



الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
جامعة محمد الصديق بن يحيى - جيجل -



كلية العلوم الدقيقة والإعلام الآلي  
قسم الفيزياء

رقم التسلسل: .....

مذكرة مقدمة لنيل شهادة ماستر أكاديمي في الفيزياء  
تخصص فيزياء طبية

إعداد

زينب جرفي والشيماء منهان

الموضوع

استعمال طريقة مونت كارلو لدراسة تأثير ترشيح الأشعة السينية بواسطة  
السبائك المعدنية على الجرعة المودعة في التشخيص بالأشعة السينية

نوقشت يوم: 1442/03/10 الموافق ل: 2020/10/27 أمام لجنة المناقشة المكونة من:

رئيسا

أستاذة مساعدة جامعة جيجل

بن ميسية نجوى

مشرفا

أستاذ مساعد جامعة جيجل

بوخلوط عبد المالك

ممتحنا

أستاذ محاضر جامعة جيجل

سويسي منير

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

{قَالُوا سُبْحَانَكَ لَا عِلْمَ لَنَا إِلَّا مَا عَلَّمْتَنَا إِنَّكَ أَنْتَ الْعَلِيمُ الْحَكِيمُ}

سورة البقرة - آية 32 -

---

---

## الإهداء

---

---

إلى كل من قال لي تستطيعين حينما كنت لا أستطيع...

إلى كل من جعلني أصدق أنني سأصبح متعلقة بهذه الشعبة و سأحبها... حينما كنت أعتبرها خياراً أخيراً... فحَقاً قد (أصبحت)...

إلى من كان وما زال سندي وتاج عزتي وكبريائي... إلى صاحب السيرة العطرة والفكر المستنير... إلى من كان حافزي في هذا الطريق...

إلى أبي... دمت لي سنداً وفخراً إلى أوفى خلق الله وأحبهم إلى قلبي... لمن رفعتني إلى ناصية العلم... مصدر جهودي وتقديمي

إلى أمي... جزاك الله خيراً، فالحروف تتناثر أمام فضلك... إلى من أعطاني الشجاعة والإرادة لتحقيق هدي... بدوئهم لن أملك هذا الثبات...

إلى أشقائي

إلى من وقفن معي دائماً دون ملل... وكنّ مصدر إلهامي... إلى أصل دعمي في كل خطوة في حياتي ودراستي...

إلى شقيقاتي

إلى من يتعافى المرء بهم... إلى اللتان كانتا دائماً بجاني...

إلى صديقتي وقريبتَي

حفظكم الله

زينب

أهدي هذا العمل المتواضع

إلى والدي الكريمين اللذين ضحيا وبدلا السنين من أجلي . إليك يا أمي الحبيبة على صبرك،  
مسامحتك والحنان الذي غمرتيني به . إليك يا أبي العزيز على مساندتك، كرمك وعملك  
الدؤوب . بارك الله فيكما وجزاكما عني كل خير .

إلى أختي الكبرى التي أعود إليها في كل صغيرة وكبيرة .

إلى توأمتي وكل عائلتي .

إلى كل صديقاتي ومن تعرفت عليهم في مشواري الدراسي ، شكرا لكم على كل أثر جميل  
تركتموه في نفسي .

إلى كل أستاذ فيزياء زادني شغفا وحباً للفيزياء ودفعتني للتعلم أكثر .

إلى الأجيال القادمة عودوا إلى هويتكم واعتزوا بلغتكم، ولا تصدقوا من يقول أن اللغة العربية  
لغة غير علمية أو لغة ميتة، فلا وجود لشيء اسمه لغة علمية وستموت كل اللغات وتبقى لغة  
أهل الجنة . وأقول لكم ما قاله عمر بن الخطاب رضي الله عنه:  
" تعلموا العربية؛ فإنها تثبت العقل؛ وتزيد في المروءة " .

**الشيء**

---

---

## شكر وتقدير

---

---

الحمد والشكر لله أولا وآخرا، الحمد لله الذي هدانا لهذا وما كنا لنهتدي لولا أن هدانا الله،

الحمد لله والشكر لله والصلاة والسلام على رسول الله.  
نشكر الله العلي القدير الذي منحنا الصحة والقوة ووفقنا لإنجاز هذا العمل.

نتقدم بالشكر والتقدير إلى كل أساتذتنا الأفاضل الذين درسونا في كامل مسارنا التعليمي.

ونعبر عن شكرنا وامتناننا لكل من مد لنا يد المساعدة خلال فترة إعداد هذه المذكرة وخلال كل سنوات دراستنا.

كما نتقدم أيضا بالشكر الجزيل إلى أهالينا اللذين وقفوا بجانبنا وساندونا في كل مراحل حياتنا.

شكرا لجميع الأصدقاء على دعمهم وتشجيعهم في هذه الرحلة الطويلة لإنجاز المذكرة.

---

---

## ملخص

---

---

الهدف من هذه الدراسة هو معرفة تأثير الترشيح بواسطة السبائك المعدنية على جرعة الاشعاع المودعة في التشخيص بالأشعة السينية. لتحقيق هذا الهدف استعمل كود بينيلوب أحد كودات محاكاة مونت كارلو، لمحاكاة أطياف الطاقة المنتجة بواسطة أنبوب الأشعة السينية بعد ترسيحها بمختلف المرشحات، ثم محاكاة الجرعة المودعة في مجسم مائي محاكي لجسم الإنسان لكل طيف. تضمنت الدراسة الترشيح بواسطة معدني الألمنيوم والنحاس، وخمسة سبائك معدنية مكونة من الألمنيوم، النحاس والزنك بنسب مختلفة. تم إجراء مقارنة بين أطياف الطاقة لمرشحات المعادن النقية و السبائك، وكذلك بين منحنيات عمق الجرعة. أظهرت النتائج أن هناك تفاوتاً في كمية ترشيح الأشعة لكل مرشح، وأن السبائك تسمح بتخفيض الجرعة المودعة عند البداية بنسب متفاوتة مقارنة بالمعدنين النقيين. من منظور الحماية الإشعاعية فإن سبائك الألمنيوم، النحاس والزنك قد تشكل بديلاً جيداً لترشيح الألمنيوم والنحاس.

**الكلمات المفتاحية:** الترشيح، السبائك المعدنية، التشخيص بالأشعة السينية، كود بينيلوب، محاكاة مونت كارلو، الجرعة المودعة.

---

---

# ABSTRACT

---

---

The aim of this study is to find out the effect of filtration using metallic alloys on the radiation dose deposited in Radiology. To achieve this goal, Penelope; one of the Monte Carlo simulation codes has been used to simulate the energy spectrum produced by an X-ray tube after filtration with various filters, and then to simulate the dose deposited in a water phantom that models the human body for each spectrum. The study included filtration by aluminum and copper metals, and six alloys consisting of aluminum, copper and zinc with different proportions. A comparison between the energy spectrums of pure metal and alloy filters, as well as between the depth dose curves was performed. The results showed that there is a difference in the amount of radiation filtration for each filter, and that alloys allowed the reduction of the dose deposited at the beginning with different proportions compared to the pure metals. From radiation protection perspective, aluminum, copper and zinc alloys may be a good alternative for aluminum and copper filtration.

**Key words:** filtration, metallic alloys, Radiology, Penelope code, Monte Carlo simulation, deposited dose.

---

---

# SUJET

---

---

L'objectif de cette étude est de connaître l'effet de filtrage des rayons X par des alliages métalliques sur la dose déposée en radiologie. Pour atteindre cet objectif, Il a été utilisé le code Penelope l'un des codes de simulation Monte Carlo pour simuler les spectres énergétiques produits par le tube à rayons X après l'avoir filtré avec différents filtres, puis simuler la dose déposée pour chaque spectre dans un fantôme d'eau Modélisant le corps humain . L'étude a comprend une filtration par des métaux d'aluminium et de cuivre et cinq alliages métalliques constitués d'aluminium, de cuivre et de zinc avec des différentes purcentages. Une comparaison a été effectuée entre les spectres énergétiques pour des filtres en métal pur et en alliage, ainsi entre les courbes de profondeur de dose qu'a été réalisée. Les résultats ont montré qu'il y a un différence entre la quantité de filtration des rayons X pour chaque filtre, et que les alliages permet de réduire la dose déposée à l'entrée par différentes proportions par rapport aux métaux purs. Du point de vue de la radioprotection, les alliages d'aluminium, de cuivre et de zinc peuvent être une bonne alternative pour le filtrage d'aluminium et du cuivre.

**Mots-clés:** filtrage, alliages métalliques, radiologie, code Penelope, simulation Monte Carlo, dose déposée.



---

---

## الفهرس

---

---

I.....	الإهداء
III.....	شكر وتقدير
IV.....	ملخص
V.....	ABSTRACT
VI.....	SUJET
VII.....	الفهرس
XI.....	قائمة الأشكال
XIII.....	قائمة الجداول
XIII.....	قائمة الرموز
XVI.....	قائمة الوحدات
XVII.....	مقدمة
1.....	الفصل الأول
1.....	مفاهيم أساسية حول تفاعل أشعة مادة
2.....	1.1. مفاهيم عامة
2.....	1.1.1. تعريف الإشعاع
3.....	2.1.1. المقطع العرضي
3.....	1.2.1.1. المقطع العرضي التفاضلي
4.....	2.1. تفاعل الفوتونات مع المادة
4.....	1.2.1. التشتت المترابط (تشتت رايلي)
5.....	2.2.1. تشتت طومسون
6.....	3.2.1. التأثير الكهروضوئي
8.....	4.2.1. تأثير كومبتون
9.....	5.2.1. إنتاج الأزواج
10.....	6.2.1. التفتت الفوتوني
11.....	7.2.1. الأهمية النسبية للتفاعلات الأساسية
12.....	8.2.1. توهين حزمة الفوتونات
12.....	1.8.2.1. معامل التوهين الخطي

13.....	2.8.2.I. معامل التوهين الكتلي
14.....	3.8.2.I. طبقة التوهين النصفية
14.....	3.I. تفاعل الإلكترونات مع المادة
15.....	<b>1.3.I. تفاعلات مرنة</b>
16.....	<b>2.3.I. تفاعلات غير مرنة</b>
16.....	1.2.3.I. التأين
18.....	2.2.3.I. الإثارة
19.....	3.2.3.I. ظاهرة الإشعاع الانكباحي
20.....	<b>3.3.I. قدرة الإيقاف</b>
20.....	<b>4.3.I. مدى الإلكترونات في المادة</b>
20.....	4.I. الجرعات الإشعاعية
21.....	5.I. مقادير الجرعات
21.....	<b>1.5.I. التعرض</b>
21.....	<b>2.5.I. الجرعة الممتصة</b>
22.....	<b>3.5.I. الكيرما أو الجرعة المنقولة</b>
22.....	6.I. الوقاية من الأشعة
23.....	<b>1.6.I. الجرعة المكافئة</b>
24.....	<b>2.6.I. الجرعة الفعالة</b>
25.....	الخاتمة
26.....	<b>الفصل الثاني.....</b>
26.....	<b>الأشعة السينية في الفيزياء الطبية</b>
27.....	1.I. تاريخ الأشعة السينية
28.....	2.I. تعريف الأشعة السينية
30.....	3.I. مصادر الأشعة السينية
30.....	4.I. أنبوب الأشعة السينية
31.....	<b>1.4.I. الأنبوب الزجاجي</b>
32.....	<b>2.4.II. المهبط (الكاثود)</b>
32.....	1.2.4.II. الفتيل
32.....	2.2.4.II. الموجه
33.....	<b>3.4.II. المصعد (الأنود)</b>

34.....	4.4.I مولد الطاقة
35.....	5.4.II أنواع أنابيب الأشعة السينية
35.....	1.4.4.II أنبوب المصعد الثابت
36.....	2.4.4.II أنبوب المصعد الدوار
37.....	6.4.II آليات انبعاث الأشعة السينية من المادة
38.....	1.6.4.II الأشعة السينية المستمرة
39.....	2.6.4.II الأشعة السينية المميزة
40.....	7.4.I دراسة تأثير الترشيح على حزمة الأشعة
42.....	8.4.II مردودية أنبوب الأشعة السينية
43.....	5.II التشخيص بالأشعة السينية
43.....	1.5.II مبدأ التشخيص بالأشعة السينية
45.....	2.5.II التصوير التقليدي (العادي)
46.....	3.5.II التصوير الإشعاعي للثدي
46.....	4.5.II التصوير المقطعي
47.....	9.5.II قياس جرعات الأشعة السينية
49.....	6.II التأثيرات البيولوجية للأشعة السينية
49.....	1.6.II التأثيرات العشوائية
50.....	2.6.II التأثيرات الحتمية
50.....	7.II الحماية الإشعاعية
50.....	1.7.II الوقاية الإشعاعية للهيئة العاملة
51.....	2.7.II الوقاية الإشعاعية للمرضى
51.....	الخاتمة
53.....	الفصل الثالث
53.....	محاكاة مونت كارلو في الفيزياء الطبية
54.....	1.III طريقة مونت كارلو
54.....	1.1.III تاريخها
55.....	2.III مبدأ عمل محاكاة مونت كارلو
55.....	1.2.III توليد الأعداد العشوائية
56.....	2.2.III الارتياحات
56.....	1.2.2.III النوع A: الارتياح الإحصائي

57.....	2.2.2.III. النوع B: الازتياب المنهجي .....
57.....	<b>3.2.III. فعالية محاكاة مونت كارلو .....</b>
58.....	3.III. محاكاة مونت كارلو لتفاعلات الإشعاع مع المادة.....
59.....	<b>1.3.III. محاكاة تفاعل الفوتونات والإلكترونات .....</b>
59.....	<b>1.1.3.III. نقل الفوتونات .....</b>
59.....	<b>2.1.3.III. نقل الإلكترونات .....</b>
60.....	<b>4.3.III. كودات (لغات البرمجة) محاكاة مونت كارلو .....</b>
61.....	1.4.3.III. تصنيفات الكودات .....
62.....	2.4.3.III. اختيار الكود المناسب .....
62.....	4.III. محاكاة مونت كارلو باستعمال كود بينيلوب (PENELope) .....
63.....	<b>1.4.III. هيكلية كود بينيلوب .....</b>
65.....	<b>2.4.III. معلّات المحاكاة .....</b>
66.....	<b>3.4.III. الهندسة في بينيلوب .....</b>
68.....	الخاتمة .....
69.....	<b>الفصل الرابع.....</b>
	<b>نتائج محاكاة ترشيح الأشعة السينية بواسطة السبائك المعدنية وتأثيرها على الجرعة المودعة في التشخيص بالأشعة السينية .....</b>
69.....	1.IV. نمذجة أنبوب الأشعة السينية والمجسم المائي .....
70.....	<b>1.1.IV. المرشحات المستعملة في الدراسة .....</b>
71.....	1.1.1.IV. السبائك المعدنية .....
71.....	<b>2.1.IV. نمذجة المجسم المائي .....</b>
72.....	2.IV. نتائج المحاكاة ومناقشتها .....
72.....	<b>1.2.IV. محاكاة طيف الطاقة للأشعة السينية .....</b>
72.....	1.1.2.IV. تأثير الترشيح على طيف الأشعة السينية .....
74.....	2.1.2.IV. تأثير الترشيح بواسطة السبائك المعدنية على الطيف .....
76.....	<b>2.2.IV. محاكاة الجرعة في المجسم المائي .....</b>
76.....	1.2.2.IV. تأثير الترشيح على الجرعة المودعة .....
77.....	1.2.2.IV. تأثير الترشيح بواسطة السبائك المعدنية على الجرعة المودعة .....
80.....	الخاتمة .....
81.....	<b>الخاتمة .....</b>
82.....	<b>المراجع.....</b>

## قائمة الأشكال

- الشكل (1.I): مخطط أنواع الإشعاع ..... 2
- الشكل (2.I): المقطع العرضي التفاضلي للتشتت ..... 4
- الشكل (3.I): تفاعل التشتت المترابط ..... 5
- الشكل (4.I): تفاعل تشتت طومسون ..... 5
- الشكل (5.I): تفاعل التأثير الكهروضوئي ..... 7
- الشكل (6.I): تفاعل تشتت كومبتون ..... 9
- الشكل (7.I): تفاعل إنتاج الأزواج ..... 10
- الشكل (8.I): تفاعل التفتت الفوتوني ..... 10
- الشكل (9.I): الأهمية النسبية لتفاعلات الفوتونات مع المادة ..... 11
- الشكل (10.I): توهين حزمة من الفوتونات الساقطة على سمك مادة ..... 12
- الشكل (11.I): مسارات حزمة من الإلكترونات في وسط مادي ..... 15
- الشكل (12.I): التفاعل المرن للإلكترونات مع الذرة ..... 16
- الشكل (13.I): تأيين الإلكترونات للذرة ..... 17
- الشكل (14.I): تفاعل الإثارة ..... 18
- الشكل (15.I): ظاهرة الإشعاع الانكباحي ..... 19
- الشكل (1.I.II): الصورة الإشعاعية ليد زوجة رونتنغن، التي تم الإبلاغ عنها في 22 ديسمبر ..... 27
- الشكل (2.II): رسم تخطيطي لتجربة رونتنغن للأشعة السينية مع اللوحة الفوتوغرافية ..... 27
- الشكل (3.II): موجة كهرومغناطيسية ..... 29
- الشكل (4.II): الطيف الكهرومغناطيسي ..... 29
- الشكل (5.II): أ- رسم تخطيطي جانبي للمهبط ب- رسم تخطيطي أمامي للمهبط ..... 33
- الشكل (6.II): رسم تخطيطي يوضح المكونات الأساسية لأنبوب الأشعة السينية ..... 34
- الشكل (7.II): مخطط بسيط لدارتي الفتل والدارة الرئيسية ..... 34
- الشكل (8.II): صورة لأنبوب أشعة سينية ذو مصعد ثابت ..... 35
- الشكل (9.II): رسم تخطيطي لأنبوب أشعة سينية ذو مصعد ثابت ..... 35
- الشكل (10.II): رسم تخطيطي لأنبوب أشعة سينية ذو مصعد دوار ..... 36
- الشكل (11.II): بناء نموذجي لمصعد دوار ..... 36

- الشكل (12.II): صورة لأنبوب أشعة سينية ذو مصعد دوار ..... 37
- الشكل (13.II): أ- منظر أمامي لأنود دوار يوضح المساحة البؤرية ب- منظر أمامي لأنود ثابت ..... 37
- الشكل (14.II): الطيف الانكباحي النظري والحققي ..... 39
- الشكل (15.II): تسمية إنتقالات الإلكترونات ..... 40
- الشكل (16.II): مثال لطيف أشعة سينية بدلالة طول الموجة ..... 40
- الشكل (17.II): مثال لطيف أشعة سينية بدلالة الطاقة ..... 40
- الشكل (18.II): طيف الأشعة السينية 1- الخارج من المصعد 2- بعد الترشيح المتأصل 3- بعد الترشيح المضاف ..... 42
- الشكل (19.II): رسم تخطيطي لمبدأ عمل التصوير بالأشعة السينية ..... 44
- الشكل (20.II): صورة لجهاز تصوير عادي ..... 45
- الشكل (21.II): صورة لجهاز التصوير الإشعاعي للثدي ..... 46
- الشكل (22.II): صورة لجهاز التصوير المقطعي ..... 47
- الشكل (23.II): رسم تخطيطي لكاشف سليكوني ..... 48
- الشكل (1.III): المخطط الانسيابي الرئيسي لطريقة مونت كارلو ..... 59
- الشكل (2.III): رسم تخطيطي يوضح الهيكل المبسطة لبرامج وملفات الإدخال والإخراج لكود بينيلوب ..... 64
- الشكل (3.III): خوارزمية البرنامج الرئيسي PENMAIN ..... 65
- الشكل (4.III): سطوح تريبعية مختزلة وغير مستوية مع مؤشرات ..... 67
- الشكل (1.IV): صورة ثلاثية الأبعاد لنموذج أنبوب الأشعة السينية مأخوذة من برنامج (GVIEW3D) ..... 70
- الشكل (2.IV): صورة ثلاثية الأبعاد لنموذج الجسم المائي مأخوذة من برنامج (GVIEW3D) ..... 72
- الشكل (3.IV): طيف الطاقة للأشعة السينية قبل وبعد ترشيحها بواسطة مرشح الألمنيوم ..... 73
- الشكل (4.IV): طيف الطاقة للأشعة السينية قبل وبعد ترشيحها بواسطة مرشح النحاس ..... 73
- الشكل (5.IV): أطيايف الطاقة للأشعة السينية بعد ترشيحها بواسطة الألمنيوم وسبائك ألمنيوم-نحاس ..... 74
- الشكل (6.IV): أطيايف الطاقة للأشعة السينية بعد ترشيحها بواسطة الألمنيوم وسبيكة ألمنيوم-زنك وسبيكة ألمنيوم-نحاس-زنك ..... 75
- الشكل (7.IV): أطيايف الطاقة للأشعة السينية بعد ترشيحها بواسطة النحاس وسبيكة نحاس-زنك ..... 75
- الشكل (8.IV): منحنى عمق الجرعة لحزمة الأشعة السينية في الجسم بعد ترشيحها بواسطة مرشح الألمنيوم ..... 77
- الشكل (9.IV): منحنيات عمق الجرعة لأجل مرشح الألمنيوم وسبائك ألمنيوم-نحاس ..... 78
- الشكل (10.IV): منحنيات عمق الجرعة لأجل مرشح الألمنيوم وسبيكة ألمنيوم-زنك وسبيكة ألمنيوم-نحاس-زنك ..... 79
- الشكل (11.IV): منحنى عمق الجرعة لأجل مرشح النحاس وسبيكة نحاس-زنك ..... 80

---

---

## قائمة الجداول

---

---

- الجدول (1.I): معامل التوهين الكتلي بدلالة طاقة الفوتون ..... 14
- الجدول (2.I): التريجيج الإشعاعي لعدة أنواع من الإشعاع ..... 24
- الجدول (3.I): معامل التريجيج النسيجي ..... 25
- الجدول (1.III): سطوح تربيعية مختزلة ..... 68
- الجدول (1.IV): السبائك المعدنية المستعملة لترشيح الأشعة السينية ..... 71

---

---

## قائمة الرموز

---

---

سرعة الضوء ( $3.10^8 \text{ m.s}^{-1}$ )	$C$
طبقة التوهين النصفي	$CDA$
الجرعة الممتصة	$D_{ab}$
معدل الجرعة الممتصة	$\dot{D}_{ab}$
الجرعة المكافئة	$D_{eff}$
شحنة الإلكترون	$e$
الطاقة الحركية للإلكترون	$E_e$
طاقة ربط الإلكترون	$E_B$
طاقة الإلكترون الأولية	$E_0$
إلكترون كومبتون	$E_c$
طاقة الفوتون	$E_{ph}$
الطاقة الممتصة	$E_{ab}$

الطاقة الحركية المحررة	$E_{tr}$
الطاقة القصوى للجسيمات المحاكاة	$EMax$
ثابت بلانك ( $6.63 \times 10^{-34}$ J.s)	$h$
الجرعة الفعالة	$H_{T,R}$
شدة التيار الكهربائي	$I$
الكيرما	$K$
معدل تدفق الكيرما	$\dot{K}$
كتلة الإلكترون	$m_e$
الكثافة الذرية	$n_i$
عدد التواريخ التي تمت محاكاتها	$N$
عدد الفوتونات المتبقية	$N_{ph}$
عدد الفوتونات الابتدائية	$N_{ph0}$
كمية الحركة	$P$
الإستطاعة الكهربائية	$P_{ele}$
الإستطاعة الإشعاعية	$P_{ray}$
متوسط القيمة المحسوبة	$\bar{Q}$
نصف قطر الإلكترون	$r_0$
مدى الإلكترونات	$R_e$
المردودية	$R$
قدرة الإيقاف	$S$
الزمن	$T$
وحدة الكميات اللابعديّة	$UA$
سرعة الإلكترون	$v$



الجهد الكهربائي	$V$
الكسر الكتلي	$w_i$
معامل الترجيح الإشعاعي	$W_R$
معامل الترجيح النسيجي	$W_T$
التعرض	$X$
معدل التعرض	$\dot{X}$
سمك المادة	$x$
العدد الذري	$Z$
المقطع العرضي	$\sigma$
المقطع العرضي المجهري	$\sigma_i$
المقطع العرضي الكلي	$\sigma_{tot}$
المقطع العرضي الماكروسكوبي	$\Sigma$
الارتياب الكلي	$\sigma_S$
الارتياب الإحصائي	$\sigma_A$
الارتياب المنهجي	$\sigma_B$
الإنحراف المعياري	$\sigma_{\bar{q}}$
زاوية التشتت	$\theta$
الكتلة الحجمية	$\rho$
الزاوية الصلبة	$\Omega$
معامل التوهين	$\mu$
ثابت الفعالية	$\varepsilon$

## قائمة الوحدات

وحدة الطول (1 أنغستروم = $10^{-10}$ متر)	$\text{Å}$
وحدة المقطع العرضي (البارن)	$\text{barn}$
وحدة درجة الحرارة المئوية	$^{\circ}\text{C}$
وحدة معامل التوهين الخطي	$\text{cm}^{-1}$
وحدة معامل التوهين الكتلي	$\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$
وحدة الطاقة (إلكترون فولت)	$\text{eV}$
وحدة الجرعة الممتصة والكيرما (غراي)	$\text{Gy}$
وحدة معدل الجرعة الممتصة ومعدل تدفق الكيرما	$\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$
وحدة الكتلة الحجمية	$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$
وحدة التردد	$\text{Hz}$
وحدة الجهد الكهربائي (كيلوفولت)	$\text{kV}$
وحدة قدرة الإيقاف	$\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-1}$
وحدة قدرة الإيقاف الكتلية	$\text{MeV} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$
وحدة الطول	$\text{m}$
وحدة السرعة	$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$
وحدة التيار الكهربائي	$\text{mA}$
وحدة التعرض (الروننتغن)	$\text{R}$
وحدة الزمن (ثانية)	$\text{s}$
وحدة الجرعة المكافئة والجرعة الفعالة (سيفرت)	$\text{Sv}$

---

---

## مقدمة

---

---

تستعمل الأشعة السينية في التشخيص الطبي منذ ما يزيد عن قرن وتعتبر اليوم من أهم وسائله. ورغم تطورها وانتشارها الواسع مازالت الأبحاث قائمة في محاولة تحسين هذه التقنية وتوفير أفضل حماية إشعاعية ممكنة. من واجبا كفيزيائيين مواصلة البحث في هذه التقنية وإجراء دراسات مع إرفاقها بالأرضية المعرفية والنظرية لفهم التقنية، لتكون قابلة للتطبيق على أرض الواقع.

يتمثل المبدأ الأساسي للتشخيص بالأشعة السينية في قدرتها على اختراق أنسجة الجسم بنسب متفاوتة، مما يسمح بالحصول على صور تظهر كثافة الأنسجة وهذا ما يساعد على تشخيص المرض. ويعتبر أنبوب الأشعة السينية المصدر الوحيد المستعمل في أجهزة التشخيص بالأشعة السينية، وهو أداة تعمل على تحويل الطاقة الكهربائية إلى أشعة. توجد عوامل كثيرة متعلقة بأنبوب الأشعة السينية تعمل على تعديل طيف الطاقة، مما يؤثر على جرعة الإشعاع المتلقاة من طرف المريض، ويعد الترشيح من بين أهم هذه العوامل.

ينترتب عن جرعة الإشعاع المتلقاة في التشخيص بالأشعة السينية تأثيرات بيولوجية، لهذا نحاول تخفيض الجرعة قدر الإمكان مع المحافظة على جودة الصورة، وقد تم التعرف على ضرورة وجود مرشح لإزالة هذا الإشعاع غير المرغوب فيه منذ الأيام الأولى للتشخيص بالأشعة السينية للحد من الآثار الجانبية المترتبة عنها. تصنع المرشحات من مواد مختلفة أغلبها معادن وحاليا المعادن الرائجين في الترشيح هما الألمنيوم والنحاس، وكمحاولة لإيجاد بدائل أحسن لهذه المرشحات المكونة من معادن نقية، سنقوم في هذه الأطروحة بدراسة أداء الترشيح بواسطة السبائك المعدنية وتأثيرها على الجرعة المودعة في التشخيص بالأشعة السينية لمعرفة إمكانية استعمالها.

سنعتمد في دراستنا على إحدى التقنيات المستخدمة على نطاق واسع في فيزياء نقل الجسيمات وهي طريقة مونت كارلو. تسمح هذه الطريقة بنمذجة أنبوب الأشعة السينية ومحاكاة طيف الطاقة الذي ينتجه، ومحاكاة الجرعة التي يتلقاها المريض أثناء الفحص بالأشعة السينية. سنستعمل كود بينيلوب أحد كودات مونت كارلو لمحاكاة أطياف طاقة الأشعة السينية بعد ترشيحها بواسطة مرشحي الألمنيوم والنحاس وعدة سبائك مكونة من الألمنيوم، النحاس والزنك بنسب

مختلفة. حساب الجرعة المودعة داخل مجسم مائي يحاكي جسم الإنسان. وذلك وفقا للشروط المرجعية المحددة في البروتوكولات المتبعة في التشخيص بالأشعة.

وتبعاً لذلك تنقسم هذه المذكرة إلى ثلاث فصول تتناول الجانب النظري وفصل أخير يتناول الجانب التطبيقي:

في الفصل الأول سنذكر المفاهيم الأساسية لتفاعل الإلكترونات والفتونات مع المادة، وسنعرف أهم المقادير والوحدات الفيزيائية المستعملة لقياس الجرعات الإشعاعية.

أما في الفصل الثاني سنتناول تعريفاً للأشعة السينية وكيفية إنتاجها بواسطة أنبوب الأشعة السينية مع ذكر أهم مكوناته وخصائصه، بعد ذلك سنتطرق لمبدأ استعماله في التشخيص بالأشعة السينية، وبعض التأثيرات البيولوجية للأشعة السينية وكيفية الوقاية منها.

بالنسبة للفصل الثالث سنقدم بدايةً وصفاً لطريقة مونت كارلو ومبدأ تطبيقها لمحاكاة تفاعل الإلكترونات والفتونات. ثم سننتقل إلى تعريف كود بينيلوب، أحد كودات محاكاة مونت كارلو والذي سنستخدمه في هذه الدراسة.

يمثل الفصل الرابع والأخير الجزء العملي من هذه الدراسة حيث سنقوم بمحاكاة أطياف الطاقة الناتجة عن أنبوب للأشعة السينية بعد ترشيحها بواسطة معدني الألمنيوم والنحاس، وخمسة سبائك معدنية مكونة من الألمنيوم، النحاس والزنك بنسب مختلفة. بعد ذلك سنقوم بمحاكاة جرعة الإشعاع المودعة في مجسم مائي. ثم سنقدم تحليلاً ومقارنة للنتائج المتحصل عليها.

وأخيراً سننهى دراستنا بخاتمة تتضمن النتيجة التي توصلنا إليها، مع تقديم بعض الآفاق المستقبلية لمواصلة البحث في هذا الموضوع.

" لفهم كيفية عمل النمو والشيخوخة والموت، يجب أن تفهم البيئة الإشعاعية "  
- ستيفن ماجي -

# الفصل الأول

## مفاهيم أساسية حول تفاعل أشعة مادة

---

لأن الإشعاعات ماعدا الضوء المرئي لا ترى بالعين المجردة، لا يمكن الكشف عنها إلا عن طريق ملاحظة تأثيرها على المادة، حيث تتفاعل أنواع كثيرة من الإشعاع مع المادة بطرق مختلفة. ويعد فهم الإشعاع ضروريا لمعرفة تطبيقاته الممكنة في مختلف المجالات ومعرفة مخاطره وسبل الوقاية منها، ولتحقيق هذا يجب دراسة تفاعل الإشعاع مع المادة والذي يعتبر من أهم أساسيات الفيزياء الطبية.

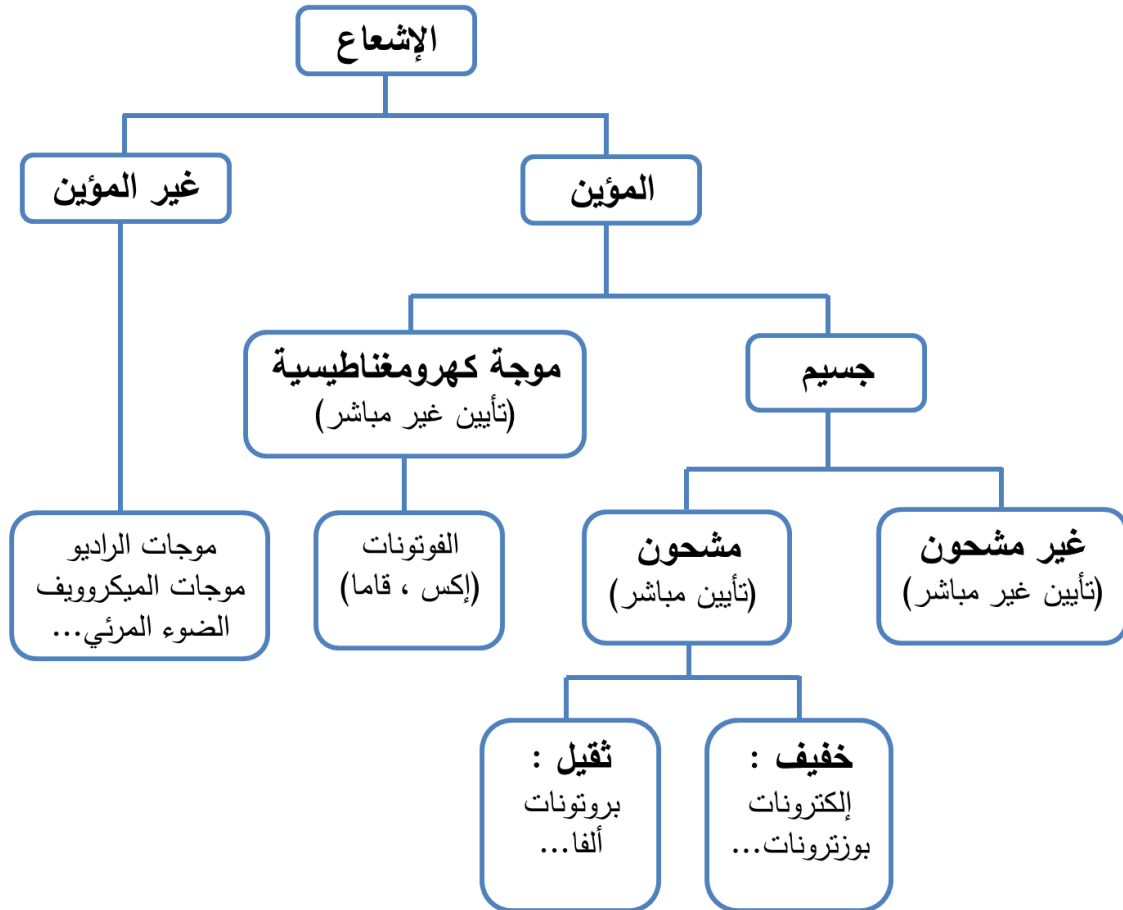
يعتمد فهمنا لتقنية إنتاج الأشعة السينية على معرفة كيفية تفاعل نوعين من الإشعاعات مع المادة وهما الإلكترونات والفوتونات، لهذا سنتعرف في هذا الفصل بداية على مختلف آليات التفاعل لكل من الفوتونات والإلكترونات مع المادة، كما سنذكر مفاهيم هامة تتعلق بهذه الآليات مثل المقطع العرضي والتوهين وقدرة الإيقاف. أخيرا سنتكلم عن المقادير الأساسية المستعملة لقياس الجرعات الإشعاعية وكذلك المقادير المتعلقة بالوقاية الإشعاعية.

## 1.I. مفاهيم عامة

### 1.1.I. تعريف الإشعاع

الإشعاع هو شكل من أشكال إنتشار الطاقة في الفضاء على هيئة جسيمات أو على هيئة موجات كهرومغناطيسية، منه ما يمكننا رؤيته ومنه ما لا يمكن الكشف عنه وقياسه إلا بكواشف خاصة. للإشعاع مصدرين: مصادر طبيعية (الفضاء، البحر، الأرض) ومصادر صناعية ولكل منهما تطبيقات واسعة أهمها في المجال الطبي بفرعيه التشخيصي والعلاجي.

تنقسم الإشعاعات إلى نوعين: إشعاعات مؤينة قادرة على تأيين الذرات التي تتفاعل معها، سواء بطريقة مباشرة أو بطريقة غير مباشرة وأخرى غير مؤينة، كما هو موضح في الشكل (1.I).



شكل ( 1.I ) : مخطط أنواع الإشعاع

## 2.1.I. المقطع العرضي

المقطع العرضي ( $\sigma$ ) هو مقدار هام لدراسة تفاعل أشعة مادة، فهو يعبر عن احتمالية حدوث تفاعل معين بين جسيم واحد ساقط عموديا على مساحة متخيلة تحيط بالجسيم الهدف، فكلما زادت هذه المساحة كلما زادت احتمالية حدوث هذا التفاعل. تمثل هذه المساحة المقطع العرضي المجهري للتفاعل الذي يتعلق بنوع الإشعاع وطاقته وكذلك نوع المادة المستهدفة، والوحدة المستعملة لقياسه هي البارن (barn) حيث:

$$1 \text{ barn} = 10^{-28} \text{ m}^2$$

يوجد احتمال حدوث عدة تفاعلات مختلفة مع الهدف، لهذا يعرف المقطع العرضي الكلي ( $\sigma_{tot}$ ) بمجموع المقاطع العرضية المجهرية:

$$(1.I) \quad \sigma_{tot} = \sum_i \sigma_i$$

حيث:  $\sigma_i$  يمثل المقطع العرضي المجهري لنوع التفاعل  $i$ .

إذا كانت المادة المستهدفة تتكون من عدد ( $n$ ) من الجسيمات لوحدة الحجم تتعرض لحزمة من الجسيمات (الأشعة)، نهتم بحساب المقطع العرضي العيني (الماكروسكوبي)  $\Sigma$  ووحدته هي  $\text{m}^{-1}$ . يعطى المقطع العرضي العيني بالعلاقة [1]:

$$(2.I) \quad \Sigma = \sum_i n_i \sigma_i$$

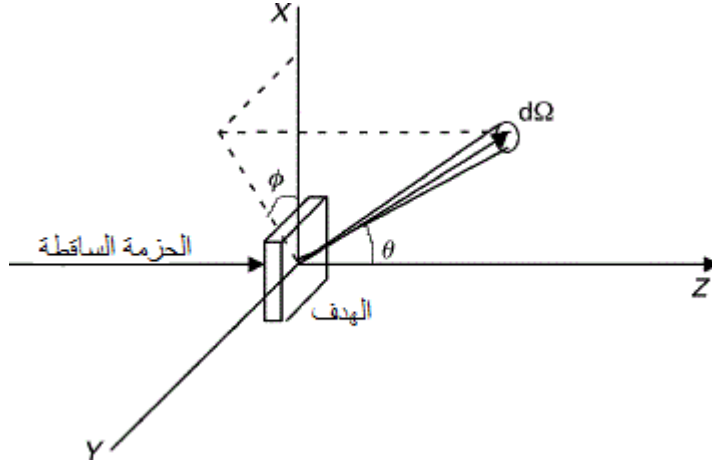
حيث:  $n_i$  هي الكثافة الذرية (عدد الذرات لوحدة الحجم) لنوع التفاعل  $i$ .

### 1.2.1.I. المقطع العرضي التفاضلي

في المختبر يتم قياس المقطع العرضي التفاضلي باستعمال الإحداثيات الكروية، حيث تنتشت حزمة الجسيمات الساقطة بعد تصادمها عموديا مع الهدف حسب المحور  $z$  في زاوية صلبة عنصرية ( $d\Omega = \sin(\theta) d\theta d\varphi$ ) في الاتجاه  $(\varphi, \theta)$  كما هو موضح في الشكل (2.I). يتم وضع الكاشف عند  $d\Omega$ ، ومنه يتم قياس المقطع العرضي التفاضلي للتشتت الذي يعطى بـ:  $\frac{d\sigma(\theta, \varphi)}{d\Omega}$ .

نتحصل على المقطع العرضي الكلي بالمكاملة بالنسبة لكل الزوايا الصلبة [3]:

$$(3.I) \quad \sigma_t = \int \frac{d\sigma(\theta, \varphi)}{d\Omega} d\Omega = \int_0^\pi \sin(\theta) d\theta \int_0^{2\pi} \frac{d\sigma(\theta, \varphi)}{d\Omega} d\varphi$$



شكل ( 2.I ) : المقطع العرضي التفاضلي للتشتت [4]

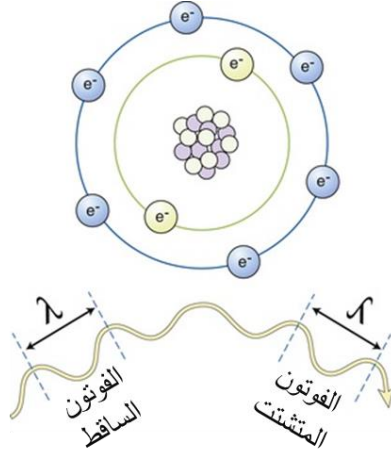
## 2.I. تفاعل الفوتونات مع المادة

الفوتونات هي إشعاعات كهرومغناطيسية منعومة الكتلة والشحنة، مؤينة بصورة غير مباشرة وهناك عدة آليات لتفاعلها مع المادة تسمح بانتقال طاقة الفوتون جزئياً أو كلياً، ونذكر منها: التشتت المترابط، تشتت طومسون، التأثير الكهروضوئي، تأثير كومبتون وإنتاج الأزواج. وفي ما يلي تفصيل لكل آلية.

### 1.2.I. التشتت المترابط (تشتت رايلي)

يعرف أيضاً بالتشتت التقليدي وهو تفاعل مرن يحدث عند مرور الفوتون بجانب أحد إلكترونات الذرة، مما يجعله يتذبذب مع موجة الفوتون مؤدياً إلى تحرير طاقة على شكل إشعاع مكتسب من الفوتون الأصلي، وقيمة الطاقة التي يبعثها هذا الإلكترون المتذبذب تساوي طاقة الفوتون الممتص إلا أنها تنتشر في اتجاه مختلف عن الاتجاه الأصلي للفوتون الممتص بزوايا صغيرة (الشكل 3.I). احتمالية حدوث هذا التفاعل تكون أعلى في المواد ذات العدد الذري الكبير ومع الفوتونات منخفضة الطاقة، وعملياً لا يوجد أي اعتبار لهذا النوع من التفاعلات كونه لا يحدث أي تغير على الطاقة ويحدث تغير محدود على الاتجاه.





شكل ( 3.I ) : تفاعل التشتت المترابط [2]

المقطع العرضي التفاضلي لتشتت رايلي لكل ذرة يعطى بـ<sup>[6]</sup>:

$$(4.I) \quad \frac{d\sigma_r}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) [F(q, Z)]^2$$

حيث:

$r_0$ : نصف قطر الإلكترون كلاسيكيا.

$[F(q, Z)]$ : عامل الشكل الذري.

$\theta$ : زاوية التشتت.

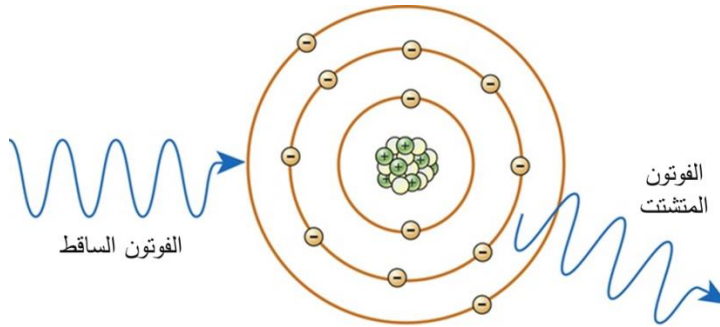
## 2.2.I. تشتت طومسون

يشبه هذا التفاعل تشتت رايلي إلا أنه يتعامل مع النواة وليس الإلكترون. في هذا التفاعل

يحدث تشتت فوتون ذو طاقة منخفضة بفعل إلكترون مرتبط بالذرة بقوة بما فيه الكفاية، حيث تكون

الذرة بأكملها هي التي تمتص الارتدادة (الشكل 4.I).

وهنا نقل الطاقة إلى الذرة لا يكاد يذكر، أي ينتشر الفوتون دون فقدان للطاقة<sup>[45]</sup>.



شكل ( 4.I ) : تفاعل تشتت طومسون [42]

يعطى المقطع العرضي التفاضلي لتشتت طومسون بـ<sup>[7]</sup>:

$$(5.I) \quad \frac{d\sigma_t}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta)$$

$r_0$ : نصف قطر الإلكترون كلاسيكيا.

$\theta$ : زاوية التشتت.

### 3.2.I. التأثير الكهروضوئي

التأثير الكهروضوئي ويطلق عليه أيضا "التأثير الضوئي"، فيه يتفاعل الفوتون مع إلكترون مرتبط بإحكام بنواة الذرة، فيختفي الفوتون ويتم تحرير الإلكترون من الذرة مع طاقة حركية ويسمى إلكترونات ضوئيا، تعطى الطاقة الحركية للإلكترون المحرر ( $E_e$ ) بالعلاقة:

$$(6.I) \quad E_e = \frac{1}{2} m_e v^2 = h\nu - E_B$$

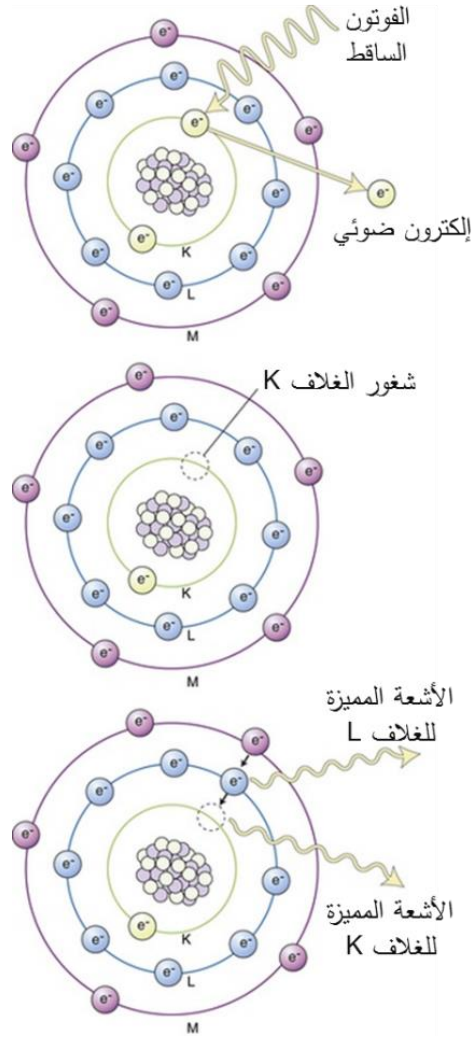
حيث:

$h\nu$ : طاقة الفوتون العارض (الساقط).

$E_B$ : هي طاقة ربط الإلكترون في الغلاف الذري (المستوى الذري).

$m_e$ : كتلة الإلكترون.

$v$ : سرعة الإلكترون



شكل ( 5.I ) : تفاعل التأثير الكهروضوئي [2]

لكي يحدث التأثير الكهروضوئي، يجب أن تتجاوز طاقة الفوتون ( $h\nu$ ) طاقة الربط  $E_B$  للإلكترون المراد تحريره ( $E_B < h\nu$ )، علاوة على ذلك كلما كان  $h\nu$  أقرب لـ  $E_B$ ، كلما زاد احتمال حدوث التأثير الكهروضوئي، وهذا التفاعل يمكن أن يحدث لأي من الإلكترونات في الغلافات الذرية المختلفة K, L, M, N من الذرة.

بعد انتزاع الإلكترون من إحدى هذه الغلافات يخلف وراءه فراغاً وذرة مؤينة أو متهيجة، هذا الفراغ يتم تعبئته بأحد الإلكترونات من الغلافات الأعلى وعند عملية التعبئة يقوم الإلكترون القادم من الغلاف الأعلى بطاقة بإنتاج أشعة كهرومغناطيسية مميزة طاقتها مساوية لفرق الطاقة بين المستويين، مع وجود احتمالية لامتصاص هذه الأشعة من قبل إلكترون آخر لينطلق بطاقة محدودة ويعرف هذا الإلكترون باسم إلكترون أوجي (Auger). هذا الإلكترون عادة ينتج من انتقال الإلكترون من الغلاف L إلى الغلاف K بعد انتزاع إلكترون منه، ليشع فرق الطاقة على شكل

فوتون يمتص من قبل إلكترون ثان في نفس الغلاف L أو غيره ليترك هذا الغلاف، كما هو موضح في الشكل (5.I).

المقطع العرضي للتأثير الكهروضوئي يعطى بالصيغة المبسطة التقريبية ( فقط لأجل الطاقات الصغيرة ) بـ [8]:

$$(7.I) \quad \sigma_{ph} \approx 3.10^{12} \frac{Z^4}{E_{ph}^{3.5}}$$

Z: العدد الذري.  $E_{ph}$ : طاقة الفوتون الساقط.

## 4.2.I. تأثير كومبتون

تأثير كومبتون ويُطلق عليه أيضًا "التشتت غير المترابط"، يوصف بأنه تفاعل بين فوتون وإلكترون حر أو ضعيف الترابط بنواة ذرة (إلكترون في غلاف خارجي للذرة)، حيث أن طاقة الفوتون ( $h\nu$ ) أكبر بكثير من طاقة الربط  $E_B$  للإلكترون ( $E_B \ll h\nu$ ). يمد الفوتون بجزء من طاقته إلى هذا الإلكترون وينتشر مغيرا مساره بزاوية الإنتثار  $\theta$ . وكذلك ينطلق الإلكترون بفعل الطاقة التي اكتسبها ويسمى إلكترون مرتد (إلكترون كومبتون) (الشكل 6.I).

وبتطبيق مبدأ حفظ الطاقة نستنتج بأن طاقة الإلكترون المرتد تساوي:

$$(8.I) \quad E_c = h\nu \frac{\alpha(1-\cos\theta)}{1+\alpha(1-\cos\theta)}$$

وطاقة الفوتون المنتشت:

$$(9.I) \quad h\nu' = h\nu \frac{1}{1+\alpha(1-\cos\theta)}$$

حيث:

$E$ : طاقة الإلكترون المتحول.

$h\nu$ : طاقة الفوتون الأصلي.

$h\nu'$ : طاقة الفوتون المنتشت.

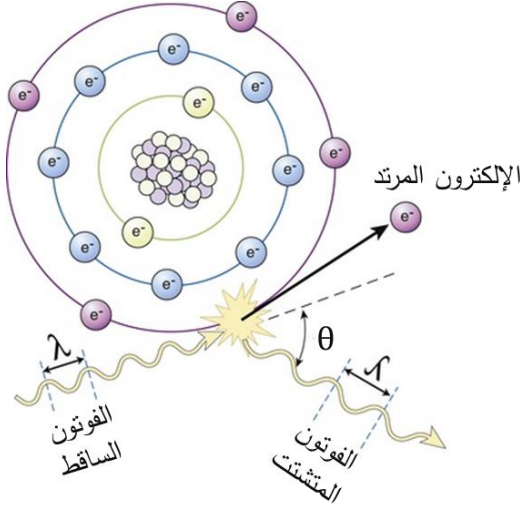
$m_e$ : كتلة الإلكترون.

$c$ : سرعة الضوء في الفراغ.

$$\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$$

وتكون  $\beta$  الزاوية التي ينطلق بها الإلكترون بحيث:

$$(10.I) \quad \cos \beta = (1 + \alpha) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)$$



شكل ( 6.I ) : تفاعل تشتت كومبتون [2]

المقطع العرضي التفاضلي يعطى بعلاقة كلاين ونيشينا [5]:

$$(11.I) \quad \frac{d\sigma_c}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} \left[ \frac{1}{(1+\alpha(1-\cos\theta))^2} \left( 1 + \cos^2\theta + \frac{\alpha^2(1-\cos\theta)^2}{1+\alpha(1+\cos\theta)} \right) \right]$$

حيث:

$r_0$ : نصف قطر الإلكترون كلاسيكيا

## 5.2.I. إنتاج الأزواج

إنتاج الأزواج هو آلية يتم من خلالها تحويل الفوتون ( $\gamma$ ) في الحقل الكولومبي للنواة إلى زوج إلكترون ( $e^-$ ) وبوزيترون ( $e^+$ ) ينتشران في اتجاهين متعاكسين:

$$(12.I) \quad \gamma \rightarrow e^+ + e^-$$

الإلكترون والبوزيترون المتشكلان لهما نفس الكتلة  $m_e$  والطاقة الحركية  $E_e$ . باعتبار  $E_{ph}$  هي طاقة الفوتون العارض، نكتب حسب مبدأ انحفاظ الطاقة:

$$(13.I) \quad E_{ph} = 2m_e \cdot c^2 + 2E_e$$

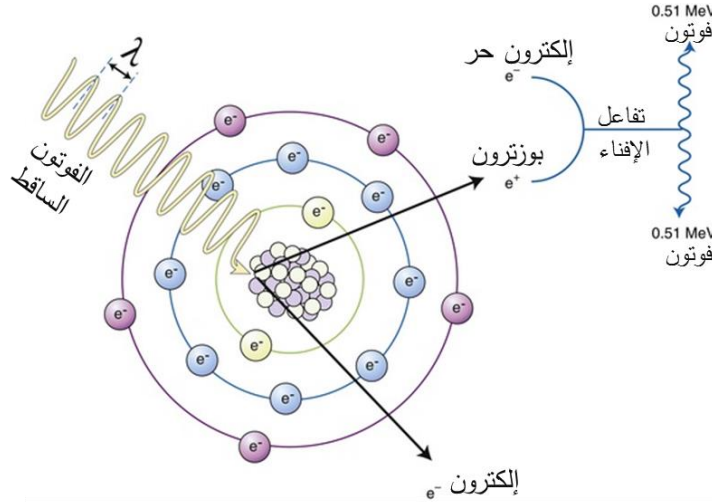
حيث:

$m_e c^2$  هو مكافئ الطاقة لكتلة الإلكترون/البوزيترون ويساوي  $0.511 \text{ MeV}$ .

توضح هذه المعادلة (13.I) أن إنتاج الزوج هو تفاعل عتبة لا يمكن تحقيقه إلا عندما تكون طاقة الفوتون العارض (الساقط) أكبر من ضعف مكافئ الطاقة لكتلة الإلكترون ( $1.022 \text{ MeV}$ ).

المقطع العرضي  $\sigma_{pair}$  لإنتاج الأزواج يتناسب مع مربع العدد الذري للوسط المادي المجتاز ويمكن حسابه لبعض المواد بالمعادلة التالية [16]:

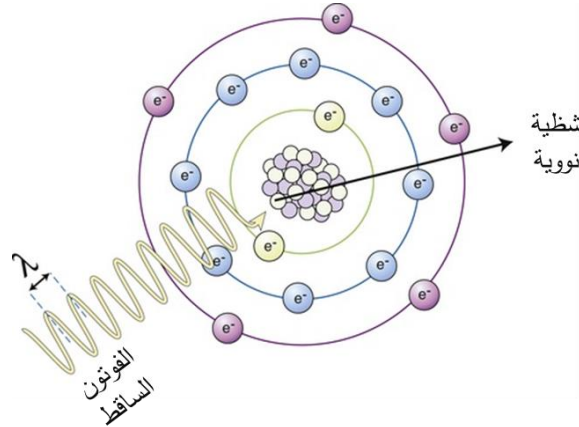
$$(14.I) \quad \sigma_{pair} = 5.93 Z^2 \times 10^{-28} \quad (\text{barn})$$



شكل (7.I) : تفاعل إنتاج الأزواج [2]

## 6.2.I. التفتت الفوتوني

يحدث هذا التفتك للفوتونات ذات الطاقات العالية التي تزيد عن 10 MeV. إذ تتفاعل هذه الفوتونات مع نواة الذرة، فتصبح هاته الأخيرة مثارة وتتحلل إلى نواة ابنة أو أكثر، ونتيجة لهذا التفاعل تنبعث شظية (نيوترون أو بروتون،..). (الشكل 8.I). يظهر ذلك في الإنشطار النووي، أو انهيار نواة ذرية. بالنسبة للنيوترونات المنتجة في هذا التفاعل فإننا لا نستطيع إهمال تأثيرها (يمكن أن تسبب أخطارا إشعاعية). لا يظهر هذا التفاعل في المجال الطبي ويظهر فقط في مجال الصناعة النووية.



شكل (8.I) : تفاعل التفتت الفوتوني [2]

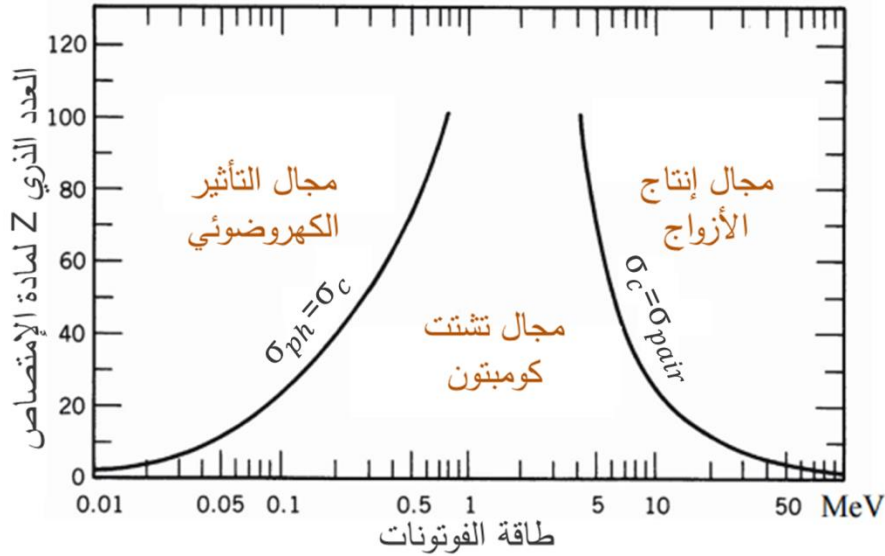
## 7.2.I. الأهمية النسبية للتفاعلات الأساسية

من بين التفاعلات السابق ذكرها تعطى الأهمية فقط لتفاعل إنتاج الأزواج وللتأثيرين الكهروضوئي وكومبتون أما البقية فيتم إهمالها لأن تأثيرها واحتمالية حدوثها صغيرة، ولهذا يعبر عن المقطع العرضي الكلي لتفاعل الفوتون مع المادة كالاتي:

$$(15.I) \quad \sigma = \sigma_{ph} + \sigma_c + \sigma_{pair}$$

يبين لنا الشكل (9.I) بوضوح أهمية التفاعلات الثلاثة بدلالة طاقة الفوتون العارض والرقم الذري  $Z$ ، وهذا يجعل من الممكن تحديد ثلاث مناطق مستحوذة متغيرة لكل من التفاعلات الأساسية الثلاثة (الفعل الكهروضوئي، تشتت كومبتون وفعل إنتاج الأزواج).

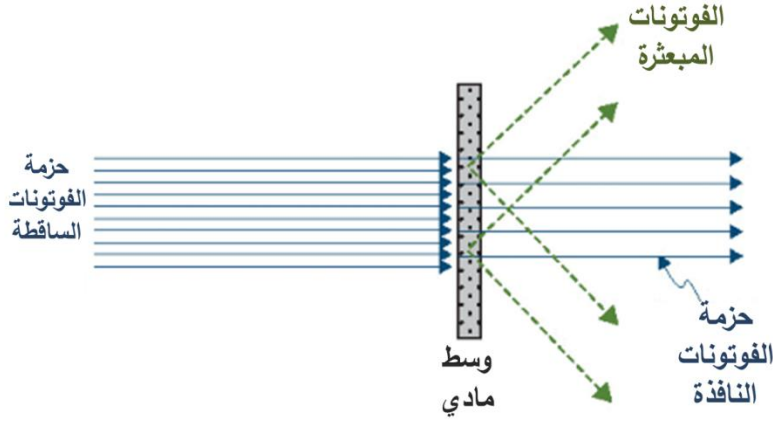
في الطاقات المنخفضة يكون التأثير الكهروضوئي هو المهيمن بالنسبة للمواد الثقيلة، ويتوقف عند القيمة  $500 \text{ keV}$ . في الطاقات العالية يكون تأثير إنتاج الأزواج هو السائد، حيث يتحقق ابتداءً من قيمة الطاقة الأكبر من  $1.022 \text{ MeV}$  في المواد ذات العدد الذري  $Z$  العالي. بين هذين التفاعلين توجد المنطقة حيث يسيطر تأثير كومبتون (طاقة متوسطة)، ويكون بالنسبة للأوساط ذات العدد الذري المنخفض  $Z$  (الكربون، الهواء، الماء والأنسجة البشرية)، هذا النطاق واسع للغاية (من  $\approx 20 \text{ keV}$  إلى  $\approx 3 \text{ MeV}$ ) ويتناقص تدريجياً مع ارتفاع  $Z$ <sup>[14]</sup>.



شكل (9.I) : الأهمية النسبية لتفاعلات الفوتونات مع المادة [9]

## 8.2.I. توهين حزمة الفوتونات

عند مرور حزمة من الفوتونات أحادية الإتجاه وأحادية الطاقة في وسط مادي، يتم إيقاف جزء من الفوتونات، وانحراف جزء (مبعثر) وجزء آخر يبقى في نفس اتجاه انتشار الحزمة دون انحراف، وبالتالي فإن الطاقة الإجمالية للفوتونات سوف تنخفض أو تتوهن وكذلك عددها.



شكل (10.I) : توهين حزمة من الفوتونات الساقطة على سمك مادة

تؤدي دراسة احتمالات تفاعل الفوتونات مع المادة إلى تعريف قوانين التوهين لحزمة الفوتونات.

### 1.8.2.I. معامل التوهين الخطي

يُطلق على احتمال تفاعل الفوتون مع المادة لكل وحدة من الطول معامل التوهين الخطي  $\mu$ . وهو حاصل ضرب المقطع العرضي  $\sigma$  في الكثافة الذرية  $n_i$  (عدد الذرات لكل حجم وحدة).

يُميز هذا المعامل كل مادة ذات عدد ذري  $Z$  وكثافة حجمية  $\rho$ ، ونعلم أن المقطع العرضي  $\sigma(E)$  يتغير بتغير طاقة الفوتون  $E_{ph}$  وعليه فإن معامل التوهين الخطي كذلك يتغير بتغير الطاقة ويعطى بالعلاقة :

$$(16.I) \quad \mu(E) = n_i \sigma(E) = - \frac{dN_{ph}(x)}{N_{ph}(x) dx} \quad (cm^{-1})$$

حيث :

$dx$ : مسافة صغيرة جدا من سمك المادة  $x$ .

$dN_{ph}$ : عدد الفوتونات التي يمكن أن تتفاعل في المسافة العنصرية  $dx$  من السمك  $x$ .

$N_{ph}(x)$ : عدد الفوتونات التي تجتاز السمك  $x$  دون تفاعل.



معامل التوهين الخطي له بُعد معكوس الطول، بالتكامل نحصل على قانون أسي متناقص يربط بين شدة حزمة الفوتون الخارج من الوسط دون التفاعل مع السُمك المقطوع  $x$ ، حيث تتناقص شدة الفوتونات مع زيادة السمك، غير أنها لا تساوي الصفر أي أن لها مدى غير محدود:

$$(17.I) \quad N_{ph} = N_{ph0} e^{-\mu x}$$

حيث :

$N_{ph}$ : عدد الفوتونات المتبقية بعد المرور بالسمك  $x$ .

$N_{ph0}$ : عدد الفوتونات الابتدائية التي تمر بالسمك  $x$ .

$x$ : سمك المادة التي تمر بها الفوتونات.

$\mu$ : معامل التوهين الخطي.

يؤدي التوهين الذي تمر به حزمة الفوتون عند المرور عبر المادة إلى ثلاثة تفاعلات أساسية يمكن أن تمر بها الفوتونات، يتم تمييز كل نوع من أنواع التفاعل بمعامل التوهين. وبالتالي فإن المعامل هو مجموع التفاعلات الثلاثة الأساسية مع المادة.

$$(18.I) \quad \mu = \mu_{ph} + \mu_c + \mu_{pair}$$

### 2.8.2.I. معامل التوهين الكتلي

يعرف معامل التوهين الكتلي بنسبة معامل التوهين الخطي  $\mu$  على الكتلة الحجمية  $\rho$ ، أي  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$ ، وحدته  $(\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1})$ . يمثل هذا المعامل احتمال تفاعل بـ  $(\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1})$  لوسط مادي مقطوع من طرف حزمة فوتونات. يتناسب معامل التوهين الكتلي مع احتمال التفاعل الكلي (بالنسبة لجميع التفاعلات) لحزمة الفوتونات.

في حالة مادة متكونة من خليط من العناصر يتم حساب معامل التوهين الكتلي الكلي كما يلي<sup>[11]</sup>:

$$(19.I) \quad \frac{\mu}{\rho}(E) = \sum_i \omega_i \left( \frac{\mu_i}{\rho_i}(E) \right)$$

حيث:

$\omega_i$ : الكسر الكتلي للعنصر  $i$  من الخليط.

$\frac{\mu_i}{\rho_i}(E)$ : معامل التوهين الكتلي للعنصر  $i$  لقيمة الطاقة  $E$ .

الجدول التالي يوضح قيم معاملات التوهين الكتلي لبعض العناصر والمواد لأجل طاقات مختلفة للفوتون:

معامل التوهين الكتلي $\mu/\rho$ ( $\text{cm}^2.\text{g}^{-1}$ )				الكتلة الحجمية $\rho$ ( $\text{g.cm}^{-3}$ )	المواد
E=150 keV	E=100 keV	E=50 keV	E=1 keV		
$1.378 \times 10^{-1}$	$1.705 \times 10^{-1}$	$3.681 \times 10^{-1}$	$1.185 \times 10^3$	2.699	$^{13}\text{Al}$
$2.217 \times 10^{-1}$	$4.584 \times 10^{-1}$	$1.899 \times 10^2$	$1.057 \times 10^4$	8.96	$^{29}\text{Cu}$
$4.834 \times 10^{-2}$	$4.973 \times 10^{-1}$	2.892	$1.553 \times 10^3$	7.133	$^{30}\text{Zn}$
$4.208 \times 10^{-1}$	1.096	7.037	$4.942 \times 10^3$	10.22	$^{42}\text{Mo}$
$1.448 \times 10^{-1}$	$1.835 \times 10^{-1}$	$4.385 \times 10^{-1}$	$1.570 \times 10^3$	2.33	$^{14}\text{Si}$
$1.505 \times 10^{-1}$	$1.707 \times 10^{-1}$	$2.269 \times 10^{-1}$	$4.078 \times 10^3$	1	$\text{H}_2\text{O}$
$1.356 \times 10^{-1}$	$1.541 \times 10^{-1}$	$2.080 \times 10^{-1}$	$3.606 \times 10^3$	0.001225	Air

جدول (1.I) : معامل التوهين الكتلي بدلالة طاقة الفوتون

ملاحظة: قيم معاملات التوهين الكتلي مأخوذة من موقع (NIST).

### 3.8.2.I. طبقة التوهين النصفية

يتناسب معامل التوهين الخطي عكسياً مع قيمة تسمى طبقة التوهين النصفية (CDA)، وهي سمك المادة اللازمة لتخفيف نصف عدد الفوتونات العارضة.

$$(19.I) \quad \frac{N_{pho}}{2} = N_{pho} e^{-\mu CDA} \quad \text{ونكتب:}$$

$$(20.I) \quad \mu = \frac{\ln 2}{CDA} \quad \text{وعليه:}$$

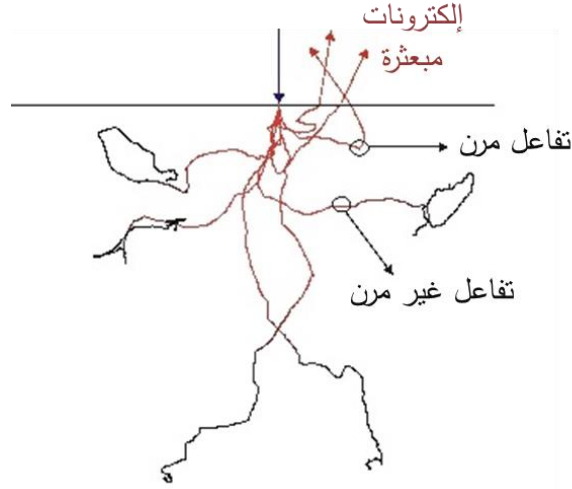
### 3.I. تفاعل الإلكترونات مع المادة

ينتسب الإلكترون إلى الجسيمات الخفيفة المشحونة سالبا. ويتميز الإلكترون أثناء اختراقه للمادة بعدد كبير من التفاعلات التي تتكرر مع كل من نواة والكروونات الذرة، فيفقد إثر ذلك طاقته بصفة مستمرة (يتباطأ حتى تنعدم طاقته) ويترتب عن ذلك مسار متعرج في المادة. تنقسم هذه التفاعلات إلى نوعين مرنة وغير مرنة (التأين، الإثارة، ظاهرة الإشعاع الانكباحي) كما هو موضح في الشكل (11.I). بحيث يعطى المقطع العرضي الكلي بـ:

$$(21.I) \quad \sigma_{tot} = \sigma_{elastic} + \sigma_{ineleastic}$$

$\sigma_{\text{elastic}}$ : المقطع العرضي للتفاعل المرن.

$\sigma_{\text{inelastic}}$ : المقطع العرضي للتفاعل غير المرن.



شكل (11.I) : مسارات حزمة من الإلكترونات في وسط مادي [13]

### 1.3.I. تفاعلات مرنة

يمكن للإلكترون أن يتفاعل مع الذرة تفاعلا مرنا مؤديا إلى تشتته. حيث يغير الإلكترون اتجاهه دون خسران للطاقة إذ يكاد يندم الفرق بين طاقته الأولية ( $E_0$ ) وطاقته بعد التشتت ( $E_e$ ), ( $E_0 \sim E_e$ ), وينحرف الإلكترون عن مساره الأولي بزاوية معينة تزيد كلما زاد قرابه من النواة، كذلك كلما زاد العدد الذري للذرة (الشكل 12.I).

ينقسم التفاعل المرن إلى نوعين:

- تفاعل مرن مع السحابة الإلكترونية: يجذب الإلكترون إلى السحابة الإلكترونية بفعل القوى الكولومبية فينحرف عن مساره بزاوية صغيرة  $\theta$  (تكبر كلما زاد القرب من النواة).
- تفاعل مرن مع النواة: يخضع الإلكترون إلى تشتت بزاوية كبيرة بفعل القوة الكهروستاتيكية للنواة. قد يصل هذا التشتت إلى الجهة العكسية لانتشار الإلكترون الأولي ويسمى بالتشتت الخلفي أو تشتت ردفورد.

المقطع العرضي التفاضلي للتشتت بسبب النواة يتناسب مع مربع العدد الذري  $Z$  للنواة ويعطى بعلاقة ردفورد<sup>[12]</sup>:

$$(22.I) \quad \frac{d\sigma}{d\Omega} = \left( \frac{e^2 Z}{8\pi\epsilon_0 m v^2} \right)^2 \frac{1}{\sin^4 \frac{\theta}{2}}$$

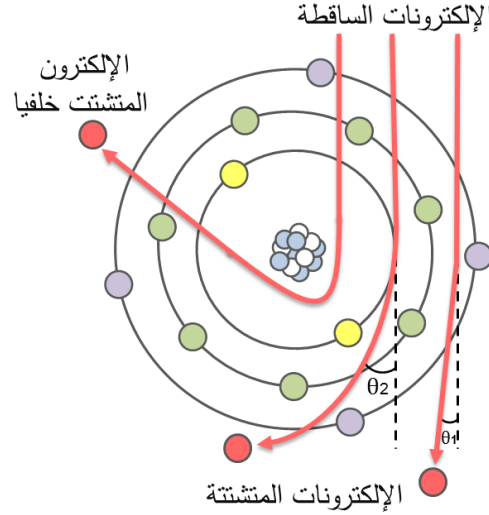
$e$ : شحنة الإلكترون.

$v$ : سرعة الإلكترون الساقط.

$m$ : كتلة الإلكترون.

$\epsilon_0$ : سماحية الفراغ.

$\theta$ : زاوية التشتت.



شكل (12.I) : التفاعل المرن للإلكترونات مع الذرة

### 2.3.I. تفاعلات غير مرنة

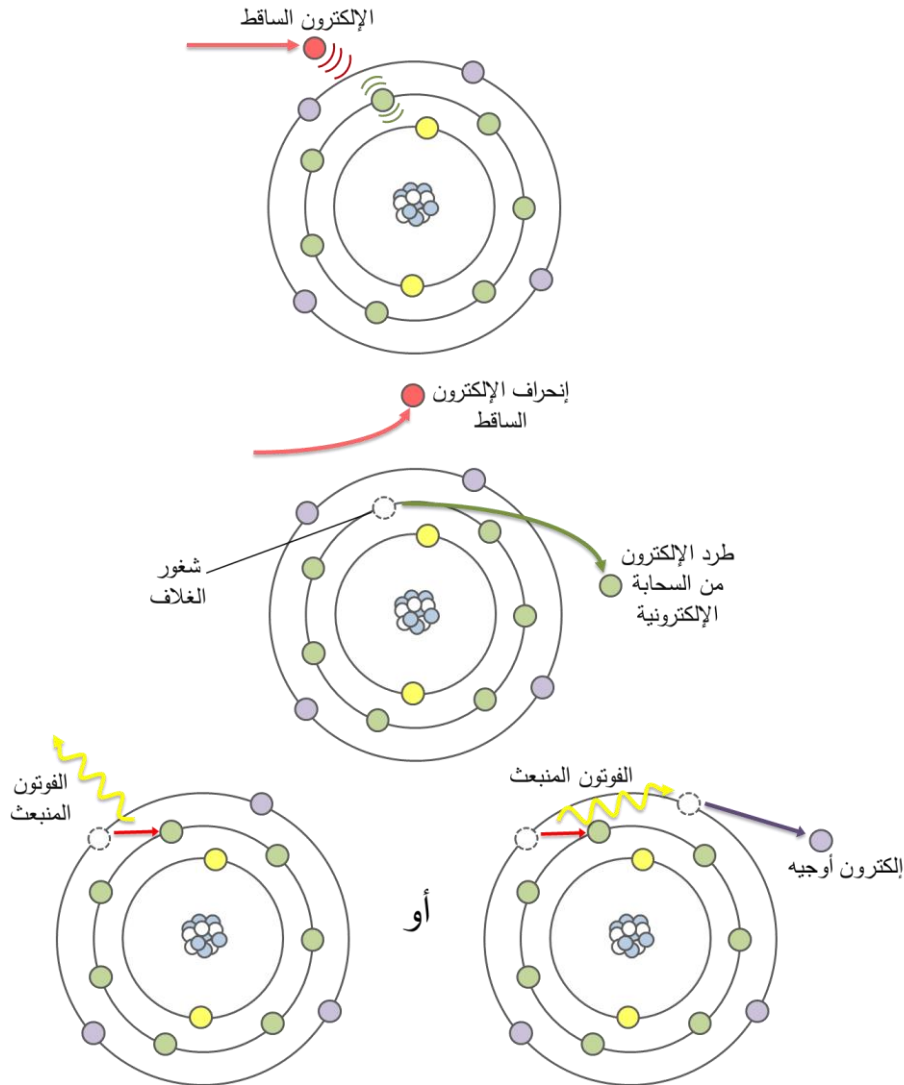
في التفاعل غير المرن لا يتم حفظ الطاقة الحركية للإلكترون (تتناقص سرعته وقد تنعدم) وذلك لإمتصاص الذرة جزءا من طاقته ( $E_e < E_0$ ) عن طريق مختلف الآليات، أهمها التأين والإثارة الناتجين عن تفاعل الإلكترون مع إلكترونات الذرة، وظاهرة الإشعاع الانكباحي الناتجة عن تفاعل غير مرن للإلكترون مع نواة الذرة.

#### 1.2.3.I. التأين

في هذا التفاعل يمد الإلكترون بجزء من طاقته إلى إلكترون أحد المستويات الذرية (غالبا ما تكون أحد مستويات التكافؤ) فتتم إزالة الإلكترون تماما من الذرة إلى مسافة لانهائية، أي أنها تتأين. أما الإلكترون الساقط فينحرف عن مساره الأولي بفعل القوى الكولومبية، وبسرعة أقل نتيجة لفقده جزءا من طاقته.

طاقة الإلكترون الساقط المطلوبة لحدوث هذه العملية تسمى "طاقة التأين" ( $\Delta E$ ) والتي يجب أن تتجاوز طاقة الربط ( $E_B$ ) للإلكترون في الغلاف الذري ( $\Delta E < E_B$ ). يتم طرد الإلكترون من الغلاف الذري بطاقة حركية ( $E_e = \Delta E - E_B$ ) ويمكن أن يؤدي إلى تأينات ثانوية إذا كانت طاقته كافية.

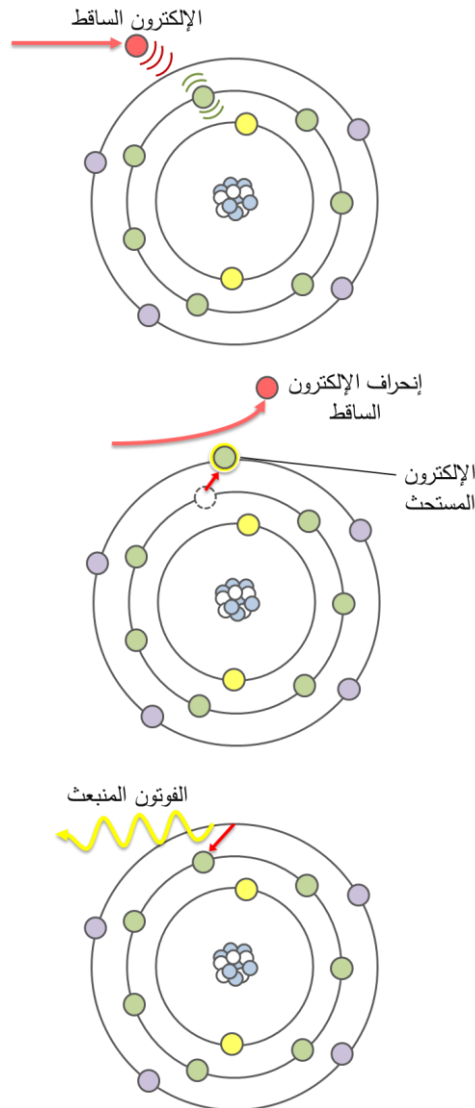
يتبع التأين إعادة ترتيب الإلكترونات لملاً المكان الشاغر الذي خلفه الإلكترون وإعادة الذرة إلى توازنها، ويصاحب هذا انبعاث فوتونات منخفضة الطاقة (ومضان) قد تؤدي بدورها إلى انبعاث إلكترونات أخرى من الذرة (انتقال أوجيه) (الشكل 13.I). هذه الانبعاثات مميزة لكل تركيب كيميائي.



شكل (13.I) : تأيين الإلكترونات للذرة

### 2.2.3.I. الإثارة

في هذا التفاعل أيضا يمد الإلكترون بجزء من طاقته لأحد إلكترونات الذرة، تلك الطاقة غير كافية لحدوث التأين ( $\Delta E < E_B$ ) ولكنها تسمح بانتقال الإلكترون من مستواه الذري (طاقته  $E_1$ ) إلى مستوى آخر أعلى طاقة ( $E_2$ ) وهذا ما يسمى بالإثارة، والطاقة الممتصة تسمى طاقة الإثارة وتساوي فرق الطاقة بين المستويين ( $\Delta E = E_2 - E_1$ ). هذه الحالة المثارة للذرة غير مستقرة وعابرة لذا ما يلبث أن يعود الإلكترون إلى مستواه الأصلي محررا الطاقة التي اكتسبها من قبل على شكل فوتون منخفض الطاقة (ومضان) (الشكل 14.I).

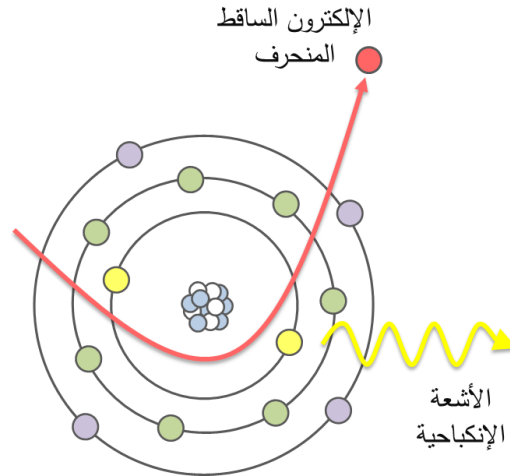


شكل ( 14.I ) : تفاعل الإثارة

### 3.2.3.I. ظاهرة الإشعاع الانكباحي

التجاذب الإليكتروستاتيكي بين إلكترون عارض ونواة ذرة يؤدي إلى انحراف الإلكترون عن مساره، ويصحب هذا التغير في المسار نقصان لسرعته (تباطئه)، أي انخفاض في طاقته الحركية، ويتم تحرير الطاقة التي خسرها هذا الإلكترون على هيئة فوتون (الأشعة الانكباحية الكهرومغناطيسية) (الشكل 15.I). بموجب قانون انحفاظ الطاقة تساوي طاقة هذا الفوتون فرق الطاقة للإلكترون قبل وبعد الانكباح.

كلما زاد قرب الإلكترون الساقط من النواة كلما كان هذا التفاعل أقوى، مؤدياً إلى تحرير فوتون بطاقة أكبر.



شكل (15.I) : ظاهرة الإشعاع الانكباحي

المقطع العرضي التفاضلي للإشعاع الانكباحي الناتج عن تشتت الإلكترون بفعل نواة ذرة يعطى

$$(23.I) \quad \frac{d\sigma_{nfni}}{d\Omega} = \frac{p_f}{p_i(2\pi)^2} |A_{fi}|^2 \quad \text{بالعلاقة [14]:}$$

حيث:

$P$ : كمية الحركة للإلكترون الساقط.

$n$ : تعبر عن مجموع الأعداد الكمية التي تميز حالة الذرة.

$f, i$ : يشيران إلى الحالة الأولية والنهائية للنظام.

$A_{ji}$ : مجموع الحالات المتوسطة للذرة والإلكترون الساقط.

### 3.3.I. قدرة الإيقاف

لوصف معدل تناقص طاقة الإلكترون أثناء اجتيازه وسطا ماديا (نتيجة للتفاعلات غير المرنة مع ذراته) تعرف قدرة الإيقاف  $(S(E))$  بكمية الطاقة التي يفقدها الإلكترون في وحدة المسافة في وسط مادي معين، الوحدة المستعملة لحسابه غالبا هي  $(\text{MeV.cm}^{-1})$ .

$$(24.I) \quad S(E) = -\frac{dE}{dx}$$

الإشارة السالبة ترمز إلى نقصان طاقة الإلكترون وإيداعها في الوسط المادي.

يمكن تقسيم قدرة الإيقاف الكلية إلى مركبتين: الأولى ناتجة عن الاصطدام مع إلكترونات الذرة (التأين، الإثارة)  $(S_{coll}(E))$  والثانية ناتجة عن الإشعاع الانكباحي  $(S_{rad}(E))$ .

$$(25.I) \quad S(E) = S_{coll}(E) + S_{rad}(E)$$

تتناسب قدرة الإيقاف مع سرعة الإلكترون الساقط (طاقته)، العدد الذري  $Z$  لذرات الوسط وكذلك مع كتلته الحجمية  $(\rho)$  لهذا يمكن التعبير عن قدرة الإيقاف بوحدة  $(\text{MeV.g}^{-1}.\text{cm}^{-1})$  وتسمى بقدرة الإيقاف الكتلية  $\frac{S(E)}{\rho}$ .

### 4.3.I. مدى الإلكترونات في المادة

المدى  $(R_e)$  هو أقصى مسافة يمكن للإلكترون أن يبلغها في سمك المادة في اتجاه معين قبل أن تنعدم طاقته  $(E_e = 0)$ . يتناسب المدى عكسيا مع قدرة الإيقاف ويمكن كتابة المدى بدلالة قدرة الإيقاف طبقا للعلاقة:

$$(26.I) \quad R_e = \int_0^{R_e} dx = \int_0^E \left(-\frac{dE}{dx}\right)^{-1} dE$$

### 4.I. الجرعات الإشعاعية

يهدف قياس الجرعة الإشعاعية إلى تحديد الطاقة المودعة داخل المادة من قبل أنواع مختلفة من الأشعة المؤينة وخاصة الأشعة السينية والقاماوية من خلال مقادير فيزيائية مختلفة. عندما يتفاعل الإشعاع المؤين مع أي وسط مادي (هواء، نسيج، ماء،...) يحدث فيه تأينا عن طريق نقل جزء من طاقة الإشعاع المؤين (أو كلها) إلى هذا الوسط. يعتبر قياس كمية (مقدار)



التأين أو قياس الطاقة الممتصة في وسط يتعرض للإشعاع المؤين هو الأساس في قياس الجرعة الإشعاعية. يمكن قياس التعرض الإشعاعي مباشرة بواسطة أحد أجهزة قياس الإشعاع (كواشف الإشعاع، أجهزة وأدوات المراقبة الفردية...).

## 5.I. مقادير الجرعات

### 1.5.I. التعرض

يعبر التعرض ( $X$ ) عن مقدار التأين الناتج عن تفاعل أشعة قاما أو أشعة إكس في الهواء، ويعرف بكمية الشحنة الكهربائية ( $dQ$ ) (الموجبة أو السالبة) الناتجة عن التأين في الكتلة ( $dm$ ) من الهواء الجاف في الظروف المعيارية أي أن:

$$(27.I) \quad X = \frac{dQ}{dm}$$

ويقاس التعرض بوحدة الرونتغن ( $R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C.Kg}^{-1}$ ).

#### معدل التعرض

هو كمية التعرض في وحدة الزمن، ويُعبر عنه بالعلاقة:

$$(28.I) \quad \dot{X} = \frac{dX}{dt}$$

### 2.5.I. الجرعة الممتصة

تعتبر الجرعة الممتصة المقدار الأساسي لقياس الجرعات الإشعاعية لأنها تستخدم لجميع أنواع الإشعاعات المؤينة (مشحونة أو غير مشحونة) وجميع المواد، وتُعرف بمتوسط طاقة الإشعاع المؤين ( $dE_{ab}$ ) التي يتم امتصاصها (إيداعها) في عنصر حجم من المادة كتلته ( $dm$ ). وتُعطى بالعلاقة:

$$(29.I) \quad D_{ab} = \frac{dE_{ab}}{dm}$$

تجدر الإشارة إلى أن الجرعة الممتصة تتعلق بعدة عوامل أهمها نوع الإشعاع، طاقته وكذلك طبيعة المادة الممتصة للإشعاع.

وحدة قياس الجرعة الممتصة في النظام الدولي هي الغراي (Gy). وهو جرعة من

الطاقة الممتصة مقدارها 1 جول لكل 1 كيلوغرام من المادة.

أما "الراد" "rad" فهي الوحدة القديمة ومازالت تستخدم في بعض المراجع والأجهزة الخاصة بالنشاط الإشعاعي.

$$1\text{Rad} = 10^{-2} \text{Gy}$$

معدل الجرعة الممتصة

معدل الجرعة الممتصة ( $\dot{D}_{ab}$ ) هو الجرعة الممتصة خلال فترة زمنية  $dt$  :

$$(30.I) \quad \dot{D}_{ab} = \frac{dD_{ab}}{dt}$$

وحدتها هي ( $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$ ).

### 3.5.I. الكيرما أو الجرعة المنقولة

الكيرما (Kerma) اختصار لعبارة "الطاقة الحركية المحررة في المادة"

("kinetic energy released in matter") وهو مقدار يعرف فقط للأشعة المؤينة بطريقة غير مباشرة (الفوتونات، النيوترونات). إذا اعتبرنا حزمة من الأشعة تمر عبر جسم مادي متجانس، الكيرما هي مجموع الطاقات الحركية الأولية ( $dE_{tr}$ ) المنقولة للجسيمات المشحونة المتكونة خلال هذا العبور بسبب تفاعل الجسيمات غير المشحونة مع المادة في وحدة الكتلة  $dm$ :

$$(31.I) \quad K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{Gy})$$

تتعلق قيمة الكيرما بطاقة الأشعة وطبيعة الوسط المادي، ووحدها هي ( $\text{Gy}$ ).

معدل تدفق الكيرما

معدل تدفق الكيرما  $\dot{K}$  هو التغير في الكيرما ( $dK$ ) خلال مجال زمني  $dt$  :

$$(32.I) \quad \dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1})$$

### 6.I. الوقاية من الأشعة

على الرغم من كون الأشعة المؤينة غير مرئية، إلا أنه قد تترتب عنها عواقب وخيمة على

صحة الإنسان، وقد تتسبب في الموت في غضون ساعات. يعتمد تأثيرها على كمية ونوعية الجرعة المتلقاة، حساسية المنطقة المتعرضة للإشعاع وسمكها، بالإضافة إلى عوامل أخرى. يتعرض الجسم للإشعاع عن طريق الاستنشاق، المرور عبر الجلد أو الابتلاع (التلوث الداخلي).

يمكن للإشعاع بعد ذلك إحداث تأثيرات عشوائية قد تؤدي إلى تغيير في جزيئة الحمض النووي أو التسبب في موت الخلايا عندما تكون الجرعة المتلقاة عالية، هذا ما قد يؤدي إلى ظهور تأثيرات متأخرة مثل السرطانات والإضطرابات الوراثية.

للقاية من هذه المخاطر تم تعريف بعض المقادير التي تساعد على تحديد مدى خطورة الإشعاع تبعاً للعوامل المذكورة سابقاً وهي الجرعة المكافئة والجرعة الفعالة.

### 1.6.I. الجرعة المكافئة

وجد أنه عند نفس الجرعة الممتصة من الإشعاع تنتج الأنواع المختلفة من الإشعاع تأثيرات بيولوجية مختلفة على نفس النسيج أو العضو. لأخذ هذه التأثيرات في الاعتبار تم تعريف مقدار الجرعة المكافئة ( $H_{T,R}$ )، وتعرف على أنها الجرعة الممتصة ( $D_{ab}$ ) مضروبة في معامل الترجيح الإشعاعي ( $W_R$ ) والذي يعبر عن الفعالية البيولوجية لنمط محدد من الإشعاع، وحدتها هي السيفرت (SV).

أما حسب النظام القديم فإنها تقدر بالريم (rem = rad equivalent for man) rem

$$\text{حيث: } 1 \text{ Sv} = 1(\text{Gy}) \times W_R = 100 (\text{rad}) \times W_R = 100 (\text{rem})$$

و نكتب:

$$(33.I) \quad H_{T,R} = W_R \times D_{ab}$$

إذا كان الجسم يتعرض لعدة أنواع من الإشعاع تعطى الجرعة المكافئة بـ :

$$(34.I) \quad H_{T,R} = \sum_R W_R \times D_{ab}$$

تتعلق قيمة معامل الترجيح الإشعاعي بكثافة التأين الذي يسببه الإشعاع، وكذلك بطبيعة الإشعاع. نورد في الجدول التالي قيم معامل الثقل بحسب نوع الشعاع:

$W_R$	نوع الإشعاع
1	أشعة بيتا، الأشعة السينية، القاماوية
5	(E < 10) eV
10	(10 < E < 100) keV
20	100 keV < E < 2 MeV
10	(2 < E < 0) MeV
5	(E > 10) MeV
5	البروتونات (E < 20 MeV)
20	أشعة ألفا والنوى الثقيلة، والأجزاء الناتجة عن الإشتطار النووي

جدول (2.I) : معامل الترجيح الإشعاعي لعدة أنواع من الإشعاع [15]

## 2.6.I. الجرعة الفعالة

ليست كل الأنسجة والأعضاء لها نفس الحساسية أو التأثير من الإشعاع، لهذا تم إدخال مفهوم الجرعة الفعالة الذي يعبر عن التأثير البيولوجي الناتج عن جرعة ممتصة من نوع واحد من الإشعاع على نسيج أو عضو معين. يستخدم مفهوم الجرعة الفعالة بشكل رئيسي عندما يتم تلقي الجرعة بشكل متجانس في جميع أنحاء الجسم.

تعرف الجرعة الفعالة ( $D_{eff}$ ) بمجموع حاصل ضرب الجرعات المكافئة المرجحة في عضو/عدة أعضاء من الجسم في معامل الترجيح النسيجي الذي يعبر عن احتمالية إصابة العضو أو النسيج بالتأثيرات العشوائية للإشعاع.

$$(35.I) \quad D_{eff} = \sum_T (W_T \times H_{T,R})$$

$H_{T,R}$ : الجرعة المكافئة للعضو  $T$ .

$W_T$ : معامل الترجيح النسيجي للعضو  $T$ .

وفيما يلي جدول يوضح قيم معاملات الترجيح النسيجي لبعض أعضاء الجسم:

كامل الجسم	الغدد التناسلية	المعدة، الرئة، مستقيم الكولون، نخاع العظمي	الغدة الدرقية المريء الكبد، الثدي المثانة	سطح العظم، الجلد	أعضاء وأنسجة أخرى	العضو
1	0.2	0.12	0.05	0.01	0.05	W <sub>T</sub>

جدول (3.I) : معامل الترجيح النسيجي [15]

## الخاتمة

تطرقنا في هذا الفصل إلى المفاهيم الأساسية حول مختلف آليات التفاعل التي يخضع لها كل من الفوتونات والإلكترونات مع المادة وعرفنا المقطع العرضي لمعظمها، والمقادير التي تصف كيفية اختراق حزمة لكل من هذين النوعين من الإشعاع لوسط مادي. كذلك عرفنا أهم الوحدات المستعملة لقياس الجرعات الإشعاعية بما فيها المتعلقة بالوقاية الإشعاعية. كل هذه المفاهيم ستساعدنا على فهم تقنية إنتاج الأشعة السينية وتطبيقاتها في المجال الطبي، التي سنتطرق لها في الفصل القادم.

" كثير من أخصائيي التصوير بالأشعة يعتقدون أن هناك خطرًا من تصوير الصدر بالأشعة السينية. قليل من أخصائيي التصوير بالأشعة يمكنهم تفسير الإشعاع للمريض بكلمات يستطيع المريض فهمها " - جون كامرون -

## الفصل الثاني

### الأشعة السينية في الفيزياء الطبية

---

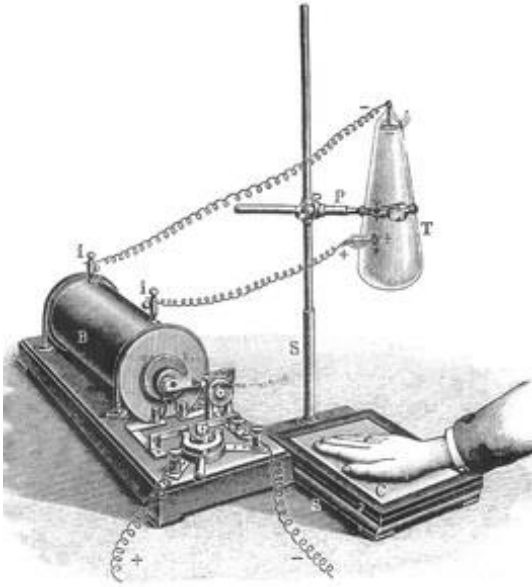
في نهاية القرن التاسع عشر تم اكتشاف الأشعة السينية التي أحدثت ثورة في مجال الطب. أدى هذا الاكتشاف لاحقًا إلى ولادة تخصص الفيزياء الطبية وهي أحد الفروع التطبيقية للفيزياء، والتي توظف المبادئ والقوانين الفيزيائية في مجال الطب بفرعيه التشخيصي والعلاجي. اليوم أصبح كل فرع من فروع الفيزياء الطبية معقدًا للغاية بما في ذلك فرع التشخيص بالأشعة السينية، لكن المبادئ الأساسية التي تركز عليها ثابتة. إذ لا تزال أنابيب الأشعة السينية رغم قلة مردوديتها وأوجه القصور فيها هي مصدر الأشعة السينية الوحيد المستعمل في مختلف أجهزة التشخيص بالأشعة السينية.

يعتبر فهم عمل أنبوب الأشعة السينية ضروريًا لأن متغيراته تؤثر على الكثير من العوامل مثل كفاءة التشخيص وسلامة المريض. لهذا سنهدف في هذا الفصل للتعرف على أهم مكوناته وخصائصه، ومراجعة عملية إنتاج الأشعة السينية ومبدأ استعمالها في التشخيص الطبي مع التطرق إلى بعض تأثيراتها البيولوجية.

## 1.I. تاريخ الأشعة السينية

يعتبر الكثيرون أن اكتشاف الأشعة السينية أو أشعة إكس كان صدفة، رغم أنه كان نتيجة للعمل الدؤوب وقوة الملاحظة للفيزيائي كونراد رونتنغن عام 1895م. أثناء عمله على دراسة الأشعة المهبطية الناتجة عن مرور تيار كهربائي داخل أنبوب كروكس مفرغ من الهواء ومغطى بالورق الأسود، لاحظ رونتنغن توهج شاشة فسفورية تبعد عن الأنبوب بأكثر من متر ورغم حجب الأنبوب بأنواع مختلفة من المواد غير الشفافة إلا أن النتيجة كانت واحدة وهناك اكتشاف وجود إشعاع غير مرئي قادر على اختراق تلك المواد بنسب متفاوتة وإحداث فلورة متيحا الحصول على صور من خلالها. ومن أهم الأشياء التي أدرك أنه يمكن اختراقها هو جسم الإنسان فقد أظهرت الصورة المسقطة ليده تبايناً بين العظام واللحم.

أطلق رونتنغن على هذا الإشعاع اسم أشعة إكس (الحرف إكس يرمز لأنها كانت مجهولة). وبعد ست أسابيع من الدراسات المعمقة قدم اكتشافه للعالم مرفقا بأول صورة شعاعية ملتقطة على فيلم فوتوغرافي تعود ليد زوجته (الشكل 1.II)، وملاحظات توضح بعض خصائص هذا الإشعاع كقدرته على اختراق المواد غير الشفافة، التوهج، التأيين وقدرته على تصوير العظام.



شكل ( 2.II ) : رسم تخطيطي لتجربة رونتنغن للأشعة السينية مع اللوحة الفوتوغرافية [20]



شكل ( 1.II ) : الصورة الإشعاعية ليد زوجة رونتنغن، التي تم الإبلاغ عنها في 22 ديسمبر 1895 [19]

حقق هذا الاكتشاف قفزة في عدة مجالات أهمها الطب حيث وصف بالمعجزة الطبية لأنه جعل غير المرئي مرئيا، وسرعان ما أصبح أداة تشخيصية مهمة في الطب وانتشر في جميع أنحاء العالم، وظهرت العديد من المساهمات الفردية والجماعية لتطوير هذه التقنية، ففي غضون عام تم إنشاء أول قسم للتشخيص بالأشعة من طرف جون ماكينتاير في مستشفى جلاكسو الملكي. وفي نفس السنة أجريت أول محاولة للعلاج بالأشعة السينية من قبل الطبيب فيكتور ديسبيجن لمريض بسرطان المعدة.

بقيت طبيعة هذه الأشعة مجهولة حتى عام 1912م حين أثبتت التجربة التي اقترحها "فون لاوا" عن حيود أشعة إكس بواسطة البلورات الطبيعية الموجية لهذه الأشعة، كما أسفرت هذه التجربة عن ولادة علم التصوير البلوري.

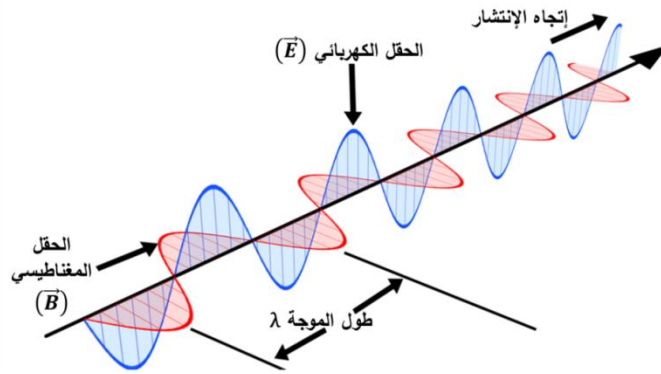
في غضون عدة سنوات لاحظ الباحثون الآثار الضارة للأشعة السينية ما أدى إلى اتخاذ تدابير خاصة لحماية كل من المريض والطبيب كخفض الجرعات الإشعاعية المستخدمة في التشخيص. في 1972م قدم المهندس غودفري هاونسفيلد بالتعاون مع الفيزيائي ألان كورماك أول جهاز متاح تجاريا للتصوير المقطعي المحسوب والذي يسمح بالحصول على صور مقطعية (شرائح) للأعضاء الداخلية والأنسجة الرخوة للجسم، وفي منتصف 1980م تم استبدال التصوير الإشعاعي التقليدي الذي يستعمل الفيلم الفوتوغرافي بالتصوير الرقمي الذي يسمح بتخزين الصور داخل جهاز حاسوب وتقليص وقت الفحص بشكل كبير.

لاحقا تم اكتشاف مصادر طبيعية للأشعة السينية، فمثلا في عام 1994م تم تسجيل أول رصد للأشعة السينية المنبعثة من الشمس بأجهزة كشف محمولة على متن صواريخ خارج المجال الجوي.

## 2.I. تعريف الأشعة السينية

الأشعة السينية هي عبارة عن أمواج كهرومغناطيسية لها نفس طبيعة الضوء، حيث تتكون الموجة من حقلين كهربائي ومغناطيسي متذبذبين، متفقين في الطور ومتعامدين مع بعضهما (الشكل II.3). تنتشر الموجة بشكل خطي بسرعة  $3 \cdot 10^8$  m/s في الفراغ ولها نفس الطبيعة الازدواجية للضوء (موجية وجسيمية)، لكنها غير مرئية وتتميز بطاقات عالية تقدر بوحدة (eV) وقدرة على تأيين واختراق المواد المختلفة بنسب متفاوتة.

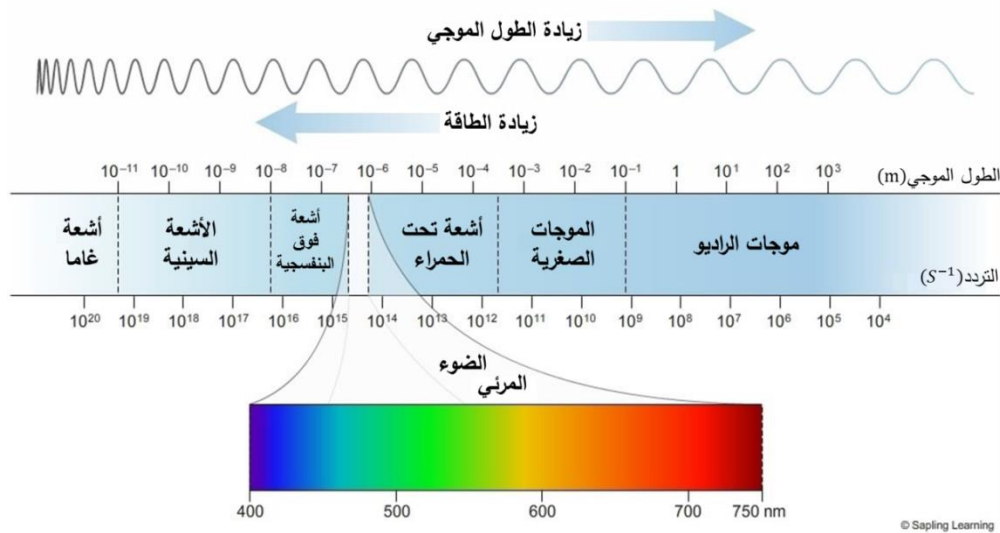




شكل ( 3.II ) : موجة كهرومغناطيسية [18]

تسمى الأشعة السينية كذلك بالأشعة الذرية لأن أصل انبعاثها يكون خارج نواة الذرة، ويتراوح طولها الموجي من 0.01 إلى 10 نانومتر، هذا ما يوافق بالتقريب نطاق الترددات المحصور ما بين  $3.10^{16}$  Hz و  $3.10^{19}$  Hz أي أنها موجودة على الطيف الكهرومغناطيسي بين الأشعة فوق البنفسجية وأشعة قاما كما هو موضح في الشكل (4.II).

تصنف الأشعة السينية إلى أشعة إكس لينة ذات طول موجي طويل (أطول من 1 nm) وأشعة إكس قاسية ذات طول موجي أقل أي طاقة فوتونات عالية. وتوجد مصادر متعددة للأشعة السينية : مصادر طبيعية وأخرى من صنع الإنسان.



شكل ( 4.II ) : الطيف الكهرومغناطيسي [17]

### I.3. مصادر الأشعة السينية

**مصادر طبيعية :** من أهم المصادر الطبيعية لأشعة إكس هو الفضاء الخارجي؛ من داخل النظام الشمسي وأهمها الشمس أو خارجه وتتمثل في الثقوب السوداء والنجوم النيوترونية، وتسمى الأشعة السينية المنبعثة منها بالكونية ويتم رصدها خارج الغلاف الجوي للأرض لأن هذا الأخير يمتصها. يوجد فرع من علم الفلك يختص بدراسة هذه الأشعة ويسمى علم فلك الأشعة السينية. كذلك تمثل بعض النظائر المشعة مصدرا طبيعيا للأشعة السينية مثل غاز الرادون.

**مصادر صناعية:** يمكن إصدار أشعة إكس بواسطة عدة أنواع من الأجهزة المصنعة لأغراض مختلفة، يعتبر المصدر الصناعي الأول والأكثر شيوعا هو أنابيب أشعة إكس المستعملة في الصناعة والطب وغيرها من المجالات، لكن رغم اختلاف تصاميمها واستعمالاتها إلا أن مبدأ عملها واحد فكلها يتكون من ثلاث عناصر أساسية وهي مصدر ومسرع للإلكترونات وجسم مادي تصطدم به.

من المصادر الأكثر شيوعا أيضا المسرع الدوراني التزامني (السينكروترون) الذي يصدر أشعة ذات كثافة عالية تلقائيا نتيجة تسريع الجسيمات داخله إلى سرعات نسبية، والليزر الإلكتروني الحر ومسرعات بلازما الليزر التي تنتج أشعة سينية ذات أطوال موجية قصيرة. تستعمل هذه الأجهزة في بحوث علمية متعددة مثل استكشاف تركيب المواد.

### I.4. أنبوب الأشعة السينية

أنبوب الأشعة السينية هو محول طاقة. يتلقى الطاقة الكهربائية ويحولها إلى شكلين آخرين: الأشعة السينية والحرارة. الحرارة هي منتج ثانوي غير مرغوب فيه. تم تصميم وبناء أنابيب الأشعة السينية لزيادة إنتاج الأشعة السينية وتبديد الحرارة في أسرع وقت ممكن<sup>[26]</sup>.

أول أنبوب أستعمل لإنتاج الأشعة السينية هو أنبوب كروكس ويسمى أيضا أنبوب المهبط البارد، وهو عبارة عن حباب زجاجية مفرغة جزئيا من الهواء، تحتوي على مصعد ومهبط من الألمنيوم مقعر لتركيز تدفق الإلكترونات نحو المصعد، فعند تطبيق جهد كهربائي بين القطبين يتأين الهواء المتبقي في الأنبوب فيحصل تفريغ للإلكترونات من المهبط نحو المصعد لتفاعل مع هذا الأخير منتجة الأشعة السينية.

لاحقا تم تطوير أنبوب كروكس إلى أنبوب كوليدج أو أنبوب المهبط الساخن وهو المستخدم حاليا، ويتميز بفراغ عالي لأن الغاز لا يشارك في عملية إنتاج الأشعة على عكس أنبوب كروكس، يتم إصدار الإلكترونات بفعل ظاهرة الانبعاث الحراري من خيط تتغستن وتطبيق جهد كهربائي عالي تتسارع نحو المصعد لإنتاج الأشعة السينية.

### 1.4.I. الأنبوب الزجاجي

يتم وضع المكونات اللازمة لإنتاج الأشعة السينية في ظرف (أنبوب) محكم الغلق، مصنوع من زجاج خاص ويكون تحت ضغط منخفض جدا أقل من 0.01 ملليمتر زئبقي (تفريغ عال للهواء)، وهذا لتجنب تصادم وتفاعل الإلكترونات المنبعثة من المصعد مع جزيئات الهواء لأنها يمكن أن تولد انبعاثا ثانويا للإلكترونات من هذه الجزيئات نتيجة التأين وذلك يؤدي إلى تغير في طاقة الأشعة السينية. إضافة إلى أن ارتفاع الجهد بين المهبط والمصعد قد يؤدي إلى تأين الهواء وبالتالي حالة تفريغ كهربائي. تكون سماكة جدار هذا الظرف أقل عند مكان خروج الأشعة وذلك للتخفيف من تخامدها.

يحاط الأنبوب بالعديد من الأطراف الواقية لتوفير الحماية الحرارية والكهربائية والميكانيكية، حيث يغطي الأنبوب غلاف خارجي من الألمنيوم مبطن بطبقة من الرصاص يحوي نافذة وحيدة مصممة لخروج الأشعة المنتجة. يعمل هذا الغلاف على تبديد الحرارة لأن معظم الطاقة المنتجة في المصعد هي حرارة، كما يمتص الأشعة المتناثرة التي تنتشر في غير الاتجاه المخصص لخروجها. يتم ملء الفراغ بين هذا الغلاف والأنبوب الزجاجي بحمام من الزيت بحيث لا نجد ضمنه أي فقاعة هواء، وظيفة هذا الزيت هي تبديد حرارة الأنبوب، وتشكيل طبقة من العزل بين الغلاف الخارجي المعدني للأنبوب وبين عناصر الأنبوب الداخلية وبخاصة تلك المطبق عليها الجهد العالي.

توجد أنظمة أخرى تساعد على التبديد الحراري مثل إضافة مراوح إلى الغلاف الخارجي للأنبوب أو إضافة دارة تبريد بالماء مع مبادل حراري خارجي.

## II.2.4. المهبط (الكاثود)

المهبط أو الكاثود هو القطب السالب للأنبوب وظيفته هي إنتاج الإلكترونات التي سيتحول جزء منها لاحقاً إلى أشعة سينية. يتكون الكاثود في أنبوب كوليديج من جزأين رئيسيين: الفتيلة وهي مصدر الإلكترونات والموجه.

### II.1.2.4. الفتيل

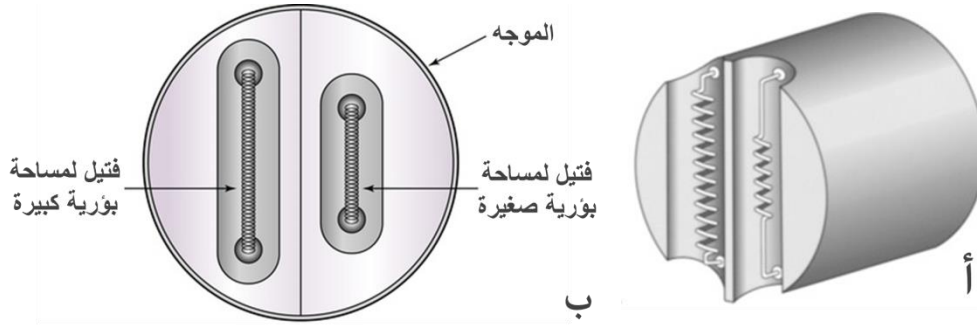
الفتيل هو عبارة عن خيط رفيع جداً، حلزوني الشكل مصنوع عموماً من التنغستن الذي يتميز بدرجة انصهار عالية ( $3400^{\circ}\text{C}$ )، عند تمرير تيار منخفض الجهد خلال الفتيل يتم تسخينه حتى تبلغ درجة حرارته حوالي  $2000^{\circ}\text{C}$  فتتحرر الإلكترونات الأقل ارتباطاً لذرات المعدن وهذا ما يعرف بعملية الانبعاث الحراري، ويتناسب عدد الإلكترونات المنبعثة مع درجة حرارة وسطح الفتيل. تتدفق الإلكترونات المنبعثة نحو المصعد تحت تأثير جهد عالي يسمح بتسارعها من عشرات الآلاف إلى مئات الآلاف من الفولت.

### II.2.2.4. الموجه

يحاط الفتيل بدرع معدني مع نهاية أمامية مفتوحة يعرف بالموجه له شحنة سالبة، مما يسمح بتشكيل سحابة من الإلكترونات تسمى بشحنة الفراغ تمنع بقية الإلكترونات من الانبعاث من الفتيل، ويعمل على تركيز تيار الإلكترونات في اتجاه منطقة ضيقة من سطح المصعد تسمى بالمساحة البؤرية.

### المساحة البؤرية

يتميز كل نوع من أنابيب الأشعة السينية بمساحة بؤرية محددة وهي المساحة الصغيرة من المصعد التي تقصف بالإلكترونات ويتم فيها إنتاج الأشعة، تتراوح أبعادها ما بين 0.1 و 2 ملليمتر، وتتعلق بشدة وأبعاد حزمة الإلكترونات التي ترتبط بعرض الموجه وطول الفتيل لهذا نجد معظم الأنابيب مزودة بفتيلين منفصلين، فتيل كبير وفتيل صغير يسمحان بتحديد مساحة بؤرية كبيرة وصغيرة على الترتيب، ولكن يمكن تنشيط فتيل واحد فقط أثناء عمل الأنبوب (الشكل II.5).



شكل ( 5.II ) : أ- رسم تخطيطي جانبي للمهبط ب- رسم تخطيطي أمامي للمهبط [43] [10]

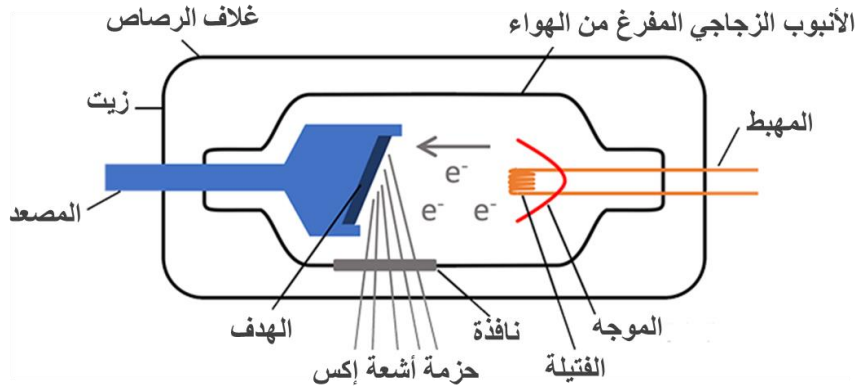
### 3.4.II. المصعد (الأنود)

المصعد هو القطب الموجب لأنبوب كوليدج يعمل على جذب الإلكترونات المنبعثة من الفتيل، مصنوع من قضيب معدني ثقيل ذو عدد ذري كبير مثل التنغستن، الرينيوم، النحاس، النيكل، الكوبالت، الحديد والكروم وغيرها من المواد التي لديها موصلية حرارية عالية تمكنها من امتصاص الحرارة وتبديدها، لأن كمية هائلة من الحرارة تتولد أثناء تصادم الإلكترونات بالمصعد. توضع على نهاية القضيب قطعة من مادة الهدف الذي تقصف به الإلكترونات لإنتاج الأشعة السينية.

تعتمد كفاءة إنتاج الأشعة على العدد الذري للهدف، لهذا تستخدم معظم الأنابيب التنغستن الذي يتميز بعدد ذري كبير ( $Z = 74$ ) ودرجة انصهار عالية تسمح له بتحمل درجات الحرارة العالية. تضرب حزمة الإلكترونات المسرعة المساحة البؤرية من الهدف فيتم توقيفها فجأة بفعل ذرات التنغستن، ليتحول جزء من طاقتها إلى أشعة سينية والباقي إلى حرارة.

يكون سطح المصعد الذي تصطدم به الإلكترونات مائلاً في اتجاه نافذة الأنبوب حتى تتمكن حزمة الأشعة السينية من الخروج في جهة محددة.

يوضح الشكل التالي بعضاً مما ذكرناه سابقاً عن مكونات أنبوب أشعة إكس:

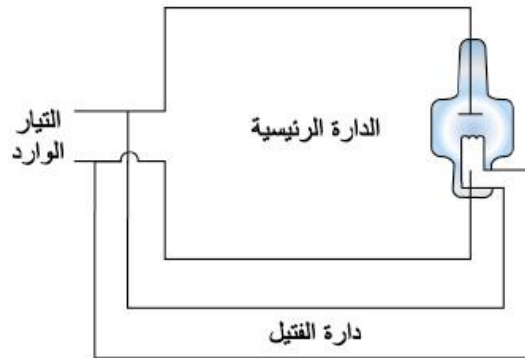


شكل ( 6.II ) : رسم تخطيطي يوضح المكونات الأساسية لأنبوب الأشعة السينية [27]

#### 4.4.I. مولد الطاقة

مولد الطاقة هو مصدر الطاقة الكهربائية اللازمة لتشغيل أنبوب الأشعة السينية، كما يسمح بتعديل المتغيرات الكهربائية الثلاثة: الجهد والتيار ومدة تشغيل الجهاز التي تتحكم في عملية إنتاج الأشعة.

يوصل الأنبوب بالمولد بواسطة دارة كهربائية تقسم إلى قسمين كما هو موضح في الشكل (7.II): دارة الفتيل ذات الجهد المنخفض التي تزود فتيل المهبط بالتيار الكهربائي (mA) لتسخينه إلى درجة حرارة معينة تثير الإلكترونات، وبزيادة شدة التيار يزداد عدد الإلكترونات المتحررة من الفتيل وبالتالي شدة الأشعة السينية (عدد الفوتونات). والدارة الثانية تمثل الدارة الرئيسية ذات الجهد العالي (kV)، تعمل على تسريع الإلكترونات ثم تلتقيها من قبل الهدف بطاقة حركية عالية لإنتاج الأشعة السينية، وعليه كلما زاد الجهد زادت طاقة حزمة الأشعة.



شكل ( 7.II ) : مخطط بسيط لدارتي الفتيل والدارة الرئيسية [22]

## 5.4.II. أنواع أنابيب الأشعة السينية

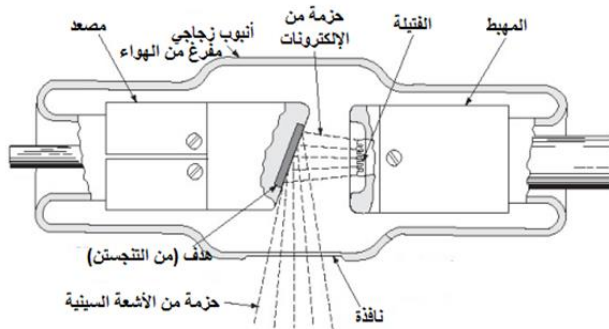
توجد عدة تصنيفات لأنابيب الأشعة السينية لكن التصنيف الأساسي هو بحسب تصميم المصعد ويوجد تصميمين: أنبوب المصعد الثابت وأنبوب المصعد الدوار ولكل نوع مميزاته واستخداماته.

### 1.4.4.II. أنبوب المصعد الثابت

الأنبوب المرفق بمصعد ثابت هو من التصميمات القديمة. يسمى المصعد ثابتاً لأن الهدف فيه لا يتحرك، ويتكون من سبيكة صغيرة مربعة الشكل من التنغستن ذات سمك يتراوح بين 2 إلى 3 ملليمتر، مثبتة على أسطوانة من النحاس بحيث تكون السبيكة مائلة نحو نافذة خروج الأشعة بزاوية ما بين  $15^\circ$  و  $23^\circ$  (الشكل 8.II).

لأن الهدف ثابت، تكون المساحة البؤرية على سطحه ثابتة (الشكل 9.II) مما يؤدي إلى ارتفاع درجة حرارته، وعلى الرغم من عمل النحاس على تبديدها بفضل موصليته الحرارية العالية، إلا أن عمل الأنبوب لوقت طويل يؤدي إلى الارتفاع الشديد لدرجة الحرارة مما يجعله عرضة للتلف (نوبانه)، وهذا ما حفز على تصميم الأنود الدوار.

رغم هذا لا يزال هذا النوع من الأنابيب يستعمل في الدراسات التي لا تتطلب وقتاً طويلاً مع جرعات صغيرة لأنه أقل تكلفة ويوفر مساحة أكبر.



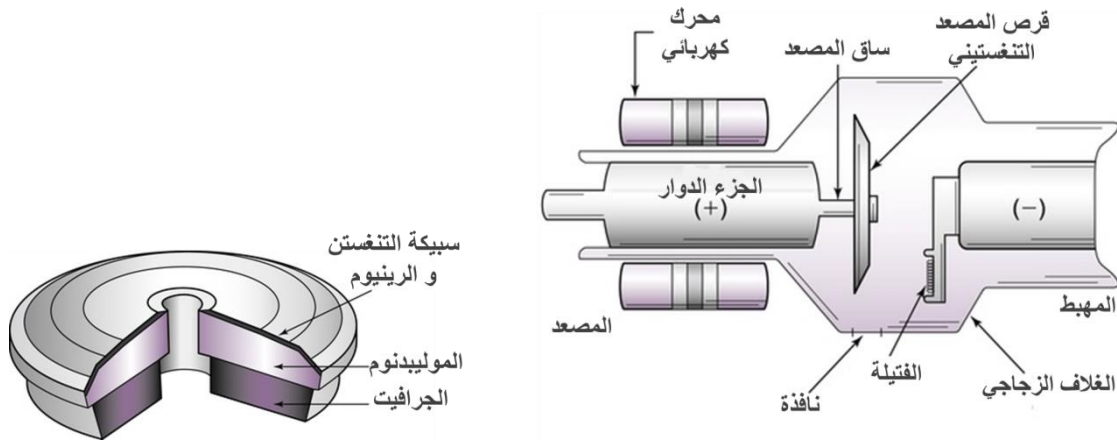
شكل (9.II) : رسم تخطيطي لأنبوب أشعة سينية ذو مصعد ثابت [28]

شكل (8.II) : صورة لأنبوب أشعة سينية ذو مصعد ثابت [21]

## II.2.4.4. أنبوب المصعد الدوار

يتميز مصعد هذا النوع من أنابيب الأشعة السينية بخصائص تسمح بالتبديد الفعال للحرارة مما جعله الأكثر استخداماً في مختلف التطبيقات. يتكون مصعده من قرص قطره حوالي 7 ميليمتر ذي حواف مائلة نحو نافذة خروج الفوتونات بزاوية تتراوح بين  $5^\circ$  و  $20^\circ$ . على سطح القرص سبيكة يمثل التنغستن 90% والرينيوم 10% من تركيبها، مثبتة على قاعدة من مادة الموليبدنوم والجرافيت (الشكل II.11). يوصل القرص (بواسطة ساق من الموليبدنوم) بدعامة أسطوانية من النحاس تسمى بالجزء الدوار. يزود الأنبوب خارج الغلاف الزجاجي بمحرك كهربائي يعمل على تدوير الجزء الدوار بسرعة عالية جدا (3000 إلى 9000 دورة في الثانية) والذي يعمل بدوره على تدوير القرص. أما المهبط فهو ثابت ومصمم بحيث تكون الفتيلة مقابلة للمساحة البؤرية من القرص (الشكل II.10).

تبقى المساحة البؤرية على سطح القرص ثابتة بدورانه، بينما تتغير المادة الفعلية المستهدفة من قبل الإلكترونات باستمرار على مسار بؤري كما هو موضح في (الشكل II.13). أي أن حرارة السطح لديها الوقت لتتوزع داخل المصعد، وكلما زادت سرعة دوران المصعد زادت القوة التي يمكن أن يتحملها، هذا ما يجعل الأنبوب قادرا على العمل لفترات طويلة بجرعات عالية.



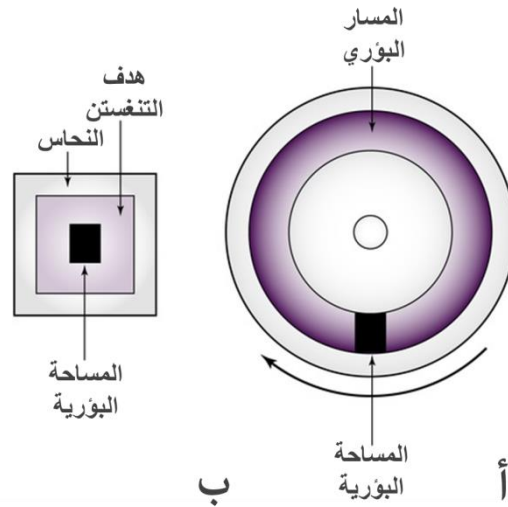
شكل ( II.11 ) : بناء نموذجي لمصعد دوار [43]

شكل ( II.10 ) : رسم تخطيطي لأنبوب أشعة سينية ذو مصعد دوار [43]





شكل ( 12.II ) : صورة لأنبوب أشعة سينية ذو مصعد دوار [44]



شكل ( 13.II ) : أ- منظر أمامي لأنود دوار يوضح المساحة البؤرية ب- منظر أمامي لأنود ثابت [43]

## II.6.4. آليات انبعاث الأشعة السينية من المادة

يتم الحصول على حزمة الأشعة السينية بواسطة أنابيب الأشعة السينية عند اصطدام الإلكترونات المسرعة مع ذرات الهدف، وذلك وفقاً لأليتين وهما التفاعلات المميزة وتفاعل الإشعاع الانكباحي (المسؤول عن إنتاج معظم الفوتونات)، ينتج عنهما توزيع طيفي لفوتونات الأشعة السينية المنبعثة بدلالة الطاقة أو الطول الموجي، ويكون نتيجة تراكب طيفين: الطيف المستمر الذي يمثل الأشعة الناتجة عن تفاعل الإشعاع الانكباحي والطيف المميز المرتبط بالتفاعلات المميزة.

## II.1.6.4. الأشعة السينية المستمرة

لأن كثافة شحنة نواة الذرة أكبر بكثير من كثافة شحنة سحابة الإلكترونات تتفاعل أغلب الإلكترونات المسرعة مع أنوية ذرات الهدف منتجة الأشعة السينية عن طريق ظاهرة الإشعاع الانكباحي التي عرفناها في الفصل السابق. كل تفاعل من هذا النوع قد ينتج عنه فقدان جزئي أو كلي لطاقة الإلكترون، فعلى الرغم من أحادية طاقة الإلكترونات إلا أن مدى قوة تفاعلها مع النواة يختلف حسب قربها من النواة، فكلما زاد قرب الإلكترون من النواة كان التفاعل أقوى وكانت طاقة الفوتون الناتج أكبر. وعليه فإن الفوتونات الناتجة قد تمتلك أي مقدار من الطاقة حتى قيمة عظمى تساوي الطاقة الأصلية للإلكترون المُعجّل ولذلك سُميت بـ: 'الأشعة السينية المستمرة' والمعروفة أيضًا بالأشعة السينية "البيضاء".

بفرض أن طاقة الإلكترون المعجل هي  $E_1$  وطاقة الإلكترون بعد التصادم هي  $E_2$  فإن

$$E_{ph} = h\nu = E_1 - E_2 \quad : E_{ph} \text{ طاقة الفوتون المنبعث}$$

لهذا فإن أقصى طاقة يمكن أن يصل إليها فوتون تساوي طاقة الإلكترون الوارد، والتي تتغير

$$E_{\max} = E_1 = eV \quad : (V) \text{ بدلالة الجهد الكهربائي المطبق}$$

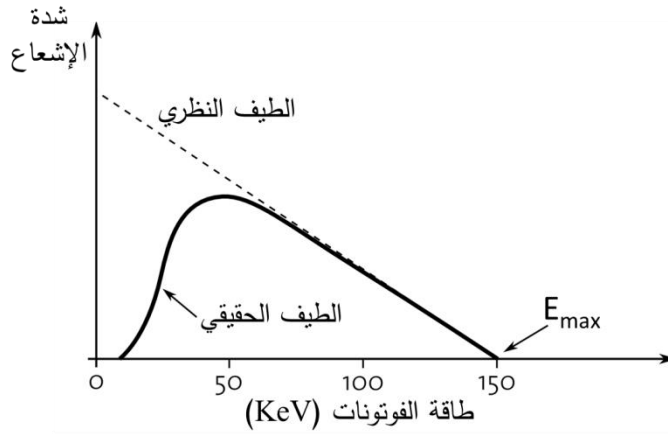
توافق هذه الطاقة القصوى أدنى طول موجي  $\lambda_{\min}$  :

$$(1.II) \quad \lambda_{\min}(A^0) = \frac{hc}{E_{\max}} = \frac{1240}{E(eV)}$$

حيث تمثل  $e$ : شحنة الإلكترون،  $h$ : ثابت بلانك،  $c$ : سرعة الضوء.

نظرياً يشمل طيف الطاقة جميع أطوال الموجات ويكون مستمراً من الصفر إلى الطاقة القصوى، تتناقص شدة الأشعة خطياً مع زيادة طاقة الفوتون لأن احتمالية كسب الفوتونات لطاقات منخفضة يكون أكبر، وذلك راجع لكون الإلكترون الواحد قد يتفاعل أكثر من مرة (بطاقات صغيرة) على طول مساره في مادة الهدف إلى أن تنعدم طاقته.

لكن عملياً يختلف شكل الطيف بسبب عملية الترشيح التي سنذكرها لاحقاً، حيث تتغير شدة الأشعة بدلالة الطاقة انطلاقاً من قيمة معينة  $E_{\min}$  تتعلق بشدة التيار الكهربائي والترشيح كما هو موضح في (الشكل II.14).



شكل ( 14.II ) : طيف الاشعاع الانكباحي النظري والحقيقي

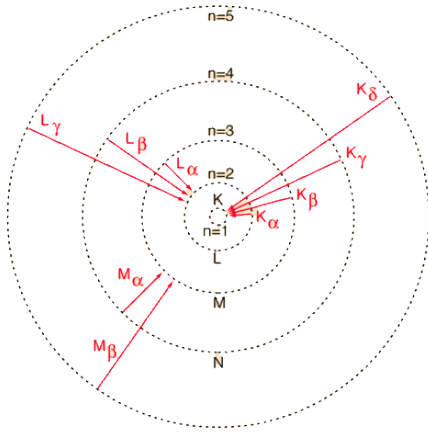
## II.2.6.4. الأشعة السينية المميزة

يتفاعل عدد قليل من الإلكترونات المسرعة مع سحابة الإلكترونات لذرات الهدف، فعندما تكون طاقتها أعلى من قيمة معينة (طاقة الربط) تسمح بتأيين الذرات وهذا يليه ملاً للمكان الشاغر (الذي تركه الإلكترون المنتزع) من طرف إلكترونات المستويات الأعلى طاقة ثم انبعاث الأشعة السينية التي تساوي طاقتها فرق الطاقة بين المستويين. لكن ليست كل الإنتقالات مسموح بها لهذا يوجد عدد محدود من طاقات الأشعة السينية المميزة.

ولأن كل غلاف ذري له طاقة محددة تختلف لكل عنصر، فإن طاقة الأشعة الناتجة تكون مميزة لكل عنصر لذلك سميت بالأشعة السينية المميزة حيث يمكن التعرف على مادة الهدف من خلال طاقة أشعة إكس المتولدة منه.

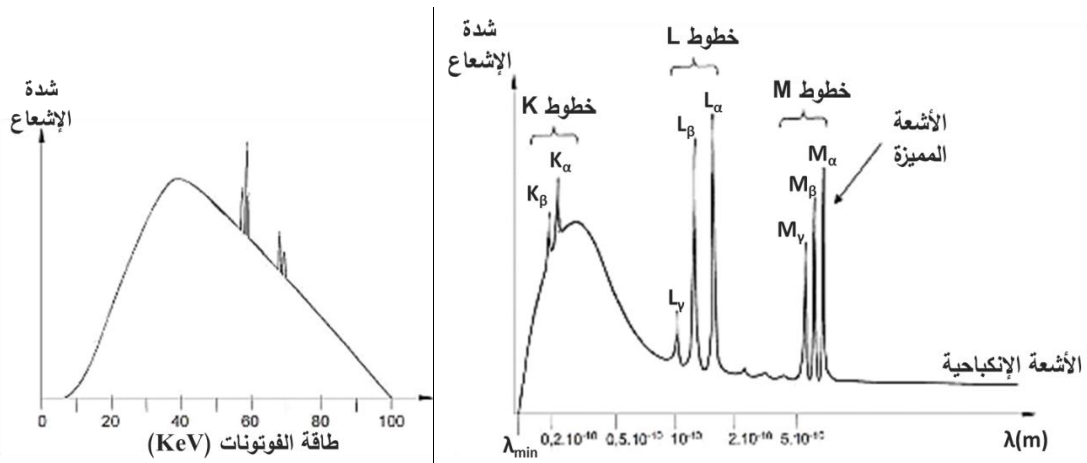
على الطيف تظهر الأشعة السينية المميزة لمادة الهدف على شكل ذروات حادة منفصلة تسمى الخطوط المميزة (يتوافق كل خط مع طاقة فوتون منبعث)، ونتحصل على طيف متراكب فوق طيف الأشعة المستمرة كما هو موضح في (الشكل 17.II).

من أجل التمييز بين الانتقالات الذرية المسؤولة عن إنتاج هذه الأشعة وطاقاتها (وخطوطها في الطيف) يطلق على هذه الانتقالات تسميات محددة ؛ يستخدم ترميز المستويات (...، M, L, K) لمعرفة المستوى الذي ينبعث منه الإلكترون وتستخدم الحروف اليونانية  $\alpha$ ،  $\beta$  و  $\gamma$  لمعرفة المستوى الذي ينطلق منه الإلكترون الذي يملأ الفراغ ( $\alpha$ ): عندما يكون المستويين المعنيين بالانتقال متجاورين (مثلا  $K \leftarrow L$ )،  $\beta$ : عندما يفصل بينهما مستوي آخر مثلا ( $K \leftarrow M$ )،  $\gamma$ : عندما يفصل بينهما مستويين (الشكل 15.II).



يعبر هذا الترميز أيضا عن كثافة (شدة) الإشعاع الموافق للانتقال حيث  $\alpha$  هو الخط الأكثر كثافة، يليه  $\beta$  و  $\gamma$ . كل هذا يمكن ملاحظته في الشكل (16.II).

شكل ( 15.II ) : تسمية إنتقالات الإلكترونات



شكل ( 17.II ) : مثال لطيف أشعة سينية بدلالة الطاقة [24]

شكل ( 16.II ) : مثال لطيف أشعة سينية بدلالة طول الموجة [24]

ملاحظة: الطول الموجي(الطاقة) للطيف المميز لا علاقة له بظروف عمل أنبوب الأشعة السينية، فهو يعتمد فقط على المادة المكونة للمهبط، ويمكن تحديد العنصر من خلال طاقة الخطوط الطيفية.

### 7.4.I . دراسة تأثير الترشيح على حزمة الأشعة

الترشيح هو عملية توهين انتقائية لحزمة الأشعة السينية تتم بامتصاص فوتونات ذات طاقات محددة بواسطة مواد (مرشحات) توضع أمام الحزمة، كلما زاد سمك المرشح كان الترشيح أكبر. يتم التعبير عن سمك الترشيح بوحدة المليمتر من مكافئ الألمنيوم ( $Al_{eq}$ ). يتضمن الترشيح الكلي لحزمة الأشعة التأثير المشترك لكل من الترشيح المتأصل والمضاف.

الترشيح المتأصل يتمثل في جميع مكونات الأنبوب التي تمر بها الحزمة قبل الخروج منه (اللازمة لتوفير الفراغ، العزل الكهربائي والصلابة الميكانيكية) وهي الأنبوب الزجاجي، وافي الأنبوب وزيت التبريد (ما يعادل 0.5-1.0 ملليمتر من الألمنيوم).

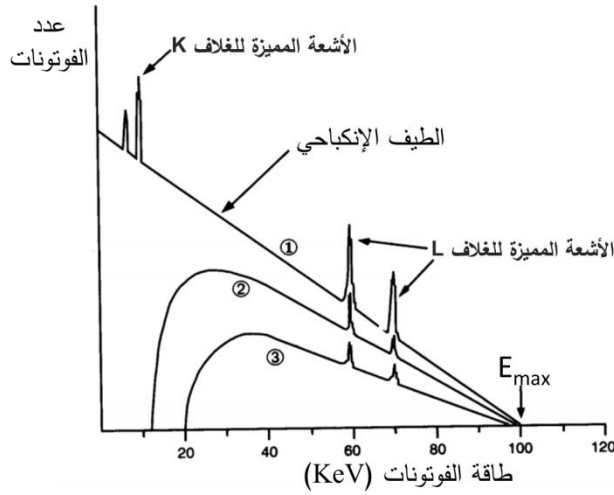
أما الترشيح المضاف فهو المتمثل في صفائح رقيقة من معادن كالألمنيوم والنحاس، مدرج عند أو بالقرب من منفذ الأشعة السينية في المسار المباشر لحزمة الأشعة، تكون قابلة للتبديل وتستخدم لتخفيف حزمة فوتونات الأشعة السينية منخفضة الطاقة (الليينة).

**ملاحظة:** يستعمل الألمنيوم ( $Z = 23$ ) كمرشح للأشعة السينية منخفضة الطاقة ويعتبر الأكثر شيوعاً في الأشعة التشخيصية وهذا يعود إلى أن الألمنيوم ذو عدد ذري صغير. إضافة إلى الوزن الخفيف الذي يجعل أنبوب الأشعة السينية أخف وزناً ويسهل مناولته.

الترشيح من بين أهم العوامل التي تؤثر على شكل طيف الأشعة السينية وذلك على كل من سعة وموضع الطيف المستمر وسعة الطيف المميز.

يبين الشكل (18.II) مقارنة بين طيف قبل وبعد مروره عبر الترشيح بنوعيه، ففي حالة غياب المرشحات يتضمن طيف الأشعة كل الطاقات من الصفر إلى قيمة الطاقة القصوى  $E_{max}$ . عند إضافة الترشيح تتم إزالة الفوتونات "الليينة" منخفضة الطاقة كلياً وذلك راجع للقيمة العالية لمعامل التوهين عند الطاقات المنخفضة. كما يتم توهين نسبة صغيرة من عدد الفوتونات عالية الطاقة. هذا ما يزيد من متوسط الطاقة لحزمة الأشعة ويصبح لديها قدرة أكبر على الاختراق، حيث أن الفوتونات عالية الطاقة تشكل نسبة أكبر من الحزمة ويشار إلى هذا التغيير باسم "تصلب الحزمة".

**ملاحظة:** الحد الأقصى لطاقة الأشعة السينية لا يتأثر بالترشيح.



شكل ( 18.II ) : طيف الأشعة السينية 1- الخارج من المصعد 2- بعد الترشيح المتأصل 3- بعد الترشيح المضاف [25]

## 8.4.II. مردودية أنبوب الأشعة السينية

يعتبر إنتاج الأنابيب للأشعة السينية عملية غير فعالة إلى حد ما، لأن معظم الطاقة التي ينتجها هي حرارة، حيث أن أغلب الأنابيب تحول 99% من الطاقة الكهربائية (التي يرسلها المولد) إلى طاقة حرارية، و 1% فقط إلى طاقة إشعاعية وهذا ضياع كبير للطاقة.

للتعبير عن كفاءة الأنبوب في تحويل الطاقة الكهربائية إلى إشعاعية اصطلاح تعريف المردودية ( $R$ )، وهي النسبة بين الإستطاعة الإشعاعية والإستطاعة الكهربائية وتتعلق بعدة عوامل منها: الجهد، شدة التيار، مدة تشغيل الأنبوب ومادة المصعد. تعطى الإستطاعة الكهربائية للمولد بـ:

$$(2.II) \quad P_{ele} = I.V$$

و تعطى الإستطاعة الإشعاعية بـ [23]:

$$(3.II) \quad P_{ray} = K.Z.I.V^2$$

حيث  $I$ : شدة التيار الكهربائي.

$V$ : الجهد أو التوتر الكهربائي.

$Z$ : العدد الذري لمادة المصعد.

$K$ : ثابت التناسب (يساوي بالتقريب  $10^{-10}$ ).

يعبر عن المردودية بالنسبة المئوية ولا تتعدى غالبا 1% [23]:

$$(4.II) \quad R = \frac{P_{ray}}{P_{ele}} = K.Z.V$$

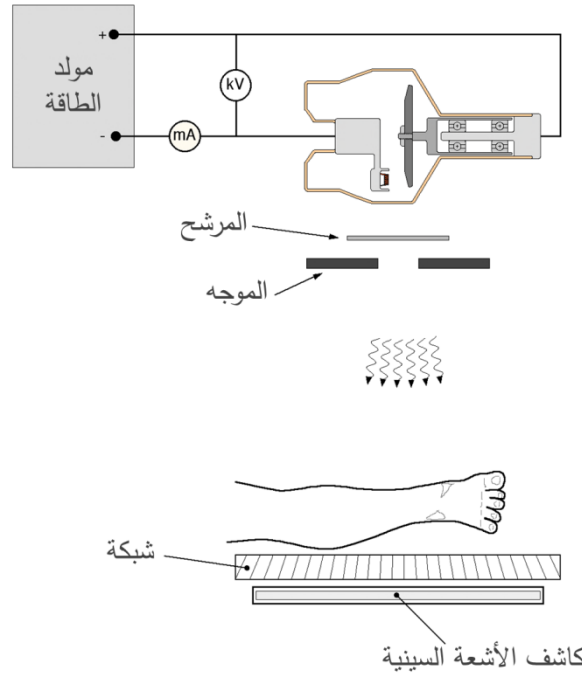
## 5.II. التشخيص بالأشعة السينية

التصوير أو التشخيص بالأشعة السينية هو تشخيص طبي غير جراحي يتضمن تعريض جسم المريض لجرعة صغيرة من الأشعة السينية للحصول على صور للبنية الداخلية للجسم. توجد عدة تقنيات للتصوير بالأشعة السينية، من بين الأكثر شيوعا: التصوير العادي، التصوير الإشعاعي للثدي والتصوير المقطعي. تتميز كل تقنية بتجهيزات مميزة لإجراء فحوصات محددة، لكنها رغم اختلافها تعتمد نفس المبدأ وأغلبها يستعمل أنابيب المصدد الدوار كمصدر للأشعة السينية أما طاقة الأشعة المستعملة عموما تكون محصورة بين 25 keV و 150 keV.

### 1.5.II. مبدأ التشخيص بالأشعة السينية

يعتمد مبدأ التصوير بالأشعة السينية على قدرة الأشعة السينية على اختراق أنسجة الجسم المختلفة بنسب متفاوتة، فعندما تمر حزمة متجانسة من الأشعة السينية عبر جسم الإنسان تتعرض للتوهين وفقاً لنوع الأنسجة التي اخترقتها، حيث تتناسب شدة التوهين مع سمك وكثافة الأنسجة، فالأنسجة الرخوة مثل الجلد والأعضاء الداخلية لا يمكنها امتصاص الأشعة عالية الطاقة عكس الأنسجة الكثيفة مثل العظام. وينتج عن هذا حزمة غير متجانسة تعكس شكل ونوع الأنسجة التي مرت بها.

يتم رصد الحزمة النافذة عبر الجسم بواسطة كاشف خاص يسمح بالحصول على صورة للبنية الداخلية للجسم، حيث تظهر الأنسجة الأكثر كثافة (الأكثر امتصاصاً للأشعة) باللون الأبيض وترتب الأنسجة من الأكثر كثافة إلى الأقل كثافة كما يلي: العظام (الأبيض)، العضلات والسوائل (الرمادي)، الدهون (الرمادي الداكن)، الهواء أو الغاز (أسود).



شكل ( 19.II ) : رسم تخطيطي لمبدأ عمل التصوير بالأشعة السينية [29]

يوضح الشكل أعلاه مخططاً بسيطاً لكيفية استعمال أنبوب الأشعة السينية في تصوير جزء من الجسم. يتم توجيه حزمة الأشعة السينية بواسطة موجه (يصنع عادة من الرصاص) يوضع على فتحة الأنبوب بغرض تنظيم مجال وشكل الحزمة الواصلة إلى المريض. تجتاز الأشعة السينية جسم المريض وصولاً إلى كاشف الأشعة بعد مرورها بشبكة مغرلة (مخطط باكي) لمنع الأشعة المتبعثرة التي تؤثر على جودة الصورة.

### 1.1.5.II. أهمية الترشيح في التشخيص بالأشعة السينية

إن التنوع في طيف الأشعة السينية يؤدي إلى امتصاص الجسم للأشعة منخفضة الطاقة بدون أي فائدة تشخيصية إضافة إلى كونها ضارة للجسم (خاصة الجلد الذي يستقبل أكبر جرعة) وتأثيرها على جودة الصور نتيجة تشتتها، لذلك يجب التخلص منها باستعمال المرشح المناسب الذي يختزل هذه الأشعة ويسمح بمرور الأشعة ذات القيمة التشخيصية العالية، وبالعادة يكون المرشح من مادة الألمنيوم.

يتم تحديد كمية الترشيح لحزمة الأشعة السينية بناءً على قيمة الجهد (keV) المستخدم لإنتاج الحزمة ويعتمد سمك مواد المرشح على الأعداد الذرية وعامل الترشيح المطلوب.



## II.2.5. التصوير التقليدي (العادي)

يعتبر التصوير التقليدي أول التقنيات المستعملة في التصوير الطبي بالأشعة السينية وأكثرها استخداماً، وأقلها خطورة لانخفاض جرعة الإشعاع.

تتكون معدات التصوير التقليدي من مولد للطاقة، وحدة التحكم في متغيرات المولد، أنبوب الأشعة السينية محمول على ذراع مرنة أو معلق بالسقف بحيث يمكن تحريكه فوق سرير مزود بدرج لوضع كاشف الأشعة السينية، يستلقي فوقه المريض في بعض الحالات التي تستدعي الاستلقاء. أما في الحالات التي تستدعي الوقوف (مثل تصوير الصدر) فيسحب الدرع ليقابل حامل باكي الرأسي (حامل شاقولي مسطح يحمل الفيلم).

توجد عدة أنظمة للكشف عن الأشعة السينية، أقدمها هو الفيلم الفوتوغرافي الذي أصبح أقل شيوعاً حيث استبدل بنظام تصوير رقمي يتكون من لوحة تصوير فوسفورية حساسة للضوء تقوم بتخزين الصورة حتى يتم معالجتها وحفظها بواسطة حاسوب.

لالتقاط الصور يبقى المريض ساكناً وحابساً لأنفاسه لبضع ثواني بينما يشغل أخصائي الأشعة جهاز التصوير بواسطة وحدة التحكم من وراء حاجز واقٍ. يسمح هذا الفحص بتشخيص عدة حالات مرضية مثل إصابات العظام كالكسور والتصدعات، اضطرابات الرئة والجهاز الهضمي.



شكل ( II.20 ) : صورة لجهاز تصوير عادي

## 3.5.II. التصوير الإشعاعي للثدي

التصوير الإشعاعي للثدي هو طريقة تصوير تستخدم أشعة سينية منخفضة الطاقة خصيصًا لتصوير أنسجة الثدي. يستخدم الموليبدنوم ( $Z = 42$ ) والريديوم ( $Z = 45$ ) كمادتين لمصدر الأنبوب ليكون تصوير الأنسجة الرخوة للثدي واضحًا ووضوح التباين لا بد أن تكون جرعة الإشعاع منخفضة قدر الإمكان مع زمن تعرض قصير. ويستخدم عادة مرشحات الموليبدان، الفضة أو الروديوم، التي تعمل على إزالة الفوتونات ذات الطاقة العالية والحرص على جعلها أحادية الطاقة مما يساعد على زيادة تجانس الصورة وإزالة الضوضاء.

يساعد فحص التصوير الشعاعي للثدي في الكشف المبكر عن أمراض الثدي وتشخيصها مثل سرطان الثدي المبكر لدى النساء غير المصابات بأعراض. يتم فحص كل ثدي بشكل منفصل بوضعه وضغطه بواسطة مسطحين صلبين لبط وزيادة مساحة أنسجة الثدي على الفيلم، تلتقط صورة بالأبيض والأسود وتنقل إلى جهاز كمبيوتر لمراجعتها من قبل أخصائي الأشعة وتخزينها على المدى الطويل.



شكل ( 21.II ) : صورة لجهاز التصوير الإشعاعي للثدي

## 4.5.II. التصوير المقطعي

التصوير المقطعي هي تقنية حديثة تستعمل أنابيب الأشعة السينية تسمح بإعطاء صور مفصلة ودقيقة للأعضاء الداخلية والأنسجة الرخوة للجسم والتي لا يمكن رؤيتها بالتصوير العادي. تكون جرعة الإشعاع المستعملة أعلى بكثير منها في التصوير التقليدي وكذلك مدة التعرض.

الماسح هو الجزء الأهم من جهاز التصوير المقطعي وهو عبارة عن هيكل دائري مزود بأنبوب أشعة سينية على أحد جوانبه وكاشف على الجانب المقابل له. يعمل الماسح الضوئي على إجراء إسقاطات متعددة للأشعة السينية الرقيقة من زوايا مختلفة على الجسم أثناء دورانه حوله من أجل الحصول على صور مقطعية.

يستلقي المريض فوق سرير الفحص بينما يدور حوله جهاز الماسح، عند إتمام دورة يتحرك السرير تلقائياً ليتم تصوير مقطع آخر من الجسم. عند انتهاء المسح يتم دمج الصور المقطعية معاً بواسطة حاسوب متصل بالجهاز لتكون صور ثلاثية الأبعاد للجسم أو جزء منه.

تُستعمل فحوص التصوير المقطعي لتشخيص كثير من الحالات مثل الأورام والإصابات الداخلية وتجلطات الدم وكسور العظام. في بعض الحالات قد يشرب المريض أو يُحقن بمحلول خاص يسمى عامل التباين، يساعد على ظهور أعضاء معينة بوضوح في التصوير المقطعي. فمثلاً يشرب المريض مزيج الباريوم (الذي لا يُنفذ الأشعة السينية) لتحديد السطوح الداخلية للمعدة والأمعاء.



شكل ( II.22 ) : صورة لجهاز التصوير المقطعي

## II.9.5. قياس جرعات الأشعة السينية

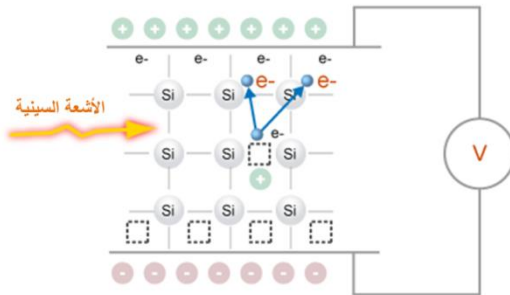
تكمن أهمية قياس الجرعات الإشعاعية فيما يتعلق بالتشخيص بالأشعة في تحديد كمياتها وضبطها لتناسب استخدامها في مختلف أنظمة التصوير بالإضافة إلى التقييم المستمر لعمل جودة هذه الأنظمة. كما أن معرفة وتعيين كمية الجرعات المتلقاة من المريض وأخصائيي الأشعة يساهم في تحديد المخاطر الإشعاعية وطرق الوقاية منها.

تختلف طرق قياس الجرعات ففي بعض الحالات يتم قياسها مباشرة على المريض ولكن في أغلب الأحيان يتم استعمال مجسمات تحاكي جسم الإنسان لتتوب عن المريض مما يعطي مساحة أكبر لتبديل المتغيرات التقنية.

تستخدم عدة أجهزة خاصة لقياس جرعات الأشعة السينية؛ تقوم كلها على مبدأ دراسة وتسجيل الظواهر الناتجة عن تفاعل الإشعاع مع المادة، ومن بينها الكواشف شبه الموصلة لما لها من قدرة تحليلية زمنية عالية وكذلك قدرة عالية على تحديد الطاقة ومن بين الأكثر استعمالاً الكواشف شبه الموصلة السليكونية.

### الكاشف السليكوني

كاشف السليكون هو نوع من الكواشف شبه الموصلة التي تتكون أساساً من بلورة السليكون شبه موصلة القادرة على تحويل طاقة الإشعاع المؤين إلى طاقة كهربائية تحت شروط معينة. عند مرور الفوتونات داخل شبه الموصل تنتقل طاقتها إلى إلكترونات التكافؤ (السليكون مثلاً من المواد رباعية التكافؤ) مما يؤدي إلى تحررها من ذراتها تاركة مكانها فجوات تحمل شحنة موجبة فتنشأ أزواج إلكترون-فجوة. تحت تأثير جهد كهربائي تتجه الإلكترونات نحو القطب الموجب من شبه الموصل، بينما تتجه الفجوات نحو القطب السالب. بالنسبة لكاشف السليكون متوسط الطاقة الحركية اللازمة لتشكيل زوج إلكترون-فجوة هي  $3.6 \text{ eV}$  ويمكنه جمع الشحنتين في وقت قصير ( $\sim 10 \text{ ns}$ ). تشكل الشحنتان التي تم جمعها نبضات كهربائية تتناسب مع الطاقة المودعة من قبل الفوتونات كما عدد النبضات لكل وحدة الزمن شدة الإشعاع. يتم تضخيم وتسجيل هذه الإشارة بواسطة دوائر إلكترونية ووصلها بنظام تخزين بيانات يقوم بمعالجتها وتحليلها للحصول على المعلومات المتعلقة بالإشعاع مثل طيف طاقة الأشعة الممتصة وكمية الجرعة الممتصة.



شكل ( 23.II ) : رسم تخطيطي لكاشف سليكوني [18]

## II.6. التآثيرات البيولوجية للأشعة السينية

لا زالت الدراسات حول تأثير الأشعة السينية على الكائنات الحية مستمرة حتى يومنا هذا، لكن الآليات الرئيسية التي تتفاعل بها مع الخلايا والأنسجة محددة بوضوح. تتفاعل الأشعة السينية مع خلايا الجسم بتأيين أو إثارة بعض مكوناتها، لينتج عن هذا التفاعل عدة مركبات جديدة يمكن أن تسبب ضرراً قد يتداخل مع الأداء الطبيعي للخلايا.

تؤثر الأشعة السينية على الخلايا بطريقة مباشرة عن طريق تأيين جزيئات عضياتها (مكونات الخلية) مما يؤدي إلى تعطيل وظيفتها أو إزالة خاصية النفاذية الانتقائية من الغلاف. كما يمكن أن تؤثر على الحمض النووي بتمزيق الروابط الهيدروجينية بين قواعد البيورين بالإضافة إلى روابط الجينات الأخرى.

وفي الوقت نفسه هناك طريقة غير مباشرة لتأثير الأشعة السينية على الخلايا وهي مرتبطة بحقيقة أن حوالي 75% من جسم الإنسان يتكون من الماء. حيث تتأين جزيئات الماء وتخضع لعملية التحلل المائي مخلقة عدة جزيئات مثل:  $H_2O_2$ ،  $H$ ،  $OH$  تتفاعل مع مختلف الجزيئات العضوية للخلية مما يؤدي إلى فقدان الخلايا لوظيفتها الطبيعية.

قد تسبب التأثيرات المباشرة وغير المباشرة في موت الخلية وقد تستمر في أداء وظيفتها على الرغم من تلفها، لكنها تصبح خلية غير طبيعية ومع الخل في عملية الانقسام من المحتمل أن تتحول هذه الخلية إلى خلية غريبة، تعمل على تحريض ورم داخل الجسم. كما يمكن للخلية المتضررة إصلاح الضرر والعودة إلى الحالة الطبيعية. يظهر أثر هذه التغييرات الخلوية على جسم الإنسان ككل على شكل تأثيرات عشوائية وتأثيرات حتمية.

### II.6.1. التأثيرات العشوائية

التأثيرات العشوائية هي تأثيرات غير محددة محتملة الحدوث في العضو الذي تعرض للأشعة. لا توجد جرعة عتبة لهذه التأثيرات لأن أي جرعة إشعاعية مهما كانت صغيرة، لها احتمال تسبب تأثيرات عشوائية، وتزداد احتمالية حدوثها مع زيادة جرعة الإشعاع. من بين هذه الآثار: التغييرات الجينية، خلق أو تحريض الأورام مثل سرطان الدم الذي يظهر خاصة عند الأشخاص المعرضين للأشعة باستمرار مثل العاملين في مراكز الأشعة.

## II.2.6. التآثيرات الحتمية

التآثيرات الحتمية هي تآثيرات مؤكدة الحدوث بعد تجاوز جرعة عتبة من الأشعة السينية وقد تتغير من شخص لآخر ولا تحدث أديانها، تزداد شدة التآثير مع زيادة الجرعة بعد بلوغ العتبة. وهذه أمثلة عن بعض التآثيرات الحتمية مرفقة بالجرعة العتبة:

تشوه الجنين: 0.5-0.1 Gy.

تساقط الشعر: 2-5 Gy.

العقم: 2-3 Gy.

## II.7. الحماية الإشعاعية

إضافة إلى التآثيرات البيولوجية المترتبة عن الأشعة السينية في التشخيص الطبي والتي تصيب الأفراد توجد أضرار قد تصيب كلا من والممتلكات والبيئة. لذلك كان من الضروري وضع نظام للوقاية الإشعاعية يركز على أسس علمية واجتماعية واضحة.

تعتمد الوقاية الإشعاعية على عوامل تقنية مثل زمن التعرض والمسافة والتدريع... إلخ وعلى عوامل بشرية مثل تدريب العاملين وإتباعهم إجراءات عمل دقيقة... إلخ. وقد تبين أن العوامل البشرية هي الأكثر أهمية في الوقاية الإشعاعية.

يرتكز نظام الوقاية الإشعاعية على ثلاثة مبادئ أساسية أوصت بها اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية تتمثل في تبرير الممارسة، التحسين بحيث تكون الجرعة التي يتلقاها الأفراد عند أصغر حد ممكن تحقيقه وتطبيق حدود الجرعة (20 mSv) في السنة بالنسبة للمهنيين و1 mSv في السنة لعامة الناس). فنظراً لوجود عتبة للتآثيرات البيولوجية الحتمية، فإن من الممكن تجنبها بوضع حد لجرعة الأفراد. ولكن لا يمكن تجنب الآثار العشوائية كاملة لعدم وجود عتبة لها. لذلك فالهدف الأساسي من الوقاية الإشعاعية هو منع الآثار الحتمية بإبقاء الجرعات دون عتبتها، وتقليل نشوء الآثار العشوائية باتخاذ جميع الإجراءات الوقائية اللازمة.

## II.1.7. الوقاية الإشعاعية للهيئة العاملة

تتحمل الدولة مسؤولية وضع نظام الوقاية الإشعاعية الخاص بمصالح التشخيص بالأشعة السينية ومراقبة تنفيذه من قبل العاملين في هذا المجال. تقع مسؤولية تأمين الوقاية الإشعاعية

أساساً على عاتق رب العمل في حين يجب على العاملين الالتزام بالقوانين والتدابير الضرورية لتقليل نسبة الجرعات الممتصة ونذكر منها:

- المراقبة المستمرة لمختلف الأجهزة والعوامل التي تؤثر على الهيئة العاملة.
- التحليل الدائم لأضرار وتأثيرات جرعات الأشعة السينية على العمال المهنيين.
- استخدام مختلف وسائل الوقاية الشخصية مثل: المربول الرصاصي، القفازات، النظارات الواقية، وحمایات الغدة الدرقية...إلخ.
- الوقوف وراء حاجز الحماية أثناء تعريض المريض للأشعة.
- استعمال أجهزة قياس الجرعة الشخصية في الموضع المناسب والحرص على مراقبتها بانتظام.

## II.2.7. الوقاية الإشعاعية للمرضى

تعتمد الحماية الإشعاعية للمرضى على الأسس التالية:

- معرفة الجرعات المتلقاة من قبل المريض والحرص على عدم تجاوز الجرعات الحدية.
- معرفة وضعيات المريض المناسبة لكل حالة والوقت والجرعة اللازمين لالتقاط صور ذات جودة عالية وعدم الاضطرار لإعادتها.
- اطلاع المريض بمختلف الخطوات والتدابير التي يجب إتباعها قبل، أثناء وبعد الفحص.
- فهم تأثير مختلف المتغيرات على معدل الجرعة الممتصة مثل بعد أنبوب الأشعة السينية عن المريض، أو عن مستقبل الصورة لضمان أخذ صور بجودة عالية وضرر أقل.
- تسجيل وحفظ كل المعلومات المتعلقة بصحة المريض.
- تقليص المجال المتعرض للأشعة ليشمل البقعة المستهدفة فقط ويتم حماية الأعضاء السليمة.

## الخاتمة

قدمنا في هذا الفصل شرحاً مفصلاً لأحد أهم تقنيات إنتاج الأشعة السينية وهي أنابيب الأشعة السينية. حيث عرفنا بداية المكونات الأساسية للأنابيب والألبيتين الأساسيتين اللتين تتبعها هذه الأخيرة لإنتاج طيف الأشعة السينية. كما تعرفنا على مفهوم الترشيح وأهميته.

بعد ذلك تطرقنا إلى أحد أهم تطبيقاتها في الطب وهو التشخيص بالأشعة. كما سلطنا الضوء على التأثيرات البيولوجية الناتجة عن الأشعة السينية وأخيرا خلصنا إلى بعض طرق الوقاية منها.

في الفصل القادم سنشرح كيفية استعمال لغة البرمجة Penelope لمحاكاة إنتاج الأشعة السينية بواسطة أنابيب أشعة السينية والهدف منها.



" إذا لم تكن طريقة مونت كارلو موجودة فسيكون هناك دافع قوي لاختراعها ! "  
- أليكس بيلاجو -

## الفصل الثالث

### محاكاة مونت كارلو في الفيزياء الطبية

---

المحاكاة هي عملية بناء نموذج مادي أو حسابي قادر على تمثيل نظام حقيقي مجرد أو فيزيائي، وتقليد سلوكه وعمله في ظروف اصطناعية مشابهة للظروف الطبيعية، لفهم ودراسة تطوره أو التنبؤ بسلوكه مما يسمح بحل مختلف المشكلات المتعلقة به. تتمثل أهمية المحاكاة في قدرتها على إيجاد حلول دون اللجوء إلى التجارب العملية التي قد تكون غير ممكنة أو صعبة التحقيق كما هو الحال في بعض المشكلات المتعلقة بقياس الجرعات في الفيزياء الطبية، حيث تتيح تحكما أفضل في الشروط التجريبية والوقت لكونها غير مقيدة بأي ضوابط أو حدود.

إحدى طرق المحاكاة الأكثر شهرة هي طريقة مونت كارلو التي تستعمل لمحاكاة الأحداث العشوائية من خلال طرق إحصائية، وتتميز عن الطرق الأخرى بكونها عملية وأقل تكلفة ولهذا تنتوع استخداماتها في العديد من المجالات. تعتبر محاكاة مونت كارلو أكثر طرق حساب الجرعة الإشعاعية دقة في مجال التشخيص بالأشعة السينية، وسنقدم في هذا الفصل بإيجاز الأسس النظرية لهذه الطريقة ومبدأ عملها وكيفية تطبيقها في محاكاة انتقال الإشعاع في المادة وبالتحديد الإلكترونات والفوتونات. كما سنقدم نظرة عامة على كودات مونت كارلو المستخدمة في الفيزياء الطبية، وسنفضل أكثر في كود بينيلوب الذي سيستخدم في هذه الدراسة.

### 1.III. طريقة مونت كارلو

طريقة مونت كارلو أو محاكاة مونت كارلو (م ك) هي أداة تسمح بحل المشكلات المعقدة التي لا يمكن حلها بشكل تحليلي بسبب تداخل المتغيرات العشوائية، فهي في الأساس طريقة إحصائية بحتة تنتج حلولاً دقيقة مثل الطرق التحليلية. وهي عبارة عن خوارزميات حسابية تعتمد على أخذ عينات عشوائية متكررة لحل مجموعة واسعة من المشكلات التي قد تكون حتمية من حيث المبدأ ولها تفسير احتمالي ويمكن وصفها بالتطور الزمني.

محاكاة مونت كارلو لها العديد من التطبيقات في جميع المجالات تقريباً مثل الهندسة، التمويل والعلوم بمختلف فروعها بما في ذلك الفيزياء، حيث تستخدم على نطاق واسع في محاكاة الأنظمة الفيزيائية، ففي مجال الفيزياء الطبية مثلاً تستعمل لحل المشكلات المتعلقة بقياس الجرعات عن طريق تتبع انتشار الإشعاع (الإلكترونات، الفوتونات،...) وكيفية تفاعله مع المادة خطوة بخطوة، مما يساعد أخصائي التصوير الإشعاعي والفيزيائيين السريريين على فهم وحساب جرعات الإشعاع بدقة.

#### 1.1.III. تاريخها

تم تنفيذ إحدى أولى عمليات محاكاة مونت كارلو في التاريخ من قبل عالم الطبيعة جورج لويس لوكليرك دي بوفون في أواخر القرن الثامن عشر في تجربته الشهيرة بإبرة بوفون، والتي تتمثل في إلقاء عشوائي ومتكرر لإبرة على أرضية ذات خطوط متوازية وتسمح هذه التجربة باستنتاج الثابت الرياضي  $\pi$  الذي له علاقة باحتمال وقوع الإبرة بزوايا معينة. نظراً للطبيعة العشوائية للزاوية التي تقع بها الإبرة تستند هذه العملية إلى مبدأ طريقة مونت كارلو التي عرفت بادئ الأمر بطريقة أخذ العينات العشوائية لأنها تتطلب توفير تدفق كبير من الأعداد العشوائية، ولأن هذا يستلزم جهداً ووقتاً طويلاً أصبح تطبيقها ممكناً فقط مع بداية أجهزة الحاسوب الإلكترونية (التي سمحت بمعالجة البيانات بسرعة فائقة) في أربعينيات القرن الماضي.

بدأ تطوير خوارزميات لتوليد الأعداد العشوائية في مختبر لوس ألاموس سنة 1946م من قبل العالم ستانيسلو أولام والفيزيائي جون فون نيومان وذلك أثناء العمل على مشروع مناهاتن لتطوير القنبلة الذرية الذي كان الحافز الرئيسي للتطور السريع لهذه الطريقة، حيث ساهمت الطريقة في حل مشاكل انتشار النيوترونات. منذ ذلك الحين استمر تطبيق هذه الطريقة في التوسع

مع ظهور كل جيل جديد من الحواسيب وسرعان ما تم استعمالها في حل عدد كبير من المشاكل العلمية في مختلف المجالات والصناعات.

ومع العديد من الدراسات والتقارير وأوراق المراجعة التي تصف مبادئ طريقة م ك وتطبيقاتها في الفيزياء الطبية، أصبح هناك اهتمام وزيادة هائلة في استخدام تقنيات م ك في جميع جوانب الفيزياء الطبية، بما في ذلك الأشعة التشخيصية، والعلاج الإشعاعي، وقياس الجرعات الإشعاعية المؤينة، والطب النووي، والحماية من الأشعة،... إلخ<sup>[30]</sup>.

اليوم توجد لغات وبرامج حاسوب خاصة تمكن من أداء أسهل وأسرع للمحاكاة، ويتوقع أن تصبح م ك في العقد المقبل هي الطريقة المستند إليها كليا لحساب الجرعة في العلاج الإشعاعي.

### III.2. مبدأ عمل محاكاة مونت كارلو

تتمثل الفكرة الأساسية لطريقة مونت كارلو في حساب مقدار يعرّف على أنه القيمة المتوقعة لمتغير عشوائي ناتج عن عملية عشوائية بحد ذاتها، عن طريق محاكاة هذه العملية  $N$  مرة باستخدام مولد للأعداد العشوائية<sup>[41]</sup>. ولأن الوصف الدقيق للظاهرة يتطلب عددا كبيرا جدا من عمليات المحاكاة (قد يصل إلى الملايين) تجرى المحاكاة على جهاز حاسوب يقوم بتكرار العملية  $N$  مرة بشكل مستقل مع حساب قيمة المتغير العشوائي في كل مرة. لوصف الظاهرة الكلية يتم أخذ عينات عشوائية للمتغيرات العشوائية والمعرفة بدوال كثافة الاحتمال.

تعرف دوال كثافة الاحتمال مجال الاحتمالات لخطوة معينة في المحاكاة وهي دوال ذات قيم حقيقية وموجبة قابلة للتكامل ويساوي تكاملها 1:

$$(1.III) \quad f(x) \geq 0 \quad , \quad \int_{x_{min}}^{x_{max}} f(x) dx = 1$$

حيث  $f(x)$  هي دالة كثافة الاحتمال للمتغير  $x$  الذي يأخذ قيما في المجال  $(x_{min}, x_{max})$ .

### III.2.1. توليد الأعداد العشوائية

توليد الأعداد العشوائية هو أساس أي محاكاة مونت كارلو، لهذا تعتمد فعالية المحاكاة إلى حد كبير على جودة مولد الأعداد العشوائية التي لا يجب أن تكون متتالية أو أن تتبع أي نمط منتظم أو متكرر، حتى لا يكون التنبؤ بها ممكنا.

يتم توليد الأعداد العشوائية بواسطة خوارزميات رياضية مختلفة، لكن في الحقيقة لا تكون الأعداد عشوائية تماما لأن توليدها يعتمد على معادلات رياضية ولهذا يطلق عليها "شبه عشوائية". ومن الطرائق الأقدم والأشهر لتوليد الأعداد شبه عشوائية على الحاسوب لمحاكاة مونت كارلو؛ طريقة المطابقة الخطية التي طرحها فون نيومان وهي عبارة عن متتالية دورية. تعرف المتتالية على مجموعة الأعداد الصحيحة بالصيغة التالية<sup>[36]</sup>:

$$(2.III) \quad X_{n+1} = aX_n + c \pmod{m}, \quad R_n = X_n/m$$

حيث  $R_n$  هي أعداد شبه عشوائية معرفة على المجال  $(0,1)$ ،  $m, c, a$  معاملات يجب تحديدها بعناية وتمثل  $m$  أقصى مدة يمكن أن يستغرقها المولد وتساوي  $2^k$  حيث  $k$  عدد البتات (bits). وتمثل  $X_0$  القيمة الابتدائية المستخدمة لإنشاء تسلسل عشوائي. عندما تكون  $c = 0$  يصبح لدينا مولد مطابقة خطية مضاعف سريع ويتطلب ذاكرة أقل.

### III.2.2. الارتيايات

كل المقادير المحسوبة بواسطة محاكاة مونت كارلو تكون مرفقة بقيمة الارتيايات، التي تعتبر ضرورية للتحقق من صحة ودقة المحاكاة، ولدراسة وتفسير نتائجها. يعبر عنها باستخدام الانحراف المعياري وتصنف إلى نوعين: ارتيايات من النوع A (ارتيايات إحصائية) وارتيايات من النوع B (ارتيايات منهجية).

ويعرف الارتيايات الكلي بـ:

$$(3.III) \quad \sigma_s = \sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}$$

#### III.1.2.2. النوع A: الارتيايات الإحصائية

تؤدي التقلبات العشوائية في الحساب إلى نشوء الارتيايات الإحصائية (العشوائية) التي تتعلق بجميع تقنيات التقييم القائمة على عملية إحصائية. للتقليل من الارتيايات الإحصائية يجب زيادة عدد التواريخ المحاكاة أي زيادة وقت المحاكاة الكلي، ويُحسب بتطبيق الأساليب الإحصائية على هذه السلسلة من القيم التجريبية المتكررة مع تجاهل تأثير الأخطاء العشوائية، ويتم تقديره من خلال الانحراف المعياري المرتبط بمتوسط القيمة المحسوبة.

يعطى المتوسط  $\bar{Q}$  بالعلاقة<sup>[33]</sup>:

$$(4.III) \quad \bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i$$

حيث  $N$ : عدد التواريخ التي تمت محاكاتها.

$q_i$ : القيمة المحسوبة في التاريخ ذو الترتيب  $i$ .

يُعرف الارتياح الإحصائي (الانحراف المعياري)  $\sigma_{\bar{Q}}$  بالعلاقة<sup>[33]</sup>:

$$(5.III) \quad \sigma_{\bar{Q}} = \sqrt{\frac{1}{N} \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (q_i^2 - \bar{Q}^2) \right]}$$

### III.2.2.2. النوع B: الارتياح المنهجي

حتى مع انعدام الارتياح الاحصائي يبقى الخطأ في نتيجة المحاكاة موجودا ويسمى هذا النوع من الاخطاء بالمنهجي ويتطلب تقييمها البحث عن جميع مصادر الخطأ وتقييم الارتياح المرتبط بكل مصدر، والمعرفة الجيدة بعملية القياس من المعدات المستخدمة وطريقة استخدامها وجودة قياسها.

تكون جودة نتائج كود مونت كارلو مقيدة بظهور هذا النوع من الارتياحات (المنهجي)، والذي سببه أخطاء البرمجة وعدم المماثلة التامة بين نماذج المحاكاة والأنظمة الحقيقية، كما يمكن أن تظهر ارتياحات من الطريقة التي يتم بها جدولة المقاطع العرضية وأخذ عينات منها، وأحيانا تكون غير معروفة جيدا عند طاقات معينة، إضافة إلى الأخطاء الناتجة عن إدخال متغيرات المحاكاة.

### III.3.2.3. فعالية محاكاة مونت كارلو

للتعبير عن كفاءة خوارزميات محاكاة م ك يعرف ثابت الفعالية  $\varepsilon$ ، والذي لا يتعلق بحجم العينة لكنه يتناسب عكسيا مع التباين (لحجم عينة ثابت) وزمن الحساب لكل خطوة في المحاكاة. يعبر عن الفعالية بالعلاقة<sup>[37]</sup>:

$$(6.II) \quad \varepsilon = \frac{1}{\sigma^2 T}$$

حيث  $\sigma^2$ : تباين العينة.

$T$ : زمن الحساب اللازم للحصول على التباين  $\sigma^2$  (إجمالي وقت الحساب لحجم العينة  $N$ ).

### 3.III. محاكاة مونت كارلو لتفاعلات الإشعاع مع المادة

يتميز تفاعل الإشعاع مع المادة بالعشوائية، حيث يصعب التنبؤ بسلوك جسيم واحد ينتقل في وسط ما، لكن من الممكن فهم سلوك مجموعة من الجسيمات الفردية من خلال خصائصها الإحصائية، ولهذا تعتبر محاكاة م ك مثالية لدراسة وفهم انتقال الإشعاع.

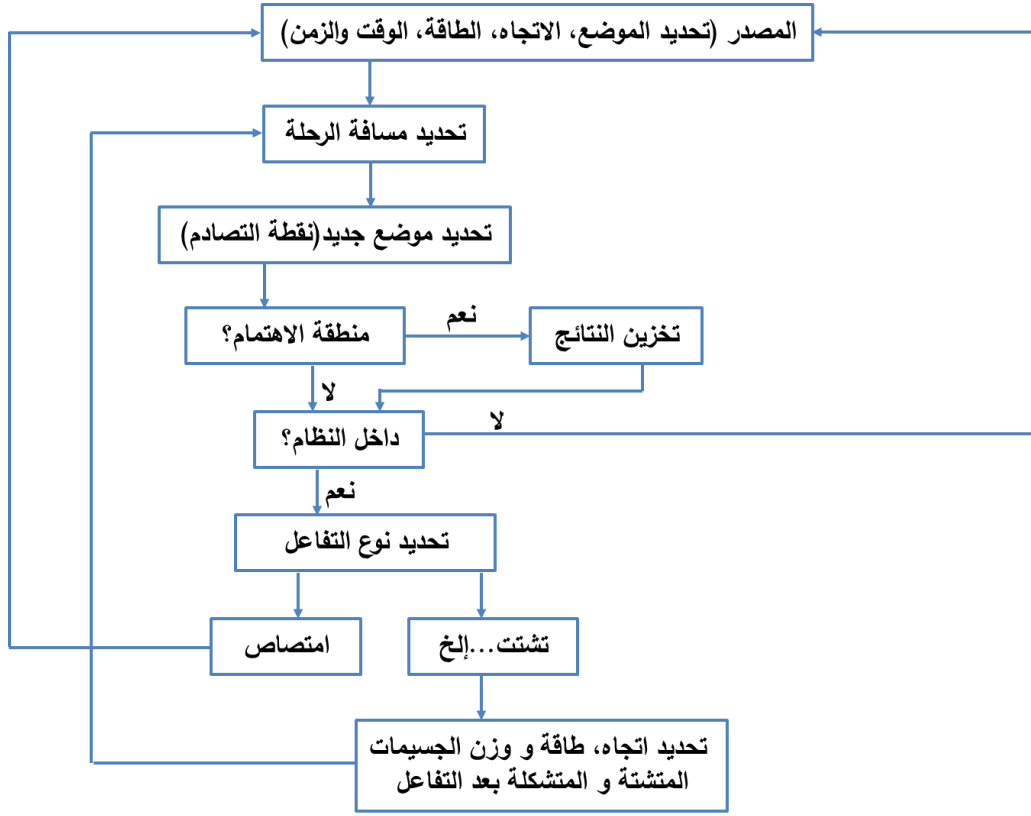
في محاكاة م ك لانتقال الإشعاع يُنظر إلى تاريخ (مسار) الجسيم على أنه تسلسل عشوائي من الرحلات الحرة التي تنتهي بحدث تفاعل يفقد الجسيم على إثره طاقته ويغير اتجاه حركته، وأحياناً ينتج جزيئات ثانوية. تتضمن محاكاة م ك لترتيب تجريبي معين توليد عددي لتواريخ عشوائية. لمحاكاة هذه التواريخ نحتاج إلى "نموذج تفاعل" أي مجموعة من المقاطع العرضية النفاضية لآليات التفاعل ذات الصلة. تحدد المقاطع العرضية النفاضية دوال كثافة الاحتمال للمتغيرات العشوائية التي تتميز المسار [38]:

(1)	المسار	الحر	بين	أحداث	تفاعل	متتالية.
(2)	نوع	التفاعل	الذي	يحدث.		

(3) فقدان الطاقة والانحراف الزاوي في حدث معين (والحالة الأولية للجسيمات الثانوية المنبعثة، إن وجدت).

بمجرد معرفة دوال كثافة الاحتمال يمكن إنشاء تواريخ عشوائية باستخدام طريقة أخذ العينات المناسبة. إذا كان عدد التواريخ التي تم إنشاؤها كبيراً كفاية يمكن الحصول على المعلومات الكمية حول عملية الانتقال ببساطة عن طريق حساب متوسط تواريخ المحاكاة [38].

بشكل عام، تتطلب محاكاة م ك لنقل الجسيمات قدرًا كبيرًا من المعلومات المتعلقة بخصائص التفاعل للجسيم والوسائط التي ينتقل خلالها. يبدأ تاريخ الجسيمات عند إنشاء الجسيم مع إحداثيات الموقع والطاقة وفقاً لمصدر توزيع محدد. ينتقل الجسيم مسافة معينة قبل أن يخضع للتفاعل، ويتم تحديد نوع التفاعل والجسيمات الناتجة عن طريق المقاطع العرضية للتفاعل في تلك النقطة. يجب أيضاً نقل أي جسيمات ثانوية متكونة وينتهي تاريخ الجسيمات عندما تودع جميع الجسيمات طاقتها داخل الوسط أو تتجاوز الحدود. الخطوات الرئيسية المتضمنة في نقل الإشعاع المؤين عبر وسائط معينة موضحة في المخطط الانسيابي التالي [30]:



شكل ( 1.III ) : المخطط الانسيابي الرئيسي لطريقة مونت كارلو [31]

### 1.3.III. محاكاة تفاعل الفوتونات والإلكترونات

#### 1.1.3.III. نقل الفوتونات

بشكل عام، أنواع تفاعل الفوتون التي تؤخذ في الاعتبار في مخطط المعالجة لكود مونت كارلو هي التأثير الكهروضوئي، تشتت كومبتون، تشتت رايلي وإنتاج الأزواج<sup>[37]</sup>. تسمح المحاكاة بإنشاء حزم من الفوتونات وتتبع تقدمها واحدا تلو الآخر عبر وسط مادي، حيث تنتقل في مسارات مستقيمة حتى وصولها إلى نقطة التفاعل.

يتم تنفيذ فيزياء نقل الفوتون بشكل مشابه جدًا في معظم أكواد مونت كارلو الحديثة. فقط يمكن أن تختلف التفاصيل الصغيرة<sup>[37]</sup>.

#### 2.1.3.III. نقل الإلكترونات

التفاعلات الفيزيائية التي يجب نمذجتها عند محاكاة انتقال الإلكترونات عبر المادة هي التشتت المرن، التصادمات غير المرنة مع الإلكترونات الذرية والتي تسبب إما الإثارة أو التأين،

الإشعاع الانكباحي، وانبعث الأشعة السينية والإلكترونات أوجي، وغالبًا ما يتم إهمال التفاعلات النووية (التي تحدث فقط عند طاقات إلكترونية عالية) [37].

في محاكاة مونت كارلو لنقل الإلكترون، تستغرق محاكاة كل تفاعل على حدة وقتًا طويلًا لأن الإلكترون يخضع لعدد كبير من التشتتات المرنة خلال تاريخه. أيضًا أثناء تباطئه يتكون عدد كبير من الإلكترونات ذات الطاقة المنخفضة (الإلكترونات الثانوية) تاركة العديد من الذرات في حالة إثارة. ويمكن حل هذه المشكلات باستخدام تقنية التاريخ المكثف، حيث يتم تقسيم مسار الإلكترون إلى سلسلة من الخطوات التي يتم فيها تجميع تأثيرات عدد الكبير من التفاعلات الفردية التي تحدث أثناء الخطوة الواحدة [40].

### III.4.3. كودات (لغات البرمجة) محاكاة مونت كارلو

خلال العقود القليلة الماضية تم تطوير العديد من خوارزميات مونت كارلو لأداء مختلف الدراسات في مجال التشخيص بالأشعة، حيث توفر الدقة المطلوبة لحساب الجرعات الإشعاعية وتقييم أطياف الطاقة للأشعة السينية.

تعمل كودات م ك على محاكاة انتقال مختلف الجسيمات (إلكترونات، فوتونات، نيوترونات،...) في وسائط متعددة باستخدام دوال كثافة الاحتمال لتفاعل الإشعاع مع المادة. يمكن لهذه الكودات محاكاة مجموعة واسعة من الأشكال الهندسية ذات الأشكال المعقدة والمواد غير المتجانسة، وتسمح بالحصول على الكثير من المعلومات التي يتعذر الوصول إليها عن طريق التجربة. تتميز الكودات باختلاف تصاميمها ودرجة تعقيدها حيث يسمح كل كود بأداء تطبيقات معينة، ويكمن الاختلاف الكبير بينها في نماذج انتشار الإلكترونات.

يتم تحليل موثوقية كود المحاكاة، عن طريق مقارنة شاملة لنتائج المحاكاة مع القياسات التجريبية. بعد التحقق من صحة وموثوقية الكود تستخدم البيانات المحسوبة بواسطة كيبانات مرجعية كإنشاء مراجع قياس الجرعات. كما تستخدم لتقييم أطياف انبعث وتستخدم على نطاق واسع ومن أكثر الكودات شيوعًا EGS4 / 5، EGSnrc، MCNP، PENELOPE و GEANT4 .

ويرد وصف موجز لكل من هذه الأكواد في الفقرات التالية:

• **EGS (Electron Gamma Shower)** (وابل إلكترونات قاما) كود مصمم لنقل

الإلكترونات والفوتونات في نطاق الطاقة القريب من 1 keV، أنشئ هذا الكود لنمذجة



مصادر الإشعاع وحساب الجرعات الإشعاعية، يمكن استخدامه لمحاكاة المسرعات الخطية المستخدمة في البحث والصناعة، أجهزة الأشعة السينية، وتشعيع المريض. تم تصميم إصدار حديث منه يعرف بإسم EGSnrc.

#### • **PENELOPE**

(PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons) كود يسمح بمحاكاة انتقال الإلكترون، البوزيترون والفوتون في مواد غير متجانسة، ويحتوي على نموذج مفصل لمعالجة المقاطع العرضية منخفضة الطاقة (سنتطرق إلى معلومات تفصيلية أكثر حول هذا الكود في العناوين التالية).

• **MCNP (Monte Carlo N particles)** (مونت كارلو  $N$  جسيمات) تم تطويره في الأصل لاستخدامه في فيزياء المفاعلات وانتقال النيوترونات، لكن يمكن استخدامه للفوتون أو الإلكترون، ويُطبق في مجالات مختلفة كالحماية الإشعاعية، قياس الجرعات، التصوير بالأشعة.

• **GEANT4 (GEometry ANd Tracking)** (الهندسة والتتبع) صمم خصيصا لفيزياء الجسيمات عالية الطاقة، ويسمح بمحاكاة جسيمات متعددة ويتطلب هذا الكود مهارة كبيرة في البرمجة على ++C من قبل المستخدم.

### III.1.4.3. تصنيفات الكودات

تصنف كودات محاكاة مونت كارلو وفقا لكيفية تعاملها مع تغير طاقة الإلكترون الأولي في التفاعلات الفردية لصنفين أساسيين I و II.

#### الصنف I

في نماذج الصنف الأول لا تتأثر طاقة واتجاه الإلكترون الأولي بشكل مباشر مع تكون الإلكترونات الثانوية، وتعالج بطريقة تجميعية وذلك بأخذ عينات لتوزيع فقدان الطاقة للإلكترون الأولي مع كل خطوة، أما الإلكترونات الأولية المنحرفة عن مسارها فتعالج باستعمال نظرية التشتت المتعدد. تتميز خوارزميات هذا الصنف بالسرعة النسبية مقارنة بخوارزميات الصنف II.

## II الصنف

تعتمد خوارزميات الصنف الثاني على المحاكاة المختلطة التي تقسم فيها التفاعلات إلى صنفين " قاسية" و " لينة"، وذلك وفقا لقيم محددة (عتبات) لكل من الطاقة المفقودة والانحراف الزاوي. تتمثل التفاعلات القاسية في التفاعلات التي تتجاوز فيها الطاقة المفقودة وزاوية التشتت قيم العتبة المحددة وتحاكي بشكل فردي، بطريقة تفصيلية. بينما تكون الطاقة المفقودة (زاوية الانحراف) خلال التفاعلات اللينة صغيرة، بحيث تؤثر تأثيرا خفيفا على مسارات الجسيمات الأولية وتخضع لمحاكاة تجميعية كما في الصنف I.

تكمن أهمية المحاكاة المختلطة في إمكانية محاكاة التأثير المزدوج للجسيمات عالية الطاقة التي تتعرض لتصادمات قاسية يتخللها عدد كبير من التصادمات اللينة، وتعتبر الخوارزميات المختلطة أكثر دقة من الخوارزميات التجميعية.

### III.2.4.3. اختيار الكود المناسب

يعتمد اختيار الكود المناسب على ما يراد محاكاته بالضبط، حيث لا يوجد كود مثالي لجميع التطبيقات. من بين مختلف الكودات يستعمل بينيلوب على نطاق واسع لدراسة وقياس الجرعات الإشعاعية في التشخيص بالأشعة السينية لأنه يعالج انتقال كل من الإلكترونات والفوتونات بتطبيق المحاكاة المختلطة ذات الدقة العالية مما يعطي توافقا كبيرا بين القيم التجريبية ونتائج المحاكاة، ويسمح بمحاكاة أشكال هندسية متنوعة، كما يتميز بالمرونة والبساطة النسبية لهيكله وهذا ما يساعد على سهولة تعلمه واستخدامه، إضافة إلى كونه مجانيا.

### III.4. محاكاة مونت كارلو باستعمال كود بينيلوب (Penelope)

بينيلوب (PENELOPE) هو كود حاسوب يستعمل طريقة مونت كارلو لمحاكاة انتقال كل من الإلكترونات، البوزيترونات والفوتونات وهو اختصار لعبارة:

#### "Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons"

"اختراق وفقدان الطاقة للإلكترونات والبوزيترونات"، حيث تم تصميمه بداية لمحاكاة اختراق وفقدان الطاقة للبوزيترونات والإلكترونات في المادة، ثم تم لاحقا إدخال الفوتونات. تم تطوير الكود في أوائل التسعينات من قبل فريق البروفيسور فرانسيسك سالفات بجامعة برشلونة وتمت إضافته لبنك البيانات لوكالة الطاقة النووية سنة 2001 ليصبح متاحا للتوزيع العام. توالى بعد ذلك عدة

إصدارات للكود تحتوي على نماذج فيزيائية وخوارزميات محسنة بهدف تحسين الدقة والمرونة وجعل الكود أكثر سهولة للاستخدام.

يطبق بينيلوب خوارزمية من الصنف II ويجمع بين المحاكاة المختلطة لنقل الإلكترون والبوزيترون والمحاكاة التفصيلية لنقل الفوتون، ويعمل على توليد وإبل (showers) من الجسيمات داخل أنظمة مادية ذات أشكال هندسية معقدة ويسمح بمحاكاة هذه الجسيمات في نطاق الطاقة ما بين بضعة مئات من eV إلى 1GeV.

تم تصميم بينيلوب بحيث يكون مسار الجسيمات كسلسلة من الأحداث "الخطوات" وفي نهاية كل خطوة يتفاعل الجسيم مع الوسط (تصادم) فيفقد على إثره الطاقة ويغير اتجاهه، وفي بعض الحالات ينتج جسيمات ثانوية<sup>[33]</sup>.

لا توجد متطلبات مميزة لعمل نواة الكود التي هي عبارة عن مجموعة من البرامج الفرعية لـ FORTRAN77 حيث يمكن تشغيله على حاسوب يعمل بنظام تشغيل Linux أو Windows أو UNIX W.S. كما يتميز الكود بالسرعة والدقة العالية ولهذا يستخدم في العديد من التطبيقات المتعلقة بقياس جرعات الإشعاع.

يجمع بينيلوب بين المقاطع العرضية العددية والتحليلية الكلية والتفاضلية لوصف آليات التفاعل المختلفة. هذه المقاطع العرضية هي نتيجة النماذج الفيزيائية التقريبية، وبالتالي فهي تتأثر بأوجه الارتياحات المنتظمة<sup>[35]</sup>.

### III.1.4. هيكلة كود بينيلوب

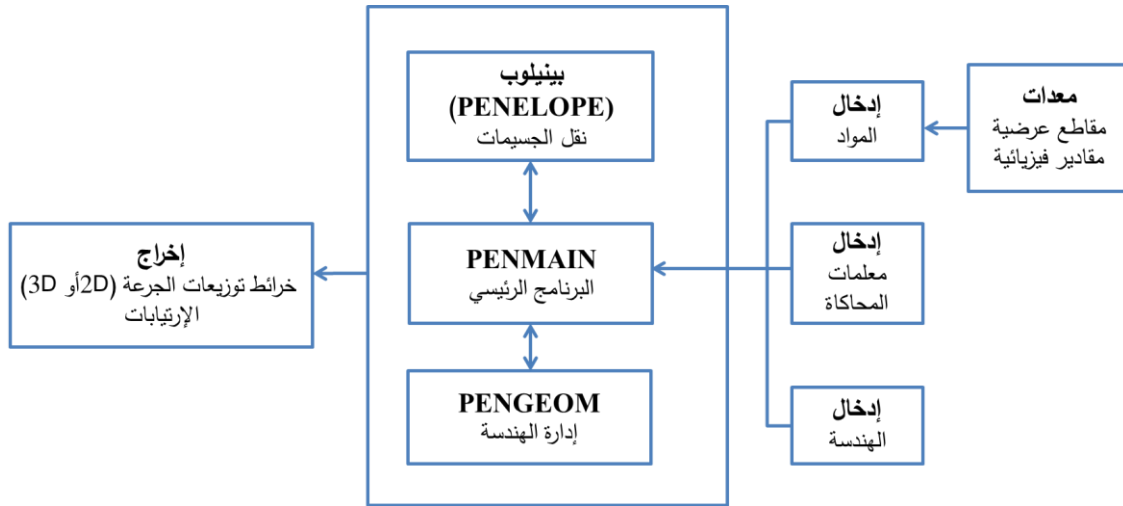
يسمح هيكل كود بينيلوب البسيط نسبياً، للمستخدم بتكييف البرنامج الرئيسي مع احتياجاته الخاصة، دون التدخل في الجزء الذي يتعامل مع نقل الجسيمات، حيث تدير الملفات المساعدة المستقلة عن البرنامج الرئيسي الهندسة، ويتيح الكود التحكم السريع في مواد ومعلومات الإدخال للمحاكاة<sup>[32]</sup>.

لإجراء محاكاة يجب إنشاء ملف إدخال، يحتوي على معلومات منظمة تصف النظام المراد محاكاته، وتخص جوانب عديدة مثل الهندسة، المواد المستخدمة، موقع وخصائص المصدر، وبعض الملفات التي يتم استخدامها في المحاكاة.

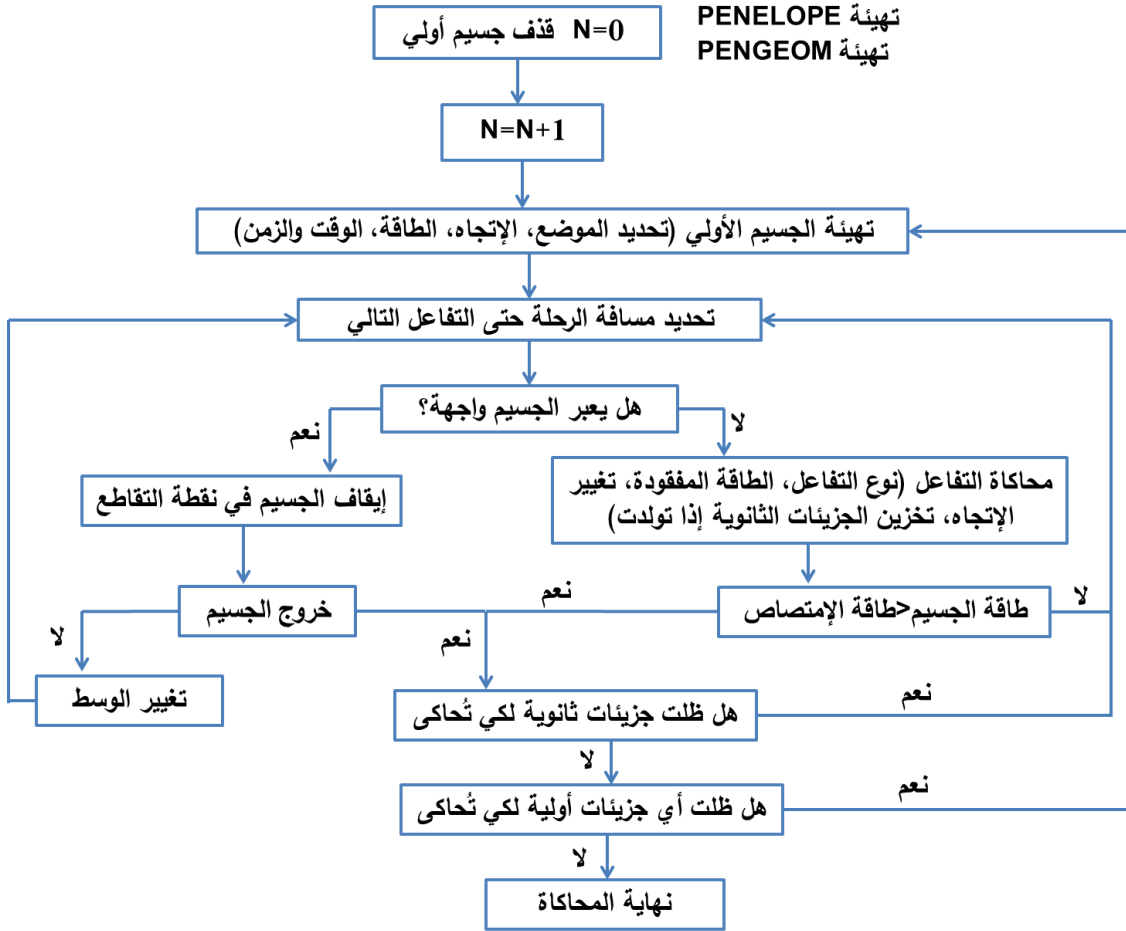
يقوم بينيلوب بقراءة ملف الإدخال ليبدأ بإجراء المحاكاة، ويقوم بعدها بإنشاء ملفات إخراج جديدة تتضمن نتائج المحاكاة وتقديرات الأخطاء الناتجة، وبعض الجداول التي تلخص عملية المحاكاة.

PENMAIN هو البرنامج الرئيسي الذي يجمع مختلف الإجراءات الفرعية اللازمة لتكرار المراحل التي تشكل تاريخ الجسيم، كما هو موضح في الشكل ( 3.III). يستخدم هذا البرنامج الرئيسي ثلاثة ملفات إدخال تصف الهندسة وإعدادات المحاكاة وبيانات المواد التي يعدها برنامج المعدات [39].

تتكون حزمة البرامج الفرعية 'PENGEOM' من مجموعة كاملة من الأدوات للتعامل مع الأشكال الهندسية الرباعية المعقدة في محاكاة مونت كارلو لانتقال الإشعاع. من المفترض أن تتكون بنية المادة التي ينتشر فيها الإشعاع، من أجسام متجانسة محدودة بسطوح رباعية. تقوم إجراءات PENGEOM الفرعية تلقائياً بتتبع الجسيمات داخل الهيكل المادي، بغض النظر عن تفاصيل النماذج الفيزيائية المعتمدة لوصف التفاعلات. تم تصميم هذه الإجراءات الفرعية لمخططات محاكاة تفصيلية، حيث يتم محاكاة جميع التفاعلات الفردية للجسيمات المنقولة بالتتابع. كما أنها تعمل مع مخططات مختلطة (الصف II) للجسيمات المشحونة عالية الطاقة [39].



شكل ( 2.III ) : رسم تخطيطي يوضح الهيكل المبسطة لبرامج وملفات الإدخال والإخراج لـ كود بينيلوب [39]



شكل ( 3.III ) : خوارزمية البرنامج الرئيسي Penmain [34]

### 2.4.III. معلمات المحاكاة

يتم التحكم بسرعة ودقة المحاكاة من خلال قيم معلمات المحاكاة الخاصة بكل مادة والتي تحدد مسبقاً من قبل المستخدم. يؤدي الاختيار المناسب لهذه المعلمات إلى تحسين كفاءة المحاكاة وهي كالتالي:

$C_1$ : متوسط الانحراف الزاوي لكل خطوة بين تصادمات مرنة قاسية.

$C_2$ : الحد الأقصى لمتوسط فقد الطاقة الجزئي لكل خطوة.

هذان المتغيران يتحكمان في طول الخطوة ويؤثران على سرعة المحاكاة ( $C_1$  للطاقات المنخفضة

و  $C_2$  للطاقات العالية) وتتراوح قيمهما ما بين 0 و 0.2 .

WCC (eV): عتبة فقدان الطاقة للتصادمات القاسية غير المرنة.

WCR (eV): عتبة فقدان الطاقة لأحداث الانكباح القوية.

هذان المتغيران يؤثران على دقة الطاقة وتأثيراً خفيفاً على السرعة.

$E_{Max}$  (eV): الطاقة القصوى للجسيمات المحاكاة.

EABS ( $e^+$ ,  $e^-$ ): طاقة الامتصاص للجسيمات المشحونة.

EABS (ph): طاقة الامتصاص للفوتونات.

ملاحظة: عندما تنخفض الطاقة الحركية للجسيمات إلى ما دون طاقات الامتصاص يتم إيقاف تتبعها ( $EABS \geq 50$  eV).

$S_{max}$  (DSMAX): الحد الأقصى المسموح به لطول الخطوة.

### III.4.3. الهندسة في بينيلوب

يتكون النظام المحاكى من مجموعة من الأجسام المتجانسة المعرفة بمواد تكوينها والسطوح التي تحدها، ويتم نمذجة هذه السطوح من خلال ملف Pengeom الذي يتوفر على الأدوات اللازمة لأداء العمليات الهندسية، وذلك عن طريق دمج سطوح أساسية وتطبيق التحولات الهندسية اللازمة عليها للحصول على الشكل الهندسي المطلوب. يمكن البرنامج المساعد Gview من عرض صور ثنائية وثلاثية الأبعاد للشكل الهندسي مما يسمح بتحديد الأخطاء في ملف تعريف الهندسة وتصحيحها من طرف المستخدم.

لتسهيل تعريف الهندسة وحساب تقاطع السطوح يفترض استعمال السطوح الرباعية التي يعبر عنها بدوال تحليلية بسيطة وتتميز بالمرونة الكافية لنمذجة مختلف الهياكل المادية. لذلك يضمن اعتبار السطوح الرباعية فقط في حزمة Pengeom الحفاظ على كفاءة المحاكاة، عكس بعض العمليات الهندسية المطولة التي قد تضعفها بشدة.

يعبر عن السطوح التربيعية بمعادلة عامة تشمل كل السطوح المذكورة في الجدول (III.1). لكن عمليا كل سطح تربيعي يعبر عنه بمعادلة مختزلة (بشكله المختزل) تسمح ببعض التحولات الهندسية البسيطة. المعادلة العامة [33]:

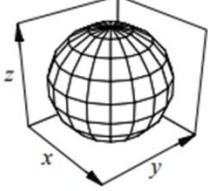

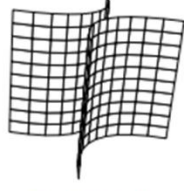
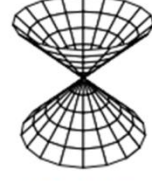
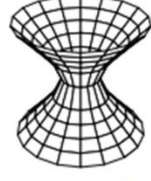
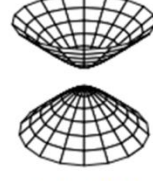


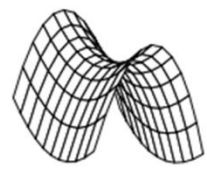
$$(1. III) \quad F(r) = A_{xx}x^2 + A_{xy}xy + A_{xz}xz + A_{yy}y^2 + A_{yz}yz + A_{zz}z^2 + A_x x + A_y y + A_0 = 0$$

المعادلة المختزلة [33]:

$$(1. III) \quad F_r(r) = I_1 x^2 + I_2 y^2 + I_3 z^2 + I_4 z + I_5 = 0$$

حيث:  $I_5, I_4, I_3, I_2, I_1$  هي ثوابت (مؤشرات) تأخذ فقط القيم 1، 0، -1 وتعرف السطوح التربيعية الأساسية كما هو موضح في الشكل (1. III) والجدول (1. III).

ملاحظة: كل الأطوال في كود بينيلوب يعبر عنها بوحدة cm.

 <p>1, 1, 1, 0, -1 كرة</p>	 <p>1, 1, 0, 0, -1 أسطوانة</p>	 <p>1, -1, 0, 0, -1 أسطوانة دائرية</p>
 <p>1, 1, -1, 0, 0 مخروط</p>	 <p>1, 1, -1, 0, -1 سطح زائد ذو طية</p>	 <p>1, 1, -1, 0, 1 سطح زائد ذو طيتين</p>
 <p>1, 1, 0, -1, 0 سطح مكافئ</p>	 <p>1, 0, 0, -1, 0 سطح مكافئ أسطواني</p>	 <p>1, -1, 0, -1, 0 سطح مكافئ زائدي</p>

شكل ( 4.III ) : سطوح تربيعية مختزلة وغير مستوية مع مؤشراتها (في كل الحالات يكون المنظور هو نفسه بالنسبة للكرة) [33]

الصيغة المختزلة	المؤشرات	سطوح تربيعية
$z - 1 = 0$	0 0 0 1	مستوي -1
$z^2 - 1 = 0$	0 0 1 0	مستويين متوازيين -1
$x^2 + y^2 + z^2 - 1 = 0$	1 1 1 0	كرة -1
$x^2 + y^2 - 1 = 0$	1 1 0 0	أسطوانة -1
$x^2 - y^2 - 1 = 0$	1 -1 0 0	أسطوانة زائدية -1
$x^2 + y^2 - z^2 = 0$	1 1 -1 0	مخروط 0
$x^2 + y^2 - z^2 + 1 = 0$	1 1 -1 0	سطح زائد ذو طية -1
$x^2 + y^2 - z^2 = 0$	1 1 -1 0	سطح زائد ذو طيتين 1
$x^2 + y^2 - z = 0$	1 1 0 -1	سطح مكافئ 0
$x^2 - z = 0$	1 0 0 -1	سطح مكافئ أسطواني 0
$x^2 - y^2 - z = 0$	1 -1 0 0	سطح مكافئ زائدي 0

جدول ( 1.III ) : سطوح تربيعية مختزلة [33]

## الخاتمة

تعلمنا من خلال هذا الفصل كيف يمكن أن تختصر عمل أيام في عمليات بسيطة على الحاسوب بفضل طريقة مونت كارلو التي تسمح بمحاكاة تفاعل الإشعاع مع المادة. قدمنا بداية تعريفًا عامًا لطريقة م ك وبعض المفاهيم المتعلقة بكيفية عملها وفعاليتها، ثم قدمنا شرحًا لكيفية استعمال هذه الطريقة في محاكاة انتقال الإشعاع، وألقينا نظرة سريعة على أهم الكودات المستعملة لهذا الغرض. بعدها قمنا بالتفصيل في شرح كود بينيلوب (هيكلته وكيفية إنشاء أشكال هندسية باستعماله) الذي اخترناه نظرًا لموثوقيته الكبيرة وسهولة استخدامه، لدراسة تأثير ترشيح الأشعة السينية بواسطة السبائك المعدنية على الجرعة المودعة في التشخيص بالأشعة. وسنعرض نتائج هذه المحاكاة في الفصل القادم والأخير.



"غالبًا ما تكون المواد الجديدة هي اللبنة الأساسية اللازمة لتطوير المنتجات وتقدم التكنولوجيا في صناعة الأجهزة الطبية " -  
باري تشادويك وكريس توتو -

## الفصل الرابع

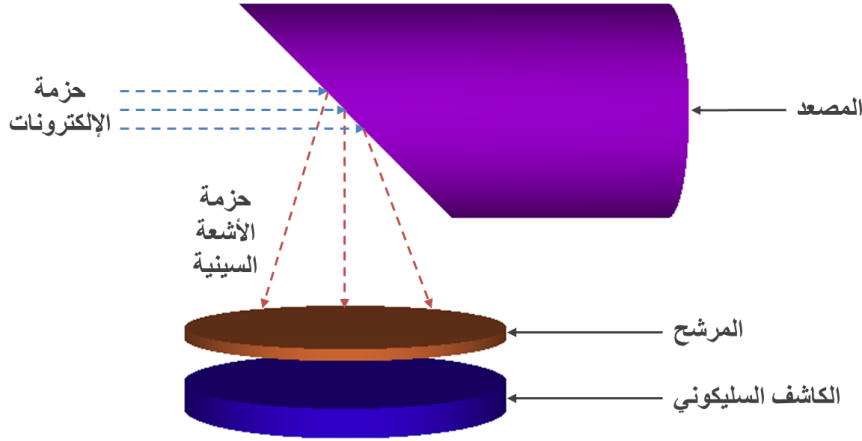
### نتائج محاكاة ترشيح الأشعة السينية بواسطة السبائك المعدنية وتأثيرها على الجرعة المودعة في التشخيص بالأشعة السينية

بسبب صعوبة وخطورة إجراء قياسات إشعاعية مثل قياس الجرعة المودعة ضمن النسيج الحي لجسم الإنسان يتم اللجوء للمحاكاة، حيث يستبدل جسم الإنسان بمجسم تكون المادة المكونة له مماثلة لتكوين أنسجة الجسم، وتعتبر محاكاة مونت كارلو من أفضل الطرق المستعملة لهذا الغرض.

في هذا الفصل سنتطرق إلى الجانب التطبيقي من هذه الدراسة التي تهدف إلى معرفة تأثير الترشيح بواسطة سبائك معدنية مختلفة على جرعة الإشعاع المودعة في التشخيص بالأشعة السينية. وتتمثل الفكرة الأساسية في استعمال كود بينيلوب إصدار 2011 لمحاكاة أطياف طاقة الأشعة السينية المرشحة بواسطة معدنين وخمسة سبائك معدنية، ثم محاكاة الجرعة المودعة داخل مجسم مائي لكل الأطياف. وسنقوم بعرض ومقارنة نتائج المحاكاة لكل من المعدنين والسبائك.

## 1.IV. نمذجة أنبوب الأشعة السينية والمجسم المائي

باستعمال ملف Pengeom لكود بينيلوب تم تشكيل نموذج مبسط لأنبوب الأشعة السينية والكاشف السليكوني كما هو موضح في الشكل (1.IV). يتضمن نموذج الأنبوب مصعدا مكونا من مادة التنغستن W، على شكل أسطوانة قطرها 2cm ذات قاعدة مائلة بزاوية 45° من الجهة التي تأتي منها حزمة الإلكترونات. كما يتضمن مرشحا على شكل أسطوانة قطرها 3cm و ارتفاعها 2mm (مادة المرشح متغيرة خلال الدراسة). أما الكاشف فتتمت نمذجته كذلك على شكل أسطوانة قطرها 3cm و ارتفاعها 5mm تبعد بـ 1cm عن المرشح. بالنسبة للمسافة الفاصلة بين السطوح اعتبرناها فراغا.



شكل ( 1.IV ) : صورة ثلاثية الأبعاد لنموذج أنبوب الأشعة السينية (مأخوذة من برنامج gview3d)

### 1.1.IV. المرشحات المستعملة في الدراسة

في هذه الدراسة استخدمنا عدة مرشحات من معادن وسبائك معدنية مختلفة، لها نفس السمك (2 mm).

#### • مرشح الألمنيوم

يتميز معدن الألمنيوم (Al) بالعدد الذري  $Z=13$ ، بكتلة حجمية  $2.699 \text{ g/cm}^3$  ودرجة انصهار  $660 \text{ }^\circ\text{C}$ .

#### • مرشح النحاس

يتميز معدن النحاس (Cu) بالعدد الذري  $Z = 29$ ، بكتلة حجمية  $8.96 \text{ g/cm}^3$  ودرجة انصهار  $1083 \text{ }^\circ\text{C}$ .

#### 1.1.1.IV. السبائك المعدنية

السبائك المعدنية هي مواد تتكون من عنصرين أو أكثر، يكون أحدها على الأقل معدنا وتختلف النسب المئوية الكتلية لكل عنصر في السبيكة. تتميز السبائك عن المعادن المكونة لها بعدة خصائص فيزيائية مثل القوة، الصلابة والقدرة على تحمل الحرارة إضافة إلى كونها أقل تكلفة. لدراسة إمكانية استعمال هذه السبائك في ترشيح الأشعة السينية قمنا بتشكيل خمسة ملفات سبائك بمكونات ونسب كتلية مختلفة، داخل ملف pendbase وذلك باستخدام برنامج material، وهي موضحة في الجدول التالي:

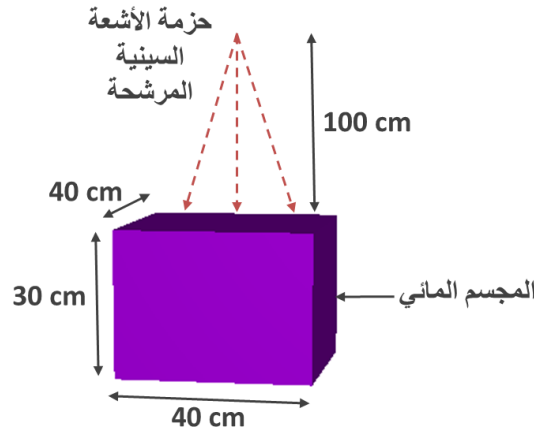
الكتلة الحجمية ( $\text{g/cm}^3$ )	ترميز العناصر مع العدد الذري	مكونات السبيكة (النسبة المئوية الكتلية %)	السبيكة
3.42	$^{29}\text{Cu}-^{13}\text{Al}$	ألومنيوم(70) - نحاس(30)	1
4.15	$^{29}\text{Cu}-^{13}\text{Al}$	ألومنيوم(50) - نحاس(50)	2
3.32	$^{30}\text{Zn}-^{13}\text{Al}$	ألومنيوم(70) - زنك(30)	3
8.32	$^{30}\text{Zn}-^{29}\text{Cu}$	نحاس(70) - زنك(30)	4
4.47	$^{30}\text{Zn}-^{29}\text{Cu}-^{13}\text{Al}$	ألومنيوم(40) - نحاس(30) - زنك(30)	5

جدول ( 1.IV ) : السبائك المعدنية المستعملة لترشيح الأشعة السينية

ملاحظة: الكتلة الحجمية للزنك تساوي  $7.133 \text{ g/cm}^3$ .

#### 2.1.IV. نمذجة الجسم المائي

لدراسة وحساب جرعة الأشعة السينية داخل جسم الإنسان، قمنا بنمذجة هذا الأخير باستخدام مجسم مائي (فانتوم) نظرا لصعوبة نمذجة جسم الإنسان بأعضائه المعقدة، ولأن الماء يتفاعل مع الأشعة بنفس الطريقة التي يتفاعل بها الجسم الحي معها، لكونه المكون الرئيسي لأنسجة جسم الإنسان. المجسم المائي عبارة عن متوازي مستطيلات أبعاده ( $30 \times 30 \times 40 \text{ cm}^2$ )، يبعد عن مصدر الأشعة السينية بـ  $100 \text{ cm}$ . كما هو موضح في الشكل (2.IV).



شكل ( 2.IV ) : صورة ثلاثية الأبعاد لنموذج المجسم المائي (مأخوذة من برنامج gview3d)

ملاحظة: في النمذجة اعتبرنا المسافة بين الفانتوم ومصدر الأشعة السينية هواء الي هي عبارة عن هواء بعين الإعتبار، والتي هي في الأصل عبارة عن هواء.

## 2.IV. نتائج المحاكاة ومناقشتها

لمباشرة المحاكاة باستعمال كود بينيلوب اخترنا القيمة  $E_{max} = 120 \text{ keV}$  لتكون الطاقة القصوى للإلكترونات التي تصطدم بمصدر التنغستن لإنتاج حزمة الأشعة السينية. قبل التطرق لمحاكاة الجرعة داخل المجسم المائي قمنا بمحاكاة طيف الطاقة للأشعة السينية المنتجة، حيث يسمح الكاشف بقياس طيف الأشعة السينية في حالة وجود المرشح وعدمه. واعتمدنا في تمثيل النتائج على برنامج Origin.

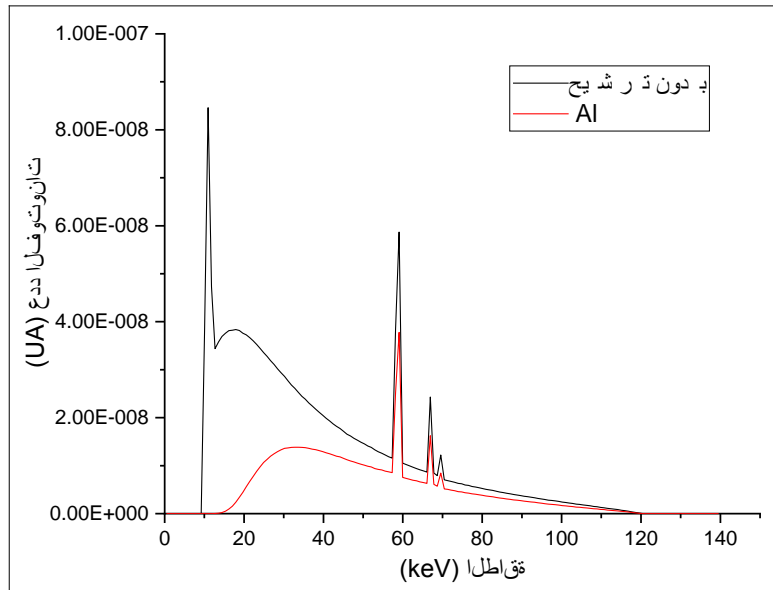
### 1.2.IV. محاكاة طيف الطاقة للأشعة السينية

بعد القيام بعدة عمليات محاكاة لأجل مرشحات من معادن مختلفة تحصلنا على أطياف الطاقة الخاصة بكل منها.

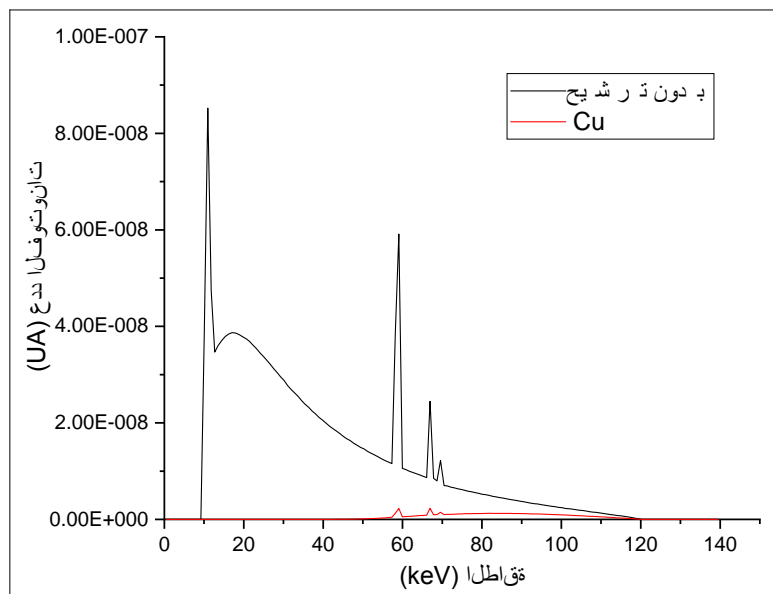
#### 1.1.2.IV. تأثير الترشيح على طيف الأشعة السينية

يوضح كل من الشكلين (3.IV) و(4.IV) نتيجة محاكاة طيف الطاقة، قبل الترشيح وبعده لكل من مرشحي الألمنيوم والنحاس. من خلال مقارنة الشكلين نلاحظ أن كلا المرشحين غيرا من شكل طيف الأشعة السينية المنتجة، حيث عمل مرشح الألمنيوم على امتصاص الفوتونات ذات الطاقات

المنخفضة كليا، بينما قام بامتصاص نسبي للفوتونات عالية الطاقة. أما مرشح النحاس فقد عمل على امتصاص معظم الطيف أي أن الامتصاص بالنسبة لمرشح النحاس كان بدرجة أكبر منه لمرشح الألمنيوم، وهذا راجع إلى كون الكتلة الحجمية للنحاس أكبر. وعليه فإن متوسط الطاقة لحزمة الأشعة المرشحة بواسطة النحاس يكون أكبر.



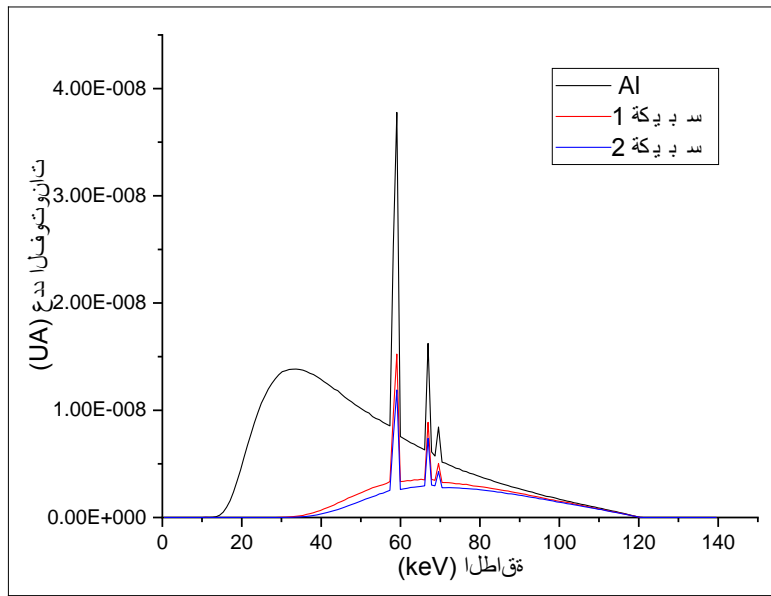
شكل ( 3.IV ) : طيف الطاقة للأشعة السينية قبل وبعد ترشيحها بواسطة مرشح الألمنيوم



شكل ( 4.IV ) : طيف الطاقة للأشعة السينية قبل وبعد ترشيحها بواسطة مرشح النحاس

#### 2.1.2.IV. تأثير الترشيح بواسطة السبائك المعدنية على الطيف

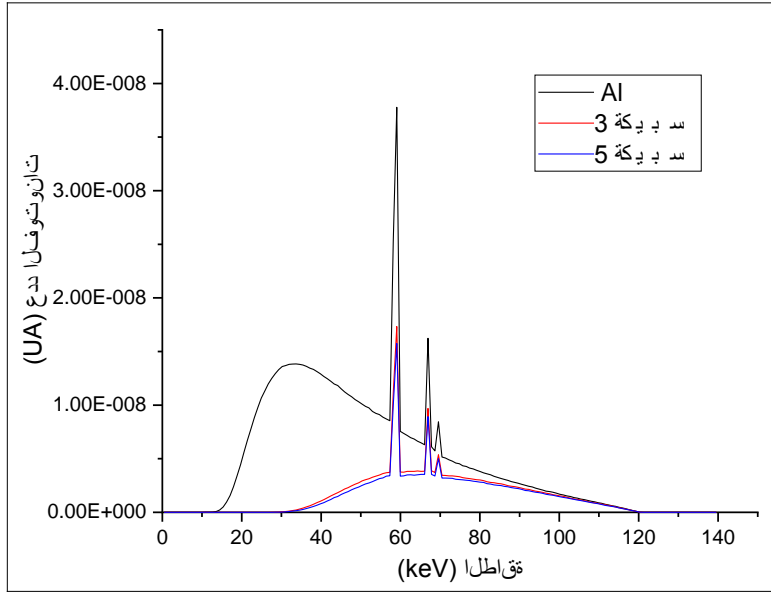
يمثل الشكل (5.IV) مقارنة لطيفي الطاقة الناتجين عن الترشيح بواسطة سبيكتي ألمنيوم-نحاس مع مرشح الألمنيوم. من خلال ملاحظة أطيايف الطاقة وجدنا أن السبيكتين أكثر ترشيحا للأشعة السينية من مرشح الألمنيوم. وبمقارنة طيفي السبيكتين لاحظنا أن السبيكة 2 أكثر ترشيحا لاحتوائها على نسبة أكبر من النحاس (70%) والذي يمتلك كتلة حجمية وعدد ذري أكبر. وهذا ما يجعل متوسط الطاقة لحزمة الأشعة المرشحة بواسطة السبيكة 1 أكبر منه للسبيكة 2.



شكل ( 5.IV ) : أطيايف الطاقة للأشعة السينية بعد ترشيحها بواسطة الألمنيوم وسبائك ألمنيوم-نحاس

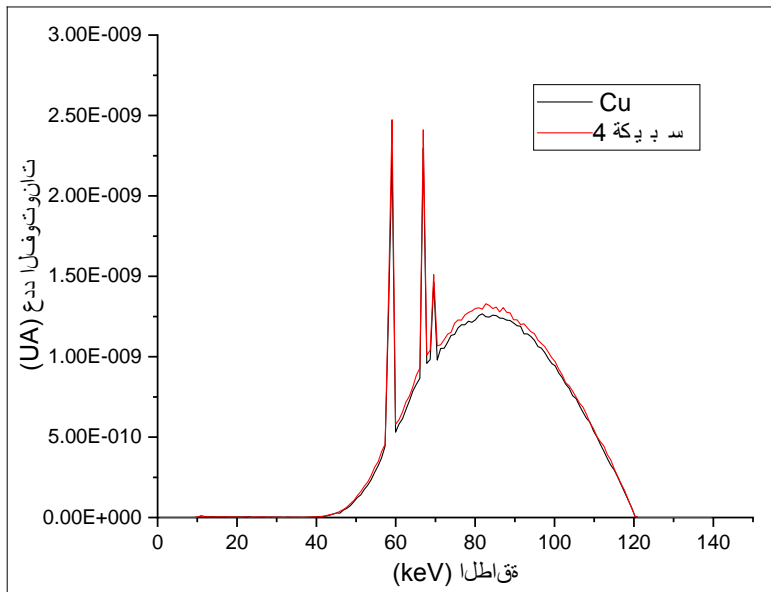
يمثل الشكل (6.IV) مقارنة لطيفي الطاقة الناتجين عن الترشيح بواسطة السبيكتين 3 و 5 مع مرشح الألمنيوم. من خلال ملاحظة أطيايف الطاقة وجدنا أن السبيكتين أكثر ترشيحا للأشعة السينية من مرشح الألمنيوم. كما لاحظنا أن السبيكة 3 أقل ترشيحا للأشعة من السبيكة 5 التي تملك كتلة حجمية أكبر لأن نسبة احتوائها على النحاس والزنك معا أكبر من نسبة الألمنيوم. وهذا ما يجعل متوسط الطاقة لحزمة الأشعة المرشحة بواسطة السبيكة 5 أكبر منه للسبيكة 3.

بمقارنة الشكلين (5.IV) و (6.IV) لاحظنا أن سبيكة ألمنيوم-زنك أكثر ترشيحا لطيف الأشعة مقارنة بسبيكة ألمنيوم-نحاس رغم احتوائهما على نسبة الألمنيوم، لأن العدد الذري للزنك أكبر منه للنحاس مع تقارب الكتل الحجمية.



شكل ( 6.IV ) : أطياف الطاقة للأشعة السينية بعد ترشيحها بواسطة الألمنيوم وسبيكة ألمنيوم-زنك وسبيكة ألمنيوم-نحاس-زنك

يمثل الشكل (7.IV) مقارنة لطيفي الطاقة الناتجين عن الترشيح بواسطة السبيكة 4 مع مرشح النحاس. نلاحظ من خلال طيفي الطاقة أن السبيكة 4 كانت أقل ترشيحا للأشعة السينية من مرشح النحاس لأن الكتلة الحجمية للسبيكة أصغر منها للنحاس.



شكل ( 7.IV ) : أطيف الطاقة للأشعة السينية بعد ترشيحها بواسطة النحاس وسبيكة نحاس-زنك

## IV.2.2. محاكاة الجرعة في الجسم المائي

باستعمال نتائج محاكاة الطيف قمنا بمباشرة محاكاة الجرعة لكل من الأطياف التي تحصلنا عليها لأجل مختلف المرشحات. حيث يسمح كود بينيلوب بحساب جرعة الأشعة السينية المودعة في الجسم المائي بدلالة العمق.

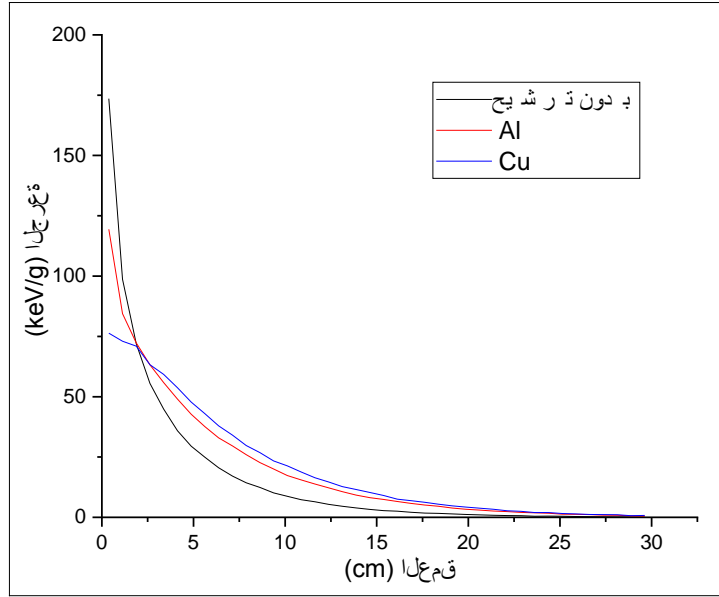
### IV.1.2.2. تأثير الترشيح على الجرعة المودعة

من خلال محاكاة الجرعة لطيف الطاقة بدون ترشيح ولطيفي الطاقة لكل من مرشحي الألمنيوم والنحاس، تحصلنا على منحنيات عمق الجرعة الممثلة في الشكل (8.IV). في كل المنحنيات نلاحظ أن كمية الجرعة تتناقص بشكل أسي بدلالة العمق إلى أن تصل تقريبا إلى الصفر، وذلك بفعل قانون التوهين. يكمن الاختلاف بين المنحنيات في كمية الجرعة المودعة عند البداية (عند العمق 0.375 cm)، فبالنسبة لمنحنى الجرعة بدون ترشيح كانت: 173.5466 eV/g أما بالنسبة للألمنيوم: 119.1797 eV/g في حين أنها بالنسبة للنحاس: 76.34275 eV/g، أي أن مرشح الألمنيوم عمل على تخفيض كمية الجرعة عند البداية بنسبة 31.41% مقارنة بمنحنى الجرعة دون ترشيح. أما مرشح النحاس فقد عمل على تخفيضها بنسبة 56.72%.

لكن انطلاقا من قيم معينة للعمق أصبحت الجرعة المودعة في الماء للأشعة المرشحة بواسطة كل من مرشحي الألمنيوم والنحاس أكبر منها لحزمة الأشعة غير المرشحة، وكذلك من أجل قيمة أخرى أصبحت الجرعة المودعة للأشعة المرشحة بواسطة النحاس أكبر منها للألمنيوم.

ويرجع الاختلاف في كيفية إيداع الجرعة في الجسم المائي بين حزمتي الأشعة لكل من مرشحي النحاس و الألمنيوم إلى اختلاف متوسط الطاقة لحزمة الأشعة المرشحة، فهي بالنسبة لمرشح النحاس أكبر منها لمرشح الألمنيوم.





شكل ( 8.IV ) : منحنيات عمق الجرعة لحزمة الأشعة السينية في الجسم قبل وبعد ترشيحها بواسطة مرشح الألمنيوم والنحاس

#### 1.2.2.IV. تأثير الترشيح بواسطة السبائك المعدنية على الجرعة المودعة

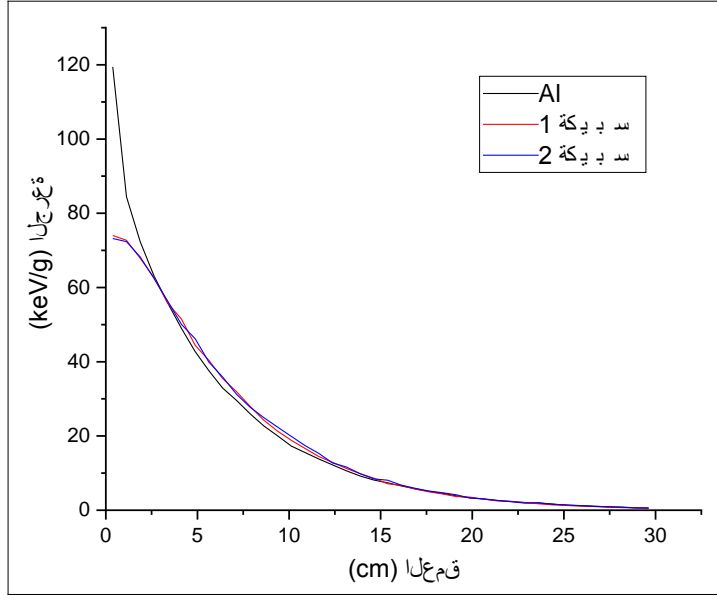
من خلال محاكاة الجرعة لأطياف الطاقة لكل السبائك، تحصلنا على منحنيات عمق الجرعة الممثلة في الأشكال (9.IV)، (10.IV) و(11.IV).

يمثل الشكل (9.IV) مقارنة بين منحنى عمق الجرعة لكلا السبائك السبيكتي ألمنيوم-نحاس مع منحنى عمق الجرعة للألمنيوم.

بمقارنة منحنى السبيكتين بمنحنى الألمنيوم، نلاحظ اختلافاً في كمية ايداع الجرعة في الجسم المائي بدلالة العمق، حيث تختلف في الجرعة المودعة عند البداية، كما أن كمية الجرعة المودعة لكلا السبيكتين أكبر منها لمرشح الألمنيوم انطلاقاً من قيم مختلفة للعمق.

الجرعة المودعة عند البداية هي (74.0255 eV/g) بالنسبة للسبيكة 1، حيث عملت على تخفيضها بنسبة 37.88% مقارنة بالألمنيوم. بالمقابل عملت السبيكة 2 على تخفيض الجرعة عند البداية بنسبة 38.57% مقارنة بالألمنيوم، حيث أن الجرعة عند البداية بالنسبة للسبيكة 2 تساوي 73.20638 eV/g. وهذا راجع إلى احتواء السبيكتين على نسب من النحاس، غيرت من خصائص معدن الألمنيوم.

بمقارنة منحني السبكتين نلاحظ أن تأثير السبكتين على الجرعة المودعة متقارب مع وجود إختلاف طفيف في الجرعة عند البداية

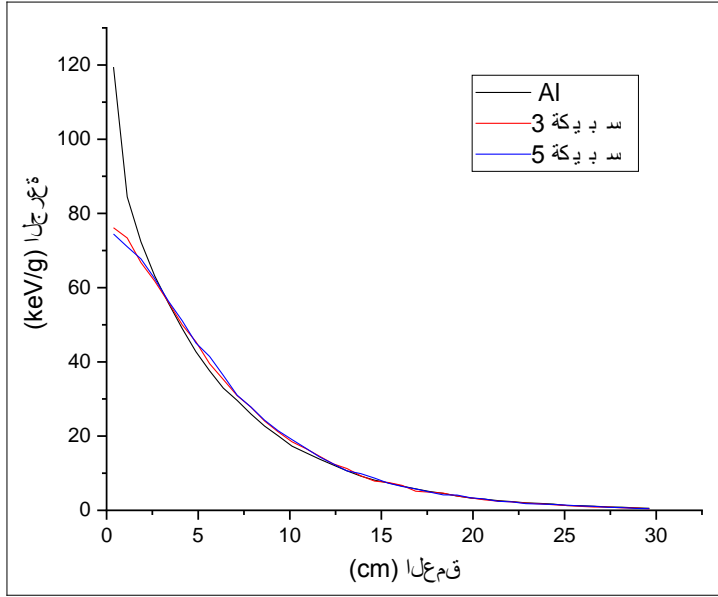


شكل ( 9.IV ) : منحنيات عمق الجرعة لأجل مرشح الألمنيوم وسبائك ألمنيوم-نحاس

يمثل الشكل (10.IV) مقارنة بين منحنى عمق الجرعة لكلا السبكتي 3 و 5 مع منحنى عمق الجرعة للألمنيوم.

بمقارنة منحنى السبكتين بمنحنى الألمنيوم، نلاحظ أن كمية الجرعة المودعة لكلا السبكتين أكبر منها لمرشح الألمنيوم انطلاقاً من قيم مختلفة للعمق، وبعد عمق يقارب 15 cm نلاحظ انطباق المنحنيات. وبمقارنة منحنى السبكتين نلاحظ اختلافاً صغيراً في الجرعة المودعة عند البداية، حيث عملت السبكتين 3 و 5 على تخفيضها بنسبة 36.1% و 37.52% على الترتيب مقارنة بالألمنيوم.

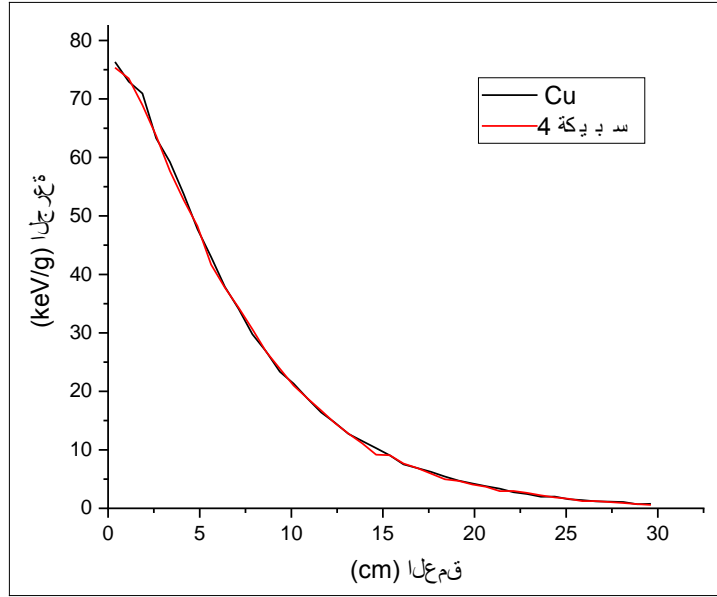
ومن خلال الشكلين (9.IV) و (10.IV) نلاحظ تقارب تأثير الترشيح بواسطة السبائك 1 و 2 و 3 و 4.



شكل ( 10.IV ) : منحنيات عمق الجرعة لأجل مرشح الألمنيوم وسبيكة ألومنيوم-زنك وسبيكة ألومنيوم-نحاس-زنك

يمثل الشكل (11.IV) مقارنة بين منحنى عمق الجرعة لسبيكة نحاس-زنك مع منحنى عمق الجرعة للنحاس.

نلاحظ تطابق شبه تام للمنحنيين مع وجود اختلاف صغير في الجرعة عند البداية حيث عملت السبيكة 4 على تخفيض الجرعة بنسبة 1.29% مقارنة بالنحاس، وهذا يعود إلى تقارب الكتلة الحجمية للنحاس والسبيكة.



شكل ( 11.IV ) : منحنى عمق الجرعة لأجل مرشح النحاس وسبيكة نحاس-زنك

## الخاتمة

عرضنا في هذا الفصل نتائج محاكاة مونت كارلو لأطياف الطاقة الناتجة عن أنبوب للأشعة السينية بعد ترشيحها بواسطة مختلف المرشحات. وكذلك نتائج محاكاة الجرعة لهذه الأطياف في مجسم مائي. حيث قمنا باستعمال معدني الألمنيوم والنحاس وأربع سبائك معدنية مختلفة مكونة من الألمنيوم، النحاس والزنك بنسب متفاوتة.

بمقارنة أطياف الطاقة وجدنا اختلافا في كمية الترشيح بواسطة السبائك المعدنية والمعادن النقية، أما بالنسبة لمنحنيات عمق الجرعة فيمكن الاختلاف الأهم في انخفاض كمية الجرعة المودعة عند السطح بالنسبة للسبائك.

---

---

## الخاتمة

---

---

كان الهدف من هذه الدراسة هو معرفة تأثير ترشيح الأشعة السينية بواسطة السبائك المعدنية على الجرعة المودعة في التشخيص بالأشعة السينية، وذلك من خلال مقارنة أطياف الطاقة ومنحنيات عمق الجرعة لكل من المرشحات المكونة من معدن واحد نقي والمعتمدة حالياً في مجال التشخيص بالأشعة مع المرشحات المكونة من السبائك المعدنية.

سمحت لنا هذه الدراسة بتعميق معرفتنا بالأشعة السينية كما منحتنا فرصة لتعلم محاكاة مونت كارلو باستعمال كود بينيلوب، حيث تم الاعتماد على هذا الأخير بينيلوب لمحاكاة أطياف الطاقة المنتجة بواسطة أنبوب الأشعة السينية والمرشحة بواسطة معدني الألمنيوم والنحاس، وخمسة سبائك معدنية مكونة من الألمنيوم، النحاس والزنك بنسب مختلفة، ومحاكاة الجرعة المودعة في مجسم مائي لكل طيف لاستخراج منحنيات عمق الجرعة.

أظهرت نتائج عمليات المحاكاة توافق وتقارب تأثير الترشيح بواسطة السبائك المعدنية مع تأثير المعادن النقية. كما وجدنا أن السبائك تساعد على تقليل كمية الجرعة المودعة عند السطح مقارنة بمرشحات المعادن النقية وهذا عامل جيد ومهم في التشخيص بالأشعة السينية، لكن لا يمكن الفصل في إذا ما كانت السبائك المعدنية مناسبة للاستعمال على أرض الواقع، لأنه توجد العديد من العوامل الأخرى التي تتطلب الدراسة مثل جودة الصورة الإشعاعية المتحصل عليها. لهذا نقترح الإستزادة على هذه الدراسة بدراسة تباين الصور.

---

---

## المراجع

---

---

- Esam M.A. Hussein. *Radiation Mechanics*. 2007. [1]  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780080450537500021>
- Sandy L. Piehl, MPA, RT(R) (T) and Thomas Sandridge, MS, RT(R). *Introduction to Radiologic Sciences and Patient Care*. Chapter 9: Basic Radiation Protection and Radiobiology. [2]  
<https://radiologykey.com/basic-radiation-protection-and-radiobiology/>
- Nouredine Zettili. *Quantum Mechanics Concepts and Applications*. Second Edition [3]
- John John Lindon, George Tranter, David koppenaal. *Encyclopedia of Spectroscopy and Spectrometry*. Second edition (9 avr. 2010). [4]
- [5] د.جبور نوفل جبور، د.جهاد كامل ملحم، د.سهى وهيب ياسين. دراسة المقطع العرضي التفاضلي لإنتثار كومبتون. مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية، سلسلة العلوم الأساسية المجلد (35) العدد(2). 2013.
- Esam M.A. Hussein. *Radiation Mechanics Principles and Practice*. [6]  
CHAPTER THREE: CROSS SECTIONS.2007.  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780080450537500045>
- Yehuda B. Band, Yshai Avishai. *Quantum Mechanics with Applications to Nanotechnology and Information Science*. 2013. [7]
- Fornalski, Krzysztof. *Simple empirical correction functions to cross sections of the photoelectric effect, Compton scattering, pair and triplet production for carbon radiation shields for intermediate and high photon energies*. 10.1088/2399-6528/aab408 Journal of Physics Communications. 2018/03/05. [8]
- Nick Connor. *What is Gamma Ray / Gamma Radiation –Definition*. 22-05-2019 . [9]  
<https://www.personal-dosimeter.com/what-is-gamma-ray-gamma-radiation-definition/>
- Radiography in Veterinary Technology. Chapter 2: Anatomy of the X-ray Machine. [10]  
[/https://veteriankey.com/anatomy-of-the-x-ray-machine](https://veteriankey.com/anatomy-of-the-x-ray-machine)
- Ferreira, C & Ximenes, Raimundo & Garcia, Carlos & Vieira, J.W. & Maia, Ana. [11]  
(2010). Total mass attenuation coefficient evaluation of ten materials commonly

used to simulate human tissue. Journal of Physics: Conference Series. 249. 012029.  
10.1088/1742-6596/249/1/012029.  
[https://www.researchgate.net/publication/231006044\\_Total\\_mass\\_attenuation\\_coefficient\\_evaluation\\_of\\_ten\\_materials\\_commonly\\_used\\_to\\_simulate\\_human\\_tissue](https://www.researchgate.net/publication/231006044_Total_mass_attenuation_coefficient_evaluation_of_ten_materials_commonly_used_to_simulate_human_tissue)

Daniel Ben-Zion. *Rutherford Scattering* (Discussion 3). 2015/04/15. [12]  
<https://courses.physics.ucsd.edu/2016/Spring/physics4e/rutherford.pdf>

J. RUSTE. *La microscopie électronique à balayage*. Technique de l'Ingénieur [13]  
P865v3, P866v2. (2013).

V. M. Bulmistrov and L. I. Trakhtenberg. *Bremsstrahlung cross section in scattering of an electron by a hydrogen atom*. Karpov Physico-chemical Institute [14]  
(Submitted February 12, 1975). Zh. Eksp. Teor. Fiz. 69, 108-114 (July 1975).  
[http://jetp.ac.ru/cgi-bin/dn/e\\_042\\_01\\_0054.pdf](http://jetp.ac.ru/cgi-bin/dn/e_042_01_0054.pdf)

LE Manipulateur d'Imagerie Médicale et Radiothérapie. RAYONNEMENTS [15]  
IONISANTS ET RADIOPROTECTION. N° Special Septembre  
(1999).

[16] أسس الفيزياء الإشعاعية. الفصل الثالث: تفاعل الإشعاع المتبادل مع المادة.  
<https://download-scientific-pdf-ebooks.com/77769-free-book>

*Electromagnetic Spectrum*. updated Aug 11, 2020. [17]  
<https://sites.google.com/site/chempendix/em-spectrum>

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electromagnetic\\_waves.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electromagnetic_waves.png) [18]

Philip C. Goodman. *The New Light: Discovery and Introduction of the X-Ray*. [19]  
<https://www.ajronline.org/doi/pdf/10.2214/ajr.165.5.7572473>

<https://16657167.weebly.com/the-experiment.html> [20]

TOSHIBA D-151 for Medical X-ray Machine Accessories .*Stationary Anode X-ray Tube*. [21]

<http://dentalxraytube.sell.everychina.com/p-99232387-stationary-anode-x-ray-tube-toshiba-d-151-for-medical-x-ray-machine-accessories.html>

[22] محمد فراس الحناوي. الأشعة السينية (الجهاز النقال).  
<http://arab-ency.com.sy/tech/detail/168921/%D8%AF%D8%A7%D8%B1%D8%A9%20%D8%A7%D9%84%D9%81%D8%AA%D9%8A%D9%84>

- Bruno Van Oystaeyen. *Radiologie conventionnelle*. Création : mercredi 30 novembre 2011 16:40 | Mis à jour : vendredi 21 avril 2017. [23]  
<http://www.phys4med.be/le-tube-a-rayons-x/paramtube>
- Marwa Aissani et Imene Yahouni. *Dosimétrie des photons de haute énergie*. [24]  
 mémoire master 2. Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen (2011).
- Odeh Daniel, G Ogbanje, Prof. S. A. Jonah. *X-Rays and Scattering from Filters Used in Diagnostic Radiology*. Department of Physics, International Journal of Scientific and Research Publications, Nigerian Defence Academy, Kaduna, Nigeria , [25]  
 Volume 3, Issue 7 July 2013 1 ISSN 2250-3153.  
<http://www.ijsrp.org/research-paper-0713/ijsrp-p1930.pdf>
- Perry Sprawls, Ph.D. *The web-based edition of The Physical Principles of Medical Imaging*, 2nd Edition. Available from: [26]  
[/http://www.sprawls.org/ppmi2/XRAYPRO](http://www.sprawls.org/ppmi2/XRAYPRO)
- <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/production-of-x-rays> [27]
- A. H. Belbachir. *Interaction Rayonnement-Matière* (cours et exercices). Master de science radiologique et imagerie (Master SRI & PM), Département de Physique 2010/2011. Available from: [28]  
[https://www.univ-usto.dz/faculte/fac-physique/images/Doctorat\\_2019/Interaction\\_Rayonnement-Mati%C3%A8re.pdf](https://www.univ-usto.dz/faculte/fac-physique/images/Doctorat_2019/Interaction_Rayonnement-Mati%C3%A8re.pdf)
- Daniel W. Rickey. 21 September 2011, *radiography drawing of x-ray*. [29]  
 Available from:  
[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:X-ray\\_tube\\_schematic.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:X-ray_tube_schematic.png)
- Roxana Panait, Irina Butuc, Cristin Constantin, Magda Grivole, Dan Mihailescu. [30]  
*Monte Carlo codes for use in medical radiation physics*. Universitatea, Al. I. Cuza“, Facultatea de Fizică, 6600 Iași. Available from:  
[https://www.academia.edu/5146039/Monte\\_Carlo\\_codes\\_for\\_medical\\_radiation\\_physics](https://www.academia.edu/5146039/Monte_Carlo_codes_for_medical_radiation_physics)
- Hirayama H. Hirayama, and Y. Namito. “*Lecture Notes of Radiation Transport Calculation by Monte Carlo Method*” KEK Internal 2000-20. (2001). [31]  
 available at: [http://rcwww.kek.jp/research/egs/kek/egs4/mcl\\_en.pdf](http://rcwww.kek.jp/research/egs/kek/egs4/mcl_en.pdf)
- Nicolas Garni. *Simulation d'un accélérateur linéaire d'électrons à l'aide du code Monte-Carlo PENELOPE : métrologie des traitements stéréotaxiques par cônes et évaluation de l'algorithme eMC*. THÈSE DE DOCTORAT(2018). [32]  
<https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02272122/document>



- Francesc Salvat, José M., Fernandez Varea, Joseph Sempau. *PENELOPE-2011 : A* [33]  
*Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Facultat  
de Física (ECM) Universitat de Barcelona Spain 4-7 July 2011.  
<https://oecd-nea.org/science/docs/2011/nsc-doc2011-5.pdf>
- Sid Ahmed Tassadit. *Etude par le code Monte carlo penelope des faisceaux de* [34]  
*photons de haute energie produits par un acclérateur linéaire varian*. 2100C.  
mémoire de MaGister(2012).
- Xavier Llovet and Francesc Salvat. *PENEPMA, a Monte Carlo code for the* [35]  
*simulation of x-ray emission spectra using PENELOPE*.  
[https://www.researchgate.net/publication/293796165\\_PENEPMA\\_a\\_Monte\\_Carlo\\_programme\\_for\\_the\\_simulation\\_of\\_X-ray\\_emission\\_in\\_EPMA](https://www.researchgate.net/publication/293796165_PENEPMA_a_Monte_Carlo_programme_for_the_simulation_of_X-ray_emission_in_EPMA)
- Siddhant Mohanty. *Efficient pseudo-random number generation for monte-carlo* [36]  
*simulations using graphic processors*. Article N : J.Phys.: Conf. Ser. 368 012024  
(2012).  
<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/368/1/012024/pdf>
- N.Reynaert, S.van der Marck, D.Schaart, W.van der Zee, M.Tomsej, C.van [37]  
Vliet- Vroegindeweyj, J.Jansen, M.Coghe, C.De Wagter, B.Heijmen. *Monte*  
*Carlo*  
*Treatment Planning: An Introduction* .Netherlands Commission on Radiation  
Dosimetry Subcommission Monte Carlo Treatment Planning. June 2006.  
<http://radiationdosimetry.org/files/documents/0000015/68-ncs-rapport-16-monte-carlo-treatment-planning.pdf>
- F.Salvat, J.M.Fernández-Varea, J.Baró, J.Sempau. *PENELOPE, an algorithm and* [38]  
*computer code for Monte Carlo simulation of electron-photon showers*.  
[https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/\\_Public/38/094/38094326.pdf?r=1](https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/38/094/38094326.pdf?r=1)
- Yann Perrot. *Évaluation de la dose déposée par des faisceaux d'électrons en* [39]  
*radiothérapie dans des fantômes voxelisés en utilisant la plateforme de simulation*  
*Monte Carlo GATE fondée sur GEANT4 dans un environnement de grille*. Thèse de  
doctorat. UNIVERSITÉ BLAISE PASCAL.
- D.W.O.Rogers and A.F.Bielajew. *Monte Carlo Techniques of Electron and* [40]  
*Photon Transport for Radiation Dosimetry*.National Research Council of Canada  
Ottawa, Canada K1A OR6.  
<https://people.physics.carleton.ca/~drogers/pubs/papers/RB90.pdf>
- Guillaume TERRÉE. *Méthode de Monte-Carlo et non-linéarités : de la physique* [41]  
*du transfert radiatif à la cinétique des gaz*.  
<https://www.theses.fr/2015EMAC0017.pdf>

*Essentials of Radiographic Physics and Imaging*. Chapter 7: X-ray Interactions with Matter. [42]

<https://radiologykey.com/x-ray-interactions-with-matter/>

*Radiographic Imaging and Exposure*. Chapter 2: The X-ray Beam. [43]

<https://radiologykey.com/the-x-ray-beam/>

*Essentials of Radiographic Physics and Imaging*. Chapter 5: The X-ray Tube. [44]

<https://radiologykey.com/the-x-ray-tube-2/>