiation, 13/02/2014.
 19. J. T. Abraham, S. K. Shukla and A. K. Singh, Application of X-Ray

- Diffraction Techniques in Forensic Science, Forensic Science Communications, Vol. 9 (2), April (2007).
20. W. Kugler, x-ray diffraction analysis in the forensic science: the last resort in many criminal cases, JCPDS - International Centre for Diffraction Data, Advances in X-ray Analysis, Vol. 46 (2003) pages 1-16.
 21. D. F. Rendle, x-ray diffraction in forensic science, The Rigaku Journal, Vol. 19 / No. 2 & Vol. 20 / No. 1 (2003) pages 11-22.
 22. J. Robertson, and M. Grieve, Forensic Examination of Fibers. 2nd Ed., Taylor & Francis, London, England (1999).
 23. V. Causin, et. al., Forensic differentiation of paper by X-ray diffraction and infrared spectroscopy, Forensic Science International, Vol. 197 (2010) pages 70–74.
 24. D. F. Rendle, Use of X-Rays in the United Kingdom Forensic Science Service, JCPDS - International Centre for Diffraction Data, Advances in X-ray Analysis, Vol. 46 (2003) pages 17-24.
 25. G. Zschornack, Handbook of X-Ray Data, Chapter1: X-Ray Physics and Practice, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2007).
 26. M. Hida, et. al., Classification of counterfeit coins using multivariate analysis with X-ray diffraction and X-ray fluorescence methods, Forensic Science International, Vol. 115, Issues 1–2 (2001) pages 129-134.
 27. M. Hida, T. Mitsui, Classification of prepaid cards based on multivariate treatment of data obtained by X-ray fluorescence analysis, Forensic Science International, Vol. 119, Issue 3 (2001) pages 305-309.
 28. J. M. Khudzari, et. al., Screening heavy metals levels in hair of sanitation workers by X-ray fluorescence analysis, Journal of Environmental Radioactivity, Vol. 115 (2013) pages 1-5.
 29. H. Schubert and A. Kuznetsov, Detection and Disposal of Improvised Explosives, Springer, (2007) pages 223–226
 30. M. Uda, G. Demortier, and I. Nakai, X-rays for Archaeology, Springer (2005).
 31. L. Pardini, et. al., X-Ray Fluorescence and Laser-Induced Breakdown Spectroscopy analysis of Roman silver denarii, Spectrochimica Acta Part B, Vols. 74–75 (2012) pages 156–161.

32. Ladislav Musilek, et. al., X-ray fluorescence in investigations of cultural relics and archaeological finds, *Applied Radiation and Isotopes*, Vol.70 (2012) pages 1193–1202.
33. P. Martinetto, et.al, Synchrotron X-ray micro-beam studies of ancient Egyptian make-up, *Nuclear Instruments and Methods in physics Research B*, Vol. 181 (2001) pages 744-748.
34. D. C. Creagh and D. A. Bradley, *Radiation in Art and Archeometry*, Chapter 14: A Synchrotron X-ray diffraction study of Egyptian cosmetics, Elsevier, (2002).
35. P. Hohenstein, X-ray imaging for palaeontology, *The British Journal of Radiology*, Vol. 77 (2004) pages 420–425.
36. http://www.ntbxray.com/application/miscellaneous/application_miscellaneous.html : Archeological and Geological Identification, 13/02/2014.
37. [http://www.ipen.br/conteudo/upload/201205161528420.6.ionizing_radiations_completo .pdf](http://www.ipen.br/conteudo/upload/201205161528420.6.ionizing_radiations_completo.pdf) : Applications of Ionizing Radiations, 13/02/2014.
38. D.I G. Schulzel and P. M. Bertsch, *Synchrotron x-ray Techniques in Soil, Plant and Environmental Research*, *Advances in Agronomy*, Vol. 55 (1995) pages 1-66.
39. C. F. Curtis, Radiation sterilization and the effect of multiple mating of females in *Glossina austeni*, *Journal of Insect Physiology*, Vol. 14, Issue 10, October (1968) pages 1365–1380.
40. L. Alphey and M. Andreasen, Dominant lethality and insect population control, *Molecular and Biochemical Parasitology*, Vol. 121, Issue 2, May (2002) pages 173–178.
41. K. F. DYER, Effects of Radiation on Populations of *Drosophila Melanogaster* with Different Genetic Structures, *Aust. J. biol. Sci.*, Vol. 24 (1971) pages 585-591.
42. J. Kawai, *Developments in Soil Science*, Volume 34, Chapters 2, 5, and 11, Springer, (2010) pages 131-146.
43. S. Peth, Applications of Microtomography in Soils and Sediments, *Developments in Soil Science*, Vol. 34 (2010) pages 73-101.

44. L. W. Young, et. al., Non-destructive diffraction enhanced imaging of seeds, *Journal of Experimental Botany*, Vol. 58, No. 10, (2007) pages 2513–2523.
45. R. P. Haff and N. Toyofuku, X-ray detection of defects and contaminants in the food industry, *Sens. & Instrumen. Food Qual.* Vol. 2 (2008) pages 262–273.
46. A. D. Aquila, Pepper seed germination assessed by combined X-radiography and computer-aided imaging analysis, *Biologia Plantarum*, Vol. 51, Issue 4, December (2007), pages 777-781.
47. http://www.ntbxray.com/application/biologic/application_seeds_inspection.html : X-Ray Inspection for Agriculture, 13/02/2014.
48. A. Flisch and A. Becker, Industrial X-ray computed tomography studies of lake sediment drill cores, *Geological Society, London, Special Publications*; Vol. 215 (2003) pages 205 - 212.
49. S. Akin and A. R. Kovsky, Computed tomography in petroleum engineering research, *Geological Society, London, Special Publications*, Vol. 215 (2003) pages 23 - 38.
50. E. F. Milone, and W. J. F. Wilson, *Solar System Astrophysics, Chapter 8: The Moon's Surface, Structure, and Evolution*, Springer (2008).

مصادر ومراجع الفصل السابع

1. B, Lindell, *The History of Radiation Protection, Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 68, No. 1/2, (1996) pages 83-95.
2. P. W. Frame, *A History of Radiation Detection Instrumentation, Health Phys.* Vol. 88, No. 6 (2005) pages 613– 637.
3. H. Cember, and T. E. Johnson, *Introduction to Health Physics 4th Ed*, McGraw-Hill Companies (2009).
4. محمد فاروق أحمد و أحمد محمد السريع. ”أسس الفيزياء الإشعاعية“. ط. 2. الفصل

السابع. جامعة الملك سعود (1998).

5. W. R. Hendee and E. R. Ritenour, Medical Imaging Physics, A John Wiley & Sons, Inc., Publication, 4th edition (2002) page 119.
6. http://web.engr.oregonstate.edu/~higley/Radiation%20Biology/Lectures/L04_LET_RBE.pp : Linear Energy Transfer and Relative Biological Effect, 14/02/2014.
7. E. Collinson, F. S. Dainton, and J. Kroh, Linear Energy Transfer Along a Polonium α -Particle Track, Proc R Soc A, Vol. 265, Feb. (1962) pages 407 - 421.
8. C. R. Geard, Chromosomal Aberration Production by 'Track Segment' Charged Particles as a Function of Linear Energy Transfer, Radiat Prot Dosimetry, Vol. 13 Dec (1985) pages 199 – 204.
9. V. Krishnaswamy, Linear Energy Transfer Distributions for Neutrons about a ^{252}Cf Point Source in Tissue, Radiology, Vol. 101, Nov (1971) pages 417 - 418.
10. T. K. Hei, et. al., Mutation induction by charged particles of defined linear energy transfer, Carcinogenesis, Vol. 9, Jul (1988) pages 1233 - 1236.
11. C. Fürweger, et. al., Cellular signal transduction events as a function of linear energy transfer (LET), Radiat Prot Dosimetry, Vol. 126, Aug (2007) pages 418 - 422.
12. H. Wang, et. al., Characteristics of DNA-binding proteins determine the biological sensitivity to high-linear energy transfer radiation, Nucleic Acids Res., Vol. 38, Jun (2010) pages 3245 - 3251.
13. M. Danzker, N. D. Kessar, and J. S. Laughlin, Absorbed Dose and Linear Energy Transfer in Radiation Experiments, Radiology, Vol. 72, Jan. (1959) pages 51 - 61.
14. D. Bodansky, Nuclear Energy: Principles, Practices, and Prospects, 2nd Ed., Chapter 4: Effects of Radiation Exposures, Springer, (2004).
15. H. H. Rossi and W. Rosenzweig, Limitations of the Concept of Linear Energy Transfer (LET), Radiology, Vol. 66, Jan. (1956) page 105.
16. J. H. Lawrence and R. Tennant, The Comparative Effects of Neutrons and X-Rays on the Whole Body, J. Exp. Med., Vol. 66, Dec. (1937) pages 667 - 688.

17. L. H. Gray, Comparative Studies of The Biological Effects of X Rays, Neutrons And Other Ionizing Radiations, Br. Med. Bull., Vol. 4, Jan. (1946) pages 11 – 18.
18. T. N. Tahmisian and H. H. Vogel, Relative Biological Effectiveness of Fast Neutrons, Gamma Rays, X-Rays on Grasshopper Nymph Ovarioles, Exp. Biol. Med., Vol. 84, Dec. (1953) pages 538 – 543.
19. A. C. Upton, The Relative Biological Effectiveness of Neutrons, X-Rays, and Gamma Rays for the Production of Lens Opacities: Observations on Mice, Rats, Guinea-Pigs, and Rabbits, Radiology, Vol. 67, Nov. (1956) pages 686 - 696.
20. E. F. Riley, The Relative Biological Effectiveness of Fast-Neutron and X-Radiation: Survival and Cataract Studies of Swiss Mice, Radiology, Vol. 67, Nov. (1956) pages 673 - 685.
21. R. Morrison, et. al., The Relative Biological Efficiency of 8 MV X rays and Radium Gamma Rays, with Reference to Buccal Mucosa, Br. J. Radiol., Vol. 34, May (1961) pages 308 - 312.
22. <http://www.slideserve.com/pearl/7-radiation-and-radiation-protection> : Radiation and Radiation Protection, 05/03/2014.
23. E. J. Hall and A. J. Giaccia, Radiobiology for Radiologist, Chapter 7: Linear Energy Transfer and Relative Biologic Effectiveness, 6th Ed. Lippincott Williams & Wilkins (2006).
24. C. Packard, The Quantitative Biological Effects of X-Rays of Different Wave-Lengths, J Cancer Res, Vol. 11, Mar. (1927) pages 1 - 15.
25. E. L. Alpen, et. al., The Comparative Biological Response of Dogs to 250-kvp and 100-kvp X-Rays, Radiology, Vol. 70, Apr. (1958) pages 541 - 550.
26. E. L. Alpen and D. M. Jones, Effects of Concomitant Superficial X-Radiation Upon the Lethal Effectiveness of 250-kvp X-Rays, Radiology, Vol. 72, Jan. (1959) pages 81 - 85.
27. E. J. Hall, The Relative Biological Efficiency of X Rays Generated at 220 kVp and Gamma Radiation from a Cobalt 60 Therapy Unit, Br. J. Radiol., Vol. 34, May (1961) pages 313 - 317.
28. C. Packard, A Comparison of the Quantitative Biological Effects of Gamma and X-Rays, J Cancer Res, Vol. 12, Mar. (1928) pages 60 – 72.

29. C. Packard, The Measurement of Quantitative Biological Effects of X-Rays, *J Cancer Res*, Vol. 10, Oct. (1926) pages 319 – 339.
30. W. Nakahara and J. B. Murphy, Studies on X-Ray Effects: X. The Biological Action of Small Doses of Low Frequency X-Rays, *J. Exp. Med.*, Vol. 35, Apr. (1922) pages 475 – 485.
31. J. H. Muller, Comparative Effect of 200 KV. X-Rays and Gamma Rays on the Pupae of *Drosophila Melanogaster*: I. Determination of “Equivalent Roentgen” Value for Gamma Rays: II. Summation Experiments with X-Rays and Gamma Rays, *Am J Cancer*, Vol. 32, Apr. (1938) pages 565 - 581.
32. C. W. Edington and M. L. Randolph, A Comparison of The Relative Effectiveness of Radiations of Different Average Linear Energy Transfer on the Induction of Dominant and Recessive Lethals in *Drosophila*, *Genetics*, Vol. 43, Jul. (1958) pages 715 - 727.
33. K. K. Fu, et. al., Relative Biological Effectiveness of Low- and High-LET Radiotherapy Beams for Jejunal Crypt Cell Survival at Low Doses Per Fraction, *Radiology*, Vol. 132, Jul. (1979) pages 205 – 209.
34. D. R. Fisher, et. al., Energy Distribution and the Relative Biological Effects of Internal Alpha Emitters, *Radiat. Prot. Dosimetry*, Vol. 13, Dec. (1985) pages 223 – 227.
35. N. Hunter and C. R Muirhead, Review of relative biological effectiveness dependence on linear energy transfer for low-LET radiations, *J. Radiol. Prot.*, Vol. 29 (2009) pages 5–21.
36. A. Marshak and V. L. Bollman, The Absorption of X-Rays by Sperm and Erythrocytes and its Relation to the Susceptibility of Tissues to X-Rays, *Am J Cancer*, Vol. 26, Mar. (1936) pages 581 – 585.
37. A. Arnold, et. al., Changes in the Central Nervous System Following Irradiation with 23-MeV X-Rays from the Betatron, *Radiology*, Vol. 62, Jan. (1954) pages 37 - 46.
38. A. J. van der Kogel and G. W. Barendsen, Late effects of spinal cord irradiation with 300 KV X rays and 15 MeV neutrons, *Br. J. Radiol.*, Vol. 47, Jul. (1974) pages 393 - 398.
39. G. E. Sheline, et. al., Effects of Fast Neutrons on Human Skin, *Am. J. Roentgenol.*, Vol. 111, Jan. (1971) pages 31 – 41.

40. S. Hornsey, The Relative Biological Effectiveness of Fast Neutrons for Intestinal Damage, *Radiology*, Vol. 97, Dec. (1970) pages 649 – 652.
41. C. Packard and C. C. Lauritsen, The Biological Effect of High Voltage X Rays, *Br. J. Radiol.*, Vol. 4, Nov. (1931) pages 612 – 613.
42. M. A. Hill, The variation in biological effectiveness of X-rays and gamma rays with energy, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 112, Dec. (2004) pages 471 – 481.
43. G. Failla and P. S. Henshaw, The Relative Biological Effectiveness of X-rays and Gamma Rays, *Radiology*, Vol. 17, Jul. (1931) pages 1 – 43.
44. W. K. Sinclair and H. I. Kohn, The Relative Biological Effectiveness of High-Energy Photons and Electrons, *Radiology*, Vol. 82, May (1964) pages 800 – 815.
45. W. H. Love, On the Relative Biological Effects Produced by Equal Radiation Doses from Radium and from Radon, *Br. J. Radiol.*, Vol. 11, Jan. (1938) pages 46 – 64.
46. M. P. Finkel, Relative Biological Effectiveness of Internal Emitters, *Radiology*, Vol. 67, Nov. (1956) pages 665 – 672.
47. H. R. Withers, Biological Basis for High-LET Radiotherapy, *Radiology*, Vol. 108, Jul. (1973) pages 131 – 137.
48. G. R. Morgan, et. al., The radiobiology of 24 keV neutrons, *Br. J. Radiol.*, Vol. 61, Dec. (1988) pages 1127 – 1135.
49. L. H. Gray, et. al., Some experiments upon the biological effects of fast neutrons, *Br. J. Radiol.*, Vol. 68, May (1995) pages H102 – H119.
50. R. E. Zirkle, et. al., The Relative Biological Effectiveness of Fast Neutrons and X-Rays Upon Different Organisms, *Am J Cancer*, Vol. 29, Mar. (1937) pages 556 – 562.
51. A. C. Upton, et. al., Late Effects of Thermal Neutron Irradiation in Mice, *Cancer Res.*, Vol. 14, Oct. (1954) pages 682 – 690.
52. J. L. Bateman, et. al., Relative Biological Effectiveness of 0.4–1.8 Mev Neutrons for Acute Effects in the Mouse, *Radiology*, Vol. 74, Jan. (1960) pages 90 – 91.
53. R. G. Fairchild, et. al., The Relative Biological Effect of ²⁵²Cf Radiation on HeLa Cells in Culture, *Radiology*, Vol. 93, Nov. (1969) pages 1187 – 1189.

54. Frederick K. Dean, et. al., The Relative Biological Effectiveness of Californium 252 on Acute Mammalian Lethality, *Radiology*, Vol. 104, Sep. (1972) pages 699 – 703.
55. B Jones, et. al., Fast neutron relative biological effects and implications for charged particle therapy, *Br. J. Radiol.*, Vol. 84, Dec. (2011) pages S11 – S18.
56. A. Bless, The Biological Effects of X-Rays as a Function of Intensity, *PNAS*, Vol. 30, May (1944) pages 118 – 121.
57. D. R. Olsen, et. al., Calculation of the biological effect of fractionated radiotherapy: the importance of radiation-induced apoptosis, *Br. J. Radiol.*, Vol. 68, Nov. (1995) pages 1230 – 1236.
58. S. Koike, et. al., Significance of Fractionated Irradiation for the Biological Therapeutic Gain of Carbon Ions, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 99, Nos. 1–4 (2002) pages 405–408
59. http://www.elcamino.edu/faculty/kholt/RT%20111%20presentations/X-Ray_%20Human_Bio_W7.ppt : Human Biology and Radiobiology, 15/03/2014.
60. H. A. S. Van Den Brenk, Increased radiosensitivity of skin and normal tissues in high pressure oxygen, *Am. J. Roentgenol.*, Vol. 97, Aug. (1966) pages 1007 - 1018.
61. E. J. Boell, et. al., Effect of X-rays on the Oxygen Consumption of Embryonic Cells, *Radiology*, Vol. 29, Nov. (1937) pages 533 – 540.
62. Oliver Jaokel, The relative biological effectiveness of proton and ion beams, *Z. Med. Phys.* Vol. 18 (2008) pages 276–285.
63. A. Touati, et. al., Biological Effects Induced by K Photo-ionisation in and near Constituent Atoms of DNA, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 99, Jun. (2002) pages 83 – 84.
64. A. Yokoya, et. al., Yields of strand breaks and base lesions induced by soft X-rays in plasmid DNA, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 122, Dec. (2006) pages 86 – 88.
65. T. E. Schmid, et. al., Relative biological effectiveness of pulsed and continuous 20 MeV protons for micronucleus induction in 3D human reconstructed skin tissue, *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 95 (2010) pages 66–72

66. B. Jones, et. al., Dilemmas concerning dose distribution and the influence of relative biological effect in proton beam therapy of medulloblastoma, Br. J. Radiol., Vol. 85, Oct. (2012) pages e912 – e918.
67. P. Todd, Biological Aspects of High LET Radiation Therapy, Radiology, Vol. 125, Nov. (1977) pages 493 – 496.
68. D. P. Huang, et. al., Relative biological effectiveness (RBE) of 30 MeV electrons at varying depths in tissue, Br. J. Radiol., Vol. 47, Nov. (1974) pages 795 – 799.
69. S. Hornsey, Changes in relative biological effectiveness with depth of neutron beams, Br. J. Radiol., Vol. 62, Aug. (1989) page 765.
70. K. Okumura, et. al., Relative biological effects of neutron mixed-beam irradiation for boron neutron capture therapy on cell survival and DNA double-strand breaks in cultured mammalian cells, J Radiat Res, Vol. 10, Sep. (2012) page 1093/jrr/trs079.
71. F. Ellis and A. Sorensen, A Method of Estimating Biological Effect of Combined Intracavitary Low Dose Rate Radiation with External Radiation in Carcinoma of the Cervix Uteri, Radiology, Vol. 110, Mar. (1974) pages 681 – 686.
72. S. Suman, et. al., Relative biological effectiveness of ^{12}C and ^{28}Si radiation in C57BL/6J mice, Radiat Environ Biophys, Vol. 51 (2012) pages 303–309.
73. Emilia A. Dyomina, et. al., Estimation of relative biological effectiveness of 6 and 22 MeV neutrons and ^{137}Cs γ -rays based on the analysis of chromosome aberrations in human peripheral blood lymphocytes, Rep Pract Oncol Radio ther, Vol. 10, No. 1(2005) pages 43-46.
74. N. Kagawa, et. al., Relative biological effectiveness of fission neutrons for induction of micronucleus formation in mouse reticulocytes in vivo, Mutation Research, Vol. 556 (2004) pages 93–99.
75. Y. Chen and S. Ahmad, Empirical model estimation of relative biological effectiveness for proton beam therapy, Radiat Prot Dosimetry, Vol. 149, Apr. (2012) pages 116 - 123.
76. M. P. R. Waligórski, M. Hollmark and J. Lesiak, A simple track structure model of ion beam radiotherapy, Radiat Prot Dosimetry, Vol. 122, No. 1-4, Dec. (2006) pages 471-474.

77. A. C. Fernandez, R. G. Dale, and H. Paganetti, Repair kinetic considerations in particle beam radiotherapy, *Br. J. Radiol.*, Vol. 84, Jun. (2011) pages 546 - 555.
78. K. Hahn, et. al., On the Use of LET for a Revised Quality Factor for Photons, *Radiat. Prot Dosimetry*, Vol. 31, Jun. (1990) pages 367 - 370.
79. A. Endo and T. Sato, Analysis of Linear Energy Transfers and Quality Factors of Charged Particles Produced by Spontaneous Fission Neutrons from ^{252}Cf and ^{244}Pu in the Human Body, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 10, Aug. (2012) doi:10.1093/rpd/ncs199.
80. I. Jadrníčková, et. al., Doses and LET spectra in the beam of ^{12}C with energy 500 MeV amu^{-1} , *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 122, Dec. (2006) pages 488 - 490.
81. T. Sato, et. Al., Analysis of dose-LET distribution in the human body irradiated by high energy hadrons, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 106, Aug. (2003) pages 145 - 153.
82. *Annals of the ICRP*, No. 92. Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality Factor (Q), and Radiation Weighting Factor (W_R), Pergamon, Elsevier Science, Oxford, U.K.33:(4), (2003).
83. A. Cigna and M. Durante (eds.), Radiation Risk Estimates in Normal and Emergency Situations, Ch.15, Casualties and Radiation Dosimetry of the Atomic Bombings on Hiroshima and Nagasaki, Springer (2006) pages 149–156.
84. A. L. Brooks, Developing A Scientific Basis for Radiation Risk Estimates: Goal of the Doe Low Dose Research, *Health Phys.* Vol. 85, No. 1 (2003) pages 85–93.
85. C. R. Muirhead, Studies on the Hiroshima and Nagasaki Survivors, and Their Use in Estimating Radiation Risks, *Radiation Protection Dosimetry* Vol. 104, No. 4 (2003) pages 331–335.
86. E. B. Douple, et. al., Long-Term Radiation-Related Health Effects in A Unique Human Population: Lessons Learned From The Atomic Bomb Survivors of Hiroshima and Nagasaki, *Disaster Medicine and Public Health Preparedness*, Vol. 5 (2011) pages S122-S133.
87. T. Watanabe, et. al., Hiroshima survivors exposed to very low doses of A-bomb primary radiation showed a high risk for cancers, *Environ Health Prev Med*, Vol. 13 (2008) pages 264–270.

88. W. Hofmann, et. al., Interaction of alpha particles at the cellular level—implications for the radiation weighting factor, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 112, Dec. (2004) pages 493 - 500.
89. ICRP, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, *Annals of the ICRP* 21 (1–3), Pergamon Press, New York (1990).
90. K. A. Higley, et. al., Relative biological effectiveness and radiation weighting factors in the context of animals and plants, Article in press, ICRP (2012).
91. <http://www.slideshare.net/zedan/radiobiology8> : Radiobiology, 15/03/2014.
92. ICRP Publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Approved by the Commission in March 2007, *Annals of the ICRP*, Elsevier Ltd. (2007).
93. A. D. Wrixon, New ICRP recommendations (Review), *Journal of Radiological Protection*, Vol. 28 (2008) pages 161–168.
94. Nuclear Energy Agency, Evaluation of ICRP recommendations 1977, 1990 and 2007, OECD (2011).
95. D. Brenner and W. Huda, Effective Dose: A Useful Concept in Diagnostic Radiology?, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 128, No. 4 (2008) pages 503–508.
96. M. S. Sasaki, et. al., Effective dose of A-bomb radiation in Hiroshima and Nagasaki as assessed by chromosomal effectiveness of spectrum energy photons and neutrons, *Radiat Environ Biophys*, Vol. 45 (2006) pages 79–91.
97. J. Durham, Concepts, quantities, and dose limits in radiation protection dosimetry, *Radiation Measurements*, Vol. 41 (2007) pages S28–S35.
98. National Council on Radiation Protection and Measurements, Evaluation of the Linear-Non-threshold Dose–response Model for Ionizing Radiation, NCRP Report No. 136, Washington, DC: NCRP, (2001) page 17.
99. A. C. Upton, State of the art in the 1990s: NCRP Report 136 on the scientific basis for linearity in the dose–response relationship for ionizing radiation, *Health Phys.*, Vol. 85, (2003) 15.
100. Right (<http://seintl.com/products/inspectorplusEXP.html>) : Digital

Radiation Detector, Inspector EXP, 15/03/2014.

Left (http://betagamma.ru/product_info.php?products_id=298): DKG-AT2503 Individual dosimeter, 15/03/2014.

101. R. Kitchen, RF and Microwave Radiation Safety, Chapter 8: X-rays and X-ray measuring instruments, 2nd Edition, Elsevier Ltd. (2001) pages 244-277.
102. <http://www.fvstore.com/Radiological-Dosimeter-Charger-CD-V-750-and-Dosimeter-CD-V-742/p165693.html> : Radiological Dosimeter Charger CD V-750 , 15/03/2014.
103. <http://www.orau.org/ptp/collection/dosimeters/bendix.htm> : Bendix Pocket Dosimeters, 15/03/2014.
104. <http://www.orau.org/ptp/collection/civildefense/cdv730.htm> : CD V-730 Pocket Dosimeter, 15/03/2014.
105. <http://www.orau.org/ptp/collection/radiac/IM235.htm> : IM-235/PD Pocket Dosimeter, 15/03/2014.
106. Right Hand of the Author.
107. <http://www.mri.psu.edu/mcl>: Material Characterization Lab : TLD Dosimeter, 15/03/2014.
108. http://www.jzimaging.com/Film_Badge.htm : Film Badges, Film Dosimeter, 15/03/2014.

مصادر ومراجع الفصل الثامن

1. E. L. Alpen, Radiation Biophysics, 2nd Edition, Chapter 16: Radiation Exposure from Natural Background and Other Sources, Chapter 4: Interaction of Radiation with Matter, Elsevier Inc. (1998).
2. M. Kaneko, Contribution of high natural background radiation area studies to an evolved system of radiological protection, International Congress Series, Vol. 1276 (2005) pages 162–165.

3. J. H Hendry, et. al., Human exposure to high natural background radiation: what can it teach us about radiation risks?, J. Radiol. Prot., Vol. 29 (2009) pages A29–A42.
4. http://www.upei.ca/~phys221/mbrookshaw/Ionising_Radiation/ionising_radiation.html : Ionizing Radiation, 15/03/2014.
5. http://en.wikipedia.org/wiki/Composition_of_the_human_body : Composition of the human body, 15/03/2014.
6. <http://www.biocourse.com/bcc/assets/000004056.ppt> : Levels of structural organization of human, 15/03/2014.
7. F. H. Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, Chapter 7: Gamma- and X-Ray Interactions in Matter, WILEY-VCH Verlag, (2004).
8. <http://epswww.unm.edu/xrd/xrdclass/02-Rad-Safety.pdf> :The Interaction of X-rays with Matter and Radiation Safety (2012), 15/03/2014.
9. E. B. Douple, et.al., Long-term Radiation-Related Health Effects in a Unique Human Population: Lessons Learned from the Atomic Bomb Survivors of Hiroshima and Nagasaki, Disaster Med Public Health Preparedness, Vol. 5, Mar. (2011) pages S122 - S133.
10. L. T. Dauer, et. al., Review and evaluation of updated research on the health effects associated with low-dose ionizing radiation, Radiat Prot Dosimetry, Vol. 140, Jul. (2010) pages 103 - 136.
11. <http://www.lenntech.com/periodic-chart-elements/ionization-energy.htm> : Chemical elements listed by ionization energy, 15/03/2014.
12. http://fizz.phys.dal.ca/files/02_-_Interaction_of_Radiation_with_Matter_I.ppt : Interaction of Radiation with Matter, 15/03/2014.
13. M. T. Burrows, et. al., The Chemical and Biological Changes Induced by X-rays in Body Tissues, Radiology, Vol. 11, Nov. (1928) pages 370 – 378.
14. <http://keiserstudents.tripod.com/sitebuildercontent/sitebuilderfiles/biologicaleffectsofionizingradiation.ppt> : Biological (Molecular and Cellular) Effects of Radiation, 15/03/2014.
15. www.profstelmark.com/Registry_Review/RADIOBIOLOGY.ppt : Radiobiology, 15/03/2014.

16. <http://www2.le.ac.uk/departments/genetics/vgesc/schoolscolleges/topics/dna-genes-chromosomes> : DNA, genes and chromosomes, 15/03/2014.
17. http://www.csub.edu/~kszick_miranda/201%20Lec7%20W09.ppt : Cell cycle, Mitosis and Meiosis, 15/03/2014.
18. H. Wang, et. al., Characteristics of DNA-binding proteins determine the biological sensitivity to high-linear energy transfer radiation, *Nucleic Acids Research*, Vol. 38, No. 10 (2010) pages 3245–3251.
19. Y. Peng, et. al., Silencing Expression of the Catalytic Subunit of DNA-dependent Protein Kinase by Small Interfering RNA Sensitizes Human Cells for Radiation-induced Chromosome Damage, Cell Killing, and Mutation, *Cancer Res.*, Vol. 62, Nov. (2002) pages 6400 - 6404.
20. C. D. Town, DNA Polymerase Required for Rapid Repair of X-ray-Induced DNA Strand Breaks in vivo, *Science*, Vol. 172, May (1971) pages 851 - 854.
21. H. S. Kaplan, Enzymatic Repair of Radiation-Induced Strand Breakage in Cellular DNA and Its Chemical Inhibition, *Radiology*, Vol. 105, Oct. (1972) pages 121 - 126.
22. F. Cortés and N. Pastor, Ionizing radiation damage repair: a role for topoisomerases?, *Mutagenesis*, Vol. 16, Jul. (2001) pages 365 - 368.
23. J. Calkins and R. H. Greenlaw, Activated Repair of Skin: A Damage-Induced Radiation Repair System, *Radiology*, Vol. 100, Aug. (1971) pages 389 - 395.
24. A. E. Cress, et. al., Nuclear protein organization and the repair of radiation damage, *Carcinogenesis*, Vol. 10, May (1989) pages 939 - 943.
25. E. Durban, N. Grecz, and J. Farkas, Direct Enzymatic Repair of Deoxyribonucleic Acid Single-Strand Breaks in Dormant Spores, *J. Bacteriol.*, Vol. 118, Apr. (1974) pages 129 - 138.
26. S. Seki, et. al., Repair of X-ray-induced single-strand breaks by a cell-free system, *Carcinogenesis*, Vol. 11, Jul. (1990) pages 1213 - 1216.
27. E. J. Hall and U. Kraljevic, Repair of Potentially Lethal Radiation Damage: Comparison of Neutron and X-Ray RBE and Implications for Radiation Therapy, *Radiology*, Vol. 121, Dec. (1976) pages 731 – 735.
28. P. Todd, Biological Aspects of High LET Radiation Therapy, *Radiology*, Vol. 125, Nov. (1977) pages 493 - 496.

29. A. C. Fernandez, et. al., Repair kinetic considerations in particle beam radiotherapy, *Br. J. Radiol.*, Vol. 84, Jun. (2011) pages 546 - 555.
30. <http://study-biology.wikispaces.com/DNA+Replication> : DNA Replication, 15/03/2014.
31. A. J. Grosovsky, et. al., Base substitutions, frame shifts, and small deletions constitute ionizing radiation-induced point mutations in mammalian cells, *PNAS*, Vol. 85, Jan. (1988) pages 185 - 188.
32. A. G. Searle and J. H. Edwards, The estimation of risks from the induction of recessive mutations after exposure to ionising radiation, *J. Med. Genet.*, Vol. 23, Jun. (1986) pages 220 - 226.
33. J. A. Nickoloff and Merl F. Hoekstra (Eds.), *DNA Damage and Repair, Vol. III: Advances from Phage to Humans*, Humana Press, (2001).
34. G. Obe, et. al., DNA double-strand breaks induced by sparsely ionizing radiation and endonucleases as critical lesions for cell death, chromosomal aberrations, mutations and oncogenic transformation, *Mutagenesis*, Vol. 7, Jan. (1992) pages 3 - 12.
35. S. L. Nelson, et. al., Ionizing radiation signature mutations in human cell mutants induced by low-dose exposures, *Mutagenesis*, Vol. 11, May (1996) pages 275 - 279.
36. M. M. Vilenchik and A. G. Knudson, Inverse radiation dose-rate effects on somatic and germ-line mutations and DNA damage rates, *PNAS*, Vol. 97, May (2000) pages 5381 - 5386.
37. <http://profstelmark.com/radiobio/Radiation%20effects%20on%20DNA.ppt> : Radiation Effects on DNA and Chromosomes, 15/03/2014.
38. H. Baisch, H. Bluhm, Effects of X-rays on cell membranes, *Radiation and Environmental Biophysics*, Vol. 15, Issue 3 (1978) pages 213-219.
39. G. J. Köteles, Radiation effects on cell membranes, *Radiation and Environmental Biophysics*, Vol. 21, Issue 1 (1982) pages 1-18.
40. D. Choudhary, et. al., Effect of high linear energy transfer radiation on biological membranes, *Radiation and Environmental Biophysics*, Vol. 37, Issue 3, Nov. (1998) pages 177-185.
41. A. H. Friedman, et. al., Ionizing Radiation Acts on Cellular Membranes to Generate Ceramide and Initiate Apoptosis, *J. Exp. Med.*, Vol. 180, August (1994) pages 525-535.

42. R. Kolesnick and Z. Fuks, Radiation and ceramide-induced apoptosis, *Oncogene*, Vol. 22 (2003) pages 5897–5906.
43. <http://csir-lifescience.blogspot.com/2010/08/overview-of-cell-cycle.html> : Fundamental Processes- Overview of the Cell Cycle, 15/03/2014.
44. A. Marshak, The Effect of X-Rays on Chromosomes in Different Stages of Meiosis, *J. Gen. Physiol.*, Vol. 19, Sep. (1935) pages 179 – 198.
45. http://web.engr.oregonstate.edu/~higley/Radiation%20Biology/Lectures/L04_LET_RBE.pp : Radiation Biology, 15/03/2014.
46. M. Roche, et. al., Radiation-induced reductions in transporter mRNA levels parallel reductions in intestinal sugar transport, *Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol*, Vol. 298, Jan. (2010) pages R173 - R182.
47. H. H. Rossi, Distribution of Radiation Energy in the Cell, *Radiology*, Vol. 78, Apr. (1962) pages 530 - 535.
48. D. Emfietzoglou, et. al., Monte-Carlo study of energy deposition by heavy charged particles in sub-cellular volumes, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 126, Aug. (2007) pages 457 - 462.
49. J. Neyman and P. S. Puri, A structural model of radiation effects in living cells, *PNAS*, Vol. 73, Oct. (1976) pages 3360 - 3363.
50. H. Rudisill, Jr. and J. H. Hoch, How X-rays may Kill Cells, *Radiology*, Vol. 31, Jul. (1938) pages 104 – 106.
51. I. R. Campbell and H. M. Warenus, Radiation-induced cell death by chromatin loss, *Br. J. Radiol.*, Vol. 62, Apr. (1989) pages 338 – 343.
52. W. Friedland, et, al, Simulation of light ion induced DNA damage patterns, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 122, Dec. (2006) pages 116 - 120.
53. M. B. Sowa, et. al., No evidence for a low linear energy transfer adaptive response in irradiated RKO cells, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 143, Feb. (2011) pages 311 - 314.
54. K. J. Haro, et. al., Mechanisms of resistance to high and low linear energy transfer radiation in myeloid leukemia cells, *Blood*, Vol. 120, Sep. (2012) pages 2087 - 2097.
55. M. L. Randolph and J. K. Setlow, Mechanism of Inactivation of Transforming Deoxyribonucleic Acid by X Rays, *J. Bacteriol.*, Vol. 106, Apr. (1971) pages 221 – 226.

56. http://ocw.mit.edu/courses/nuclear-engineering/22-55j-principles-of-radiation-interactions-fall-2004/lecture-notes/ef_of_rad_chromos.pdf : Effects of Radiation on Chromosomes, 15/03/2014.
57. [http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiation Safety/theory/radiosensitivity.htm](http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiation%20Safety/theory/radiosensitivity.htm) : Cell Radiosensitivity, 15/03/2014.
58. M. Moreels , R. Quintens , and S. Baatout, Stress Challenges and Immunity in Space, Part 4, Chapter 25, Assessment of Radiosensitivity and Monitoring of Radiation-Induced Cellular Damage, Springer (2012) pages 345-356.
59. S. Lacombe and C. Le Sech, Advances in radiation biology: Radiosensitization in DNA and living cells, Surface Science, Vol. 603 (2009) pages 1953–1960.
60. T. Zerucha, Human Development (The Human Body: How It Works), Publisher: Chelsea House (2009) page 18.
61. V. I. Hatzi, et, al., Pre-irradiation exposure of peripheral blood lymphocytes to glutaraldehyde induces radiosensitization by increasing the initial yield of radiation-induced chromosomal aberrations, Mutagenesis, Vol. 23, No. 2 (2008) pages 101–109.
62. A. Hollaender and G. Stapleton, The Influence of Chemical Pre - and Post treatments on Radiosensitivity of Bacteria, and Their Significance for Higher Organisms, Ionizing Radiation and Cell Metabolism, Ciba Foundation Symposium, (1956) pages 120-139.
63. C. Polytarchou, et. al., Antioxidants Modify the Effect of X Rays on Blood Vessels, Anticancer Res, Vol. 26, Jul. (2006) pages 3043 - 3047.
64. D. T. Curiel, J. T. Douglas (Eds.), Cancer Gene Therapy, Chapter 23: Radiosensitization by Gene Therapy, Springer (2005).
65. Y. Horowitz (Ed.), Microdosimetric Response of Physical and Biological Systems to Low- and High-LET Radiations: Theory and Applications to Dosimetry, Chapter 1: Dose Response of Biological Systems to Low- and High-LET Radiation, Elsevier (2006) pages 1-73.
66. K. A. Skov, Radioresponsiveness at low doses: hyper-radiosensitivity and increased radioresistance in mammalian cells, Mutation Research, Vol. 430 (1999) pages 241–253.

67. L. Enns, et. al., Low-Dose Radiation Hypersensitivity is Associated with P53-Dependent Apoptosis, *Mol. Cancer Res.*, Vol. 2, Oct. (2004) pages 557 - 566.
68. T. Stigbrand et al. (eds.) Targeted Radionuclide Tumor Therapy, Chapter 19: Low Dose Hyper-Radiosensitivity: A Historical Perspective, Springer (2008).
69. P. Nejdfor, et. al., Intestinal permeability in humans is increased after radiation therapy, *Dis Colon Rectum*, Vol. 43 (2000) pages 1582-1588.
70. O. A. Smirnova, Environmental Radiation Effects on Mammals: A Dynamical Modeling Approach, Chapter 2: Radiation Effects on the Blood-Forming System, Springer (2010) pages 7-99.
71. The Britannica Encyclopedia "Guide to the Atom", Britannica Educational Publishing, (2011).
72. R. A. Powsner, and E. R. Powsner, Essential Nuclear Medicine Physics, 2nd Ed. Chapter 11: Radiation Biology, Blackwell Publishing Ltd, (2006).
73. A. H. Elgazzar, The Pathophysiologic Basis of Nuclear Medicine, Chapter 23: Biological Effects of Ionizing Radiation, 2nd Ed., Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2006) pages 540- 548.
74. <http://www.nrc.gov/reading-rm/basic-ref/teachers/09.pdf> : Biological Effects of Radiation, 15/03/2014.
75. H. Tanooka, Dose Rate Dependence of Radiation Cancer Risk as Measured by Non-Tumor Dose, *Health Phys.*, Vol. 100, No. 3 (2011) 304–305.
76. J. L. Bateman, et. al., Dose-Rate Dependence of Early Radiation Effects In Small Mammals, *Radiology*, Vol. 79, Dec. (1962) pages 1008 - 1014.
77. http://www.elcamino.edu/faculty/kholt/RT%20111%20presentations/X-Ray_%20Human_Bio_W7.ppt : Human Body and radiobiology, 15/03/2014.
78. F. Spurn, Individual Dosimetry for High Energy Radiation Fields, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 85, Sep. (1999) pages 15 - 20.
79. K. Schnarr, et. al., Individual Radiosensitivity and its Relevance to Health Physics, *Dose-Response*, Vol. 5 (2007) pages 333–348.
80. J. B. Little, et. al., Radiation Sensitivity of Cell Strains from Families

- with Genetic Disorders Predisposing to Radiation-induced Cancer, *Cancer Res.*, Vol. 49, Sep. (1989) pages 4705 - 4714.
81. K. Perisinakis, et. al., Patient Exposure and Associated Radiation Risks from Fluoroscopically Guided Vertebroplasty or Kyphoplasty, *Radiology*, Vol. 232, No. 3 (2004) pages 701-707.
 82. V. K. Ivanov, et. al., Estimation of Individualized Radiation Risk From Chronic Occupational Exposure in Russia, *Health Phys.*, Vol. 97, No. 2 (2009) pages 107–114.
 83. O. A. Smirnova, Environmental Radiation Effects on Mammals: A Dynamical: Modeling Approach, Chapter 6: Individual-Based Approach to Radiation Risk Assessment, Springer (2010) pages 171-209.
 84. K. Perisinakis et. al., Individualized Assessment of Radiation Dose in Patients Undergoing Coronary Computed Tomographic Angiography With 256-Slice Scanning. *Circulation.*, Vol. 122 (2010) pages 2394-2402.
 85. U. Mohr, et. al. Possible carcinogenic effects of X-rays in a transgenerational study with CBA mice, *Carcinogenesis*, Vol. 20, Feb. (1999) pages 325 – 332.
 86. B. A. Paul, Teratogenic Effects of Radiation, *Clinical Obstetrics & Gynecology*, Vol. 9, Issue 3, Sep. (1966) pages 631-640.
 87. M. De Santis, et. al., Ionizing radiations in pregnancy and teratogenesis: A review of literature, *Reproductive Toxicology*, Vol. 20 (2005) pages 323–329.
 88. J. T. Smith and N. A. Beresford, Chernobyl-Catastrophe and Consequences, Chapter 6: Health consequences, Praxis Publishing Ltd, UK (2005).
 89. J. Arnon, et. al., Genetic and teratogenetic Effects of Cancer treatment on Gametes and Embryos, *Human Reproduction Update*, Vol. 7, No. 4 (2001) pages 394-403.
 90. Effects of in utero exposure to ionising radiation during the early phases of pregnancy, *European Communities* (2002).
 91. P. M. Williams, et. al., Health Effects of Prenatal Radiation Exposure, *Am. Fam. Physician*, Vol. 82, No. 5 (2010) pages 488-493.
 92. <http://hps.org/publicinformation/ate/q1352.html> : Health Physics Society, 15/03/2014.

93. H. B. Gerstner, et. al., Early Effects of High Intensity X-Radiation on Skeletal Muscle, *J. Gen. Physiol.*, Vol. 37, Mar. (1954) pages 445 - 459.
94. C. H. Clement (Ed.), *ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context*, ICRP Publication, Vol. 118 (2012).
95. P. Rubin, et. al., (Eds), *Late Effects of Cancer Treatment on Normal Tissues*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2008).
96. R. C. Gupta, *Handbook of Toxicology of Chemical Warfare Agents*, Chapter 28: Radiation and Health Effects, 1st Ed., Elsevier (2009) pages 381-392.
97. C. A. Galvan, et. al., External Beam Radiation-Induced Cataract Experience From Tertiary Cancer Center, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, Vol. 50, Apr. (2009) pages 55-68.
98. G. Wilde and J. Sjöstrand, A clinical study of radiation cataract formation in adult life following irradiation of the lens in early childhood, *Br. J. Ophthalmol*, Vol. 81, Apr. (1997) pages 261 - 266.
99. N. A. P. Brown, et. al., Relationship of cataract to radiation sensitivity, *British Journal of Ophthalmology*, Vol. 73 (1989) pages 955-959.
100. M. Michel, et. al., Eye lens radiation exposure and repeated head CT scans: A problem to keep in mind, *European Journal of Radiology*, Vol. 81, Issue 8, August (2012) pages 1896-1900.
101. M. G. Stabin, *Radiation Protection and Dosimetry*, Chapter 6: Biological Effects of Radiation, Springer (2007) pages 75-104.
102. J. Dahle and E. Kvam, Induction of Delayed Mutations and Chromosomal Instability in Fibroblasts after UVA-, UVB-, and X-Radiation, *Cancer Res.*, Vol. 63, Apr. (2003) pages 1464 - 1469.
103. D. M. Bozzone, *Causes of Cancer*, “Why Does Radiation Cause Cancer?”, Chelsea House Publications (2007) page 60.
104. S. Cade, Radiation Induced Cancer in Man, *Br. J. Radiol.*, Vol. 30, Aug. (1957) pages 393 - 402.
105. I. Shuryak, R. K. Sachs, and D. J. Brenner, A new view of radiation-induced cancer, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 143, Feb. (2011) pages 358 - 364.

106. J. L. Redpath, Health risks of low photon energy imaging, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 122, Dec. (2006) pages 528 - 533.
107. E. Samei, et. al., Effect of Dose Heterogeneity on Radiation Risk in Medical Imaging, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 10, Oct. (2012)1093/rpd/ncs275.
108. A. Ottolenghi, et. al., The risks to healthy tissues from the use of existing and emerging techniques for radiation therapy ,*Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 143, Feb. (2011) pages 533 - 535.
109. http://www.michigan.gov/documents/mdch/bhs_20091027_con_seminar_299155_7.ppt : Computed Tomography, Proposed Rules for Radiation Safety, 15/03/2014.
110. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). 2008 report to the General Assembly: annex on medical exposures, New York; (2010).
111. O. Holmberg, R. Czarwinski, F. Mettler, The importance and unique aspects of radiation protection in medicine, *European Journal of Radiology*, Vol. 76 (2010) pages 6–10.
112. D. J. Roebuck, Risk and benefit in paediatric radiology, *Pediatr Radiol* Vol. 29 (1999) pages 637-640.
113. K. Faulkner, Risk versus benefit in diagnostic radiology, *Eur Radiol Syllabus*, Vol. 14 (2004) pages 28–32.
114. T.C.Gerber,R.J.Gibbons, Weighing the Risks and Benefits of Cardiac Imaging With Ionizing Radiation, *JACC: Cardiovascular Imaging*, Vol. 3, Issue 5, May (2010) pages 528-535.
115. J. Law and K. Faulkner, Concerning the relationship between benefit and radiation risk, and cancers detected and induced, in a breast screening programme, *Br. J. Radiol.*, Vol. 75, Aug. (2002) pages 678 - 684.
116. T. Zheng, et. al., Radiation exposure from diagnostic and therapeutic treatments and risk of breast cancer, *European Journal of Cancer Prevention*, Vol. 11 (2002) pages 229–235.
117. D. Margel, et. al., Radiation Therapy for Prostate Cancer Increases the Risk of Subsequent Rectal Cancer, *Ann. Surg.*, Vol. 254 (2011) pages 947–950.
118. P. Spiegler , The Hidden Danger: Radiation Risk and CT Imaging,

- Clinical Pulmonary Medicine, Vol.13, No. 3, May (2006) pages 212–215.
119. A. B. de González, et. al., Radiation-induced Cancer Risk from Annual Computed Tomography for Patients with Cystic Fibrosis, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, Vol. 176, Nov. (2007) pages 970 - 973.
 120. A. Sodickson, et. al., Recurrent CT, Cumulative Radiation Exposure, and Associated Radiation-induced Cancer Risks from CT of Adults, *Radiology*, Vol. 251, Apr. (2009) pages 175 - 184.
 121. K Amemiya, et. al., The risk of radiation-induced cancer in patients with squamous cell carcinoma of the head and neck and its results of treatment, *Br. J. Radiol.*, Vol. 78, Nov. (2005) pages 1028 - 1033.
 122. T. M. Cross, et. al., Exposure to Diagnostic Ionizing Radiation in Sports Medicine: Assessing and Monitoring the Risk, *Clinical Journal of Sport Medicine*, Vol. 13 (2003) pages 164–170.
 123. G. Mostafa, et. al., The hazard of scattered radiation in a trauma intensive care unit, *Crit Care Med*, Vol. 30, No. 3 (2002) pages 574-576.
 124. Y. Lemoigne, A. Caner, and G. Rahal, *Physics for Medical Imaging Applications*, Chapter 31: Patient Dose in Diagnostic Radiology, Springer (2007) pages 397-404.
 125. R. R. Jiménez, Radiographic Evaluation of the Pediatric Trauma Patient and Ionizing Radiation Exposure, *Clinical Pediatric Emergency Medicine*, Vol. 11, Issue 1, March (2010) pages 22-27.
 126. K. J. Strauss and M. J. Goske , Estimated pediatric radiation dose during CT, *Pediatric Radiology*, Vol. 41, Supplement 2 (2011) pages 472-482.
 127. Z. Salehi and A. L. Yusoff, The absorbed dose in femur exposed to diagnostic radiography, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 10, Sep. (2012) 1093/rpd/ ncs239.
 128. J. P. Kepros, et. al., Whole body imaging in the diagnosis of blunt trauma, ionizing radiation hazards and residual risk, *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, Online First™, 11 July 2012.
 129. S. Diekmann, et. al., Dose Exposure of Patients Undergoing Comprehensive Stroke Imaging by Multidetector-Row CT, *Am J Neuroradiol*, Vol. 31, Jun-Jul (2010) pages 1003- 1009.
 130. N. Hara, et., al., Assessment of Patient Exposure to X-Radiation from

- SPECT-CT Scanners, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, Vol. 38, No. 3, September (2010) pages 138- 148.
131. T. N. Oei, et. al., Diagnostic Medical Radiation Dose in Patients After Laparoscopic Bariatric Surgery, *Obesity Surgery*, Vol. 20, No. 5 (2010) pages 569-573.
132. O. P. Sharma, et. al., Analysis of Radiation Exposure in Trauma Patients at a Level I Trauma Center, *The Journal of Emergency Medicine*, Vol. 41, No. 6 (2011) pages 640–648.
133. A. J. Rainbow, P. Roginski and W. McGeen, Radiation Risk to the Patient A Case Study Involving Multiple Diagnostic X Ray Exposures Given Over a Period of 25 Years, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 43, No. 1–4 (1992) pages 221–224.
134. M. Ayad, Risk assessment of an ionizing-radiation energy in diagnostic radiology, *Applied Energy*, Vol. 65 (2000) pages 321-328.
135. K. Bacher, et. al., Patient-Specific Dose and Radiation Risk Estimation in Pediatric Cardiac Catheterization. *Circulation*. Vol. 111 (2005) pages 83-89.
136. R. A. Kleinerman, Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children, *Pediatric Radiology*, Vol. 36, Supplement 2 (2006) pages 121-125.
137. A. B. de Gonzalez, et. al., Estimated Risk of Radiation-Induced Breast Cancer From Mammographic Screening for Young BRCA Mutation Carriers, *J Natl Cancer Inst.*, Vol. 101 (2009) pages 205 – 209.
138. P. Signorotto, et. al., Dosimetric Data and Radiation Risk Analysis for New Procedures in Interventional Cardiology, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 142, No. 2–4 (2010) pages 201–208.
139. A. M. Alessio and G. S. Phillips, A pediatric CT dose and risk estimator, *Pediatric Radiology*, Vol. 40, No 11 (2010) pages 1816-1821.
140. I. Shuryak, R. K. Sachs, D. J. Brenner, Cancer Risks After Radiation Exposure in Middle Age, *J Natl Cancer Inst*, Vol. 102 (2010) pages 1628–1636.
141. M. V. Huppmann, et. al., Radiation Risks from Exposure to Chest Computed Tomography, *Semin Ultrasound CT MRI*, Vol. 31 (2010) pages 14-28

142. P. A. Kaufmann and J. Knuuti, Ionizing radiation risks of cardiac imaging estimates of the immeasurable, *European Heart Journal*, Vol. 32 (2011) pages 269–271.
143. M. L. Chang and J. K. Hou, Cancer Risk Related to Gastrointestinal Diagnostic Radiation Exposure, *Current Gastroenterology Reports*, Vol. 13, Number 5 (2011) pages 449-457.
144. J. G. Fletcher, et. al., Perspective on radiation risk in CT imaging, *Abdominal Imaging*, Online First 27 July (2012).
145. H. Budd, A. Patchava and V. Khanduja, Establishing the radiation risk from fluoroscopic-assisted arthroscopic surgery of the hip, *International Orthopaedics*, Vol. 36, No. 9 (2012) pages 1803-1806.
146. M. Sandborg, et. al., Patient Organ Radiation Doses During Treatment for Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage, *Clinical Neuroradiology*, Springer, Published online: 11 May (2012).
147. M. Cohnen , et. al., Radiation Exposure of Patients in Comprehensive Computed Tomography of the Head in Acute Stroke, *Am J Neuroradiol*, Vol. 27, Sep. (2006) pages 1741 – 1745.
148. L. Kalmykov, N. Pilipenko and V. Korneeva, Collective Doses and Radiation Risks Due to Medical Diagnostic Exposures in Ukraine, *Radiation Protection Dosimetry* Vol. 69, No. 4 (1997) pages 275–280.
149. J. Ziliukas and G. Morkunas, Results of a patient dose survey on diagnostic radiology in Lithuania, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 114, Nos 1-3 (2005) pages 172–175.
150. J. Persliden, Patient and staff doses in interventional X-ray procedures in Sweden, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 114, Nos 1-3 (2005) pages 150–157.
151. E. Fabiszewska, et. al., Radiation risk for women in screening mammography examinations in Poland in 2007, *IFMBE Proceedings*, 1, Volume 25/2, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany, Pages 436-438.
152. E. E. Kovalev, A. I. Vikhrov, and V. G. Kuznetsov, Radiation Risk to the Public, *Atomic Energy*, Vol. 79, No. 1 (1995).
153. O. Turák, M. Osvay, L. Ballay, Medical dosimetry in Hungary, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 81, Issue 9, Sep. (2012) pages 1536-1538.

154. A. Servomaa, T. Parvialnen and T. Komppa, Patient Doses and Radiation Risks in Film-Screen Mammography in Finland, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 57, Nos. 1-4 (1995) pages 449–445.
155. M. Lambe, et. al., Coronary Angioplasty and Cancer Risk: A Population-Based Cohort Study in Sweden, *Cardiovasc Intervent Radiol*, Vol. 28 (2005) pages 36–38.
156. L. F. Paszat, et. al., A population-based case-cohort study of the risk of myocardial infarction following radiation therapy for breast cancer, *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 82 (2007) pages 294–300.
157. J. Persliden, H. B. L. Pettersson and K. F. Magnusson, Intestinal Biopsy in Children with Coeliac Disease; A Swedish National Study of Radiation Dose and Risk, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 57, Nos. 1-4 (1995) pages 459–462.
158. A. Kaul, B. Bauer, J. Bernhardt, D. Nosske and R. Veit , Effective doses to members of the public from the diagnostic application of ionizing radiation in Germany, *European Radiology*, Vol. 7, No. 7 (1997) pages 1127-1132.
159. H. Aichinger, et. al., *Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology*, springer (2012).
160. H. Hricak, et. al., Managing Radiation Use in Medical Imaging: A Multifaceted Challenge, *Radiology*, Vol. 258, No. 3, Mar. (2011) pages 889-905.
161. D. F. Regulla and H. Eder, Patient exposure in medical X-ray imaging in Europe, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 114, May (2005) pages 11 - 25.
162. P. Scanff, et. al., Population exposure to ionizing radiation from medical examinations in France, *The British Journal of Radiology*, Vol. 81 (2008) pages 204–213.
163. D. P. Frush and K. E. Applegate, Evidence-Based Imaging in Pediatrics, Chapter 3: Radiation Risk from Medical Imaging in Children, , 1st Ed., Springer (2010) pages 25-39.
164. G. R. Sheth, et. al., Radiation-Induced Sarcoma of the Breast: A Systematic Review, *Oncologist*, Vol. 17, Mar (2012) pages 405 - 418.
165. M. J. Yaffe and J. G. Mainprize, Risk of Radiation-induced Breast Cancer from Mammographic Screening, *Radiology*, Vol. 258, Jan. (2011) pages 98 - 105.

166. P. E. Goss and S. Sierra, Current perspectives on radiation-induced breast cancer, *J. Clin. Oncol.*, Vol. 16, Jan. (1998) pages 338 - 347.
167. A. B. de Gonzalez, Estimated Risk of Radiation-Induced Breast Cancer From Mammographic Screening for Young BRCA Mutation Carriers, *J Natl Cancer Inst*, Vol. 101, Feb. (2009) pages 205 - 209.
168. A. Len, et. al., Study of Radiation Induced Cancers in a Breast Screening Programme, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 93, Jan. (2001) pages 19 - 30.
169. C. H. Lagadec, et. al., Radiation-induced reprogramming of breast cancer cells, *Cancer Res.*, Vol. 72, Apr. (2012) page 416.
170. V. Tsapaki, et. al., Radiation doses in paediatric interventional cardiology procedures, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 132, Dec. (2008) pages 390 - 394.
171. Z. Brnic, et. al., Patient radiation doses in the most common interventional cardiology procedures in Croatia: first results, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 138, Feb. (2010) pages 180 - 186.
172. C. G. Ball, et. al., Radiation Dose from Computed Tomography in Patients with Necrotizing Pancreatitis: How Much Is Too Much?, *J Gastrointest. Surg.*, Vol. 14 (2010) pages 1529–1535.
173. W. Huda, et. al., Risk of Radiation Induced Cancer from Cardiac CT in a Real-Life Clinical Patient Population, *Circulation*, Vol. 118, Oct. (2008) page S598.
174. Y. Hirofuji, et. al., Evaluation of patient dose for barium enemas and CT colonography in Japan, *The British Journal of Radiology*, Vol. 82 (2009) pages 219–227.
175. C. J. D’helft, et. al., Potential Irish dose reference levels for cardiac interventional examinations, *The British Journal of Radiology*, Vol. 82 (2009) pages 296–302
176. A. Aroua, et. al., Radiation exposure in dental radiology: A 1998 nationwide survey in Switzerland , *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 108, Feb. (2004) pages 263 - 268.
177. J. Strzelczyk, W. Potter and Z. Zdrojewicz, RAD-BY-RAD (BIT-BY-BIT): Triumph of Evidence over Activities Fostering Fear of Radiogenic Cancers at Low Doses, *Dose-Response*, Vol. 5 (2007) pages 275–283.

178. K. Vijayalakshmi, et. al., Cardiac catheterisation: radiation doses and lifetime risk of malignancy, *Heart*, Vol. 93, Mar. (2007) pages 370 - 371.
179. S. Balter, et. al., Fluoroscopically Guided Interventional Procedures: A Review of Radiation Effects on Patients' Skin and Hair, *Radiology*, Vol. 254, No. 2, Feb. (2010) pages 326-341.
180. T. B. Shope,, Radiation-Induced Skin Injuries from Fluoroscopy, *Radlo Graphics*, Vol. 16 (1996) pages 1195- 1199.
181. L. Berlin, Radiation-Induced Skin Injuries and Fluoroscopy, *AJR*, Vol. 177, July (2001) pages 21-25.
182. L. K. Wagner, et. al., Severe Skin Reactions from Interventional Fluoroscopy: Case Report and Review of the Literature, *Radiology*, Vol. 213 (1999) pages 773-776.
183. D. L. Miller, et. al., Minimizing Radiation-induced Skin Injury in Interventional Radiology Procedures, *Radiology*, Vol. 225 (2002) pages 329–336.
184. V. Tom, Will CT Radiation Exposure Lead to Brain Tumors and Other Cancers?: A New Study Quantifies the Risk, *Neurology Today*. *Neurology Today*, Vol. 12, No. 18, Sep. 20 (2012) pages 8-11,
185. F. A. Mettler, et al. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog, *Radiology*, Vol. 248, No. 1(2008) pages 254-263.
186. http://www.merckmanuals.com/home/special_subjects/common_imaging_tests/overview_of_imaging_tests.html : Risks of Radiation, Comparison of Radiation Doses for Different Tests, 15/03/2014.
187. http://blog.remakehealth.com/blog_Healthcare_Consumers-0/bid/11714/How-much-radiation-will-I-get-from-a-CT-scan : How much radiation will I get from a CT scan, 15/03/2014.
188. C. J. Harvey, *Principles of radiology, Surgery (Oxford)*, Vol. 26, Issue 6, June (2008) pages 235-238
189. J. R. Gill, Overexposure of Patients Due to Malfunctions or Defects in Radiation Equipment, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 43, Oct. (1992) pages 257 - 260.
190. M. Zaidi and T. Gesell, *NATO Science Series: IV: Earth and Environmental Sciences, Volume 41, Radiation Safety Problems in the Caspian Region, Session 4, Prevention of Accidental Exposures to*

Radiodiagnostics and Radiotherapy Patients : Radiation Safety Aspects,
Kluwer Academic Publishers, (2004) pages 107-120.

191. D. Tack et al. (eds.), Radiation Dose from Multidetector CT, Medical Radiology. Diagnostic Imaging, Chapter 12: Application of Shielding in CT Radiation Dose Reduction, Springer (2012) pages 183-194.
192. E. Vano, et. al., Staff Radiation Doses in Interventional Cardiology: Correlation with Patient Exposure, Pediatric Cardiology, Vol. 30, No. 4 (2009) pages 409-413.
193. A. Mesbahi, et. al., Comparison of radiation dose to patient and staff for two interventional cardiology units: A phantom study, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 131, No. 3 (2008) pages 399–403.
194. F. G. Rueter, Physician and patient exposure during cardiac catheterization, Circulation, Vol. 58 (1978) pages 134-139. (<http://circ.ahajournals.org/>).
195. S. Suzuki1, et. al., Radiation Dose to Patients and Radiologists During Transcatheter Arterial Embolization, AJR, Vol.185, Oct. (2005) pages 855- 859.
196. J. Karppinen, et. al., Radiation Risk and Exposure of Radiologists and Patients during Coronary Angiography and Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty (PTCA), Radiation Protection Dosimetry, Vol. 57, No. 1–4 (1995) pages 481–485.
197. R. M. S. Joemai, et. al., Assessment of Patient and Occupational Dose in Established and New Applications of MDCT Fluoroscopy, AJR, Vol.192, April (2009) pages 881- 886.
198. C. J. Martin, Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures, Radiat Prot Dosimetry, Vol. 128, Mar. (2008) pages 389 - 412.
199. M. Ramos, et. al., Radiation effects analysis in a group of interventional radiologists using biological and physical dosimetry methods, European Journal of Radiology, Vol. 75, Issue 2, Aug. (2010) pages 259-264.
200. G. Chodick, et. al., Risk of Cataract after Exposure to Low Doses of Ionizing Radiation: A 20-Year Prospective Cohort Study among US Radiologic Technologists, Am. J. Epidemiol., Vol. 168, Sep. (2008) pages 620 - 631.
201. J. A. S. Lie, K.a Kjaerheim and T. Tynes, Ionizing radiation exposure

- and cancer risk among Norwegian nurses, *European Journal of Cancer Prevention*, Vol. 17 (2008) pages 369–375.
202. T. Vehmas and E. Kuosma, Influence of radiologists' sex and training on fluoroscopy doses during barium enema, *The British Journal of Radiology*, Vol. 74 (2001) pages 255–258
 203. S. A. Terezakis, et. al., What the Diagnostic Radiologist Needs to Know about Radiation Oncology, *Radiology*, Vol. 261, Oct. (2011) pages 30 - 44.
 204. E. K. Paulson, et. al., CT Fluoroscopy-guided Interventional Procedures: Techniques and Radiation Dose to Radiologists, *Radiology*, Vol. 220, Jul. (2001) page 161.
 205. E. J. Hall, A. J. Giaccia, , *Radiobiology for the Radiologist*, Chapter 12: Effects of Radiation on the Embryo and Fetus, Lippincott Williams & Wilkins, (2006).
 206. E. H. Donnelly, et. al., Prenatal Radiation Exposure: Background Material for Counseling Pregnant Patients Following Exposure to Radiation, *Disaster Med Public Health Preparedness*, Vol. 5, Mar. (2011) pages 62 - 68.
 207. M. D. Santis, et. al., Ionizing radiations in pregnancy and teratogenesis: A review of literature, *Reproductive Toxicology*, Vol. 20 (2005) pages 323–329.
 208. J. Damilakis, Pregnancy and diagnostic X-rays, *Eur Radiol Syllabus*, Vol. 14 (2004) pages 33–39.
 209. R. Brentet et. al., Pregnancy and Medical Radiation, Information abstracted from ICRP Publication 84, Available at www.icrp.org (30/03/2012)
 210. E. J. Hall, Radiation biology for pediatric radiologists, *Pediatr Radiol*, Vol. 39 (2009) pages S57–S64.
 211. R. Cruz-Suarez, et. al., Radiation protection for pregnant workers and their offspring a recommended approach for monitoring, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 144, No. 1–4 (2011) pages 80–84.
 212. W. Zhang, et. al., Dose limits below which the effect of radiation on health becomes undetectable due to background variation, *Mutation Research*, Vol. 654 (2008) pages 96–99.

213. R. S. Groen, J. Y. Bae, K. J. Lim , Fear of the unknown ionizing radiation exposure during pregnancy, *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, Vol. 206, Issue 6, June (2012) pages 456-462.
214. Beir VII, *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation*, National Academies (2010).
215. H. D. Royal, Effects of Low Level Radiation—What’s New?, *Semin Nucl Med*, Vol. 38 (2008) pages 392-402.
216. C. Streffer, Biological Effects of Ionising Radiation-with Special Emphasis on Low Level Doses, *IFMBE Proceedings*, Vol. 25, No. 3 (2009) pages 644-647.
217. M. P. Little, Comparison of the risks of cancer incidence and mortality following radiation therapy for benign and malignant disease with the cancer risks observed in the Japanese A-bomb survivors, *Int J Radiat Biol.*, Vol. 77, No. 4, Apr. (2001) pages 431-64.
218. D. L. Preston , et. al., Studies of mortality of atomic bomb survivors. Report 13: Solid cancer and noncancer disease mortality: 1950-1997. *Radiat Res.*, Vol. 160, No. 4, Oct. (2003) pages 381-407.
219. D. L. Preston, et. al., Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998, *Radiat Res.* Vol. 168, No. 1, Jul. (2007) pages 1-64.
220. Y. Shimizu, et. al., Radiation exposure and circulatory disease risk: Hiroshima and Nagasaki atomic bomb survivor data, 1950-2003, (2010), (<http://www.bmj.com>).
221. D. Debnath, Risk of cancer from diagnostic X-rays, *The Lancet*, Vol. 363, Issue 9424, 5 June (2004) page 1909.
222. M. Charron (Ed.), *Pediatric PET Imaging*, Chapter 3: The Biologic Effects of Low-Level Radiation, Springer (2006).
223. R. Fazel, et. al., Exposure to Low-Dose Ionizing Radiation from Medical Imaging Procedures, *The new England journal of medicine*, Vol. 361, No. 9 (2009) pages 849-857.
224. D. T. Goodhead, Understanding and characterisation of the risks to human health from exposure to low levels of radiation, *Radiation Protection Dosimetry* Vol. 137, No. 1–2 (2009) pages 109–117.
225. K. Suzuki and S. Yamashita, Low-dose Radiation Exposure and Carcinogenesis, *Jpn. J. Clin. Oncol.*, Vol. 42, Jul. (2012) pages 563 - 568.

226. E. Cardis, et. al., Risk of cancer after low doses of ionizing radiation: retrospective cohort study in 15 countries, *BMJ*, published 29 June (2005) pages 1-6.
227. D. Tack et al., Radiation Dose from Multidetector CT, Chapter 4: The Cancer Risk from Low Level Radiation, Springer (2012) pages 61- 79.
228. F. Zanca, et. al., Excess radiation and organ dose in chest and abdominal CT due to CT acquisition beyond expected anatomical boundaries, *European Radiology*, Vol. 22, No. 4 (2012) pages 779-788.
229. S. Balakrishnan, S. B. Rao, Cytogenetic analysis of peripheral blood lymphocytes of occupational workers exposed to low levels of ionizing radiation, *Mutation Research*, Vol. 442 (1999) pages 37–42.
230. F. Zakeri, et. al., Biological effects of low-dose ionizing radiation exposure on interventional cardiologists, *Occupational Medicine*, Vol. 60 (2010) pages 464–469.
231. P. Covens, D. Berus, J. de Mey, N. Bult, Mapping very low level occupational exposure in medical imaging: A useful tool in risk communication and decision making, *European Journal of Radiology*, Vol. 81 (2012) pages e962–e966.
232. L Yu Krestinina, et. al., Solid cancer incidence and low-dose-rate radiation exposures in the Techa River cohort: 1956–2002, *International Journal of Epidemiology*, Vol. 36 (2007) pages 1038–1046
233. V. P. Bond, Invited paper at the 25th annual meeting of health physics society, radiobiological input to radiation protection standards. *Health Phys.* Vol. 41, No. 6 (1981) pages 799–806.
234. http://en.wikipedia.org/wiki/Radiation_hormesis : Radiation hormesis, 15/03/2014.
235. J. L. Prekeges, Radiation Hormesis, or, Could all that Radiation be Good for Us?, *J Nucl Med Technol*, Vol. 31 (2003) pages 11–17
236. R. W. Harbron, Cancer risks from low dose exposure to ionising radiation - Is the linear no-threshold model still relevant?, *Radiography*, Vol. 18 (2012) pages 28-33.
237. K. Suzuki and S. Yamashita, Low-dose Radiation Exposure and Carcinogenesis, *Jpn J Clin Oncol*, Vol. 42, No. 7 (2012) pages 563–568.
238. D. T. Goodhead , Understanding and characterisation of the risks

- to human health from exposure to low levels of radiation, *Radiation Protection Dosimetry* Vol. 137, No. 1–2 (2009) pages 109–117.
239. R. V. Stavitskii, et. al., Analysis of Effects Induced by Low-Dose Ionizing Radiation, *Biomedical Engineering*, Vol. 36, No. 2 (2002) pages 108-114.
240. D. J. Brenner, et. al., Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: Assessing what we really know, *PNAS*, Vol. 100, No. 24, Nov. 25 (2003) pages 13761–13766.
241. J. M. Cuttler, Health Effects of Low Level Radiation: When Will We Acknowledge the Reality?, *Dose-Response*, Vol. 5 (2007) pages 292–298.
242. T. D. Luckey, The Health Effects of Low-Dose Ionizing Radiation, *Journal of American Physicians and Surgeons*, Vol. 13, No. 2, Summer (2008) pages 39- 42.
243. O. A. Smirnova, *Environmental Radiation Effects on Mammals: A Dynamical Modeling Approach*, Springer (2011).
244. I. Shuryak, et. al., Radiation-Induced Leukemia at Doses Relevant to Radiation Therapy: Modeling Mechanisms and Estimating Risks, *J Natl Cancer Inst*, Vol. 98, Dec. (2006) 1794 - 1806.
245. M. Muller, et. al., Modeling radiation effects at the tissue level, *Eur. Phys. J. D*. Vol. 60 (2010) pages 171–176.
246. V. K. Ivanov, et. al., Methodology for Estimating Cancer Risks of Diagnostic Medical Exposure: with An Example of the Risks Associated with Computed Tomography, *Health Phys.* Vol. 103, No. 6 (2012) pages 732-739.
247. R. A. Kleinerman, Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children, *Pediatr Radiol*, Vol. 36 (2006) (Suppl 2) pages 121–125
248. R. T. Griffey and A. Sodickson, Cumulative Radiation Exposure and Cancer Risk Estimates in Emergency Department Patients Undergoing Repeat or Multiple CT, *Am. J. Roentgenol.*, Vol. 192, Apr. (2009) pages 887 - 892.
249. R. E. Hendrick, Radiation Doses and Cancer Risks from Breast Imaging Studies, *Radiology*, Vol. 257, Oct. (2010) pages 246 - 253.

250. M. J. Eisenberg, et. al., Cancer risk related to low-dose ionizing radiation from cardiac imaging in patients after acute myocardial infarction, *Can. Med. Assoc. J.*, Vol. 183, Mar. (2011) pages 430 - 436.
251. W. R. Hendee and M. K. O'Connor, Radiation Risks of Medical Imaging: Separating Fact from Fantasy, *Radiology*, Vol. 264, Aug. (2012) pages 312 - 321.
252. H. E. Davies, C. G. Wathen, F. V. Gleeson, The risks of radiation exposure related to diagnostic imaging and how to minimise them, *BMJ*, Vol. 342, (2011) pages 589-593.
253. L. E. Feinendegen, and R. D. Neumann, Physics must Join with Biology in Better Assessing Risk from Low-Dose Irradiation, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 117, No. 4 (2005) pages 346–356.

مصادر ومراجع الفصل التاسع

1. M. Edwards, Development of radiation protection standards, *Radio Graphics*, Vol. 11, Jul. (1991) pages 699 - 712.
2. H. Cember, and T. E. Johnson, Introduction to Health Physics, Chapter 8: Radiation Safety Guides, 4th Ed., McGraw-Hill Companies (2009).
3. M. Hoheisel, Review of medical imaging with emphasis on X-ray detectors, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 563 (2006) pages 215–224.
4. S. Baba, et. al., Recent development of radiation measurement instrument for industrial and medical applications, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 458 (2001) pages 262-268.
5. R. K Chhem, et. al., Towards better and safer use of radiation in medicine, *The Lancet*, Vol. 375, Issue 9723, 17–23 April (2010) pages 1328-1330.
6. X. H. Hu, X. F. Ding, R. Z. Wu, and M. M. Zhang, Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction

in image space, *Clinical Radiology*, Vol. 66 (2011) pages 1023-1029.

7. C. Grupen, *Introduction to Radiation Protection*, Chapter 6: International Safety Standards for Radiation Protection, Chapter 10: X Rays and X-Ray Regulations, Springer (2010).
8. A. Fassò and S. Rokni, Operational radiation protection in high-energy physics accelerators: implementation of ALARA in design and operation of accelerators, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 137, Nov. (2009) pages 94 - 99.
9. IAEA Safety Standards SERIES No. GSG-2, *Communication with the Public in a Nuclear or Radiological Emergency*, VIENNA, (2011, 2012).
10. IAEA Division of Radiation, Transport and Waste Safety, *Guidance on the Import and Export of Radioactive Sources*, VIENNA (2012).
11. IAEA Division of Radiation, Transport and Waste Safety, *Reducing Risk in the Scrap Metal Industry*, Austria, September (2005).
12. IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 4, *Safety Assessment for Facilities and Activities*, VIENNA, (2009).
13. IAEA Safety Standards Series No. GS-G-2., *Arrangements for Preparedness for a Nuclear or Radiological Emergency*, VIENNA, (2007).
14. IAEA Safety Standards Series No. Sf-1, *Fundamental Safety Principles*, VIENNA, (2006).
15. F. J. Bradley, *The International Atom: Evolution of Radiation Control Programs*, *Health Phys*, Vol. 83, No. 1 (2002) pages 121–134.
16. C. G. Jones, *A Review of the History of U.S. Radiation Protection Regulations, Recommendations, and Standards*, *Health Phys*. Vol. 8, No. 2 (2005) pages 105–124.
17. ICRP Publication 84, *Pregnancy and medical radiation*, (1999).
18. D. D. Patton, *Permissible Dose: A History of Radiation Protection in the Twentieth Century*, *J. Nucl. Med.*, Vol. 43, Feb. (2002) pages 281 - 283.
19. E. Vano, *ICRP and radiation protection of medical staff*, *Radiation Measurements*, Vol. 46, Issue 11, Nov. (2011) pages 1200-1202.
20. L. K. Harding, *Radiation protection legislation*, *European Journal of*

Nuclear Medicine Vol. 25, No. 2, Feb. (1998) pages 187-191.

21. J. E. Martin, Physics for Radiation Protection , 2nd Ed., WILEY-VCH, (2006).
22. S. M. Fishman, et. al., Radiation Safety in Pain Medicine, Regional Anesthesia and Pain Medicine, Vol. 27, No. 3, May–June (2002) pages 296–305.
23. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). Ionizing radiation exposure of the population of the United States (NCRP Report No. 160). Bethesda, MD: NCRP (2009).
24. <http://www.research.usf.edu/cs/rad/xrayfundamentals.ppt> : X-ray Fundamentals, 15/03/2014.
25. IAEA, Safety Reports Series No. 13, Radiation Protection and Safety in Industrial Radiography, VIENNA, (1999).
26. IAEA Safety Standards Series. Occupational Radiation Protection - Safety Guide. No. RS-G-1.1 , (1999).
27. Department of Health and Social Services, USA, Wisconsin Administrative Code, Chapter Hss 157 Radiation Detection, Register, No. 483, Mar. (1996),
28. <http://www.wikipedia.org> : Ionizing radiation, 15/03/2014.
29. <http://srs.unm.edu/radiation/UNMRadiationSafetyManual.pdf> : Radiation Safety Manual, 15/03/2014.
30. <http://epswww.unm.edu/xrd/xrdclass/02-Rad-Safety.pdf> : The Interaction of X-rays with Matter and Radiation Safety, 15/03/2014.
31. J. Le Heron, et. al., Radiation protection of medical staff, European Journal of Radiology, Vol. 76 (2010) pages 20–23.
32. A. Dagal, Radiation safety for anesthesiologists, Current Opinion in Anesthesiology, Vol. 24 (2011) pages 445–450.
33. IAEA Safety Standards Series. Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation - Safety Guide. No. RS-G-1.5 (2002).
34. A. J. Gonza´lez, Radiation Safety Standards and Their Application, International Policies and Current Issues, Health Phys. Vol. 87, No. 3 (2004) pages 258 –272.

35. IAEA, Safety Reports Series No. 38, Applying Radiation Safety Standards in Radiotherapy, and Safety Reports Series No. 39, Applying Radiation Safety Standards in Diagnostic Radiology and Interventional Procedures Using X Rays, VIENNA, (2006).
36. J.F. Malone, Radiation protection in medicine: ethical framework revisited. *Radiation Protection & Dosimetry*, Vol. 135, No. 2 (2009) pages 71–78.
37. C. Krettek and D. Aschemann (Eds.), *Positioning Techniques in Surgical Applications*, Chapter 4: Use of X-rays in the operating suite, Springer (2006) pages 19-40.
38. F. O. Ogundare, et. al., Radiological parameters and radiation doses of patients undergoing abdomen, pelvis and lumbar spine X-ray examinations in three Nigerian hospitals, *The British Journal of Radiology*, Vol. 77 (2004) pages 934–940.
39. W. E. Muhogora and A. M. Nyanda, The Potential for Reduction of Radiation Doses to Patients Undergoing some Common X Ray Examinations in Tanzania, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 94, Apr. (2001) pages 381 - 384.
40. C. Schandorf and G.K. Tetteh. Analysis of Dose and Dose Distribution for Patients Undergoing Selected X-Ray Diagnostic Procedures in Ghana, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 76, Apr. (1998) pages 249 - 255.
41. E. K. Ofori, et. al., Comparison of Patient Radiation Dose From Chest and Lumbar Spine X-Ray Examinations in 10 Hospitals in Ghana, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 149, May (2012) pages 424 - 430.
42. D. S. Gahrouei and M. B. Ghahfarokhi, Assessment of Entrance Surface Dose and Health Risk from Common Radiology Examinations in Iran, *Radiat Prot Dosimetry*, Sep (2012) pages 1–6.
43. I. I. Suliman, N. Abbas, and F. I. Habbani, Entrance surface doses to patients undergoing selected diagnostic X-ray examinations in Sudan, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 123, Feb (2007) pages 209 - 214.
44. T. A. Jaffe, et. al., Radiation Dose for Routine Clinical Adult Brain CT: Variability on Different Scanners at One Institution, *AJR*, Vol. 195, Aug. (2010) pages 433-438.
45. G. K. Korir, et. al., Patient Doses Using Multidetector Computed Tomography Scanners in Kenya, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol.

- 151, No. 2 (2012) pages 267–271.
46. I. Pantos, et. al., Radiation exposure of the operator during cardiac catheter ablation procedures, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 150, Jul. (2012) pages 306 - 311.
 47. E Vaño, et. al., Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow-up, *Br. J. Radiol.*, Vol. 79, May (2006) pages 383 - 388.
 48. R. Kato, et. al., Radiation Dosimetry at CT Fluoroscopy: Physician's Hand Dose and Development of Needle Holders, *Radiology*, Vol. 201 (1996) pages 576-578.
 49. D. L. Back, et. al., Radiation protection for your hands, *Injury, Int. J. Care Injured*, Vol. 36 (2005) pages 1416—1420.
 50. M. A. Hafez, et. al., Radiation exposure to the hands of orthopaedic surgeons: are we underestimating the risk?, *Arch Orthop Trauma Surg*, Vol. 125 (2005) pages 330–335.
 51. K. G. Abdullah , et. al., Radiation Exposure to the Spine Surgeon in Lumbar and Thoracolumbar Fusions With the Use of an Intraoperative Computed Tomographic 3-Dimensional Imaging System. *SPINE*, Vol. 37, No. 17 (2012) pages E1074–E1078.
 52. B. Basic, et. al., Occupational exposure doses in interventional procedures in Bosnia and Herzegovina, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 144, Mar. (2011) pages 501 - 504.
 53. N. Theocharopoulos, et. al., Occupational exposure in the electrophysiology laboratory: quantifying and minimizing radiation burden, *The British Journal of Radiology*, Vol. 79 (2006) pages 644–651.
 54. K. Chida, et. al., Clarifying and Visualizing Sources of Staff-Received Scattered Radiation in Interventional Procedures, *AJR*, Vol. 197, Nov. (2011) pages W900- W903.
 55. IAEA, Safety Reports Series No. 21, Optimization of radiation protection in the control of occupational exposure, VIENNA, (2002).
 56. F. R. Verdun and P. Schnyder, Reduction of radiation doses to staff during diagnostic X-ray procedure, *Eur Radiol Syllabus*, Vol. 14 (2004) pages 84–90.
 57. C. Gevirtz, Radiation Safety Considerations for Interventional Pain Physicians, *Topics in Pain Management*, Vol. 23, No. 11, June (2008) pages 1-7.

58. S. W. Gordon, Optimization of radiation protection for the control of occupational exposure in Ghana, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 147, No. 3 (2011) pages 386–393.
59. O. Ciraj-Bjelac, et. al., Status of radiation protection in interventional cardiology in four East European countries, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 147, No. 1–2 (2011) pages 62–67.
60. V. Tsapaki, et. al., Status of radiation protection in various interventional cardiology procedures in the Asia Pacific region, *Heart Asia* (2011) pages 16-24.
61. G. Simeonov, S. Mundigl, A.Janssens, Radiation protection of medical staff in the latest draft of the revised Euratom Basic Safety Standards directive, *Radiation Measurements*, Vol. 46, Issue 11, Nov. (2011) pages 1197-1199.
62. L. W. Klein, and J. Maroney, Optimizing Operator Protection by Proper Radiation Shield Positioning in the Interventional Cardiology Suite, *JACC : Cardiovascular Interventions*, Vol . 4 , No . 10 (2011) pages 1140-1141.
63. A. G. Gilet, et. al., Fetal Radiation Dose During Gestation Estimated on an Anthropomorphic Phantom for Three Generations of CT Scanners, *AJR*, Vol. 196, May (2011) pages 1133-1138.
64. E. Vañó, J. M. Cosset, M. M. Rehani, Radiological protection in medicine: work of committee 3, *Annals of the ICRP*, Vol. 41, No. 3, Oct. (2012) pages 24-31.
65. https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/6_OtherClinicalSpecialities/gastroenterology/gastroenterology-staff-protection.htm : Radiation Protection of Patients - Staff Radiation Protection, 15/03/2014.
66. Society of Gastroenterology Nurses and Associates, Radiation Safety in the Endoscopy Setting, *Gastroenterology Nursing*. Vol. 31, No. 4, July/August (2008) pages 308-311.
67. L. M. Broadman, et. al., Radiation risk management during fluoroscopy for interventional pain medicine physicians, *Current Pain and Headache Reports*, Vol. 8, No. 1 (2004) pages 49-55.
68. J. Persliden, Patient and staff doses in interventional X-ray procedures in Sweden, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 114, May (2005) pages 150 - 157.

69. D. Bor, et. al., Patient and staff doses in interventional neuroradiology, Radiat Prot Dosimetry, Vol. 117, Dec. (2005) pages 62 - 68.
70. V. Tsapaki, et. al., Correlation of patient and staff doses in interventional cardiology, Radiat Prot Dosimetry, Vol. 117, Dec. (2005) pages 26 - 29.
71. C. J. Kotre and B. G. Little, Patient and staff radiation doses from early radiological examinations (1899–1902), Br. J. Radiol., Vol. 79, Oct. (2006) pages 837 - 842.
72. O. W. E. Morrish and K. E. Goldstone, An investigation into patient and staff doses from X-ray angiography during coronary interventional procedures, Br. J. Radiol., Vol. 81, Jan. (2008) pages 35 - 45.
73. A. Sulieman, et. al., Radiation dose optimisation and risk estimation to patients and staff during hysterosalpingography, Radiat Prot Dosimetry, Vol. 128 (2008) pages 217 - 226.
74. R. Sánchez, et. al., A national programme for patient and staff dose monitoring in interventional cardiology, Radiat Prot Dosimetry, Vol. 147, Sep. (2011) pages 57 - 61.
75. H. Paganetti, Assessment of the Risk for Developing a Second Malignancy From Scattered and Secondary Radiation In Radiation Therapy, Health Phys. Vol. , 103, No. 5 (2012) pages 652-661.
76. M. T. Raissaki, Pediatric radiation protection, Eur Radiol Syllabus, Vol. 14 (2004) pages 74–83.
77. E. Fantuzzi, et. al., Implementation of standards for individual monitoring in Europe, Radiat Prot Dosimetry, Vol. 112, Nov. (2004) pages 3 - 44.
78. B. M. Moores, and D. Regulla, A review of the scientific basis for radiation protection of the patient, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 147, No. 1–2 (2011) pages 22–29.
79. M. M. Rehani, et. al., International action plan on the radiation protection of patients, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 147, No. 1–2 (2011) pages 38–42.
80. G. R. Iball, D. S. Brettle, Use of lead shielding on pregnant patients undergoing CT scans Results of an international survey, Radiography, Vol. 17 (2011) pages 102-108.
81. T. Clarijs, Regulation of radiation protection of the patient how and how much, the current Belgian situation, Radiation Protection Dosimetry,

- Vol. 147, No. 1–2 (2011) pages 54–56.
82. A. Meghzifene, et. al., Roles and responsibilities of medical physicists in radiation protection, *European Journal of Radiology*, Vol. 76, Issue 1, Oct. (2010) pages 24-27.
 83. M. J. Budoff and J. S. Shinbane (Eds.), *Cardiac CT Imaging*, Chapter 3: Radiation Safety: Radiation Dosimetry and CT Dose Reduction Techniques, Part 1, 2nd Ed. Springer (2010) pages 29-36.
 84. B. P. Shapiro, et. al., Radiation Dose Reduction in CT Coronary Angiography, *Curr Cardiol Rep*, Vol. 12 (2010) pages 59–67.
 85. R. V. Arutyunyan, L. A. Bol'shov, and O. A. Pavlovskii, Setting Radiation Safety Standards From A Modern Perspective, *Atomic Energy*, Vol. 106, No. 5 (2009) pages 365- 376.
 86. O. G. Raabe, Toward Improved Ionizing Radiation Safety Standards, *Health Phys.* Vol. 101, No. 1 (2011) pages 84 –93.
 87. K. N. Prasad, Rationale for using multiple antioxidants in protecting humans against low doses of ionizing radiation, *Br. J. Radiol.*, Vol. 78, Jun. (2005) pages 485 - 492.
 88. F. A. Mettler, et. al., Can Radiation Risks to Patients be Reduced Without Reducing Radiation Exposure the Status of Chemical Radioprotectants, *AJR*, Vol. 196, Mar. (2011) pages 616–618.
 89. G. B. Saha, *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine*, Chapter 15: Radiation Biology, Third Edition, Springer (2006).
 90. J. D. Tucker, Low-dose ionizing radiation and chromosome translocations; A review of the major considerations for human biological dosimetry, *Mutation Research*, Vol. 659 (2008) pages 211–220.
 91. I. Müller, et al., Time-Course of Radiation-Induced Chromosomal Aberrations in Tumor Patients after Radiotherapy, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 63, No. 4 (2005) pages 1214–1220.
 92. S. Milacic, Frequency of Chromosomal Lesions and Damaged Lymphocytes of Workers Occupationally Exposed to x-rays, *Health Phys.* Vol. 88, No. 4 (2005) pages 334 –339
 93. U. Rössler, et. al., The sensitivity of the alkaline comet assay in detecting DNA lesions induced by X rays, gamma rays and alpha particles, *Radiat Prot Dosimetry*, Vol. 122, Dec. (2006) pages 154 – 159.

94. K. Fleckenstein, et. al., Using Biological Markers to Predict Risk of Radiation Injury, Seminars in Radiation Oncology, Vol. 17 (2007) pages 89-98 .
95. M. Ramos, et. al., Radiation effects analysis in a group of interventional radiologists using biological and physical dosimetry methods, European Journal of Radiology, Vol. 75 (2010) pages 259–264.
96. A. Vral, et. al., The micronucleus assay as a biological dosimeter of in vivo ionising radiation exposure, Mutagenesis, Vol. 26, Jan. (2011) pages 11 - 17.
97. J. E. Ngaile, P. Msaki and R. Kazema, Patient-Size-Dependent Radiation Dose Optimisation Technique for Abdominal CT Examinations, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 148, No. 2 (2012) pages 189–201.
98. G. M. Israel, et, al., Patient Size and Radiation Exposure in Thoracic, Pelvic, and Abdominal CT Examinations Performed With Automatic Exposure Control, AJR, Vol. 195, Dec. (2010) pages 1342-1346.
99. C. J. Kotre, J. Reay and C.-L. Chapple, The Influence of Patient Size on Patient Doses in Cardiology, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 117, No. 1–3 (2005) pages 222–224.
100. K. Ogden, et. al., Patient Size and X-Ray Transmission in Body CT, Health Phys., Vol. 86, No. 4 (2004) pages 397– 405.
101. R. Veit and M. Zank, Influence of Patient Size on Organ Doses in Diagnostic Radiology , Radiation Protection Dosimetry, Vol. 43, No.1/4 (1999) pages 241–243.

ولمزيد من المعلومات حول مصادر الأشعة وتأثيراتها والقوانين الصادرة لتنظيم العمل والتعامل مع المصادر المشعة والوقاية منها، يمكن مراجعة محتويات المواقع التالية على شبكة الإنترنت:

(١) اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاع (ICRP)

International Commission on Radiological Protection
www.icrp.org

(٢) الوكالة الدولية للطاقة الذرية (IAEA)

International Atomic Energy Agency

www.iaea.org

(٣) منظمة العمل الدولية (ILO)

International Labor Organization

www.ilo.org

(٤) اللجنة الدولية للوحدات الإشعاعية والقياسات (ICRU)

International Commission on Radiological Units and Measurements

www.icru.org

(٥) وكالة الطاقة النووية (NEA)

Nuclear Energy Agency

www.oecd-nea.org

(٦) المنظمة الدولية للتوحيد القياسي (ISO)

International Organization for Standardization

www.iso.org

(٧) اللجنة العلمية للأمم المتحدة حول تأثيرات الأشعة الذرية (UNSCEAR)

United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation: www.unscear.org

(WHO) منظمة الصحة العالمية (٨)

World Health Organization

www.who.int

(EC) المفوضية الأوروبية (صفحات الحماية الإشعاعية) (٩)

European Commission (radiological protection pages): europa.eu.int/comm/environment/radprot

الأشعة السينية الفوائد والمخاطر

تأليف:
د. صالح محمد متولي



مدينة الملك عبدالعزيز
للعلوم والتقنية KACST

تعمل مدينة الملك عبد العزيز للعلوم والتقنية على توفير المعرفة للقارئ العربي. فقامت في هذا الإطار بنشر سلسلة من الكتب والمجلات العلمية وأتاحها للقراء دون مقابل بصيغتها الرقمية والورقية. فجميع إصدارات المدينة متاحة على موقعها الإلكتروني ليتمكن المتصفح من تحميلها أو قراءتها على الإنترنت.

عن الكتاب:

يحتوي الكتاب مادة علمية كُتبت بأسلوب بسيط بعيداً عن التعقيدات الرياضية، ليناسب أكبر عدد من القراء؛ ممن تعتبر اللغة العربية سييلهم الوحيد للمعرفة والتثقيف أو من الباحثين المهتمين، ولقد وثقت معلوماته بأحدث المصادر من كتب ومقالات علمية، للوصول إليها مباشرة؛ طلباً لمزيد من التفاصيل العلمية حول عبارة الإسناد.

إن معظم محتوى الكتاب لم يكن يخطر على ذهن فيلهيلم كونراد رونجن (1845-1923م)، مكتشف الأشعة السينية عام 1994م، ابتداءً من تصميم مكونات المصادر المُصنعة، مثل: أنابيب الأشعة السينية، أو المعجلات الخطية (1928م)، أو السينكروترونات (1952م)، التي تُنتج أشعة سينية تستخدم في مجالات الحياة المختلفة، مثل: الطب، والصناعة، والبحث العلمي ... إلخ، وانتهاءً بالمصادر الطبيعية للأشعة السينية، التي تساهم في استكشاف الأجزاء المخفية من الكون الفسيح.

يجلب التعرض المقصود للأشعة السينية الكثير من الفوائد ولكنها مصحوبة ببعض المخاطر المحتملة، والتي يمكن تجنب الكثير منها؛ باتباع أحدث التنظيمات، وقواعد الوقاية الصادرة عن الهيئات الدولية المختصة، والهيئات غير الحكومية ذات الصلة بمجال الحماية من الأشعة.

المؤلف:

حصل على درجة الدكتوراه من جامعة عين شمس - مصر عام 1994م في الفيزياء الطبية الإشعاعية، والماجستير من جامعة عين شمس عام 1989م في الفيزياء النووية، والبكالوريوس من جامعة عين شمس عام 1978م في العلوم. يعمل حالياً أستاذاً مشاركاً بكلية العلوم في جامعة الملك فيصل. عضو هيئة تدريس بكلية العلوم في جامعة عين الشمس. يعد خبير وقاية إشعاعية معتمد من وزارتي الصحة والخارجية في مصر.

www.kacst.edu.sa
publications.kacst.edu.sa
awareness@kacst.edu.sa

الموقع الإلكتروني:
إصدارات المدينة:
البريد الإلكتروني:

هاتف: ٠١١ ٤٨٨٣٤٤٤ - ٠١١ ٤٨٨٣٥٥٥

فاكس: ٠١١ ٤٨٨٣٧٥٦

ص.ب. ٦٠٨٦ الرياض ١١٤٤٢

المملكة العربية السعودية

مدينة الملك عبدالعزيز للعلوم والتقنية



مطابع مدينة الملك عبدالعزيز للعلوم والتقنية

رقم: ٣٤٠٦٠٨

ردمك: ٨-٨٠٤٩-٨٠٣-٦٠٣-٩٧٨