

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

رقم الترتيب:
رقم التسلسل:



جامعة الشهيد حمه لخضر بالوادي
كلية العلوم الدقيقة
قسم الفيزياء



مذكرة تخرج مقدمة لنيل شهادة

ماستر أكاديمي

مجال: علوم المادة

تخصص: فيزياء تطبيقية إشعاع و طاقة

من إعداد:

بريك شفاء

مهيش لبنى

الموضوع:

حساب المقادير الخاصة بمراقبة الجودة باستعمال الكاشف TLD-100
لحزم إلكترونية: باستعمال الرمز MCNP

نوقشت يوم: 2020/09/28

أمام لجنة المناقشة المكونة من الأساتذة:

رئيسا
مناقشا
مشرفا

أستاذ محاضر - ب-
أستاذة مساعدة - أ-
أستاذ محاضر - ب-

ليتيم فتحي
زواري أحمد فاطمة
بن علي عبد الحي

الموسم الجامعي: 2020/2019

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

الإهداء

بفضل الله والحمد لله الذي بنعمته تتم الصالحات.

أهدي ثمرة جهدي

إلى من ألهمني حب الكفاح والعمل الدؤوب من أجل العلاء... إلى من علمني أن أسعى بكل ما أوتيت من قوة لكي أحقق أهدافي... إلى من علمني كيف أكون عزيزة النفس... صلبة الإرادة .

...متينة الفكر... إلى رجل الكفاح أرجو من الله أن يمد في عمرك

لترى ثمارا قد حان قطافها بعد طول انتظار. ... **أبي الغاي.**

إلى جنة الله في الأرض التي غمرتني بفيض حنانها... إلى التي احترقت لكي تنير لي دربي... إلى التي جاعت لأشبع وسهرت لأنام وتعبت لأرتاح وبكت لأضحك...

وسقتني من نبع رقتها وصدقها... إلى من أنارت دربي و أعاننتي بالصلوات والدعوات...

إلى قرة عيني وفؤادي... إلى أعلى الناس. ... **أمي الحبيبة.**

إلى من هم ملاذي إذ جار الزمان، إخوتي... **سعد، مصطفى، عمير، زينب، عفاف.**

إلى الذين ودعتهم مبكرا لكن أرواحهم لازالت ترافقني أينما كنت...

إلى رفيقات الدرب ونسمات الفرح والعطاء، صديقات العمر... **إيمان، لطيفة، منيا، ريتسام.**

إلى من هو عوني في وقت الضيق ومن اعطاني النصح السديد... **دخي و. بن سالم.**

إلى كل الأهل، الأقارب، الأساتذة والزملاء، وإلى كل من يعرفني..

شفاء

الإهداء

إلى من بلغ الرسالة و أدى الأمانة ... إلى نبي الرحمة و نور العالمين ...

"سيرنا محمد صلى الله عليه وسلم"

إلى من يعانق الشمس في كبريائه ، إلى من كان ولازال الكتف الذي نستند عليه عندما تقسو الحياة ، إلى من زرع في نفوسنا بذور المحبة والعطاء ، إلى الذي كان يتناسى أن يلبس ويشترى لنفسه لنلبس نحن ، إلى من أحمل اسمه.

"أبي الغالي"

إلى ملاكي في الحياة ... إلى من وضعتني على طريق النجاح ، إلى التي كانت سندي في الشدائد إلى من ينطق لساني باسمها دون وعي مني كلما دخلت المنزل علميني كيف أكون مثلك وابعثيني للحياة فبيدك أكون أو لا أكون.

"أمي الغالية"

إلى شقائق الروح .. إلى أعز من روحي و أغلى من حياتي إخوتي الأحباء.

"فاتح ... فيصل ... رياض ... حنان ... السعوية"

إلى من أرى التفاؤل في عينه ... والسعادة في ضحكته ، إلى رفيق دربي في الحياة ... إلى من كان يضيء لي الطريق ويسانديني في كل خطوة .

"زوجي"

إلى ذكرى أبي الثاني رحمه الله تعالى.

"جمدي"

إلى من جمعتني بهم الأقدار ، إلى من هم عونني في وقت الضيق ، إلى من رسموا معي صورة المستقبل وحلموا مثلي بحياة أجمل إلى من عرفت كيف أجدهم وعلموني أن لا أضيعهم.

"إلهام (لهوم و محفجفج) ... شفاء ... إسراء ... سارة ."

إلى كل من هم في قلبي ولم يذكرهم قلبي ... إلى كل الأصدقاء والأقارب.

شكر وتقدير

الحمد لله الذي يسر أمرنا ووفقنا في عملنا وحقق أمانينا والصلاة والسلام على نبي الرحمة محمد وعلى آله وصحبه أجمعين.

نتقدم بأسمى عبارات الشكر والتقدير والامتنان إلى الدكتور "بن علي عبد الحي" على كل

مجهوداته و نصائحه و توجيهاته خلال مراحل إنجاز هذه المذكرة
فكان نعم المرشد و الموجه.

كما نتقدم أيضا بجزيل الشكر إلى الدكتور "ليثيم فتحي" على ترأسه لجنة المناقشة،

والدكتورة "زوري محمد فاطمة" على مناقشتها وتثمين هذه المذكرة.

كما يسعدنا أن نتقدم بخالص الشكر للبروفيسور "محمود فرحات" على مساندته لنا خلال العام الدراسي

كما لا ننسى شكر كل من قدم لنا يد العون والمساعدة، كل من دعمنا ودعا لنا.

شفاء ♥ لبني

فهرس المحتويات

III	الإهداء
V	شكر وتقدير
VI	فهرس المحتويات
IX	فهرس الأشكال
XI	فهرس الجداول
XII	فهرس الرموز والمصطلحات
2	مقدمة عامة
4	مراجع المقدمة
الفصل الأول: تفاعلات الأشعة المؤينة مع المادة.	
6	1.I. مقدمة
6	2.I. الأشعة المؤينة
6	3.I. أنواع الأشعة المؤينة
7	4.I. تفاعل الجسيمات المشحونة مع المادة
7	1.4.I. قدرة الإيقاف
7	2.4.I. الإنتقال الخطي للطاقة
8	3.4.I. مدى الجسيمات المشحونة
8	4.4.I. تفاعل الإلكترونات
9	1.4.4.I. تفاعل إلكترون - إلكترون مداري
9	2.4.4.I. تفاعل الإلكترون مع النواة
10	3.4.4.I. امتصاص الإلكترونات
10	5.I. تفاعل النيوترونات مع المادة
11	1.5.I. التشتت المرن
11	2.5.I. التشتت الغير مرن
11	3.5.I. الأسر النيوتروني
12	6.I. الأشعة الكهرومغناطيسية
12	1.6.I. الأشعة السينية
13	1.1.6.I. آليات إنتاج الأشعة السينية
13	1.1.1.6.I. الأشعة السينية المستمرة
13	2.1.1.6.I. الأشعة السينية المميزة
14	2.6.I. أشعة قاما
14	1.2.6.I. تفاعل الفوتونات مع المادة
14	1.1.2.6.I. الفعل الكهروضوئي
16	2.1.2.6.I. فعل كومبتون
17	3.1.2.6.I. إنتاج الأزواج
18	2.2.6.I. نسبية الخضوع للعمليات المختلفة
19	3.2.6.I. قانون التوهين
19	7.I. التأثيرات البيولوجية للإشعاعات المؤينة
19	1.7.I. التأثيرات المباشرة
20	2.7.I. التأثيرات الغير مباشرة
21	8.I. خاتمة
22	مراجع الفصل الأول

الفصل الثاني: قياس الجرعات الإشعاعية (الكميات والكواشف).

251.II. مقدمة
252.II. كميات ووحدات قياس الجرعات الإشعاعية
251.2.II. معدل سيولة الجسيمات
252.2.II. معدل سيولة الطاقة
263.2.II. التعرض
264.2.II. الطاقة المودعة
275.2.II. الجرعة الممتصة
276.2.II. الكيرما
287.2.II. الجرعة المكافئة
298.2.II. مكافئ الجرعة الشخصية
299.2.II. الفعالية البيولوجية النسبية
2910.2.II. الجرعة الفعالة
303.II. حدود الجرعة
314.II. الكواشف الإشعاعية
311.4.II. الكواشف الغازية
311.1.4.II. غرفة التآين
322.1.4.II. العداد التناسبي
323.1.4.II. العداد غايغر - مولر
332.4.II. كواشف أنصاف النواقل
333.4.II. كواشف أفلام التصوير
344.4.II. الكواشف الوميضية
341.4.4.II. خصائص المواد الوميضية الجيدة
342.4.4.II. مكونات الكاشف الوميضي
353.4.4.II. العملية الوميضية
351.3.4.4.II. الفلورة
352.3.4.4.II. الفسفرة
355.4.II. الكواشف الوميضية الحرارية
361.5.4.II. نظرية الوميض الحراري
372.5.4.II. مادة فلوريد الليثيوم
383.5.4.II. طريقة استخدام كاشف الوميض الحراري
384.5.4.II. إيجابيات وسلبيات كاشف الوميض الحراري
396.4.II. كواشف التآلق المحثوث بالضوء
397.4.II. كواشف التآلق الضوئي الإشعاعي
405.II. خاتمة
41مراجع الفصل الثاني

الفصل الثالث: المحاكاة بطريقة مونتى كارلو.

451.III مقدمة
452.III طريقة مونتى كارلو
463.III رمز محاكاة MCNP
461.3.III الوحدات المستعملة بواسطة كود MCNP
472.3.III بنية الكود MCNP
483.3.III التوصيف الهندسى
481.3.3.III الخلايا - الجزء الأول
492.3.3.III السطوح - الجزء الثانى
503.3.3.III توصيف البيانات - الجزء الثالث
511.3.3.3.III نوع المسألة
512.3.3.3.III توصيف المواد
523.3.3.3.III توصيف المصادر
531.3.3.3.3.III المصدر العادى (SDEF)
544.3.3.3.III توصيف الحسابات
545.3.3.3.III قطع المسألة
554.III خاتمة
56مراجع الفصل الثالث

الفصل الرابع: العمل التطبيقى ومناقشة النتائج.

591.IV مقدمة
592.IV الطرق والمواد المستعملة
591.2.IV الكاشف
602.2.IV المجسم المائى
613.2.IV محاكاة مونتى كارلو
634.2.IV الحقل المكافئ
635.2.IV النسبة المئوية لعمق الجرعة
643.IV النتائج والمناقشة
684.IV مقارنة النتائج مع أبحاث أخرى
745.IV خاتمة
75مراجع الفصل الرابع
78خاتمة عامة
79الملخص

فهرس الأشكال

الصفحة	عنوان الشكل	ترتيب الشكل
	الفصل الأول	
6	الطيف الكهرومغناطيسي	(1.I)
8	مسار الجسيمات المشحونة في المادة	(2.I)
9	ظاهرة الكبح	(3.I)
10	مسار الإلكترونات في المادة	(4.I)
11	التشتت المرن	(5.I)
11	التشتت الغير مرن	(6.I)
12	الأسر النيتروني	(7.I)
12	العالم الألماني روتجن	(8.I)
12	صورة بالأشعة السينية	(9.I)
13	تكوين الأشعة السينية المستمرة	(10.I)
14	تكوين الأشعة السينية المميزة	(11.I)
15	الفعل الكهروضوئي	(12.I)
16	فعل كمتون	(13.I)
17	إنتاج الأزواج	(14.I)
17	عملية إفناء البوزيترون	(15.I)
18	الأهمية النسبية للتفاعلات المحتملة بين إشعاع غاما والمادة	(16.I)
20	الانحلال الإشعاعي للماء	(17.I)
	الفصل الثاني	
31	عمل غرفة التأين	(1.II)
32	عداد تناسبي	(2.II)
32	مخطط مبسط لعداد غايغر-مولر	(3.II)
35	أنبوب المضاعف الضوئي	(4.II)
36	مقياس التآلق الحراري	(5.II)
37	مستويات الطاقة للمواد الوميضية الغير عضوية	(6.II)
37	مادة فلوريد الليثيوم	(7.II)
40	مبدأ التآلق الضوئي الإشعاعي في الزجاج الفوسفات المطعم بالفضة	(8.II)
	الفصل الثالث	
45	العالم نيكولاس ميترو بوليس	(1.III)
45	العالم ستانيسلو أولام	(2.III)
47	بنية ملف الإدخال في كود MNCP	(3.III)
51	تنسيق بطاقة MODE	(4.III)
	الفصل الرابع	
59	رقائق الـ TLD المستعملة	(1.IV)
60	مجسم مائي (فانتوم)	(2.IV)
61	وصف تفصيلي للإعداد التجريبي الذي تم تصميمه في كود المحاكاة MCNP5	(3.IV)

62	سطح عمل محاكاة مونتني كارلو وملف الادخال لكوند MCNP5	(4.IV)
63	مثال عن بعض الأشكال لمخارج الحزم المستخدمة في العلاج الإشعاعي	(5.IV)
64	يوضح تعريف النسبة المئوية لعمق الجرعة وتوزع الجرعة في الجسم المائي	(6.IV)
65	تغيرات النسبة المئوية لعمق الجرعة للطاقات MeV (20،16،12،9،6،4) عند حقول إشعاعية مختلفة	(7.IV)
66	يبين تغيرات الـ PDD مع العمق في الماء، موضحا كيفية حساب R_{50} ، R_{100} ، R_p لحزم الالكترونات	(8.IV)
68	تغيرات الجرعة السطحية بدلالة طاقة الحزم الالكترونية من أجل حقول إشعاعية مختلفة	(9.IV)
70	تغيرات قيم R_{80} بدلالة طاقة الحزم الالكترونية	(10.IV)
70	تغيرات قيم R_{90} بدلالة طاقة الحزم الالكترونية	(11.IV)
72	تغيرات قيم R_{50} بدلالة طاقة الحزم الالكترونية	(12.IV)
72	تغيرات قيم E_0 بدلالة طاقة الحزم الالكترونية	(13.IV)
73	تغيرات قيم R_p بدلالة طاقة الحزم الالكترونية	(14.IV)
74	تغيرات قيم $(E_p)_0$ بدلالة طاقة الحزم الالكترونية	(15.IV)

فهرس الجداول

الصفحة	عنوان الجدول الفصل الثاني	ترتيب الجدول
28	قيم العامل المرجح للإشعاع W_R لبعض الإشعاعات عند طاقات مختلفة	(1.II)
30	قيم المعامل المرجح للنسيج لبعض أعضاء الجسم البشري	(2.II)
30	حدود الجرعة الموصى بها من طرف ICRP	(3.II)
	الفصل الثالث	
50	بعض مدخلات و رموز الأسطح المعترف بها بواسطة MCNP	(1.III)
52	البطاقات المستخدمة في تحديد المصدر	(2.III)
54	أنواع الحسابات التي يمكن إجراؤها بواسطة MCNP	(3.III)
	الفصل الرابع	
60	خصائص كاشف TLD-100	(1.IV)
61	خصائص الفانتوم والتراكيب الذرية للمواد المستخدمة في محاكاة الـ MCNP5	(2.IV)
67	تأثير طاقة الحزم الإلكترونية على قيم المقادير المستخرجة من منحنى النسبة المئوية لعمق الجرعة	(3.IV)
69	مقارنة قيم R_{80} و R_{90} المتحصل عليها في الأبحاث الثلاث	(4.IV)
71	مقارنة قيم R_{50} و \overline{E}_0 المتحصل عليها في الأبحاث الثلاث	(5.IV)
73	مقارنة قيم R_P و $(E_P)_0$ المتحصل عليها في الأبحاث الثلاث	(6.IV)

فهرس الرموز والمصطلحات

الرموز اللاتينية

قدرة الإيقاف (MeV.cm^{-1})	S
قدرة إيقاف إشعاعية (MeV.cm^{-1})	S_{rad}
قدرة إيقاف تصادمية (MeV.cm^{-1})	S_{col}
مدى الجسيمات المشحونة (m)	\bar{R}
الطاقة الحركية للإلكترون المتحرر (ev)	E_e
طاقة الفوتون الوارد (eV)	E
طاقة ارتباط الإلكترون بالذرة (eV)	W
العدد الذري للمادة	Z
طاقة الفوتون المنتشر (eV)	E_{hv}
الطاقة الحركية للإلكترون (eV)	E_{e-}
الطاقة الحركية للبويزترون (eV)	E_{e+}
عدد الجسيمات الساقطة	N
الزمن (s)	t
طاقة الجسيمات (eV)	E
التعرض (C/kg)	X
الجرعة الممتصة (J/Kg)	D
الكيرما (J/Kg)	K
الجرعة المكافئة (J/Kg)	H _T
معامل الترجيح الإشعاعي	W_R
معامل ترجيح الأنسجة	W_T
الجرعة الممتصة عند العمق d (J/Kg)	D_d
الجرعة الممتصة عند العمق d ₀ (J/Kg)	D_{d_0}

الثوابت الفيزيائية

شحنة الإلكترون (1.60219×10^{19} C)	e
كتلة الإلكترون ($9.1093829 \times 10^{-31}$ Kg)	m_e
ثابت ديراك (1.0541×10^{34} J.s)	\hbar
سرعة الضوء في الفراغ (2.999925×10^8 m/s)	c

الرموز اليونانية

جسيمات بيتا	β
جسيمات ألفا	α
أشعة غاما	γ
كثافة المادة (g/cm^3)	ρ
المقطع العرضي للمفعول الكهروضوئي	σ_{PE}
المقطع العرضي لمفعول كومبتون	σ_c
المقطع العرضي للإنتاج الأزواج	σ_p
معامل التوهين الخطي (cm^{-1})	μ
معدل سيولة الجسيمات ($\text{m}^{-2}.\text{s}^{-1}$)	ϕ
معدل سيولة الطاقة ($\text{J.s}^{-1}.\text{m}^{-2}$)	φ

الاختصارات

الانتقال الخطي للطاقة	TLE
اللجنة الدولية للوقاية من الإشعاعية	ICRP
اللجنة الدولية للوحدات الإشعاعية	ICRU
الفعالية البيولوجية النسبية	RBE
كواشف التألق الحراري	TLD
الوميض الحراري	TL
فلوريد الليثيوم	LiF
كواشف التألق المحثوث بالضوء	OSL
الصمام الثاني الباعث للضوء	LED
كواشف التألق الضوئي الإشعاعي	RPL
أشعة فوق البنفسجية	UV
مونتي كارلو	MC
مونتي كارلو N-جسيم	MCNP
البلاستيك الشفاف	PMMA
المسافة بين المصدر والسطح	SSD
النسبة المئوية لعمق الجرعة	PDD(%)

المصطلحات

Coulomb Forces	قوى كولومية
Free radicals	جذور حرة
Scintillator	مادة وميضية
Photoelectron	الكترنون ضوئي
anode	مصعد
Valance Band	نطاق التكافؤ
Conduction Band	نطاق التوصيل
Forbidden region	منطقة ممنوعة
Impurities	شوائب
Metastable State	حالة شبه مستقرة
Annealing	التلدين
Energy traps	مصائد الطاقة
excited state	مستوى الاثارة
ground state	مستوى ارضي
Chips	رقائق
entrance dose	جرعة الدخول
buildup region	تراكم الجرعة
Practical Range	المدى العملي

مقدمة عامة

اكتشفت الإشعاعات والمواد المشعة وعرف أثرها على المادة الحية منذ أكثر من قرن، وقد دأب العلماء منذ ذلك الوقت وحتى الآن على البحث عن أفضل الطرق لاستخدامها في معالجة السرطان، وقد ساهمت التطورات التقنية في أجهزة المعالجة والفهم الأفضل لأثر الإشعاعات على المادة الحية في جعل المعالجة الإشعاعية من الخيارات الأساسية في معالجة الأورام السرطانية^[1].

يحتل السرطان المرتبة الأولى في الأمراض التي كانت ومازالت تعاني منها البشرية، حيث ظهرت بدايات العلاج عقب اكتشاف الأشعة السينية من قبل العالم وليام رونتجن (W- Roentgen) عام 1895م، ثم اكتشاف ظاهرة النشاط الإشعاعي في السنة التالية على يد العالم بيكرل (Becquerel)، وكان لذلك الأثر الكبير في المجال الطبي بحيث يعتمد المبدأ الأساسي في المعالجة الإشعاعية على أن الأشعة المودعة في النسيج الحي تؤدي إلى إحداث بعض التغيرات الحيوية على مستوى الجينات أو بعض المكونات الأخرى للخلية، تؤدي إلى توقف نمو الخلايا وانقسامها، وبالتالي موت الورم وانكماشه^[2].

يتم تقليدياً استخدام الأشعة السينية المولدة إلكترونياً كمصدر للإشعاع، بجرعات عالية أضعاف تلك المستخدمة بأجهزة التشخيص الإشعاعية، إضافة إلى استخدام مصادر أخرى، مثل أشعة غاما (الصادرة عن الكوبالت- 60 أو السيزيوم -137) أو النيوترونات أو البروتونات، أو الإلكترونات. وقد ساهم الاستخدام الواسع لتطبيقات الإشعاع في معالجة السرطان، في ارتفاع نسب الشفاء بشكل كبير وامتداد فترات النجاة ويُعد من أهم المعالجات الفعالة للعديد من الأورام^[1].

بدأ الاستخدام الفعلي للعلاج الإشعاعي في سنة 1970م عندما استخدم العالم الكندي كينغهام (Kingham) جهاز الكوبالت في المعالجة الإشعاعية^[2]، وفي عام 2000م قام فريق من الباحثين في الولايات المتحدة الأمريكية بدراسة جدوى العلاج الإشعاعي بحزم الإلكترونات عالية الطاقة (150-250 MeV) حيث تبين أن ظلل (Penumbra) هذه الحزم مماثل لظلل الفوتونات على أعماق أقل من 10 cm والمجال العملي لها (Piratical range) أكبر من 40cm^[3].

وفي عام 2014م أجري بحث في مستشفى تشرين الجامعي في اللاذقية بسوريا حول قياس الجرعة الإشعاعية الناتجة عن حزمة الفوتونات الصادرة عن المسرع الخطي الطبي (Varian Clinic 23IX) حيث بينت النتائج وجود توافق جيد ومقبول مع القيم المسموحة للمقادير المعتبرة كالنسبة المئوية لعمق الجرعة، قيم التناظر، التسطح، والظلل الإشعاعي لحزم الطاقة المستخدمة^[4].

لقد تم في هذا العمل حساب المقادير الخاصة بمراقبة الجودة لحزم إلكترونات عالية الطاقة اعتماداً على كود مونتني كارلو (MCNP) وباستخدام كاشف التآلق الحراري (TLD-100) ومن أجل حقول إشعاعية مختلفة (20×20 cm² - 5×5) وفي هذا الصدد تندرج إشكالية هذه الدراسة وهي: ما مدى تأثير هذه الحزم على هذه المقادير؟

من خلال هذا العمل سيتم تقديم دراسة الهدف منها هو الإجابة عن هذه الإشكالية، وفقاً لمذكرة تتضمن أربعة فصول رئيسية.

❖ الفصل الأول: تفاعلات الأشعة المؤينة مع المادة.

يتضمن دراسة نظرية حول الأشعة المؤينة، أنواعها والآليات الأساسية لتفاعل هذه الأشعة مع المادة بالإضافة إلى ذكر تأثيراتها البيولوجية على جسم الإنسان.

❖ الفصل الثاني: قياس الجرعات الإشعاعية (الكميات و الكواشف).

تتم فيه دراسة دقيقة للكميات الفيزيائية المستخدمة لقياس الجرعات الإشعاعية، كذلك سيتم التطرق لكواشف الإشعاع بأنواعها المختلفة والتركيز بشكل خاص على كواشف التآلق الحراري (TLD).

❖ الفصل الثالث: المحاكاة بطريقة مونت كارلو.

خصص هذا الفصل للتعريف بطريقة مونت كارلو وكذلك تقديم وصف دقيق وشامل لأحد رموزها (MCNP5) المستعمل في هذا العمل.

❖ الفصل الرابع: العمل التطبيقي ومناقشة النتائج.

شمل هذا الفصل شرح مفصل لخطوات و مراحل العمل التطبيقي المختلفة لتحقيق أهداف وغايات هذه الدراسة، كما قدم فيه عرض مختلف للنتائج المتحصل عليها من طرف هذا العمل التطبيقي، مناقشتها وكذا مقارنتها مع أعمال سابقة.

مراجع المقدمة العامة

المراجع العربية:

[1] هـ.إ. جبيلي، ب.س. سعد، ي.م. محمد، م.م. القبيلي، " دراسة نظرية وتجريبية لتوزيع الجرعة الإشعاعية لحزم الإلكترونات المستخدمة في معالجة الأورام السطحية"، مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية، المجلد 41، العدد 1، ص 153-171، (2019).

[2] أ.المحمود، حساب الجرعة في المعالجة الإشعاعية عن قرب لسرطان الرحم باستعمال الكود MCNP، أطروحة ماجستير، جامعة دمشق، سوريا، (2012).

[4] هـ.إ. جبيلي، ب.س. سعد، ع.م. حسن، "قياس توزيع الجرعة الإشعاعية تجريبيا ومقارنتها مع حسابات نظام تخطيط الجرعة (TPS)"، مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية، المجلد (37)، العدد 2، ص 193-207، (2015).

المراجع الأجنبية:

[3] C.Desrosiers, V.moskvin, A.F.bielajew, L.Papiez, "150-250 MeV electron beams in radiation therapy",UK, Phys. Med. Biol. 45, pp1781–1805, (2000).

الفصل الأول

تفاعل الأشعة المؤينة

مع المادة

1.I مقدمة (Introduction)

يقصد بالإشعاع انبعاث وانتشار الطاقة خلال الفضاء أو الوسط المادي، وقد تكون هذه الطاقة في شكل موجات كهرومغناطيسية أو جسيمات [1]، وتصنف عادة في نوعين إلى أشعة غير مؤينة وهي الأشعة التي لا تملك طاقة كافية لإحداث تأيين لذرات الوسط الذي تعبره مثل أشعة الراديو، فوق البنفسجية والضوء المرئي أما النوع الآخر فيتمثل في الأشعة المؤينة وهي الأشعة التي تملك الطاقة الكافية، وتسبب تأيين الذرات التي تمر خلالها مثل أشعة X، غاما، النيوترونات، جسيمات بيتا β وألفا α .. إلخ [2].

يتطرق هذا الفصل إلى التعريف بأنواع الأشعة المؤينة والآليات الأساسية لتفاعل هذه الأشعة مع المادة بالإضافة إلى تأثيرها البيولوجي على جسم الإنسان.

2.I الأشعة المؤينة (Ionizing radiation)

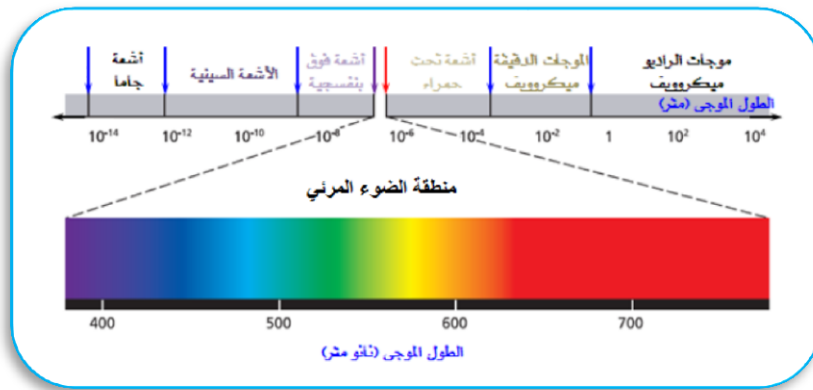
إن الإشعاعات المؤينة هي شكل من أشكال الطاقة إلا أن خطورتها تكمن في قدرتها على انتزاع إلكترون من الذرة وتأيينها.

تصدر الإشعاعات المؤينة من نواة الذرة باستثناء الأشعة السينية التي تنطلق من الذرة ذاتها نتيجة لإعادة ترتيب الإلكترونات المدارية أو التفاعل معها، وتطلق صفة المؤينة على هذه الإشعاعات لقدرتها على تأيين الذرة [3].

3.I أنواع الأشعة المؤينة (Types of ionizing radiation)

هناك نوعان من الإشعاعات المؤينة:

- إشعاعات مؤينة مباشرة: هذا التأيين يتم بمجرد تفاعل الإشعاع مع إلكترونات خارجية للذرة وتشمل إشعاعات الجسيمات المشحونة الثقيلة مثل جسيمات α والخفيفة كالإلكترونات.
- إشعاعات مؤينة غير مباشرة: هذا التأيين لا يحدث إلا بوجود مرحلة وسيطة كالإثارة مثلا، وهي التي تحدث تأيين الذرة (اقتلاع الكترونات من مدارات خارجية)، وتتمثل في الأشعة الكهرومغناطيسية (الأشعة السينية x، أشعة غاما γ) أنظر الشكل (1.II) والجسيمات الغير مشحونة مثل النيوترونات [4].



الشكل (1.I): الطيف الكهرومغناطيسي [5].

4.I. تفاعل الجسيمات المشحونة مع المادة (The interaction of charged particles with matter)

لدى سقوط الجسيمات المشحونة على المادة فإنها تتصادم مع الإلكترونات وتنتقل إليها طاقتها بالتدريج ويبقى الانخفاض في طاقة الجسيمات مستمرا إلى أن تتساوى مع الطاقة الحركية الحرارية لذرات الوسط، فإذا كانت الطاقة المنتقلة صغيرة نتج عن ذلك انتقال الإلكترون من مداره إلى مدار ذي طاقة أعلى، وبالتالي تصبح الذرة مثارة، أما إذا كانت الطاقة المنتقلة كبيرة فإن الإلكترون ينطلق تاركا الذرة مما يؤدي إلى تأينها وهكذا تفقد الجسيمات الثقيلة طاقتها عن طريق إثارة أو تأيين ذرات المادة.

تتبادل الجسيمات المشحونة التأثير مع ذرات المادة بدرجة احتمال كبيرة، لذلك فهي تفقد طاقتها بسرعة وتتوقف عن الحركة بعد أن تكون قد قطعت مسافات صغيرة، حيث يعتمد مقدار فقدان الطاقة على سرعة الحركة فهو يقل عند السرعات العالية وتعتبر الجسيمات المشحونة ضعيفة النفاذية [6].

1.4.I. قدرة الإيقاف (Stopping power)

تعرف بأنها مقدار فقد جسيم معين لطاقته dE على طول مساره dx داخل المادة، كما تعتبر إحدى الطرق للتعبير عن طبيعة تفاعل الإشعاع مع المادة، يرمز لها بالرمز S ويعبر عنها بـ $(J.m^{-1})$ أو $(MeV.cm^{-1})$ ، كما يمكن كتابتها على النحو الرياضي التالي [7]:

$$S = - \frac{dE}{dx} \quad (1.I)$$

والإشارة (-) في المعادلة تعني أن هناك تناقصاً في طاقة الجسيم كلما عبر مسافة dx في المادة.

لقدرة الإيقاف نوعان هما:

- قدرة إيقاف إشعاعية (S_{rad}): ناتجة عن تفاعل الإلكترون مع النواة.
- قدرة إيقاف تصادمية (S_{col}): ناتجة عن تفاعل إلكترون مع إلكترون مداري.

قدرة الإيقاف الإجمالية S_{tot} لجسيم مشحون هي مجموع قدرتي الإيقاف الإشعاعية والتصادمية.

$$S_{tot} = S_{rad} + S_{col} \quad (2. I)$$

الكمية (S/ρ) تسمى قدرة الإيقاف الكتلية ويعبر عنها بـ $(MeV.cm^2.g^{-1})$.

حيث: ρ هي كثافة المادة [8:7].

2.4.I. الانتقال الخطي للطاقة (The Linear Energy Transfer)

يمكن أيضاً التعبير عن طبيعة التفاعل بانتقال الطاقة إلى المادة خطياً (TLE) وهذا التعبير مشابه لتعبير قدرة الإيقاف حيث أن انتقال الطاقة إلى المادة خطياً مساوي لقدرة الإيقاف باختلاف أن الأول يعبر عن عملية فقد الجسيم لطاقته ضمن حجم معين أما الأخير فهو يعبر عن عملية منح الطاقة للوسط الممتص أو أين يتم بالتحديد امتصاص طاقة الجسيم. بالإضافة، فإن الثانية تعبر عن معدل الطاقة التي انتقلت بواسطة الجسيم إلى المادة ضمن طاقة محددة dE ومسافة معينة dL .

يتم التعبير عن TLE بواسطة صيغة بيت-بلوث (Bloch -Bethe) كما يلي [1]:

$$TLE = \left| -\frac{dE}{dL} \right| \quad (3.I)$$

3.4.I مدى الجسيمات المشحونة (The range of charged particles)

هو طول المسافة المستقيمة التي يقطعها الجسيم في اتجاه سقوطه قبل أن يفقد طاقته الحركية بصورة كاملة في المادة، ويرمز له بالرمز \bar{R} ويعطى بالعلاقة التالية:

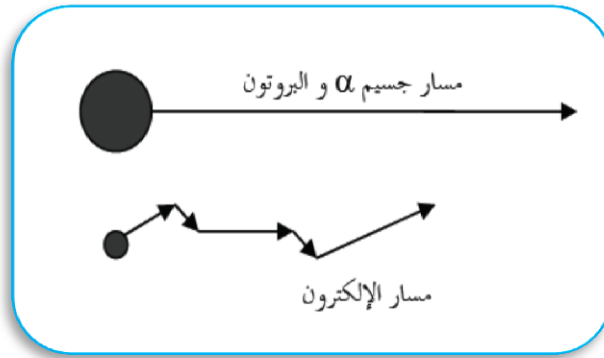
$$\bar{R} = \int_{E_0}^0 dx = \int_0^{E_0} \left(-\frac{dE}{dx} \right)^{-1} dE \quad (4.I)$$

يعبر عن المدى بوحدة الطول (m) وهناك وحدة أخرى تستخدم للتعبير عنه هي (kg/m^2) أو (g/cm^2) والعلاقة بين الـ وحدتين هي:

$$\bar{R} (\text{kg}/\text{m}^2) = \bar{R} (\text{m}) \times \rho (\text{kg}/\text{m}^3) \quad (5.I)$$

حيث: ρ هي كثافة المادة .

تأخذ الإلكترونات في المادة مسارات أكثر تعرجاً من مسارات الجسيمات المشحونة الثقيلة نتيجة التصادمات غير المرنة مع الإلكترونات المدارية في ذرات المادة، والشكل (2.I) يوضح شكل المسار الذي تتخذه الجسيمات المشحونة ومن بينها الإلكترونات [1].



الشكل (2.I): مسار الجسيمات المشحونة في المادة [1].

4.4.I تفاعل الإلكترونات (Interaction of electrons)

تعرف الإلكترونات بأنها جسيمات أولية تدور في القشرات الخارجية للنواة، تحمل شحنة كهربائية سالبة تقدر بـ $(1.6 \times 10^{-19} \text{C})$ وكتلة $(9.1 \times 10^{-31} \text{Kg})$ [9].

عندما يعبر إلكترون وسط مادي معين، فإنه يتفاعل إما مع الإلكترونات المدارية التي تشكل ذرات الوسط أو مع نواتها، يمكن أن تكون هذه التفاعلات مرنة (ينحرف الإلكترون عن مساره الأولي دون فقدان للطاقة) أو غير مرنة (نقل الطاقة إلى إلكترون مداري أو انبعاث طاقة في شكل إشعاع كبح)، يمكن تقسيم تفاعل الإلكترونات مع المادة إلى قسمين: تفاعل إلكترون - إلكترون مداري و تفاعل إلكترون مع النواة [7].

1.4.4.I. تفاعل إلكترون - إلكترون مداري (Electron-orbital electron interactions)

ويتم فيه فقدان الطاقة بواسطة التصادم مع إلكترون مداري، عند انتقال الطاقة تحدث عملية الإثارة أو التأين و يسمى كذلك بالتفاعل الكولومي [1].

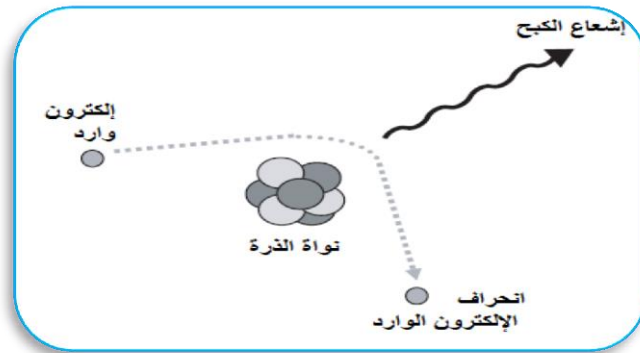
- الإثارة (Excitation): يحصل هذا التفاعل عندما تكون طاقة الإلكترون الوارد أقل من طاقة ربط الإلكترون المداري، هذا الأخير يرتفع من مستوى استقراره إلى مستوى أعلى فتكون الذرة في حالة تهيج (إثارة)، ينتج عن عودة الذرة إلى حالتها المستقرة انبعاث إشعاع كهرومغناطيسي (فوتونات)، أو إلكترونات أوجر "Auger".
- التأين (Ionisation): هو نقل الطاقة إلى إلكترون المادة حيث يتم اقتلعه من الذرة، ولحدوث هذا التفاعل يجب أن تكون طاقة الإلكترون الوارد أعلى من طاقة ربط الإلكترون المداري.

لا تختلف نظريات انتقال الطاقة في حالة الإلكترونات عن طريق التصادمات الغير مرنة مع الإلكترونات المدارية عن مثيلاتها بالنسبة للجسيمات المشحونة الثقيلة، حيث تعطى قدرة الإيقاف للإلكترونات في هذه الحالة بالعلاقة التالية [4]:

$$S_{Col} = \left(-\frac{dE}{dx} \right)_{Col} \quad (6.I)$$

2.4.4.I. تفاعل الإلكترون مع النواة (Electron-nucleus interactions)

يطلق على هذه التفاعلات بتفاعلات فقدان الإشعاع، فعندما يمر إلكترون ذو سرعة عالية بالقرب من نواة شحنتها Z فإنه سوف ينحرف عن مساره الأصلي وذلك بفعل القوى الكولومية (Coulomb Forces) فيفقد طاقته على شكل أشعة x تسمى أشعة الكبح (Bremsstrahlung) كما هو موضح في الشكل (3.I) [1].



الشكل (3.I): ظاهرة الكبح [1].

تعطى عبارة الطاقة التي يفقدها إلكترون في شكل إشعاع كبح على وحدة الطول من المسار داخل المادة بالعلاقة:

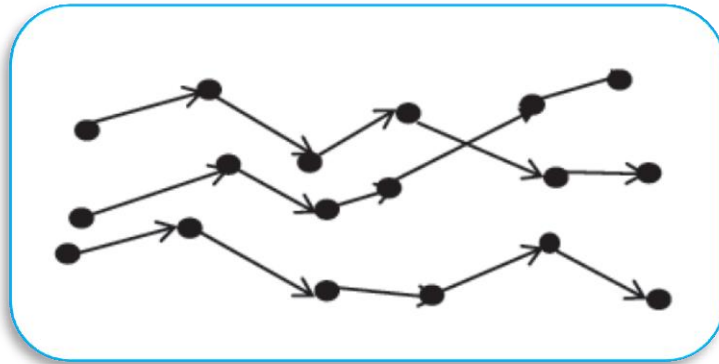
$$S_{rad} = \left(-\frac{dE}{dx} \right)_{rad} \quad (7.I)$$

وهكذا فإن قدرة الإيقاف الكلية بالنسبة للإلكترونات هي:

$$\left(-\frac{dE}{dx}\right)_{tot} = \left(-\frac{dE}{dx}\right)_{col} + \left(-\frac{dE}{dx}\right)_{rad} \quad (8.I)$$

3.4.4.I امتصاص الإلكترونات (Absorption of electrons)

يختلف سلوك الإلكترونات عند سقوطها على المادة اختلافا كبيرا عن سلوك الجسيمات الثقيلة، وتتمثل بعض نواحي هذا الاختلاف في أن مسار الإلكترون في المادة لا يكون على شكل خط مستقيم كما هو الحال بالنسبة للجسيمات الثقيلة ولكن يكون في صورة كالمبينة بالشكل (4.I)، بالإضافة إلى ذلك فإن طول المسار الإلكتروني يختلف كلياً عن مداه (فالمدى عبارة عن المسافة المستقيمة التي يقطعها الجسيم في اتجاه سقوطه حتى يتوقف)، لذا فإن مفهوم المدى بالنسبة للإلكترون معين غير وارد [7].



الشكل (4.I): مسار الإلكترونات في المادة.

وهكذا فإنه عند سقوط حزمة متوازية من الإلكترونات ذات طاقة واحدة على مادة ما (تسمى بالمادة الماصة (absorber))، وإذا كان سمك هذه المادة غير كافٍ لامتصاص هذه الإلكترونات تخرج من الجانب الآخر للمادة بطاقات مختلفة اختلافاً كبيراً. أي أن التبعثر الناتج في طاقات الإلكترونات يكون كبيراً للغاية بمقارنته بنظيره في حالة الجسيمات الثقيلة، وعموماً يزداد التبعثر بزيادة سمك المادة الممتصة. بالإضافة إلى ذلك يمكن أن تكون زاوية التشتت الناتجة عن التصادم كبيرة بحيث يترد الإلكترون إلى الخلف [10].

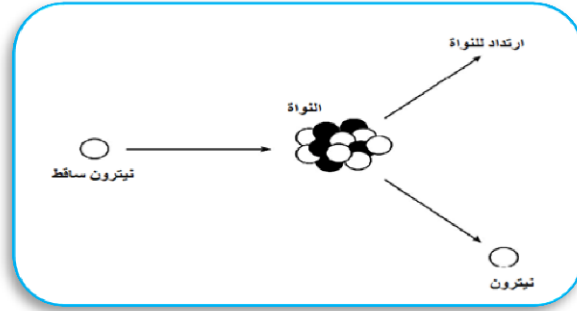
5.I تفاعل النيوترونات مع المادة (The interaction of neutrons with matter)

تعتبر النيوترونات أحد المكونات الرئيسية للنواة فهي جسيمات نووية ذات شحنة معتدلة [2]، لها كتلة مساوية تقريباً لكتلة البروتونات [10]، تفقد النيوترونات طاقتها نتيجة تفاعلها مع النواة [1].

تتفاعل النيوترونات مع المادة وفق ثلاث آليات هي: التشتت المرن، التشتت الغير مرن والأسر الإلكتروني [11].

1.5.I. التشتت المرن (Elastic scattering)

في هذه الحالة يسقط النيوترون على النواة بحيث يعطيها جزءا من طاقته ويتشتت هو بطاقة أقل من طاقته الابتدائية بينما ترتد النواة بطاقة تساوي تلك المنتقلة إليها بالتصادم كما هو موضح في الشكل (5.I) ويسمى هذا التفاعل بالتشتت المرن (n,n) لأن كمية وطاقة الحركة محفوظتين قبل وبعد التصادم [9].

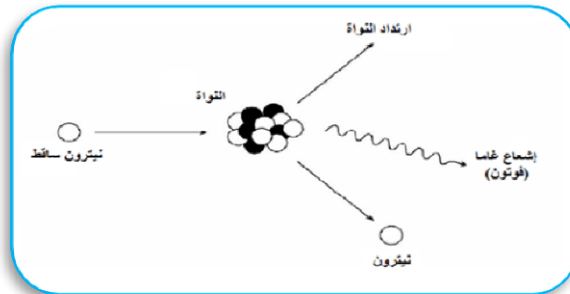


الشكل (5.I): التشتت المرن [12].

2.5.I. التشتت الغير مرن (Inelastic Scattering)

في التشتت الغير مرن تكون الطاقة الحركية غير محفوظة، ويحدث هذا النوع من التفاعلات إذا كانت طاقة النيوترون الوارد أكبر أو تساوي طاقة إثارة النواة بحيث يعطيها جزءا من طاقته الحركية لإثارتها.

بعد التصادم تعود النواة المثارة إلى حالتها الدنيا بإطلاقها إشعاع غاما، أنظر الشكل (6.I) [9].

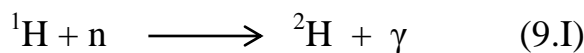


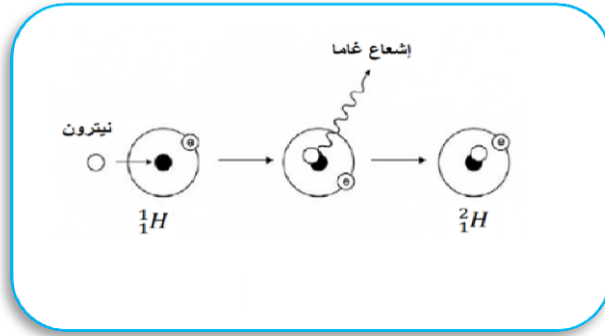
الشكل (6.I): التشتت الغير مرن [12].

3.5.I. الأسر النيوتروني (Neutron Capture)

يحدث في العديد من العناصر أن تقوم النواة بأسر النيوترون الساقط عليها وامتصاص كل طاقته، فتصبح لأجل ذلك في حالة إثارة وللعودة إلى حالتها المستقرة تطلق هذه النواة أشعة غاما أنظر الشكل (7.I) لذلك يعرف هذا النوع من الامتصاص بالأسر الإشعاعي أو بتفاعل نيوترون - غاما (n,γ) [12].

تمثل المعادلة (9.I) أسر نواة الهيدروجين للنيوترون، مما ينتج عنه نظير التريتيوم ^2H ، تكون نواة التريتيوم الناتجة في حالة إثارة، ولكي تستقر فإنها تطلق إشعاع غاما بطاقة 2.22 MeV [13].





الشكل (7.I): الأسر النيتروني [12].

I.6. الأشعة الكهرومغناطيسية (Electromagnetic radiations)

تقسم الأشعة الكهرومغناطيسية إلى:

I.6.1. الأشعة السينية (X-Rays)

في عام 1895 م اكتشف الفيزيائي الألماني ويليام كونراد رونتجن (William Conrad Roentgen) الشكل (8.I) سر الأشعة التي تستطيع اختراق جسم الإنسان وسماها الأشعة X لأنه لم يعلم شيئاً عن طبيعتها آنذاك، فهي عبارة عن موجات كهرومغناطيسية قصيرة جداً ذات تردد عالي مقارنة بأمواج الضوء المرئي، ويمكن إيقاف قدرتها على الاختراق بواسطة شريحة من الرصاص سمكها مليمترات قليلة [6].

وبعد فترة وجيزة استطاع رونتجن أن يحصل على أول صورة اشعاعية ليد زوجته أنظر الشكل (9.I) وخلال عدة أشهر انتشر الاستخدام الطبي للأشعة السينية في انحاء العالم [14].



الشكل (9.I): صورة بالأشعة السينية [14].



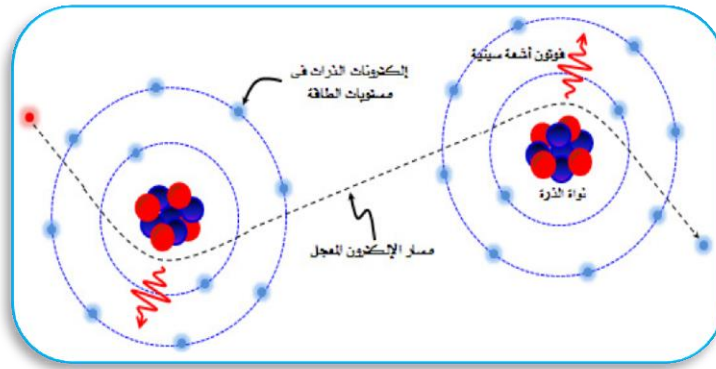
الشكل (8.I): العالم الألماني رونتجن [14].

1.1.6.I آليات إنتاج الأشعة السينية (X-ray Production Mechanisms)

توجد آليتان مختلفتان لإنتاج الأشعة السينية من المادة، حيث تسمى الأولى آلية الفرملة أو الكبح نسبة إلى الكلمة الألمانية (bremsstrahlung) وتنتج عنها اشعة مستمرة تسمى أيضا أشعة الفرملة، أما الآلية الثانية فتنتج عنها الأشعة السينية المميزة [5].

1.1.1.6.I الأشعة السينية المستمرة (Continuous X-ray)

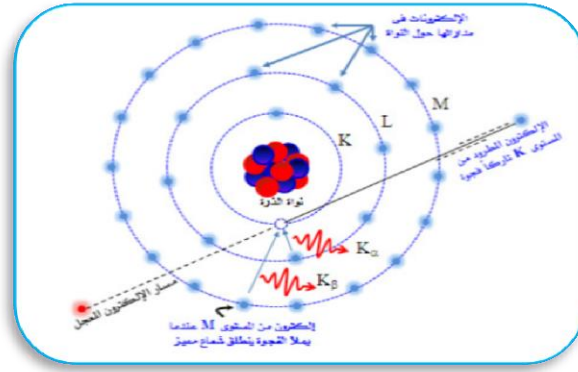
نتج الأشعة السينية المستمرة عندما يحدث تفاعل بين الإلكترونات المعجلة عالية الطاقة مع أنوية ذرات مادة الهدف، وعندما يمر الإلكترون المعجل بالقرب من النواة يحدث تفاعل بين المجال الكهربائي لكليهما، فينتج عنه انحراف مفاجئ لمسار الإلكترون وفقد جزء من طاقته بسبب تناقص تسارع الحركة، وهو ما يعرف بعملية الفرملة كما هو موضح بالشكل (10.I) [5].



الشكل (10.I): تكوين الأشعة السينية المستمرة [5].

2.1.1.6.I الأشعة السينية المميزة (Characteristic X-Ray)

لا تعاني كل الإلكترونات المعجلة التي تقصف مادة الهدف من تناقص تسارع الحركة نتيجة لاقتربها من أنوية الذرات ولكن جزءا من هذه الإلكترونات يصطدم بإلكترونات في المدارات القريبة من النواة ويترتب عن هذا الاصطدام اخراج بعض الإلكترونات عن مداراتها الى خارج الذرة ومن ثم تتأين الذرات في حين تنقص طاقة كل الكترون من الإلكترونات الأصلية بمقدار ما فقده في التصادم وهو يساوي ما اكتسبه الإلكترون المخرج من الطاقة، وجزء من هذه الطاقة ينفقه الإلكترون المخرج في التغلب على ارتباطه بنواة الهدف ويتحرك بالجزء المتبقي من الطاقة بعيدا عن الذرة تاركا فجوة في المدار الذي كان يشغله وبمجرد تكوين هذه الفجوة، يتهاوى أحد الإلكترونات من المدارات البعيدة عن النواة ليملا المكان الشاغر لينتج بما يسمى بالأشعة السينية المميزة أنظر الشكل (11.I) [5].



الشكل (11.I): تكوين الأشعة السينية المميزة^[5].

2.6.I. أشعة غاما (Gamma Rays)

هي عبارة عن موجات كهرومغناطيسية عالية الطاقة^[2]، تصدر عن النوى المثارة التي تظهر نتيجة التفاعلات النووية أو التفكك الإشعاعي^[11].

معظم تفككات ألفا، بيتا و كذلك اغلب التفاعلات النووية تترك النواة الناتجة في حالة مثارة مما يجبرها على اطلاق طاقة على شكل فوتونات يطلق عليها اسم أشعة غاما^[10].

1.2.6.I. تفاعل الفوتونات مع المادة (The interaction photons with matter)

الفوتونات هي جسيمات متناهية في الصغر، تختلف عن غيرها من الجسيمات الأخرى مثل الإلكترونات في أن كتلة استقرارها معدومة، ولديها امكانية كبيرة في اختراق المواد بسهولة^[4].

يمكن للفوتونات أن تتبادل التأثير مع المادة وفق ثلاث آليات مختلفة: الفعل الكهروضوئي، فعل كومبتون و إنتاج الأزواج^[1].

1.1.2.6.I. الفعل الكهروضوئي (Photoelectric effect)

الفعل الكهروضوئي هو عبارة عن تصادم مباشر بين فوتون وإلكترون مرتبط في إحدى المدارات الداخلية (K,L,M,N) للذرة، بحيث تنتقل طاقة الفوتون بأكملها إلى الإلكترون الذي يتحرر تاركا الذرة، يسمى الإلكترون المتحرر بالإلكترون الضوئي.

يعبر عن طاقة الإلكترون المتحرر كالتالي:

$$E_e = E_{hv} - W \quad (10.I)$$

حيث:

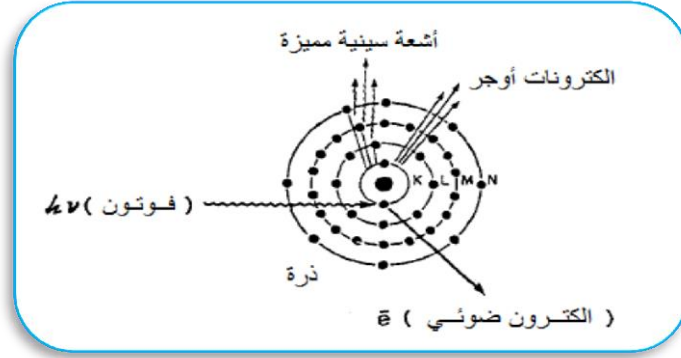
E_e : الطاقة الحركية للإلكترون المتحرر (المنطلق).

E_{hv} : طاقة الفوتون الوارد.

W : طاقة ارتباط الإلكترون بالذرة.

لا يحدث المفعول الكهروضوئي إلا إذا كانت طاقة الفوتون (E_{hv}) أكبر من طاقة ارتباط (ربط) الإلكترون بذرته $(W)^{[15]}$.

بعد انتزاع الإلكترون من إحدى هذه المدارات يخلف وراءه فراغا في المدار وذرة مؤينة أو مثارة وهذا الإلكترون سيتم تعبئته بأحد الإلكترونات من المدارات الأعلى وعند عملية التعبئة هذه سيقوم الإلكترون القادم من المدار الأعلى للطاقة بإنتاج أشعة سينية مميزة طاقتها مساوية لفرق الطاقة بين المدارين مع وجود احتمالية لامتناهية لهذه الأشعة من قبل الكثرين آخر لينطلق بطاقة محدودة ويعرف هذا الإلكترون باسم الكثرين أوجر (Auger) أنظر الشكل (12.I) $^{[9]}$.



الشكل (12.I): الفعل الكهروضوئي $^{[11]}$.

يعطى المقطع العرضي للمفعول الكهروضوئي بالعلاقة التالية:

$$\sigma_{PE} = 64\pi \frac{e^2 \hbar W^{3/2}}{mcE_e^{5/2}} \quad (11.I)$$

حيث:

m, e : شحنة وكتلة الإلكترون على التوالي.

\hbar : ثابت ديراك.

c : سرعة الضوء في الفراغ $^{[16]}$.

بالإضافة إلى ذلك فإن المقطع العرضي σ_{PE} يتناسب طردا مع $Z^5 E_{hv}^{-7/2}$ $^{[7]}$.

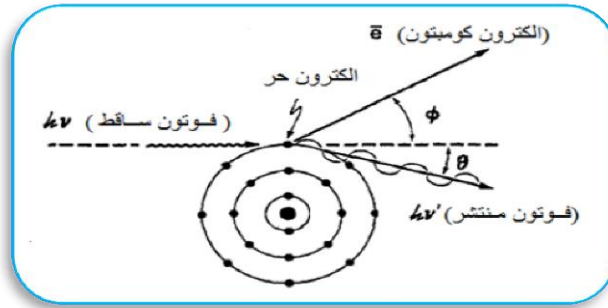
2.1.2.6.I. فعل كومبتون (Compton effect)

يتم في فعل كومبتون تفاعل بين فوتون و إلكترون حر أو ضعيف الارتباط بالذرة [15]، يفقد الفوتون الوارد جزء من طاقته للإلكترون المرتد، بحيث ينتشر الفوتون بزاوية θ مع طاقة ضئيلة مقارنة بطاقة الفوتون الوارد E_{hv} ، وينبعث إلكترون بزاوية ϕ (أنظر الشكل (13.I))، لذلك فإن قانون حفظ الطاقة يعطي العلاقة التالية [11]:

$$E_{hv} = E_{hv'} + E_e \quad (12.I)$$

حيث:

$E_{hv'}$: طاقة الفوتون المنتشر.



الشكل (13.I): فعل كومبتون [11].

ويمكننا الوصول للعلاقة التي تربط بين الفوتون المنتشر و زاوية الانتشار من خلال قوانين حفظ الطاقة والدفع.

$$E_{hv'} = \frac{E_{hv}}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (13.I)$$

حيث:

$$\cos\theta = -(1 + \alpha) \tan\left(\frac{\phi}{2}\right) \quad \text{و} \quad \alpha = \frac{E_{hv}}{m_0 c^2}$$

وقد تمكن كل من كلين و نيشينا (Klein-Nishina) من حساب المقطع العرضي σ_c لفعل كومبتون نظرياً، وحددا صيغة تفاضلية لهذا المقطع لكل وحدة زاوية بالعلاقة التالية:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{Zr_0^2}{2} \left(\frac{(1 + \cos^2\theta)}{(1 + \alpha(1 - \cos\theta))^2} + \left(\frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \alpha(1 - \cos\theta))^3} \right) \right) \quad (14.I)$$

$$r_0 = \frac{e^2}{m_0 c^2} \quad \text{حيث:}$$

يلاحظ أن المقطع العرضي التفاضلي لفعل كومبتون يتناسب مع العدد الذري Z للمادة [11].

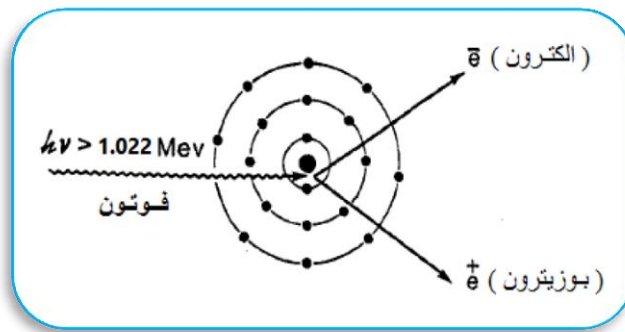
3.1.2.6.I إنتاج الأزواج (Pair production)

تحدث ظاهرة توليد الأزواج عندما تكون طاقة الفوتون الساقط على الأقل ضعف الطاقة السكونية للإلكترون $h\nu \geq 2m_0c^2$ (أي أكبر من 1.022 MeV)، حيث يتفاعل هذا الفوتون مع حقل كولوم في النواة، متحولاً إلى زوج إلكترون - بوزيترون (e^- ، e^+) كما هو موضح في الشكل (14.I)، أما الطاقة الزائدة فهي تظهر على شكل طاقة حركية يحملها الزوج، علاقة حفظ الطاقة تكتب كالتالي:

$$E_{h\nu} - 2m_0c^2 = E_{e^-} + E_{e^+} \quad (15.I)$$

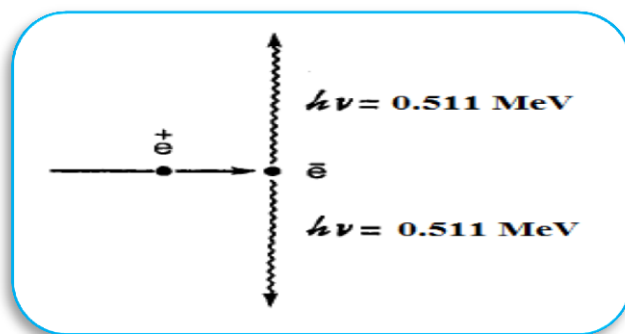
حيث:

E_{e^-} و E_{e^+} هي الطاقة الحركية للإلكترون والبوزيترون على التوالي [13].



الشكل (14.I): إنتاج الأزواج [11].

يلي توليد الأزواج حدوث عملية عكسية وهي ما تسمى بفناء البوزيترون، بعد أن يفقد البوزيترون معظم طاقته يتحد مع الإلكترون ليتلاشيا فيظهر بدلاً عنهما فوتونين طاقة كل منهما $m_0c^2 = 0.511\text{MeV}$ أنظر الشكل (15.I) [13].



الشكل (15.I): عملية فناء البوزيترون [11].

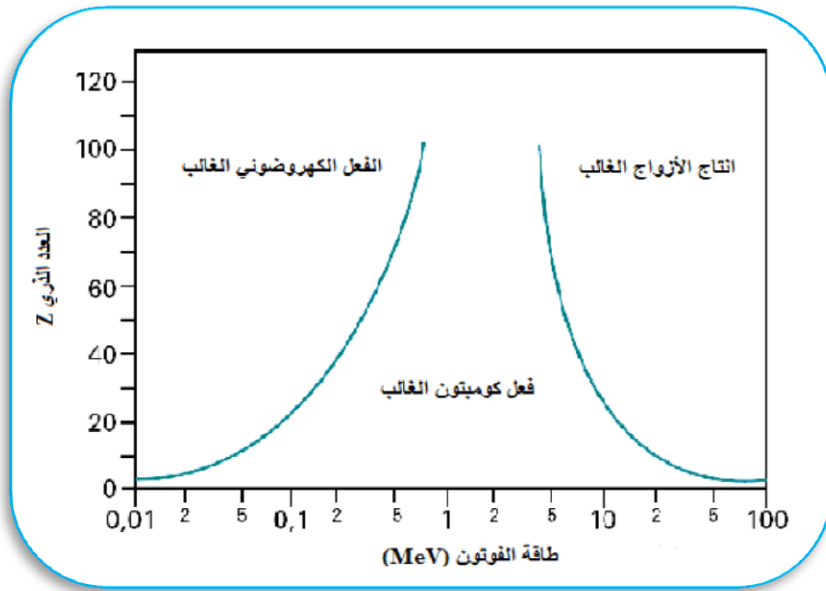
يعتمد المقطع العرضي σ_p لإنتاج الأزواج على طاقة الفوتون $E_{h\nu}$ و مربع العدد الذري (Z^2) [13].

2.2.6.I. نسبية الخضوع للعمليات المختلفة (Relative predominance of different processes)

يعتمد احتمال خضوع الفوتون لظاهرة من ظواهر التفاعل المختلفة على طاقة الفوتون $E_{h\nu}$ والعدد الذري Z للمادة [1].

تتنافس التفاعلات فيما بينها إلا أنه يوجد مجالات من الطاقة يكون فيها أحد التفاعلات غالباً على التفاعلين الآخرين، إذ أن الفعل الكهروضوئي هو الأكثر احتمالاً في مجال الطاقات المنخفضة ($E < 500\text{keV}$) ومن أجل المواد الثقيلة (Z مرتفع).

أما تفاعل إنتاج الأزواج فيزداد احتمالاه في مجال الطاقات العالية حيث يبدأ من الطاقة 5MeV في المواد الثقيلة بينما يكون احتمال كومبتون كبيراً في مجال الطاقات المتوسطة بالنسبة للمواد الخفيفة (Z منخفض) أنظر الشكل (16.I) [17;15].



الشكل (16.I): الأهمية النسبية للتفاعلات المحتملة بين إشعاع غاما والمادة [18].

يعرف المقطع العرضي الكلي σ_{tot} لتفاعل الفوتونات مع المادة كحاصل جمع للمقاطع العرضية للتفاعلات الثلاثة [1].

$$\sigma_{tot} = \sigma_{pe} + \sigma_c + \sigma_p \quad (16.I)$$

3.2.6.I قانون التوهين (Law of mitigation)

يعتمد امتصاص الفوتونات في المادة على طبيعة الوسط، وكذلك طاقة الفوتونات [9] ، ففي حالة حزمة من الفوتونات شدتها I_0 تسقط بشكل عمودي على المادة ذات سمك محدد x ، فإن عدد الفوتونات التي تختفي من الحزمة بعد اجتياز السمك x يعطى بالعلاقة التالية:

$$I(x) = I_0 \times e^{-\mu x} \quad (17.I)$$

حيث:

I_0 : شدة الاشعاعات الساقطة على المادة (الواردة).

$I(x)$: شدة الاشعاعات التي اخترقت سمكا من المادة مقدار x .

μ : معامل التوهين الخطي للفوتونات، وحدته cm^{-1} وتعتمد قيمته على طاقة الفوتونات ونوع المادة [15].

7.I التأثيرات البيولوجية للإشعاعات المؤينة (Biological effects of the ionizing radiation)

يعتمد التأثير البيولوجي للإشعاع على عدة عوامل منها نوع الإشعاع وطريقة التعرض له سواء كان خارجي أو داخلي، وحساسية العضو المتعرض للإشعاع وقابليته لتخزين المواد المشعة في حالة التعرض الداخلي [19].

يكون تأثير الإشعاع على خلايا الجسم بطريقتين، طريقة مباشرة و طريقة غير مباشرة، ففي الطريقة المباشرة يتم تكسير الروابط بين الذرات المكونة لجزيئات المادة الحية نتيجة التأين وبالأخص نواة الخلية مسببا موتها أو تغير جيني بها أما التأثير غير المباشر فينتج عن تحلل الماء الذي يشكل نسبته ما بين (70- 85 %) من الجسم الحي وهذا بدوره ينتج مواد كيميائية سامة تؤثر على الخلية وعلى الخلايا المجاورة [6;5].

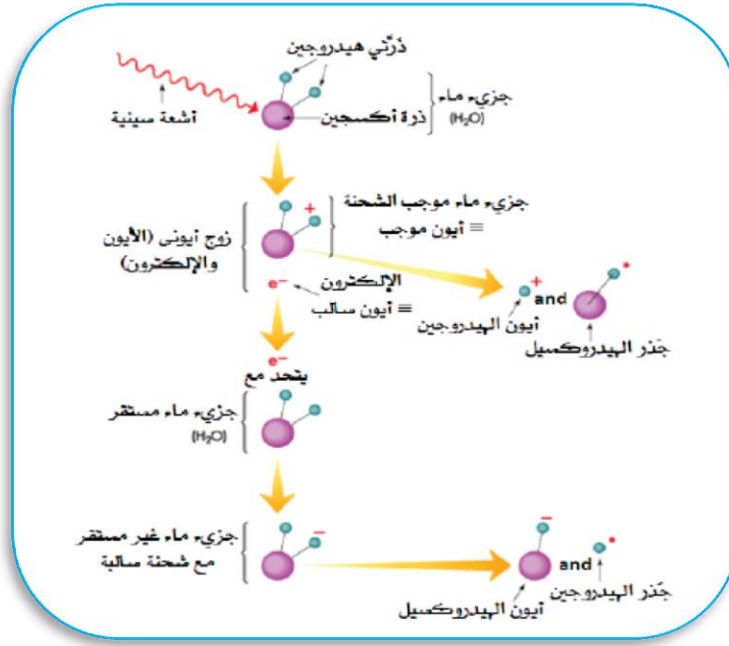
1.7.I التأثيرات المباشرة (Direct Actions)

التأثير المباشر للإشعاع يحدث نتيجة تأين أو إثارة ذرات المادة المكونة للخلية الحية (نتيجة امتصاص الطاقة اثناء التفاعلات الكهروضوئية وفعل كومبتون [6]) والذي يمكن أن يحدث في مكان ما من الجسم المتعرض للإشعاع، ويكون الجزء المتضرر من الإشعاع هو نواة الخلية او المادة الوراثية فيها نتيجة تكسير الروابط بين جزيئات المادة، مؤديا لموت الخلية أو التغير في الشفرة الوراثية مما ينتج عنه تشكل طفرة قد تكون سرطانية في الخلية أو حدوث تشوهات فيها أو فقدان المادة الوراثية قدرتها على نقل المعلومات الوراثية للخلايا الجديدة.

فعند حدوث هذه الطفرات فمن الممكن أن تكون في الخلايا الجينية مسببة في انتقال هذه الطفرة الى الجيل القادم أو في الخلايا الجسدية مسببة انتقال هذه الطفرة الى الخلية المتولدة. ومن هنا فإن التأثير البيولوجي المباشر للإشعاع يتمثل بالأغلب في تكون هذه الطفرات وانتقالها أو تطورها الى طفرات أخرى [5;4;1].

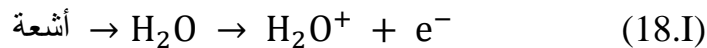
2.7.I. التأثيرات الغير مباشرة (Indirect Action)

من المعلوم بأن معظم الجسم الحي مكون من الماء، وبالتالي فإن معظم التأثيرات المباشرة للإشعاع ستحدث في جزيئات الماء مسببة تفككها منتجة بذلك جذور حرة (Free radicals) لها القابلية العالية على التفاعل (نشطة كيميائيا) مكونة بذلك مركبات سامة تؤثر على الخلايا من خلال هذه السمية، فعند تعرض الماء الى الإشعاع فإن هذا الأخير سيتحلل^[6]، أنظر الشكل (17.I).



الشكل (17.I): الانحلال الإشعاعي للماء^[5].

ينتج عن التحلل الإشعاعي (Radiolysis) الكيميائي للماء جزيئات مؤينة، ويفقد عند ذلك إلكترون حسب المعادلة التالية:



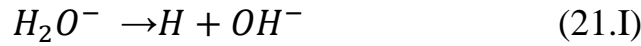
ومن ثم فإن الأيون الموجب للماء سيتحلل فورا مكونا أيون هيدروجين موجب وأيون هيدروكسيد كما يلي:



وبالمقابل فإن الإلكترون الحر سيتم أخذه من قبل جزيء ماء مستقر (غير متحلل) لينحل مباشرة مكونا أيون ماء سالب، حسب المعادلة التالية:



ثم يتحلل هذا الأيون الأخير مكونا الهيدروجين وأيون الهيدروكسيد السالب كما يلي:



والزمن اللازم لحدوث هذه التفاعلات يبدأ بالمرحلة الفيزيائية وهي مرحلة التأين والإثارة، و زمن هذه المرحلة يبلغ 10^{-14} ثانية و من ثم المرحلة قبل الكيميائية و التي يبلغ زمنها 10^{-11} ، يتم خلالها التحلل، ومن ثم تأتي المرحلة الكيميائية التي يتم فيها تفاعل الجذور الحرة مع بعضها أو مع جزيئات أخرى في حال انتشارها في زمن يتراوح ما بين 10^{-6} - 10^{-11} ثانية حسب المعادلات التالية [6;5]:



كما يتشكل عدا هذه النواتج المؤكسدة للتحلل الاشعاعي للماء أشكال ثابتة مستقرة تسمى الكترولونات الاماهة، هذه الأخيرة تملك قدرة تفاعل عالية ومن ثم تتفاعل مع نواتج التحلل [6].

8.I خاتمة (Conclusion)

تم في هذا الفصل التعرف على ماهية الأشعة المؤينة، أنواعها و آليات تفاعلها مع المادة والتي تتمثل في تفاعل الجسيمات المشحونة وخاصة تفاعل الإلكترونات والتي هي محور دراستنا والجسيمات الغير مشحونة (نيترونات) وكذلك الفوتونات حيث تم ذكر خصائص كل تفاعل، وأشير في نهاية الفصل إلى التأثيرات البيولوجية للإشعاعات المؤينة المباشرة منها والغير مباشرة.

مراجع الفصل الأول

المراجع الأجنبية:

- [1] C. Jimonet et H. Métivier, "Personne compétente en radioprotection Principes de radioprotection– réglementation", EDP Sciences(2007).
- [4] H. Métivier, "Radioprotection et ingénierie nucléaire", EDP Sciences(2006).
- [7] Y. Ould Salem, " Etude expérimentale et modélisation Monte Carlo des grandeurs opérationnelles en métrologie des rayonnements ionisants: application à la dosimétrie neutrons par radiophotoluminescence", Thèse de doctorat, Université de Strasbourg, France, (2014).
- [8] E.B. Podgorsak, " Radiation Physics for Medical Physicists", (2005).
- [9] D.Mouhssine, "Étude d'une nouvelle génération de dosimètre basée sur les détecteurs photo stimulables type BaFBr(Eu) : caractérisation et application à la dosimétrie environnementale et personnelle", thèse de doctorat, Université Louis Pasteur- Strasbourg I, France, (2004).
- [10] K.S.Krane, "Introductory Nuclear Physics", John Wiley & Sons, (1988).
- [11] G.F. Knoll, "Radiation Detection and Measurement" , John Wiley & Sons, third edition, (2000).
- [13] James E. Turner, "Atoms, Radiation, and Radiation Protection", John Wiley & Sons, second edition, (1995).
- [14] A. Biau, " Les techniques de dosimétrie passive", EDPSciences, Vol. 46, n° 5, p 23- 43, (2011).
- [16] S. Till, "Nouvelle approche de la dosimétrie des rayonnements ionisants par mesure de fluorescence, Selon la technique du comptage de photon unique, corrélé en temps à la l'échelle manaseconde", Thèse de doctorat, Université de Strasbourg , France, (2011).
- [17] E.B. Podgorsak, "Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students", Vienna: Technical Editor, IAEA, (2005).
- [18] M. Vanstalle, " Dosimétrie électronique et métrologie neutrons par capteur CMOS à pixels actifs", Thèse de doctorat, Université de Strasbourg, France, (2011).

[19] M. T. Burrows et. al., "The Chemical and Biological Changes Induced by X-rays in Body Tissues", Radiology, Vol. 11, Nov., pages 370 – 378, (1928).

المراجع العربية:

- [2] س.ر. بكر، "دراسة امكانية استعمال بعض أنواع الزجاج كمقياس للجرعة الاشعاعية لأشعة غاما"، أطروحة ماجستير في الوقاية الاشعاعية وأمان المصادر المشعة وأمنها، جامعة دمشق، سوريا، (2010).
- [3] م. ف. أحمد، خ. م. سليمان، "الإشعاعات وأجهزة القياس النووية"، مدينة الملك عبد العزيز للعلوم والتقنية، (2003).
- [5] ص. م. متولي، "الأشعة السينية الفوائد والمخاطر"، مدينة الملك عبد العزيز للعلوم والتقنية، (2015).
- [6] م. خلاوي، "قياس الجرعة الاشعاعية للفوتونات الناتجة عن المسرع الخطي الطبي باستخدام الكاشف الهلامي (FXG)"، أطروحة ماجستير في الفيزياء الاشعاعية، جامعة حلب، سوريا، (2013).
- [12] م.م. دموم، "توصيف جرعة النترونات وغاما وأطياف كل منهما في مواضع التشعيع في حاوية مصدر المعايرة النيترونية باستخدام MCNP-4C"، أطروحة ماجستير في الوقاية الاشعاعية وأمان المصادر المشعة وأمنها، جامعة دمشق، سوريا، (2009).
- [15] ب. الأشقر، "تفاعل الإشعاع مع المادة"، مقرر ماجستير الوقاية الإشعاعية (2007-2008).

الفصل الثاني

قياس الجرعات الإشعاعية

(الكميات والكواشف)

1.II. مقدمة (Introduction)

يهدف قياس الجرعة الإشعاعية إلى تحديد الطاقة المودعة داخل المادة من قبل أنواع مختلفة من الأشعة المؤينة وخاصة الأشعة السينية وأشعة غاما من خلال مقادير فيزيائية مختلفة. عندما يتفاعل الإشعاع المؤين مع أي وسط (هواء، نسيج، ماء) فإنه يحدث فيه التأين عن طريق نقل جزء من طاقة الإشعاع المؤين إلى هذا الوسط [1]، لذلك اهتمت المنظمات الدولية كاللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP واللجنة الدولية للوحدات الإشعاعية والقياسات ICRU بأمور الوقاية من الإشعاعات المؤينة، حيث قامت هذه اللجان بوضع تعاريف محددة للكميات الإشعاعية ووحداتها [2].

تنتج من تأثير الأشعة المؤينة مع المواد المختلفة آثار عدة تتوقف على نوع الإشعاع وطبيعته وشدته، وكذلك طبيعة المادة، حيث تسمى المواد التي تتأثر بالإشعاع "بكواشف الإشعاع" [3].

يتضمن هذا الفصل تعريفا دقيقا للكميات الفيزيائية المستخدمة لقياس الجرعات الإشعاعية وكذلك لكواشف الإشعاع وتصنيفها حسب طبيعة المادة.

2.II. كميات ووحدات قياس الجرعات الإشعاعية (Quantities and units of radiometric dosimetry)

هي مقادير فيزيائية تعبر عن كمية الطاقة المودعة في كتلة معينة من المادة أو النسيج البشري، كما تعبر أيضا عن مخاطر الأنواع المختلفة من الإشعاعات المؤينة على الأنسجة وأعضاء الانسان أو على كامل الجسم وتعتمد هذه الكميات على أسلوب تفاعل النوع المعين من الإشعاعات المؤينة مع المادة واسلوب انتقال الطاقة من هذه الإشعاعات للمادة، وعلى مدى ضرر النوع المعين من الإشعاعات على الكائن الحي [3]، وفي ما يلي شرح لأهم هذه الكميات.

1.2.II. معدل سيولة الجسيمات (ϕ) (Particle fluence rate)

يعرف معدل سيولة الجسيمات ϕ ، عند نقطة معينة، على أنه عبارة عن عدد الجسيمات أو الفوتونات التي تسقط على وحدة المساحة في الثانية الواحدة [4]. فإذا كان عدد الجسيمات التي تسقط خلال زمن t ثانية على مساحة قدرها A هو N يكون معدل سيولة هذه الجسيمات هو:

$$\phi = \frac{N}{A.t} \quad (1.II)$$

يعرف معدل سيولة الجسيمات أيضا باسم كثافة تدفق الجسيمات و يعبر عنه في النظام الدولي للوحدات بـ $(m^{-2}.s^{-1})$ [5].

2.2.II. معدل سيولة الطاقة (ϕ) (Energy fluence rate)

هي كمية الطاقة التي تسقط على وحدة المساحة من الجسيمات في الثانية الواحدة، ويمكن إيجاد معدل سيولة الطاقة ϕ من خلال معرفة معدل سيولة الجسيمات أو الفوتونات، فإذا كانت طاقة الجسيمات E ثابتة، فإن معدل سيولة هذه الجسيمات يعطى بالعلاقة:

$$\phi = \frac{N}{A.t} . E = \phi . E \quad (2.II)$$

يعبر عن معدل سيولة الجسيمات بوحدة $(J.s^{-1}.m^{-2})$ أو $(W.m^{-2})$ [4].

3.2.II. التعرض (The exposure)

يستخدم مصطلح التعرض في الوقاية من الإشعاع بمعنيين مختلفين، أحدهما عام والآخر فيزيائي، فالعام يقصد به التعرض للإشعاعات المؤينة، ومنه التعرض المهني والطبي، أما الفيزيائي فهو يعبر عن كمية الإشعاعات المؤينة التي يتكبدتها عضو أو نسيج من أعضاء أو أنسجة الكائن الحي أو يتعرض لها الجسم ككل. وبهذا فإن التعرض تاريخيا هو تعرض الهواء الجاف للأشعة السينية و أشعة غاما منخفضة الطاقة (أقل من 3MeV) عند الظروف المعيارية من ضغط ودرجة حرارة.

وأنسب طريقة لقياس التعرض هي قياس الشحنة الكهربائية الناتجة عن تأين الهواء في هذه الظروف ويعرف بالعلاقة [5؛2].

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (3.II)$$

حيث:

dQ : الشحنة الكلية للأيونات ذات الإشارة الواحدة (موجبة أو سالبة) المتشكلة في حجم عنصري كتلته dm .
يُقاس التعرض بوحدة الرونتجن (Rontgen) R تكريما للعالم الألماني رونتجن مكتشف الأشعة السينية ويعبر عنها في النظام الدولي للوحدات بـ (C/Kg)، حيث [5].

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

4.2.II. الطاقة المودعة (Deposited Energy)

تعرف الطاقة المودعة في حجم معين، على أنها مجموع كميات الطاقة التي تم ترسيبها في هذا الحجم من المادة، وتعطى بالعلاقة التالية:

$$\epsilon = \sum \epsilon_i \quad (4.II)$$

حيث:

ϵ_i : الطاقة المترسبة بعد التفاعل، ويعبر عنها بالعلاقة:

$$\epsilon_i = R_{in} - R_{ex} + \sum Q \quad (5.II)$$

حيث:

R_{in} : هي الطاقة المشعة التي تدخل الحجم.

R_{ex} : هي الطاقة المشعة التي تخرج من هذا الحجم.

$\sum Q$: مجموع التغيرات في طاقة كتلة النواة والجسيمات المشاركة في التفاعل [6].

5.2.II الجرعة الممتصة (Absorbed Dose)

نظرا لأن مفهوم التعرض قاصر على الأشعة X و أشعة غاما، فقد تم استخدام كمية فيزيائية جديدة تعبر عن انتقال الطاقة من جميع أنواع الإشعاعات وتعرف باسم الجرعة الممتصة وهي عبارة عن كمية الطاقة المودعة في أي مادة أو وسط بواسطة أي نوع من الأشعة المؤينة، تعطى بالعلاقة التالية [3]:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (6.II)$$

حيث:

$d\epsilon$: الطاقة المودعة المتوسطة في حجم عنصري كتلته dm .

استخدمت في القديم وحدة لقياس الجرعة الممتصة تعرف بالراد "rad" وطبقا لنظام الوحدات الدولية، فقد تم الاعتماد على وحدة جديدة هي غراي "Gy" حيث 1Gy يمثل كمية الطاقة الممتصة التي قدرها واحد جول لكل كيلو غرام من المادة، والعلاقة بين الراد والغراي هي [5:4:2]:

$$1\text{Gy} = 100 \text{ rad}$$

يدعى مقدار الجرعة الممتصة خلال فترة زمنية قدرها dt بمعدل الجرعة الممتصة ويعطى بالعلاقة:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (7.II)$$

وحدته هي $(\text{J.kg}^{-1}.\text{s}^{-1})$ أو (Gy.s^{-1}) [5:7].

6.2.II الكيرما (Kerma)

يستخدم مصطلح الكيرما للتعبير عن انتقال الطاقة من الجسيمات أو الإشعاعات المؤينة تأيينا غير مباشر (أشعة x، أشعة γ و النيترونات)، حيث تنتقل طاقة هذه الجسيمات أو الإشعاعات الى النواة أو الى الالكترونات في حالة تفاعل أشعة غاما مع المادة على شكل طاقة حركية [8:5].

يرمز للكيرما بالرمز K وتقاس بنفس وحدة الجرعة الممتصة وتعرف بأنها متوسط الطاقة E_{tr} المنتقلة مباشرة الى الجسيمات المشحونة داخل وسط كتلته m وتعطى بالعلاقة التالية:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (8.II)$$

تدعى قيمة الكيرما خلال فترة زمنية قدرها dt بمعدل الكيرما وتعطى بالعلاقة:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (9.II)$$

وحدته هي: $(\text{J.Kg}^{-1}.\text{s}^{-1})$ أو (Gy.s^{-1}) [9].

II 7.2. الجرعة المكافئة (Equivalent Dose)

سابقا كانت تدعى مكافئ الجرعة للإنسان ويرمز لها بالرمز D_{eq} وتعرف بأنها مجموع حاصل جداء الجرعة الممتصة لنوع معين من الاشعاعات D_{TR} بمعامل النوعية Q ، أي:

$$D_{eq} = \sum_R D_{TR} \times Q \quad (10.II)$$

وفي عام 1991م، أوصت اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية *ICRP* باستخدام مصطلح العامل المرجح W_R بدلا من معامل النوعية Q ، واستبدلت مكافئ الجرعة D_{eq} بالجرعة المكافئة H_T وبذلك أصبح علاقة الجرعة المكافئة:

$$H_T = \sum_R D_{TR} \times W_R \quad (11.II)$$

تقاس الجرعة المكافئة في عضو أو نسيج بوحددة الريم (Rem) في النظام القديم أما في النظام الدولي للوحدات فتقاس بالسيفرت (Sievert) Sv، والعلاقة بين الودنتين هي ^[5+10+11]:

$$1Sv=100 Rem$$

تدعى قيمة الجرعة المكافئة عند نقطة معينة من النسيج أو العضو خلال وحدة الزمن dt بمعدل الجرعة المكافئة وتعطي بالعلاقة:

$$\dot{H}_T = \frac{dH}{dt} \quad (12.II)$$

وحدته هي: $(Sv.s^{-1})$ ^[5].

يبين الجدول (1.II) قيم عامل الإشعاع المرجح لإشعاعات ذات طاقات مختلفة.

الجدول (1.II): قيم العامل المرجح للإشعاع W_R لبعض الإشعاعات عند طاقات مختلفة ^[3].

W_R	مدى الطاقة	نوع الإشعاع
1	السينية وجاما بطاقات مختلفة	الفوتونات
1	جميع الطاقات	جسيمات بيتا
5	أقل من 10 KeV	نيوترونات
10	(100 - 10) KeV	
20	(2000-100) KeV	
10	(20 - 2) MeV	
5	أعلى من 20 MeV	
5	أعلى من 2 MeV	البروتونات
20	جسيمات ألفا، شظايا الانشطار والنوى الثقيلة	

8.2.II. مكافئ الجرعة الشخصية $H_p(d)$ (The personnel dose equivalent)

هو الجرعة المكافئة في الأنسجة البشرية الرخوة على عمق مناسب d من نقطة معينة على الجسم، يقاس بوحدة الريم (Rem) في النظام القديم و بوحدة السيفرت (Sv) النظام الدولي للوحدات كما هو الحال في الجرعة المكافئة، ويجب في جميع الحالات تحديد العمق d وهو 0.07 ملليمتر للأشعة ضعيفة النفاذ و10 ملليمتر للأشعة شديدة النفاذ.

وعموماً يمكن قياس مكافئ الجرعة الشخصية باستخدام مقياس أشعة يوضع على سطح الجسم، ويتم تغطيته بسمك ملائم من مادة مكافئة لمادة النسيج البشري [7:11].

9.2.II. الفعالية البيولوجية النسبية (RBE) (Relative biological effectiveness)

يختلف التأثير البيولوجي للإشعاع على أعضاء وأنسجة الجسم البشري، باختلاف نوع الأشعة، حتى عندما تتساوى الجرعة الممتصة من هذه الإشعاعات، في هذا العضو، فمثلاً عند تساوي الجرعة الممتصة من كل من الأشعة السينية والنيوترونات، يكون الضرر في حالة النيوترونات، يزيد نحو عشرين ضعفاً عن الضرر الناتج عن الأشعة السينية في نفس العضو أو النسيج.

يحسب مقدار (معامل) الفعالية البيولوجية النسبية (RBE) من العلاقة:

$$RBE = \frac{D_R}{D_X} \quad (13.II)$$

حيث:

D_R : جرعة أشعة روتجن.

D_X : جرعة الأشعة المدروسة [12].

10.2.II. الجرعة الفعالة (Effective Dose)

الجرعة الفعالة هي عبارة عن مجموع حاصل جداء الجرعة المكافئة لكل نسيج أو عضو H_T في المعامل المرجح للنسيج أو العضو W_T والذي يمثل الاسهام النسبي للعضو أو النسيج في الضرر الاجمالي للجسم [13].

يرمز للجرعة الفعالة بالرمز E وتكتب علاقتها كالتالي:

$$E = \sum_T H_T \times W_T \quad (14.II)$$

بتعويض العلاقة (11.II) في العلاقة (14.II) تصبح علاقة الجرعة الفعالة كالتالي:

$$E = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{TR} \quad (15.II)$$

تقاس الجرعة الفعالة بنفس الوحدة المستخدمة في قياس الجرعة المكافئة، وهي السيفرت في النظام الدولي للوحدات والريم في النظام القديم.

يوضح الجدول (2.II) قيم المعامل المرجح للنسيج W_T لأعضاء الجسم البشري.

الجدول (2.II): قيم المعامل المرجح للنسيج لبعض أعضاء الجسم البشري [5؛9؛12].

المجموع الكلي	W_T	عدد الأعضاء	العضو
0.72	0.12	6	المعدة، القولون، الثدي، نقي العظام الأحمر، الرئة وباقي أعضاء الجسم
0.08	0.08	1	الغدة التناسلية
0.16	0.04	4	المرى، الغدة الدرقية، الكبد، المثانة
0.04	0.01	4	سطح العظم، الجلد، الدماغ، الغدة اللعابية

3.II. حدود الجرعة (Dose Limits)

سابقا كانت تدعى بالحد الأقصى المسموح للجرعة ويعرف بأنه مقدار الجرعة الإشعاعية الفعالة التي يسمح بأن يتلقاها الشخص أو العضو خلال عام، سواء المتراكمة خلال فترات زمنية طويلة أو الناتجة عن تعرض حاد لفترة قصيرة، التي يكون احتمال الإصابة بأضرار عشوائية (ذاتية أو وراثية) نتيجة لها احتمالا طفيفا. فعند تعرض مجموعة كبيرة من الأشخاص لجرعة إشعاعية تقع في حدود الحد الأقصى المسموح به تكون نسبة الإصابة بأي من الأضرار العشوائية نسبة ضئيلة.

لذلك أوصت اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية في نشرتها السادسة والعشرين الصادرة عام 1977م باستخدام مصطلح حدود الجرعات بدلا من الحد الأقصى المسموح للجرعة.

تقاس حدود الجرعة بنفس وحدة الجرعة المكافئة وهي وحدة السيفرت [13].

يبين الجدول (3.II) حدود الجرعة الموصى بها من طرف اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP.

الجدول (3.II): حدود الجرعة الموصى بها من طرف ICRP [14].

حدود الجرعة		التطبيق
العامة (mSv/an)	العمال (mSv/an)	
1 (على مدى 5 سنوات) 5 (كحد أقصى)	20 (على مدى 5 سنوات) 50 (كحد أقصى)	الجرعة الفعالة
15	150	الجرعة المكافئة
50	500	عدسات العين
—	500	الجلد (على عمق 7 mg.cm^{-2}) اليدين والقدمين

4.II. الكواشف الإشعاعية (The Radiation Detectors)

تصنف كواشف الإشعاع من حيث الطبيعة الفيزيائية لمادة الكشف إلى:

1.4.II. الكواشف الغازية (The Gas Detectors)

تعد الكواشف الغازية من أقدم أنواع الكواشف الإشعاعية حيث تم استخدامها منذ أوائل القرن الماضي، تعتمد تقنية الكشف في هذا النوع من الكواشف على مبدأ تجميع الأزواج الأيونية المتولدة في الغاز (وسط الكاشف)، نتيجة تفاعل الإشعاع مع ذرات الغاز، فيتولد الزوج الأيوني المؤلف من الإلكترون وذرة الغاز المتأينة من جراء مرور الأشعة في الغاز.

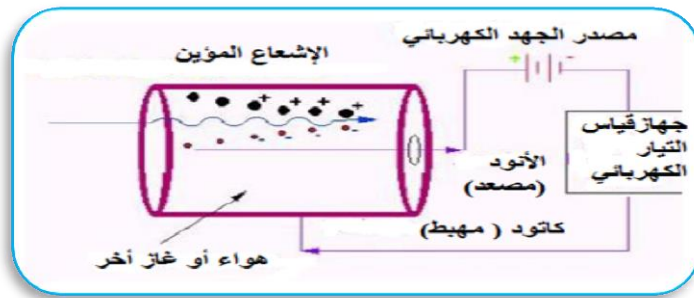
تتجرف الأيونات الموجبة نحو المهبط والإلكترونات باتجاه المصعد، حيث يتم تجميع شحنة كهربائية مؤدية إلى تغير في الجهد المطبق، يدعى هذا التغير في الجهد بالنبضة الكهربائية و بواسطة كشف تلك النبضات فإننا نستطيع كشف الإشعاع المؤين.

تقسم الكواشف الغازية بحسب شروط تشغيلها إلى ثلاثة أنواع رئيسية هي:

1. غرفة التأين
2. العدادات التناسبية
3. عدادات غايغر-مولر [2؛15].

1.1.4.II. غرفة التأين (The Ionization Chamber)

هي عبارة عن كاشف غازي للإشعاعات المؤينة، حيث تتألف بشكل أساسي من حجم مغلق من الغاز، غمس فيه قطبان طبق بينهما كمون كهربائي و مقياس حساس للتيار، عند مرور إشعاع خلال الغاز يسبب تأينه وينتج عن ذلك تشكل أزواج أيونية وهي عبارة عن جزيئات مشحونة وإلكترونات حرة كما هو موضح في الشكل (1.II) [17؛16].

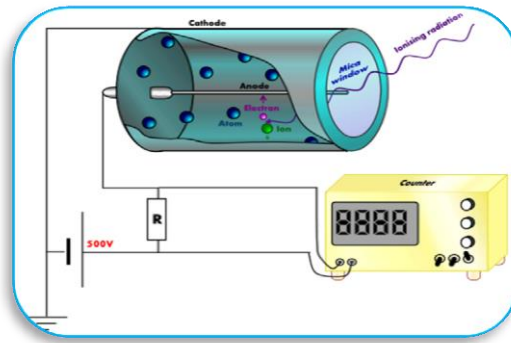


الشكل (1.II): عمل غرفة التأين [17].

تتحرك أزواج الأيونات بوجود الحقل الكهربائي باتجاهين متعاكسين بشكل يتبع خطوط الحقل الكهربائي المطبق حتى يصلان إلى القطبين الذين ينتجان الحقل، يعمل الجهد المطبق على تجميع الشحنات الناتجة في الهواء بواسطة الأشعة المؤينة، يتم إدخال غرفة التأين في المادة من أجل قياس الجرعة الممتصة لحزم الإلكترونات والفوتونات عالية الطاقة المستخدمة في تطبيقات المعالجة الإشعاعية [5].

II.2.1.4. (The Proportional Counter) العداد التناسبي

العداد التناسبي هو أسطوانة مملوءة بالغاز، ويمر فيها سلك على طول محورها، بحيث تشكل الأسطوانة المهبط والسلك المحوري المعزول المصدر أنظر الشكل (2.II). تعزى النبضة الكهربائية المتشكلة في هذا النوع من الكواشف بخلاف غرفة التأين، إلى ظاهرة التضاعف التي تحدث في الغاز بالنسبة للأزواج الأيونية الأصلية المتشكلة نتيجة تطبيق فرق كمون عال بين المهبط و المصدر، ونتيجة لذلك فإن سعة الشحنة الناتجة عن العداد التناسبي أكبر من تلك الناتجة من غرفة التأين، وتتناسب النبضة الكهربائية المتشكلة مع الجهد المطبق الأمر الذي أمكن معه استخدام تلك الكواشف في تطبيقات الكشف ومطيافية الطاقة للتمييز بين الجسيمات المختلفة إضافة إلى استخدامها في كشف النيوترونات، وتصنع تلك الكواشف بأشكال هندسية مختلفة وتملاً بمزائج غازية متنوعة لتحقيق غرض القياس المطلوب [16].



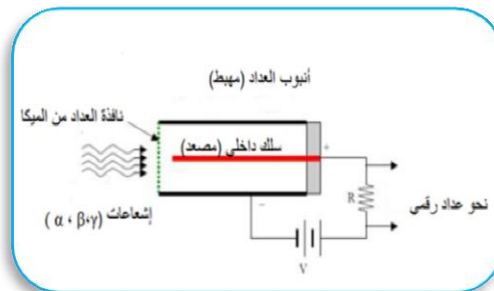
الشكل (2.II): عداد تناسبي [3].

II.3.1.4. (Geiger – Muller Counter) عداد غايغر - مولر

اخترع العالم الألماني غايغر هذا العداد ثم قام تلميذه مولر بإدخال تعديلات قيمة عليه، ولذلك يسمى عداد غايغر-مولر وهو أحد أدوات اكتشاف الإشعاعات المؤينة، مثل أشعة غاما والأشعة السينية وكذلك الإلكترونات السريعة ومنها أنواع لقياس أشعة ألفا [18].

يتألف هذا العداد من أسطوانة معدنية (مهبط) مملوءة بالغاز، يمتد في محور هذه الأسطوانة سلك أو (أسطوانة صغيرة) ناقل مطبق عليه جهد موجب مرتفع V (الذي هو بمنزلة مصدر). تملاً هذه العدادات بغاز خامل مثل الأرجون (Ar) أو البروبان (C_3H_8) و أحياناً بمزائج أخرى بضغط داخلي أقل من الضغط الجوي.

يسمح العداد بدخول الجسيمات المؤينة إلى داخل الأنبوبة من خلال نافذة رقيقة من الميكا أو الألمنيوم وبذلك تصطدم هذه الجسيمات المؤينة بجزيئات الغاز وتسبب تأييناً أنظر الشكل (3.II) [19;18].



الشكل (3.II): مخطط مبسط لعداد غايغر - مولر [19].

2.4.II. كواشف أنصاف النواقل (Semiconductor Detectors)

تحقق أنصاف النواقل والى حد كبير شروط الكشف وقياس الإشعاع، فهي من حيث المبدأ غرفة تأين، كثافة مادة الكشف فيها عالية جدا الى الدرجة التي يكون الوسط فيها صلبا.

تحتوي معظم كواشف أنصاف النواقل على الوصلة (P- n) حيث تكون منطقة النضوب فيها مادة خالية من حوامل الشحنات، تتشكل أزواج (إلكترون- ثقب) عند التعرض للإشعاع المؤين حيث يكافئ الثقب هنا الأيون الموجب في الكواشف الغازية وهذا يمكن أن يسبب فرق جهد عبر الوصلة مما يتيح تدفق تيار يكون متناسبا مع الطاقة الإشعاعية الممتصة في المقياس.

إن الطاقة اللازمة لإنتاج أزواج (إلكترون- ثقب) هي نحو 3 إلكترون فولط مقارنة بـ 30 إلكترون فولط في الكاشف الغازي الأمر الذي يعكس جودة النبضات الناتجة من تلك الكواشف.

تصنع كواشف أنصاف النواقل عموما من شرائح السليسيوم والجرمانيوم بأشكال هندسية مختلفة تبعا لتطبيقات القياس.

وقد مكنت المواصفات التشغيلية الممتازة لتلك الكواشف من استخدامها في تطبيقات مطيافية الطاقة كمطيافية ألفا وغاما إلا أن حساسيتها العالية للبيئة المحيطة وشروط تشغيلها الخاصة اضافة الى الكلفة العالية لتصنيعها جعل استخدامها مقتصرًا أساسا على المختبرات التحليلية في مراكز البحث العلمي [5:2].

3.4.II. كواشف أفلام التصوير (Photographic Film Detectors)

تستخدم أفلام الأشعة لتسجيل الإشعاع وهي مستخدمة بشكل رئيسي وواسع في التصوير الإشعاعي ويتم عمل فلم الأشعة من خلال إضافة طبقة من مستحلب حساس للإشعاع يحتوي على بلورات صغيرة جدا من بروميد الفضة معلقه بالجلاتين على فلم من البلاستيك أو الزجاج، تتأين بلورات بروميد الفضة عندما تتعرض للإشعاع المؤين وتتشكل بالنتيجة الصورة.

تستخدم أفلام الأشعة لتسجيل الإشعاع وهي مستخدمة بشكل رئيسي وواسع في التصوير الإشعاعي ويتم عمل فلم الأشعة من خلال إضافة طبقة من مستحلب حساس للإشعاع يحتوي على بلورات صغيرة جدا من بروميد الفضة معلقه بالجلاتين على فلم من البلاستيك أو الزجاج، تتأين بلورات بروميد الفضة عندما تتعرض للإشعاع المؤين وتتشكل بالنتيجة الصورة.

يؤدي تحميص الفيلم إلى تحول البلورات المعرضة للإشعاع إلى حبيبات صغيرة من الفضة المعدنية وتزال الحبيبات غير المتأثرة باستخدام سائل التثبيت، بحيث يبقى الفيلم صافيا.

تسبب الفضة المعدنية المتبقية والتي لا يمكن إزالتها في اسوداد الفيلم. ويكون مقدار هذا الاخير متناسبا مع مقدار الجرعة الإشعاعية المعطاة، وتقاس بعدد درجة الاسوداد من خلال تحديد الكثافة الضوئية OD للفيلم.

تعرف الكثافة الضوئية على انها قدرة الفيلم بعد تحميصه على توهين وامتصاص حزمة ضوئية مقدارها I_0 الى القيمة I بعد مرورها من خلال الفيلم حسب المعادلة التالية:

$$OD = \log \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (16.II)$$

تمكن تقنية قياس الجرعة بالفيلم الإشعاعي من إظهار توزع الجرعة على السطح أي في بعدين، ويقدم الفيلم تباين فراغي ممتاز ولهذا فهو أداة قيمة في تحديد الجرعة المعطاة لأعضاء صغيرة كما هو الحال في المعالجة عن قرب [20:5].

4.4.II الكواشف الوميضية (The Scintillation Detectors)

الكواشف الوميضية هي عبارة عن مواد التي تطلق وميضاً ضوئياً عند سقوط الإشعاع عليها و من خلال قياس مقدار وشدة هذا الضوء الوميضي يمكننا معرفة طاقة و شدة هذا الإشعاع [2:18].

المواد المستعملة في صنع الكواشف الوميضية هي إما مواد غير عضوية (inorganic materials) مثل : يوديد الصوديوم أو يوديد الليثيوم أو مواد عضوية (organic materials) على اشكال متعددة بلورية أو بلاستيكية أو غازية أو سائلة [16].

1.4.4.II خصائص المواد الوميضية الجيدة (Properties of Scintillators Good Material)

هناك عدة مواصفات يجب توفرها في المواد الوميضية حتى تحقق الغرض المراد من استخدامها، أهمها:

- 1) أن تكون ذات كفاءة عالية في تحويل طاقه الإشعاع الساقط إلي فوتونات في الضوء المرئي.
- 2) هذا التحويل لا بد أن يكون خطياً (أي يجب أن يتناسب الضوء الناتج مع طاقة الإشعاع).
- 3) ضرورة أن يكون الزمن بين امتصاص الإشعاع واطلاق الضوء الوميضي (زمن الاضمحلال (Decay Time)) أقل ما يمكن حتى يمكن توليد إشارات نبضية سريعة.
- 4) أن يكون معامل الانعكاس لها كما في الزجاج.
- 5) لا بد أن تكون ذات جودة ضوئية عالية ويمكن إنتاجها بأحجام تتناسب مع الاحتياجات العملية.
- 6) الضوء الخارج لا بد من تسجيله وتحويله إلى إشارة كهربائية [21].

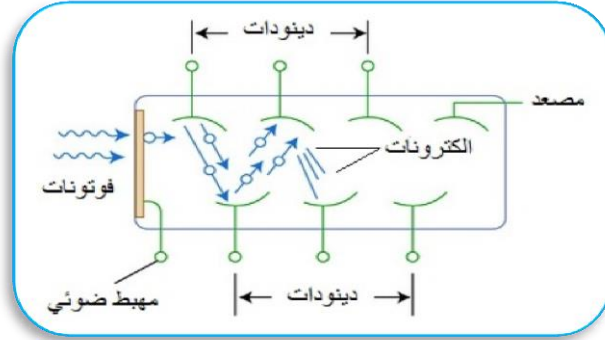
2.4.4.II مكونات الكاشف الوميضي (Components of The Scintillation Detectors)

تتكون الكواشف الوميضية من الأجزاء الرئيسية التالية:

- المادة الوميضية (Scintillator).
- المضاعف الضوئي (PM-Photomultiplier).
- مجموعة مجزئ التوتر العالي (High Voltage Divider).

عندما يتفاعل الإشعاع مع المواد الوميضية، تتعرض هذه الأخيرة لعملية إثارة وتعود بعدها للحالة المستقرة بإصدار فوتونات وميضية والتي يتم الكشف عنها بمساعدة الانبوب المضاعف الضوئي ومن ثم تسقط هذه الفوتونات على المهبط الضوئي وتقتلع منه إلكترونات أولية تسمى أحيانا إلكترونات ضوئية (photoelectron) من خلال ظاهرة الفعل الكهروضوئي (photoelectric effect) ثم تتضاعف هذه الإلكترونات وتتسارع بواسطة مجموعة من الدينودات (dynodes) أنظر الشكل (4.II).

الدينودات عبارة عن أقطاب توصل بجهد موجب ومن ثم تتصل بالمصعد (anode) حيث ينتهي بها المطاف إلى المصعد مولدة نبضة تتناسب مع طاقة الإشعاع المودعة في الكاشف وبذلك يمكن استخدام هذا النوع من الكواشف في تطبيقات قياس طاقة الإشعاع للتمييز بين الإشعاعات المختلفة [22:2].



الشكل (4.II): أنبوب المضاعف الضوئي [23].

3. 4.4.II العملية الوميضية (The Scintillation Process)

عندما تعبر الأشعة الكاشف تثير ذرات الوسط (كما ذكر سابقا) إلى مستويات طاقة أعلى وبعودتها إلى حالتها الطاقية الأساسية تصدر فوتونات تقع أطوالها الموجية في مجال الضوء المرئي [18]، تسمى هذه العملية بالتألق ويمكن أن تكون إما فسفرة أو فلورة وذلك اعتمادا على طبيعة الانتقال من الحالة المثارة إلى الحالة المستقرة.

1. 3.4.4.II الفلورة (Fluorescence)

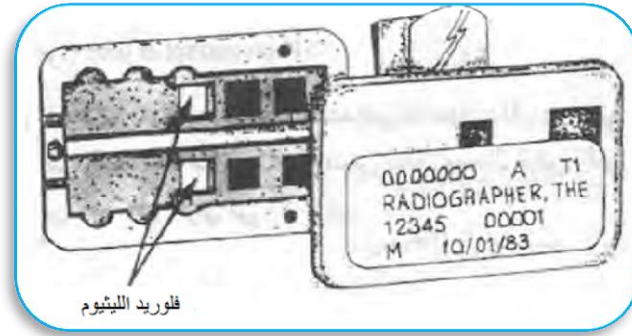
وهي التي تنتج من إزالة تهيج الإلكترونات من مستويات الانتقالات المسموحة، وتطلق في هذه الحالة فوتون ضوئي على شكل وميض يمكن قياسه ويسمى وميض الفلورنس أو الفلورة بزمن قصير جدا يصل إلى نانو ثانية.

2. 3.4.4.II الفسفرة (Phosphorescence)

وتحدث خلال فترة زمنية أكبر مقدارها ميلي ثانية و سبب التأخر في هذا النوع يعود إلى مستويات التهيج (هي مستويات شبه مستقرة) إلى مستويات الممنوعة لذلك تتطلب عملية إزالة التهيج انتقالا إلى مستوى مسموح أولا ومن ثم العودة إلى المستوى الأرضي، ويدعى الوميض في هذه الحالة بالوميض الفسفوري [24].

5.4.II الكواشف الوميضية الحرارية TLD (Thermoluminescence Detectors)

تعتبر الكواشف الوميضية الحرارية احد أهم مقاييس الجرعات المخبرية ذات التطبيقات الواسعة خصوصا في المجال الطبي [21]، فهي عبارة عن مواد وميضية غير عضوية متبلورة بشكل بودرة أو رقائق (chips) من فلوريد الليثيوم LiF أنظر الشكل (5.II)، أو بورات الليثيوم LiB أو فلوريد الكالسيوم CaF [16].



الشكل (5.11): مقياس التألق الحراري [16].

عند سقوط الإشعاعات المؤينة على هذه المواد تنتقل طاقتها إلى الكترولونات البلورية فترتفع بدورها إلى مستوى أعلى للطاقة ومن مزايا هذا النوع من البلورات أنها تحتفظ بتواجد الإلكترونات في المستوى العالي من الطاقة على مدى واسع من درجات الحرارة، وعند تسخين المواد إلى درجة حرارة عالية (حوالي 400°C) تعود الإلكترونات إلى المستوى الأصلي وينتج عن ذلك انبعاث الطاقة على شكل ضوء مرئي [21].

تناسب كمية الضوء الصادر عند تسخين المقياس مع كمية الطاقة الممتصة من الإشعاعات، وبالتالي يمكن من خلاله تحديد الجرعة الممتصة، حيث يتم كشف الإصدار الضوئي هذا باستخدام أنبوب مضاعف ضوئي يحول الضوء إلى تيار كهربائي [5;16].

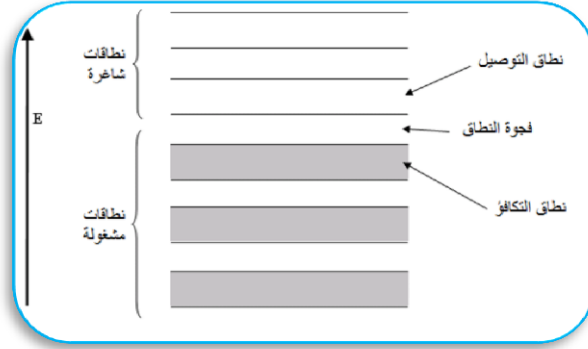
1.5.4.II. نظرية الوميض الحراري (Thermoluminescence Theory)

تعتمد المواد الغير عضوية على مستويات الطاقة في الشبكة البلورية حيث يوجد مستويات محددة للطاقة في البلورة، فالمستوي الأول يدعى نطاق التكافؤ (Valance Band) والمستوي الثاني يدعى نطاق التوصيل (Conduction Band) ويوجد بين هاذين المستويين منطقة ممنوعة (Forbidden region) وفي الوضع الطبيعي لا يتواجد أي من الإلكترونات في هذه المنطقة والتي تعتبر منطقة عازلة [25] ولكن في حالة اضافة مواد اخرى على شكل شوائب لهذه البلورة النقية فإن هذه الشوائب (Impurities) ستعمل على تكوين مستويات للطاقة خاصة بها في نطاق المنطقة الممنوعة تعرف بمصائد الطاقة (Energy traps) والتي تعطي حالة شبه مستقرة (Metastable State) للإلكترونات.

فعند امتصاص الإلكترون نتيجة الإشعاع يكتسب هذا الأخير طاقة تسمح له بعبور المنطقة الممنوعة من نطاق التكافؤ إلى نطاق التوصيل تاركا فراغا يسمى بالفجوة الموجبة (Positive Hole). الإلكترون والفجوة سيتحركان بصورة منفصلة إلى أن يتحدان اما بعودة الإلكترون إلى حالة الاستقرار أو يسقطان في مصيدة (حالة شبه مستقرة).

يحدث نتيجة هذه الانتقالات انبعاث للضوء فإذا كان هذا الانبعاث فوري تسمى الظاهرة بالفلورة أما إذا تطلب الإلكترون طاقة لإخراجه من المصيدة وسقط مرة أخرى في نطاق التكافؤ فيسمى انبعاث الضوء في هذه الحالة بالفسفرة (تم التعريف بالظاهرتين سابقا)، وإذا كان هذا الوميض الفسفوري بطيء جدا عند درجة حرارة الغرفة، فيمكن تعجيله برفع درجة حرارة المادة البلورية إلى حوالي 300°C وتسمى الظاهرة في هذه الحالة بالوميض الحراري (Thermoluminescence) [21;24].

يوضح الشكل (6.II) مستويات الطاقة لبلورة غير عضوية (Inorganic Crystal) التي تعطي وميضاً حرارياً نتيجة تعرضها للإشعاع المؤين.



الشكل (6.II): مستويات الطاقة للمواد الوميضية الغير عضوية [21].

تمثيل الوميض الحراري مع درجة حرارة يسمى بمنحنى التوهج (Glow Curve)، فكلما زادت درجة الحرارة المسلطة على مادة الوميض الحراري التي تم تعريضها للإشعاع، ستزداد احتمالية تحرير الإلكترونات من المصائد.

يزداد الوميض الحراري لأول وهلة إلى أن يصل قيمة عظمى ينقص بعدها مرة أخرى إلى الصفر، وبما أن معظم المواد المستعملة لهذا الغرض تحتوي على عدد من المصائد في المنطقة الممنوعة فمنحنى التوهج ربما يحتوي على عدد من قمم التوهج (Glow Peaks) [21].

II.2.5.4. مادة فلوريد الليثيوم (Lithium Fluoride)

تعتبر مادة فلوريد الليثيوم الموضحة في الشكل (7.II) من أكثر المواد استعمالاً خصوصاً في مجال قياس الجرعات وذلك لقلة عددها الذري (يبلغ 8.2) الذي يقارب معدل العدد الذري للأنسجة الحية (يبلغ حوالي 7.4)، بالإضافة إلى أن كمية الطاقة التي يمتصها حجم معين من مادة فلوريد الليثيوم عند تعريضها للأشعة المؤينة لا تختلف كثيراً عن كمية الطاقة التي يمتصها نفس الحجم من الأنسجة الحية [16].



الشكل (7.II): مادة فلوريد الليثيوم [26].

الوميض الحراري TL لبلورة LiF التي في صورتها النقية يكون صغيراً لكن وجود بعض الشوائب مثل: ماغنيزيوم (Magnesium) يزيد من هذا الوميض الحراري [21].

3.5.4.II طريقة استخدام كاشف الوميض الحراري (How to use Thermoluminescence Detectors)

طريقة استخدام هذه الكواشف يتم عن طريق تعريض هذه المقاييس لجرعة إشعاعية معلومة وبمقادير متنوعة ثم يتم قراءة مقدار الضوء الصادر عن هذه المقاييس عند كل جرعة ثم يتم عمل علاقة بيانية بين الجرعة الإشعاعية المعلومة ومقدار كمية الضوء الناتج عن كل جرعة ومن خلال هذه العلاقة يتم معرفة مقدار التعرض الإشعاعي وتدعى هذه العملية بالمعايرة.

يتم قراءة هذه المقاييس بوضعها في فرن لدرجة حرارة تصل إلى 300°C حيث تقوم بإطلاق ضوء حسب مقدار التعرض وبعد قراءتها يعاد استخدامها مرة أخرى ويفضل دائما بعد كل استخدام عمل تليدين للبلورة والتليدين (Annealing) في علم المواد هي معالجة حرارية يتغير بتطبيقها بعض خواص مادة ما حيث يتم وضع هذه الأخيرة في فرن حراري لدرجة حرارة تصل إلى 400°C (وقد تعتمد طريقة التليدين على نوع البلورة المستخدمة) لمدة زمنية معينة للتخلص من احتمالية بقاء المصائد مشغولة وبالتالي التخلص من آثار الجرعة السابقة نهائيا ثم تبريدها ضمن تدرج حراري معين^[27:21;7].

يمكن أن تتأثر استجابة كواشف TLD بعدد من العوامل مثل زمن وطبيعة التخزين ما بين التعرض والقراءة والغاز المحيط بهذه المواد أثناء القراءة^[5].

4.5.4.II إيجابيات وسلبيات كاشف الوميض الحراري (Positives and Negatives of the Thermoluminescence Detector)

تستعمل كواشف TLD بشكل واسع في التطبيقات السريرية للمعالجة الإشعاعية من أجل تقدير الجرعة وتدقيق القياس، فمن الإيجابيات الأساسية لهذا الكاشف:

- تركيبها القريب نسبيا من بنية النسيج.
- قياس الجرعة الإشعاعية بحساسية عالية.
- توفرها بأشكال مختلفة وسهولة استخدامها حيث أنها لا تحتاج إلى أي أجهزة معقدة.
- إمكانية استخدامها من جديد بعد عملية التثبيت والتبريد.

يمكن استخدام مقياس الجرعة هذا بدون التأثير على الحقل الإشعاعي في هذه الحالات مثل قياس جرعة الجلد خلال معالجة المريض^[5].

أثبتت كواشف الـ TLD أيضا أنها مفيدة كمقاييس للجرع الفردية والمستخدمة في مراقبة تعرض العاملين الإشعاعيين بالرغم من أن لكواشف التآلق الحراري عدد من التطبيقات المهمة فإنها تتصف ببعض الصفات غير المرغوبة فيها ومنها:

- ☒ غالية الثمن.
- ☒ تسجل فقط المنطقة المعرضة للإشعاع.
- ☒ لا يمكن استخدامها إلا في قياسات أحادية البعد.
- ☒ تستهلك وقتا كبيرا لإعطاء نتائج القراءة^[30:29;28].

6.4.II. كواشف التآلق المحثوث بالضوء (Optically Stimulated Luminescence) OSL

هذه الطريقة مشابهة لطريقة القراءة في مواد الوميض الحراري TLD ولكن يستخدم مصدر ضوئي شديد (عوضاً عن التسخين في مواد الوميض الحراري) كالليزر (Laser) أو الصمام الثنائي الباعث للضوء LED (Light-emitting diode)، حيث تتم إضافة طاقة إلى حاملات الشحنة (Charge Carriers) المأسورة بواسطة الضوء وبالتالي تؤدي هذه الطاقة إلى إعادة حاملات الشحنة من حالة الاثارة إلى حالة الاستقرار عبر التآلق الضوئي تدعى هذه الآلية بالتآلق المحثوث بالضوء OSL^[2].

تتناسب شدة الضوء الناتج مع عدد الإلكترونات المأسورة في المنطقة الممنوعة وهي بدورها تتناسب مع الجرعة الممتصة المراد قياسها^[7].

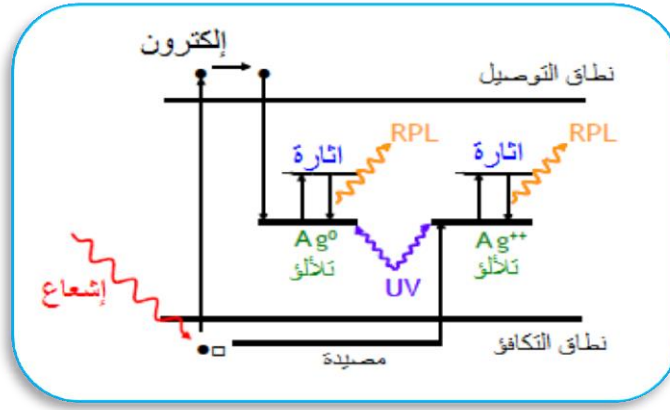
يتم استخدام أنبوب مضاعف ضوئي، وذلك لقياس الضوء المنبعث أثناء إضافة الطاقة إلى العينة، وفي أبسط أشكال القراءة البصرية، يضيء مصدر الإثارة المستمر مثل ليزر CW العينة ويقاس إجمالي إنتاج الضوء على مدى عدة ثوان ثم تفصل إشارات التآلق المستحث ضوئياً من الانبعاثات غير المرغوب فيها والضوء القادم من أشعة الحث، عن طريق المرشحات وذلك لحماية هذا الأنبوب.

تظهر تقنية التآلق المحثوث بالضوء في مواد طبيعية مثل: الكوارتز والفلسبار أو مواد اصطناعية مثل: الخزف، كما تم إدخال تقنيات بصرية مماثلة كتقنيات قراءة للمواد الأخرى المطبقة في قياس الجرعات للأفراد ومن هذه المواد مادة أكسيد الألمنيوم (Al_2O_3) المطعم بالكربون كمادة شائبة وتكون المصائد فيها عالية بالإضافة إلى كونها حساسة جداً للجرعات الإشعاعية الصغيرة بحدود البيكو غراي (pGy)^[15;2].

7.4.II. كواشف التآلق الضوئي الإشعاعي (Radiophotoluminescence RPL Detectors)

تعتمد هذه التقنية أيضاً على ظاهرة التلألؤ الناتجة عن اثارة ذرات المادة وذلك عند امتصاصها لطاقة اشعاع مؤين كأشعة X و غاما^[32].

يصنع هذا النوع من المقاييس من زجاج الفوسفات (Phosphate glass) المطعم بالفضة كمادة شائبة، هذه الأخيرة ستعمل على تكوين مستويات طاقة وسيطة (مصائد) خاصة بها في المنطقة الممنوعة (كما هو الحال في المقاييس الوميضية الحرارية) حيث تتناسب هذه المصائد مع أيونات الفضة (silver ions) مما يؤدي إلى استقرار الإلكترون لمدة قصيرة في مستوى الاثارة (excited state) للمادة الشائبة وذلك عند تعرضه لأشعة فوق البنفسجية (UV) ثم يعود للمستوى الأرضي (ground state) للمادة الشائبة أيضاً وعند عودته سيحرر طاقة على شكل فوتون ضوئي أنظر الشكل (8.II) حيث تتناسب شدة هذا الأخير طردياً مع الجرعة الممتصة في المادة^[33;31;7].



الشكل (8.II): مبدأ التألق الضوئي الإشعاعي في زجاج الفوسفات المطعم بالفضة [33].

تتميز كواشف التألق الضوئي الإشعاعي بالدقة العالية وبسهولة القراءة كما يمكن أيضا إعادة ضبطها بالتسخين^[14]، بالإضافة إلى إمكانية الحصول على المعلومات ولو بعد عدة سنوات من قراءة الجرعة السابقة [7].

5.II. خاتمة (Conclusion)

تم في هذا الفصل التعرف على مختلف الجرعات الإشعاعية والوحدات المستعملة في قياسها، كما تم التطرق لأنواع الكواشف الإشعاعية بأنواعها الغازية، أنصاف النواقل، أفلام التصوير، الكواشف الوميضية، كواشف التألق المحثوث بالضوء (OSL) وكواشف التألق الضوئي الإشعاعي (RPL) كما تم التطرق بالتفصيل لكواشف التألق (الوميض) الحراري (TLD) والتي تعد أحد أهم مقاييس الجرعات المخبرية ذات التطبيقات الواسعة خصوصا في المجال الطبي.

مراجع الفصل الثاني

المراجع الأجنبية:

- [1] E. Whaites, "Essentials of Dental Radiography and Radiology", 3rd ed, (2002).
- [4] E.B. Podgorsak, "Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students", Vienna: Technical Editor, IAEA, (2005).
- [6] D.R. Dance et al, "Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students" Vienna: Technical Editor, IAEA, (2014).
- [8] M. Vanstalle, "Dosimétrie électronique et métrologie neutrons par capteur CMOS à pixels actifs", Thèse de doctorat, Université de Strasbourg, France, (2011).
- [9] Y. Ould Salem, "Etude expérimentale et modélisation Monte Carlo des grandeur opérationnelles en métrologie des rayonnements ionisants: application à la dosimétrie neutrons par radiophotoluminescence ", Thèse de doctorat, Université de Strasbourg , France, (2014).
- [11] J. Nénot, J. Brenot, D.Laurier, "A. Rannou et D. Thierry, Publication 103 de la ICRP", Recommandations 2007 de la commission internationale de protection radiologique, (2007).
- [13] C. Jimonet et H. Métivier, "Personne compétente en radioprotection Principes de radioprotection– réglementation", EDP Sciences, (2007).
- [14] D. Mouhssine , " Etude d'une nouvelle génération de dosimètre basée sur les détecteurs photo stimulables type BaFBr(Eu): caractérisation et application à la dosimétrie environnementale et personnelle ", Thèse de doctorat, Université de Strasbourg , France, (2004).
- [15] G.F.Knoll , "Radiation Detection and Measurement", John Wiley & Sons, Inc. , Third Edition, (2000).
- [20] Nicholas T, "Measurement and Detection of Radiation", Taylor & Francis, Second Edition, (1995).

- [27] P. A. Jursinic, "Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters,OSLDs, for clinical dosimetric measurements", West Michigan Cancer Center, 200 NorthPark Street, Kalamazoo, Michigan 49007., p 4595-4604, (2007).
- [28] F.M.Khan, "The Physics of Radiation Therapy", 2nd ed., Williams & Wilkins, Baltimore, USA, (1994).
- [29] J.R. Greening, "Fundamentals of Radiation Dosimetry", 2nd ed., Adam Hikger Ltd., Bristol, UK, (1985).
- [30] A.-H. Benali, "Comparative study by monte carlo simulation of RPL GD-301, TLD-100 and Al₂O₃:C detectors responses", Physica Medica: European Journal of Medical Physics, Vol. 32, Supp 3, p 292, (2016).
- [31] A.-H.Benali, A. Gahtar, M. Mokhtari, "[P100] Calculations of dosimetric parameters from depth dose curve of electron beams, using radiophotoluminescent and thermoluminescent dosimeters", Vol. 52, Supp 1, p 129, (2018).
- [32] A. Biau, "Les techniques de dosimétrie passive", EDPSciences,Vol. 46, n° 5, p23 -43, (2011).
- [33] G. Marinello, "Thermoluminescence dosimetry applied to quality assurance inradiotherapy, brachytherapy and radiodiagnostic, Departement interhospitalier decancerologie, Service de radiotherapie. Centre hospitalo-universitaire, Créteil, France, p267-280, (1997).

المراجع العربية:

- [2] س.ر. بكر، "دراسة إمكانية استعمال بعض أنواع الزجاج كمقياس للجرعة الاشعاعية لأشعة غاما"، أطروحة ماجستير في الوقاية الاشعاعية وأمان المصادر المشعة وأمنها، جامعة دمشق، سوريا، (2010).
- [3] د.م. خليل سعيد، "أسس الفيزياء في الطب النووي"، مكتبة الملك فهد الوطنية للنشر، الطبعة الأولى، (2017).
- [5] م. خلاوي، "قياس الجرعة الاشعاعية للفوتونات الناتجة عن المسرع الخطي الطبي باستخدام الكاشف الهلامي (FXG)"، أطروحة ماجستير في الفيزياء الاشعاعية، جامعة حلب، سوريا، (2013).
- [7] م. جبالي، "استخدام مقاييس الجرعات اللامعة لفحوصات التحقق من الجودة الروتينية لعلاج السرطان باستخدام حزم الالكترتون: النسبة المئوية لعمق الجرعة PDD"، مذكرة ماستر، جامعة الشهيد حمة لخضر بالوادي، الجزائر، (2019).

- [10] ح. م. بدران، "التوزع النيتروني في غرف المسرعات الخطية المستخدمة في المعالجة الإشعاعية"، أطروحة ماجستير في الوقاية الاشعاعية وأمان المصادر المشعة وأمنها، جامعة دمشق، سوريا، (2012).
- [12] م. هـ. البشير، ر. ع. محمد، "الدروع الواقية من الإشعاع النووي"، المنهال للنشر، (2013).
- [16] د. هـ. إبراهيم الخطيب، "مبادئ الإشعاع والوقاية الاشعاعية"، دار اليازوري العلمية للنشر والتوزيع، (2005).
- [17] ص. أحمد منذر، "ضبط الجودة للمسرع الخطي المستخدم في المجال الطبي"، أطروحة ماجستير في الوقاية الاشعاعية وأمان المصادر المشعة وأمنها، جامعة دمشق، سوريا، (2018).
- [18] س. ع. الساعاتي، "الكواشف النووية"، محاضرة، جامعة بابل، (2017-2018).
- [19] د. ج. نوفل جبور، د. ج. كامل ملحم، أ. س. زريق، "دراسة تأثير الزمن الميت في عداد غايغر-مولر على الظاهرة الفيزيائية المدروسة"، مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية، المجلد 37، العدد 2، ص 221-244، (2015).
- [22] د. ج. جبور، د. هـ. جبيلي، د. ج. ملحم، "معايرة المميزات التجريبية لكاشف وميضى Nal(Tl) ودراساتها لقياس النشاط الاشعاعي في عينات ضعيفة الإشعاع"، مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية، المجلد 34، العدد 1، ص 9-24، (2012).
- [24] س. هـ. حسين، س. عبد الحسن، م. ك. طالب، "الكشف عن أشعة غاما باستخدام كاشف يوديد الصوديوم المطعم بالثاليوم"، مذكرة بكالوريوس في الفيزياء، جامعة القادسية، العراق، (2018).
- [25] ح. زينات، "دراسة الخصائص البنوية والالكترونية لمركب ذو أهمية في البصريات الغير خطية"، مذكرة ماستر، جامعة محمد بوضياف بالمسيلة، الجزائر، (2017).

المواقع الالكترونية:

- [21] [/https://www.radiation-physics.com](https://www.radiation-physics.com)
- [23] <http://chubbyrevision-a2level.weebly.com/medical-imaging.html>
- [26] <http://ba.fairskychemical.net/fluoride-products/lithium-fluoride.html>

الفصل الثالث

المحاكاة بطريقة

مونتي كارلو

1.III. مقدمة (Introduction)

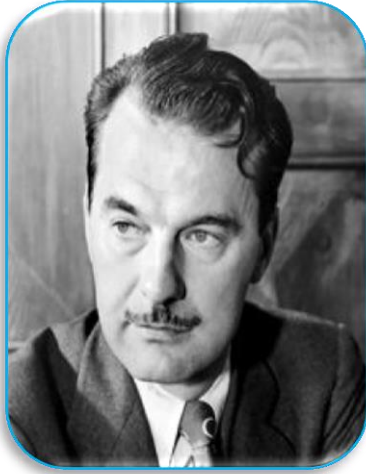
تراعي المعالجة الإشعاعية تركيز الأشعة المؤينة على خلايا الورم مع تقليل الضرر عن الأنسجة السليمة المحيطة بالورم السرطاني، ولتحقيق ذلك ينبغي أن تكون الجرعة الموصوفة في منطقة المعالجة محسوبة ومحقة بطريقة دقيقة [1].

تعد طريقة مونت كارلو من أكثر الطرائق انتشاراً ودقة لنمذجة عمليات المعالجة الإشعاعية [2]، وقد أصبحت الأكثر استخداماً منذ تقدم التقنيات المتطورة في مجال أنظمة الحواسيب [3:4].

سنقوم في هذا الفصل بعرض وجيز لطريقة مونت كارلو، كما سنقدم وصف تفصيلي لأحد رموزها (MCNP5) والذي تم استعماله في هذا العمل.

2.III. طريقة مونت كارلو (Monte Carlo Method)

ظهرت طريقة مونت كارلو في الأربعينيات من قبل العالمين الأمريكيين نيكولاس ميترو بوليس (Nicholas Metropolis) الشكل (1.III) و ستانيسلو أولام (Stanislaw Ulam) الشكل (2.III) العاملين في مشروع الأسلحة النووية في لوس ألاموس" وذلك لتعيين فئة من الأساليب العددية القائمة على استخدام أرقام عشوائية [5].



الشكل (2.III): العالم ستانيسلو أولام [7].

الشكل (1.III): العالم نيكولاس ميترو بوليس [6].

يعتمد مبدأ عملها على تشكيل تواريخ الحالة (case histories) للانتقال الفردي للجسيمات ضمن المادة، ثم تحليل هذه التواريخ للحصول على النتيجة المطلوبة (كالتدفق ونسبة التفاعل ومعدل الجرعة).

يتضمن تاريخ الجسيم الزمني (particle history): انطلاق الجسيم من المنبع، ومساره العشوائي (random walk) عبر وسط النقل إذ يخضع لعدة تفاعلات، وأخيراً فناء الجسيم أو فقدان أهميته، وذلك إما بامتصاصه أو مغادرته للمنطقة ذات الأهمية من الوسط أو خسارته لجزء كبير من طاقته بحيث يصبح عديم الأهمية، و فناء الجسيم ينتهي تاريخه الزمني. وبعد الحصول على البيانات لتواريخ عدد كبير من الجسيمات حينئذ يمكن تقدير قيم الاخراج المطلوبة (output quantities).

طورت بعض البرامج الضخمة ذات الاستعمال العام كطرق حساب تفاعل الإشعاع مع المادة، وذلك باستعمال طرق مونت كارلو، ومن هذه البرامج: GEANT4، MCNP، EGSnrc ...

تختلف هذه البرامج في مجال تطبيقاتها (الفيزيائية والطبية...) وباختلاف المخبر التي طورت فيها، و بطرق تشغيلها، وفي بعض الأحيان مكاتب البيانات التي تستخدمها (Data libraries).

أظهرت دراسات متنوعة التطبيقات العديدة للمحاكاة، بطريقة مونت كارلو في مجال المعالجة الإشعاعية [4,3]. إذ تستعمل تقنيات مونت كارلو في تطبيقات المعالجة الإشعاعية من خلال قدرة هذه التقنيات على المحاكاة الدقيقة لانتقال النترونات والإلكترونات والفوتونات في المادة [8].

3.III رمز المحاكاة MCNP

يعد كود MCNP (Monte Carlo N-Particle) الذي ابتكره الفريق X-5 في مختبرات لوس ألاموس في الولايات المتحدة الأمريكية، الركيزة الأساسية التي تقوم عليها الحسابات النيوترونية والفوتونية في المختبر ومؤخراً شاع استخدامه في العالم كله.

يمكن باستخدام كود MCNP الذي يتميز بتعدد إمكانياته إجراء حساب للنقل الإشعاعي لأي نوع من المصادر الإشعاعية، سواء كانت مصادر عادية (sealed) أو حرجة (Critical)، أو سطحية من خلال النماذج الفيزيائية لمختلف التفاعلات النووية المعرفة ضمنه والمرتبطة مباشرة بأحدث بيانات المقاطع العرضية، ويتميز أيضاً بقدرته على تعريف أعقد أنواع البنى الهندسية. إذ يمكن نمذجة ما يصل إلى 26 سطحا من الدرجة الأولى والثانية والرابعة، إضافة لإمكانية تعريف سطوح عشوائية (من خلال النقاط).

يقوم الـ MCNP بإجراء عمليات فحص مكثفة لملف الإدخال بحثاً عن أخطاء المستخدم [2].

أما اعتماد الكود على طرائق مونت كارلو فيمكنه من إجراء حسابات دقيقة عشوائياً لعدد من المعاملات الفيزيائية عن طريق إمكانيات الحساب المتاحة ضمنه (Tallies)، ولعدد كبير من التطبيقات نوجزها بمسائل الفيزياء الطبية بأنواعها ومسائل التدريع وحسابات الحرجية والتطبيقات الإشعاعية والنووية وحسابات الجرعة على اختلافها [9].

استعملت في هذا العمل النسخة MCNP5 المطورة من الكود MCNP.

1.3.III الوحدات المستخدمة بواسطة الكود MCNP (Units used by MCNP)

الوحدات المستخدمة في هذا الكود هي:

- الطول بالـ cm.
- الطاقة بالـ MeV.
- الزمن بـ (10^{-8}s) .
- درجة الحرارة في MeV بـ (kT).
- المقاطع العرضية بـ (barn) (10^{-24}cm^2) .
- الكثافة الكتلية بـ (g.cm^{-3}) .
- الكثافة الذرية بـ $(\text{barn}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1})$ [10].

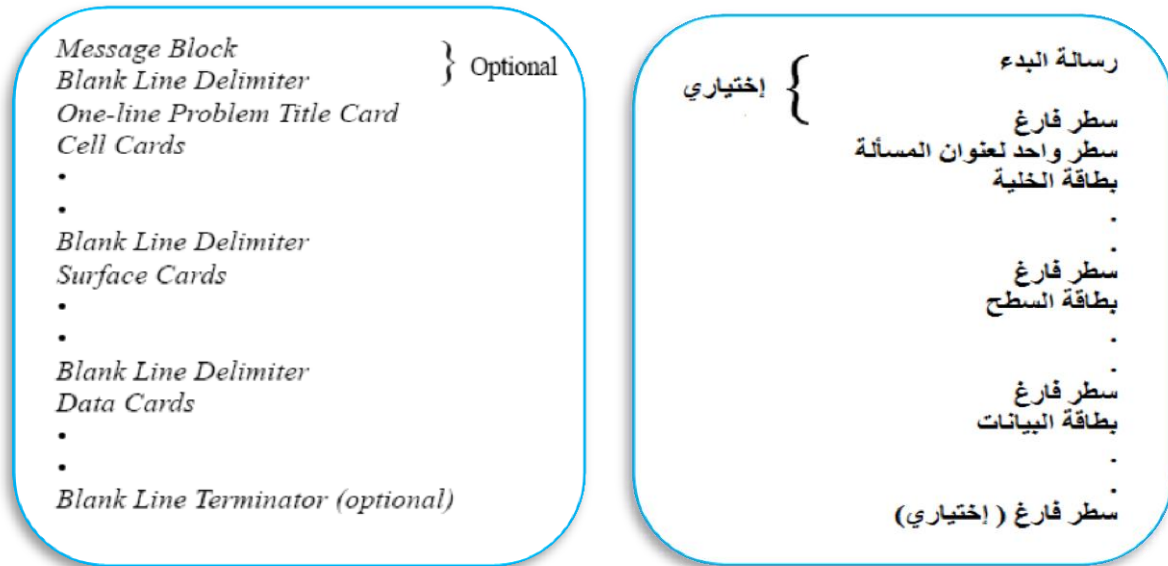
2.3.III. بنية الكود MCNP (Structure of the MCNP)

تحتوي سطور مدخلات MCNP على 80 عموداً كحد أقصى، وتبدأ أساليب تقوية الأوامر في أول 5 أعمدة [11]. حيث تنفذ الحسابات المطلوبة فيه عن طريق معالجة المعطيات المزودة من قبل المستخدم في ملف الإدخال (Input File)، وأظهارها نتيجة المعالجة في ملف الإخراج (Output File).

تتضمن تلك المعطيات التوصيف الهندسي والبيانات الفيزيائية بما فيها توصيف المصدر والمواد المكونة للخلايا ومكتبات المقاطع العرضية اللازمة لإجراء الحسابات، وغيرها من المعطيات اللازمة لإتمام العمل.

ولملف الإدخال البنية التالية:

- **الجزء الأول:** يتضمن رسالة البدء وسطر فارغ وكلاهما اختياري، يمكن البدء مباشرة من سطر (Card) العنوان الذي يكتب فيه عنوان المسألة، ويفضل أن يعبر عن محتواها، يليه المجموعة الأولى من البيانات المتعلقة بالخلايا المكونة للمسألة.
- **الجزء الثاني:** يبدأ بسطر فارغ يشير إلى نهاية المجموعة الأولى وبداية المجموعة الثانية، والتي تتضمن توصيفا للسطوح المستخدمة في المسألة والمكونة للبنية الهندسية.
- **الجزء الثالث:** يبدأ أيضاً بسطر فارغ، وهنا ننتقل من الأجزاء الهندسية إلى الأجزاء الفيزيائية حيث يتم توصيف المصدر والمواد ومقاطعها العرضية، إضافة إلى الأوامر التي تحكم سير الجسيمات والدقة الإحصائية وكل ما يلزم لتحسين شروط الحساب.
- **الجزء الرابع:** والأخير يبدأ بسطر فارغ ويتضمن أي بيانات أو تعليقات أخرى، وهي اختيارية [12].



الشكل (3.III): بنية ملف الإدخال في كود MCNP [13].

3.3.III. التوصيف الهندسي (Geometry Specifications)

يحتل التوصيف الهندسي جزأين منفصلين من ملف الإدخال إلا أن بيانات كل منهما تعتمد على الآخر. يستخدم كود MNCP الإحداثيات الديكارتية ثلاثية الأبعاد (x,y,z) ، حيث تقدر هذه الأبعاد بالـ cm. فضاء المسألة يتألف من حجوم متصلة تماما دون انقطاع، أي لا بد لجميع النقاط الإحداثية من أن تتبع لسطح أو خلية^[10].

1.3.3.III. الخلايا – الجزء الأول (Cells – Block 1)

تعرف الخلايا على أنها وحدات تخزين من المساحة التي تحدها الأسطح ، ويتم استخدامها لتحديد شكل ومحتوى المواد للمساحات المادية للمسألة .

لتشكيلها تستخدم مجموعة من المؤشرات الجبرية مثل التقاطع ويمثل ضمنا بالفراغ الأبيض بين السطحين () أما الاتحاد يمثل بـ (:)، كما يرمز لعدم الانتماء بعامل التشغيل (#)^[14].

تستخدم إشارات الموجب والسالب في توصيف الخلايا أيضا لتحديد أي اتجاه من السطح هو المقصود لتكوين الخلية^[12]. تتم كتابة الخلية بواسطة رقم وهو الإدخال الأول في بطاقة الخلية ويجب أن يبدأ في الأعمدة الخمسة الأولى ، يليه مباشرة الإدخال الثاني و يمثل رقم المادة التي تملأ الخلية والذي يتم تعيينه بشكل تعسفي من قبل المستخدم فإذا كانت الخلية فارغة يتم ادخال صفرا لرقم المادة ، حيث لا يمكن أن يتجاوز عدد الخلايا والمادة 5 أرقام لكل منها.

الادخال التالي هو كثافة مادة الخلية ، حيث تقدر بـ atoms/cm^3 ويعد ادخالا ايجابيا (+)، كما أنها تقدر بـ (g/cm^3) ويفسر على أنه إدخال سلبي (-) فلا يتم ادخال كثافة مادة لخلية فارغة.

بشكل اختياري، بعد الوصف الهندسي، يمكن إدخال معلمات للخلية مثل: Vol، IMP ...

والمثال التالي يبين ذلك:

1	1	-0.0014	-7	IMP:N=1
---	---	---------	----	---------

الرقم 1 من اليسار يشير الى رقم الخلية والتي تحتوي على مادة 1 بكثافة 0.0014 وتقدر بـ (g/cm^3) أما الرقم 7 يشير الى السطح الذي يحد الخلية واطارة الموجب أو السالب تشير الى الجهة التي يحد بها السطح الخلية ، ففي هذا المثال اشارة السالب للعدد 7 يعني أن الخلية تقع في الجهة السفلية للسطح 7.

الرمز IMP:N أو Importance يعبر عن أهمية الجسيمات (النيوترونات N) في هذا الجزء من الهندسة.

إذا كانت الخلية 1 فارغة، تصبح بطاقة الخلية من الشكل:

1	0	-7	IMP:N=1
---	---	----	---------

يشير الرقم 0 إلى عدم وجود مادة تملأ الخلية وبالتالي لا يتم ادخال كثافة لها [13,12].

2.3.3.III. السطوح – الجزء الثاني (Surfaces – Block 2)

يتم تعريف جميع السطوح بتابع من الشكل $f(x,y,z)$ ، على سبيل المثال ، بالنسبة للأسطوانة ذات نصف قطر R ومحورها يوازي للمحور z فإن التابع الرياضي لها هو من الشكل:

$$f(x, y, z) = (x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 \quad (1.III)$$

وبما أن محورها موازي للمحور z فهو يمر من النقطة $(\bar{x}, \bar{y}, 0)$ ومدخلات MCNP اللازمة لتعريف هذا السطح C/Z (أي موازي للمحور Z) هي:

1	C/Z	5	5	10
---	-----	---	---	----

أي أن السطح 1 هو سطح اسطواني طويل بشكل لا نهائي موازي للمحور Z مع نصف قطر (10cm) ويمر محوره بالنقطة (5,5,0)، بنفس الأسلوب يتم تعريف أنواع السطوح الأخرى.

من المهم في توصيف السطوح، الإشارة إلى اتجاهها إما بإشارة الموجب (+) أو السالب (-) فذلك ما يحدد النقطة التي يتوضع عندها السطح، فإذا كان $f(x, y, z) > 0$ يفهم أن السطح يقطع المحور من جهته الموجبة، والعكس إذا كان $f(x, y, z) < 0$ [12,11].

يبين الجدول (1.III) مدخلات ورموز الأسطح المعترف بها بواسطة الـ MCNP لإنشاء هندسة المسألة.

الجدول (1.III): بعض مدخلات ورموز الأسطح المعترف بها بواسطة MCNP^[11].

إدخالات البطاقة	المعادلة	الوصف	النوع	السطح	
A B C D	$Ax + By + Cz - D = 0$	عامة	مستوي	P	
D	$x - D = 0$	على المحور x		PX	
D	$y - D = 0$	على المحور y		PY	
D	$z - D = 0$	على المحور z		PZ	
R	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	تتمركز على المبدأ	دائرة	SO	
$\bar{x} \bar{y} \bar{z} R$	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	عامة		S	
$\bar{x} R$				SX	
$\bar{y} R$	$(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	تتمركز على المحور x		SY	
$\bar{z} R$	$x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$	تتمركز على المحور y		SZ	
	$x^2 + y^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	تتمركز على المحور z			
$\bar{y} \bar{z} R$	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	موازية للمحور x	أسطوانة	C/X	
$\bar{x} \bar{z} R$	$(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	موازية للمحور y		C/Y	
$\bar{y} \bar{z} R$	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$	موازية للمحور z		C/Z	
R	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	على المحور x		CX	
R	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	على المحور y		CY	
R	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	على المحور z		CZ	
$\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2 \pm 1$	$\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	موازية للمحور x		مخروط	K/X
$\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2 \pm 1$	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	موازية للمحور y			K/Y
$\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2 \pm 1$	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	موازية للمحور z			K/Z
$\bar{x} t^2 \pm 1$	$\sqrt{y^2 + z^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	على المحور x			KX
$\bar{y} t^2 \pm 1$	$\sqrt{x^2 + z^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	على المحور y	KY		
$\bar{z} t^2 \pm 1$	$\sqrt{x^2 + y^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	على المحور z	KZ		
يستخدم ± 1 لورقة مخروط واحدة فقط .					

3.3.3.III توصيف البيانات- الجزء الثالث (Data Specifications – Block3)

يعتبر هذا الجزء بأنه الجزء الأخير من ملف الإدخال، حيث يتضمن جميع المعلومات اللازمة لسير المسألة أهمها نوع الجسيمات المطلوب تتبعها، المواد المكونة لخلايا المسألة والمصادر المشعة بالإضافة إلى نوع الحسابات المطلوبة ومكتبات المقاطع العرضية وكمية ونوع الإخراج وغير ذلك الكثير.

ليس لجميع معطيات الجزء الأخير الأولوية ذاتها إذ يمكن الاستغناء عن بعضها وفقاً لما يراه المستخدم ولما تفرضه طبيعة المسألة، بينما لا يمكن الاستغناء عن بعضها الآخر.

لا يمكن استخدام بطاقة بيانات أكثر من مرة بنفس الرقم أو نوع الجسيمات. على سبيل المثال، يُقبل كل من "M1" و "M2" كما يُقبل "CUT: N" و "CUT: P"، ولكن لا يُسمح ببطاقتين "M1" أو بطاقتين "CUT: N"^[15].

وفي ما يلي شرح لبعض المعطيات والمعلومات الأساسية.

III.3.3.3.1. نوع المسألة (Problem Type)

الجسيمات التي يمكن إنشاؤها وتتبعها في المسألة تحدد ببطاقة الرمز "MODE". يجب أن تحتوي كل مسألة تنطوي على نقل جزيئات أخرى غير النيوترونات على نوع مسألة، بطاقة "MODE" [15] ، كما هو موضح بالشكل (III.3).

MODE x1... xi

الشكل (III.4): تنسيق بطاقة MODE [13].

حيث :

$$\left. \begin{array}{l} N \text{ حالة نقل نيوترونات.} \\ P \text{ حالة نقل فوتونات.} \\ E \text{ حالة نقل إلكترونات أو بوزيترونات.} \end{array} \right\} = xi$$

إذا تم حذف بطاقة "MODE"، فسيتم افتراض التعليمة "MODE N"، كما أن الإدخالات الموجودة على بطاقة "MODE" تكون محددة بمساحة [13].

III.3.3.3.2. توصيف المواد (Materials Specification)

يتضمن توصيف المواد التي تملأ الخلايا المختلفة في كود MCNP ما يلي:

1. تحديد رقم مميز للمادة.
2. العناصر أو النظائر الداخلة في تركيب المواد.
3. المقاطع العرضية المستخدمة.

أما الكثافة فتحدد ضمن الخلية نفسها مما يسمح بظهور مادة واحدة بكثافات مختلفة في خلايا مختلفة، بفرض أن أول مادة يتم تحديدها في إدخال المسألة هي الماء (الخفيف) نذكر المثال التالي:

M1 1000 2
8000 1

يشير الرمز M1 الى المادة رقم 1 والأرقام 1000 و8000 هي العناصر المكونة للماء أي الهيدروجين والأكسجين ذات الأعداد الذرية 1 و8 على التوالي.

الأصفار الثلاثة (الخانات الفارغة) تدل على العدد الكتلي والتي تكون مطلوبة لتحديد نظائر معينة للعنصر وغالبا ما تكون بحاجة لذكرها في نقل النيترونات أما بالنسبة لأشعة غاما ونقل الإلكترونات فنحتاج فقط إلى تحديد العدد الذري.

فيما يخص الرقمين 1 و2 فهما يشيران الى الأجزاء الذرية للمركب، ليس ضروريا أن يكون مجموعها مساويا للواحد ولكن قد نحتاج في بعض الحالات لاستخدام النسب الوزنية للعناصر المكونة للمركبات لذا يتم إرفاقها بإشارة سالبة على أن يكون المجموع الكلي للنسب مساويا للواحد [12,11] ، والمثال التالي يوضح ذلك:

M1	1000	2	-0.11190
	8000	1	-0.88810

تشير الأرقام 0.11190 و 0.88810 إلى النسب الوزنية المكونة للماء أي الهيدروجين والأكسجين على التوالي ومجموعها يساوي الواحد [11].

3.3.3.3.III توصيف المصادر (Source Specifications)

تحتوي كل مسألة من مسائل الـ MCNP على أحد المصادر الأربعة: المصدر العادي أو العام (SDEF)، مصدر سطحي (SSR)، مصدر الحرجية (KCODE) و مصدر يوفره المستخدم (user-supplied source) ويكون افتراضياً في حالة فقدان المصادر الثلاث، يتم في هذه الدراسة الاعتماد على النوع الأول فقط من المصادر.

يمكن لجميع هذه المصادر استخدام وظائف توزيع المصدر باستخدام الأوامر SIn و SPn و SBn و DSn .

يوضح الجدول (2.III) أهم البطاقات المستخدمة في تحديد مصدر المسألة.

الجدول (2.III): البطاقات المستخدمة في تحديد المصدر [16].

نوع البطاقة	الرمز
مصدر عام	SDEF
معلومات المصدر	Sin
احتمالية المصدر	SPn
تحيز المصدر	SBn
مصدر تابع	DSn
تعليق المصدر	SCn
كتابة المصدر السطحي	SSW
قراءة المصدر السطحي	SSR
مصدر الحرجية	KCODE
نقاط المصدر	KSRC
مصدر القيمة الذاتية لـ ألفا	ACODE

في بعض الحالات، تعمل بطاقة "MODE" أيضاً كجزء من مواصفات المصدر من خلال الإشارة إلى نوع الجسيمات التي ستبدأ من المصدر.

سننظر فيما يلي لإمكانية التعريف بالمصدر SDEF المستخدم في هذا البحث [16,12].

III.3.3.3.3.1. المصدر العادي (SDEF)

يعتبر هذا النوع من المصادر بما أتيح ضمنه من أوامر فرعية أعقد إمكانيات MCNP، إذ يمكن بواسطة تلك الأوامر توصيف مجموعة كبيرة من المصادر على اختلاف أشكالها الهندسية، أما سلوك المصدر الطاقى فيحدد بالاستعانة بوظائف التوزيع المذكورة سابقاً.

لتعريف أي مصدر بشكل عام نحتاج لتوصيفه (نقطياً كان أم سطحي أم حجمي)، ثم تحديد السطح أو الحجم فيما إذا كان كرة أو أسطوانة أو غير ذلك، ولكل من تلك الأشكال متحولات خاصة بها.

يعامل المصدر السطحي في كود MCNP وكأن كل نقطة من نقاط السطح تشكل مصدراً نقطياً يحدد المستخدم اتجاه إصدارها، كذلك الأمر بالنسبة للمصدر الحجمي، كما يتوقف اختيار الشكل الهندسي على معرفة المستخدم بالمسألة المدروسة وأكثر الحالات قرباً للتمثيل الصحيح [16,13,12].

تحدد بطاقة SDEF معلمات المصدر الأساسية، أهمها:

- POS = النقطة المرجعية أو الابتدائية لانطلاق جسيمات المصدر (x y z).
- CEL = رقم خلية البداية.
- ERG = طاقة البدء (بالـ MeV).
- WGT = وزن الجسيمات.
- TME = زمن البدء (الانطلاق).
- PAR = نوع جسيمات المصدر (تأخذ القيمة 1 إذا كان الجسيم N، NP، NPE، القيمة 2 إذا كان P، PE، والقيمة 3 إذا كان إلكترونات E).

بفرض أن المصدر المشع كروي الشكل على سبيل المثال، وأن كل نقطة من نقاطه تشكل مصدراً نقطياً، لتعريفه لا بد أن يندرج ضمن SDEF مجموعة من التعليقات:

$$\text{SDEF POS} = 0 - 4 - 2.5 \text{ CEL} = 1 \text{ ERG} = 14 \text{ WGT} = 1 \text{ TME} = 0 \text{ PAR} = 1$$

هذا يعني أن جزيئات النيوترون تنطلق في مركز كرة الأكسجين بنقطة ابتدائية (0 - 4 - 2.5)، في الخلية 1 وبطاقة تقدر بـ 14 MeV، ومع الوزن 1 في الوقت 0.

كل معلمات المصدر هذه باستثناء النقطة الابتدائية هي قيم افتراضية، لذلك فإن بطاقة المصدر الأكثر إيجازاً هي [16,13].

$$\text{SDEF POS} = 0 - 4 - 2.5$$

III.4.3.3.3. توصيف الحسابات (Tally Specification)

يمكن بواسطة MCNP إجراء سبع أنواع مختلفة من الحسابات عن طريق التعليلة F. ومنها يمكن الوصول إلى أي كمية فيزيائية مطلوبة كالتيار السطحي و التدفق عند نقطة ما وغير ذلك عن طريق الضرب بمعامل.

نلخص تلك الإمكانيات في الجدول التالي:

الجدول (3.III): أنواع الحسابات التي يمكن إجراؤها بواسطة MCNP^[11].

الجسيمات المخصصة لحسابها	نوع الحاسب	الحاسب
N P NP E	التيار السطحي	F1
N P NP E	متوسط تدفق السطح	F2
N P NP E	متوسط تدفق الخلية	F4
N P	التدفق عند نقطة أو حلقة	F5
N P NP	الطاقة المودعة	F6
N	طاقة الانشطار المودعة فالخلية	F7
P E PE	طيف ارتفاع النبضة ضمن الخلية	F8

استخدم في هذا البحث النوعان (F8، F4) وحسبت من خلالهما الطاقة المودعة.

يمكن أن يلحق بالحاسب مجموعة من التعليلات تكسب هذه الحسابات مرونة أكبر منها:

1. التعليلة E_n تسمح بإدراج الحسابات ضمن حزم طاقة ، وغالباً ما تفيد في تعيين الأطياف وتحدد أي المجالات الطاقية هي الأكثر مساهمة في الصدم.
2. التعليلتان DE_n و DF_n يدرج فيهما معاملات التحويل إلى معدل الجرعة.
3. التعليلة FM_n يكتب ضمنها معامل التحويل المطلوب أن تعامل به نتائج الحساب.

وتختلف عن التعليلة السابقة بأن الضرب هنا يتم مباشرة، بينما في DF_n و DE_n يجري استقراء لاستنتاج قيمة معامل التحويل المناسب للطاقة المقابلة^[12,11].

III.5.3.3.3. قطع المسألة (Problem Cutoff)

يستخدم الـ MCNP مجموعة من التعليلات في ملف الإدخال لإنهاء مسألة ما، أهمها:

- CUT: يتم من خلالها إيقاف الجسيمات.
- NPS: يتم من خلالها تحديد الحد الأقصى لتواريخ جسيمات المصدر.
- CTME: تحدد الحد الأقصى لوقت التنفيذ (بالدقائق).
- ELPT: تعمل على قطع الطاقة من خلية إلى أخرى^[13].

4.III. خاتمة (Conclusion)

خصص هذا الفصل للمحاكاة بطريقة مونت كارلو، حيث تم التطرق في بدايته على التعريف بهذه الطريقة ثم تقديم وصف مفصل لأحد رموزها (MCNP) والذي اعتمد عليه في هذا العمل. وفي الفصل الموالي سيتم التطرق إلى مراحل العمل التطبيقي الخاص بحساب المقادير الخاصة بمراقبة الجودة لحزم إلكترونية.

مراجع الفصل الثالث

المراجع الأجنبية:

- [1] N.Papanikolaou, J.Battista, A.Boyer, C. Kappas, E.Klein, T.R.Mackie, M. Sharpe and J.Van Dyk, "Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams", AAPM Report No 85, Task Group No 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicist in Medicine. Madison: Medical Physics Publishing, (2004).
- [2] I.Kawrakow, "Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc", the new EGS4 version. Med Phys., 27: 485-498, (2000).
- [3] S.Y.Lin, T.C.Chu, J.P. Lin, "Monte Carlo simulation of a clinical linear accelerator." Appl Radiat Isot, 55: 759-765, (2001).
- [4] T.Yamamoto, T. Teshima, S. Miyajima, M. Matsumoto, H. Shiomi, T. Inoue, T. Inoue, H. Hirayama, "Monte Carlo calculation of depth doses for small field of Cyber Knife. Radiat Med.", 20: 305-310, (2002).
- [5] N. Metropolis et S. Ulam , "The Monte Carlo method", Journal of American Statical Assosiciation, vol. 44, n°.247, p. 335-341, (1949).
- [10] A. L. Reed, "Medical physics calculations with mcnp: A primer", Los Alamos National Laboratory, X-3 MCC Texas A&M University, Dept. of Nuclear Engineering Summer American Nuclear Society Meeting Boston, MA, June 2528, (2007).
- [11] J. K. Shultis , R. E. Faw , "AN MCNP PRIMER", Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering Kansas State University, (2011).
- [13] X-5 Monte Carlo Team, MCNP- a General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Vol. II: User's Guide (2003).
- [15] A.LEXIS D. LAZARINE, Medical physics calculations with MCNPTM: A PRIMER ,Master of Science, Texas A&M University, (2006).
- [16] J.F. Briesmeister ,MCNPTM–A General Monte Carlo N–Particle Transport Code, Version 4C(2000).

المراجع العربية:

[8] أ.المحمود، "حساب توزيعات الجرعة لحزمة الفوتونات 6MeV عند أعماق مختلفة في مجسم مائي ثلاثي الأبعاد باستعمال الكود MCNP4C2"، مجلة جامعة دمشق للعلوم الأساسية، المجلد 31، العدد 1، ص 235-246، (2015).

[9] هـ. عبدالمالك، " تحليل امان مفاعل ماء مضغوط (PWR) في حالة الحوادث التشغيلية الناتجة عن الأخطاء التصميمية"، أطروحة ماجستير، جامعة دمشق، سوريا، (2014).

[12] آ. م.ص.عمر، "دراسة الأعضاء الحرجة عند معالجة مريض مصاب بسرطان البروستات"، أطروحة ماجستير في الوقاية الإشعاعية وأمان المصادر المشعة وأمنها، جامعة دمشق، سوريا، (2014).

[14] م. جبالى، "استخدام مقاييس الجرعات اللامعة لفحوصات التحقق من الجودة الروتينية لعلاج السرطان باستخدام حزم الالكترتون: النسبة المئوية لعمق الجرعة PDD"، مذكرة ماستر، جامعة الشهيد حمة لخضر بالوادي، الجزائر، (2019).

المواقع الإلكترونية:

[6] <https://alchetron.com/Nicholas-Metropolis>

[7] https://www.researchgate.net/figure/Polish-mathematician-Stanislaw-Ulam-together-with-the-current-version-of-the-first-page_fig5_22906608

الفصل الرابع

العمل التطبيقي

ومناقشة النتائج

1.IV مقدمة (Introduction)

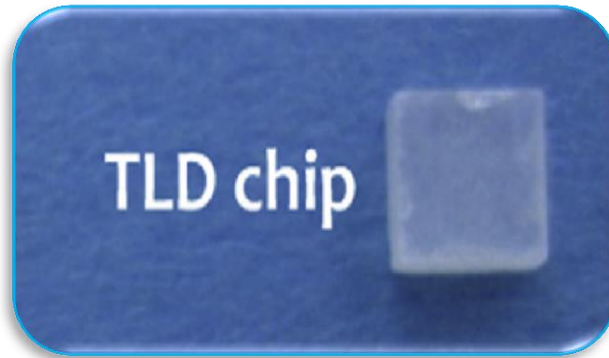
يستعرض هذا الفصل العمل التطبيقي الخاص بموضوع الدراسة والمتضمن في حساب المقادير الخاصة بمراقبة الجودة لحزم الالكترونات بطريقة مونتني كارلو وكذا الأجهزة والمواد المستعملة، بالإضافة إلى عرض النتائج المتحصل عليها ومناقشتها وإيضاح مدى تأثير طاقات الحزم على هذه المقادير، وفي نهاية هذا الفصل تمت مقارنة النتائج مع نتائج متحصل عليها في مذكرة سابقة وفي أعمال تجريبية ومحاكاة مونتني كارلو لباحثين سابقين تم نشرها في مقالات علمية.

2.IV الطرق والمواد المستعملة (Methods and materials used)

1.2.IV الكاشف (Detectors)

تم في هذه الدراسة استخدام كاشف TLD-100 من نوع (model 5500) والمصنع من قبل شركة هارشو للكيموايات (Harshaw Chemical Co.)^[1].

يصنع هذا الكاشف من مادة فلوريد الليثيوم (LiF) المتبلورة على شكل رقائيق (chips) أنظر الشكل (1.IV) بأبعاد $(1 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3)$ وبعدد ذري فعال (Effective Atomic Number) مكافئ للنسيج الحي يبلغ 8.3، هذا الأخير جعل مادة فلوريد الليثيوم الأكثر استخداما في مجال قياس الجرعات الإشعاعية.



الشكل (1.IV): رقائيق الـ TLD المستعملة^[1].

تتكون هذه المادة من 26.70% من الليثيوم و 73.20% من الفلوريد و 0.095% من المغنيسيوم، و 0.005% من التيتانيوم وتبلغ كثافتها $(\rho = 2.635 \text{ g/cm}^3)$ ^[2].

تم تلخيص جميع هذه الخصائص في الجدول (1.IV).

الجدول(1.IV): خصائص كاشف TLD-100 [3].

خصائص كاشف TLD-100 (LiF:Mg,Ti)	
1×3×3 mm ³	الأبعاد
Li: 26.70 % F: 73.20 % Mg: 0.095 % Ti: 0.005 %	الكسر الوزني للعناصر المتفاعلة
8.3	العدد الذري الفعال (Z _{eff})
2.635g/cm ³	الكثافة ρ

2.2.IV.المجسم المائي (Water Phantom)

بسبب تعقد بنية جسم الانسان وصعوبة إجراء القياسات الإشعاعية ضمن النسيج الحي فإن معظم القياسات تتم باستخدام مجسم (فانتوم) حيث تكون المادة المكونة له مكافئة للنسيج الحي.

الفانتوم عبارة عن حوض مكعب الشكل غالبا يصنع من مادة البلاستيك الشفاف (PMMA) (Poly methyl methacrylate) ذو الكثافة ($\rho = 1.19 \text{ g/cm}^3$) أو من البوليستيرين (Polystyrene) ذو الكثافة ($\rho = 1.06 \text{ g/cm}^3$) حيث يملأ هذا الحوض بالماء عند إجراء القياس و يوضع في المكان المخصص له كما في الشكل (2.IV) [4].

تم في هذه الدراسة استخدام فانتوم مائي مصنوع من البلاستيك بأبعاد ($30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$) ذو الكثافة ($\rho = 1.19 \text{ g/cm}^3$) حيث سمك الجدار المقابل لمصدر الاشعاع هو (2.5mm) أما باقي الجدران الأربعة والجدار السفلي تكون بسمك (10mm)، يتم قياس كل جرعة من الاشعاعات عند عمق Z من الفانتوم [5].



الشكل (2.IV): مجسم مائي (فانتوم) [6].

نلخص في الجدول (2.IV) خصائص الفانتوم والتراكيب الذرية للمواد المستخدمة في محاكاة الـ MCNP5.

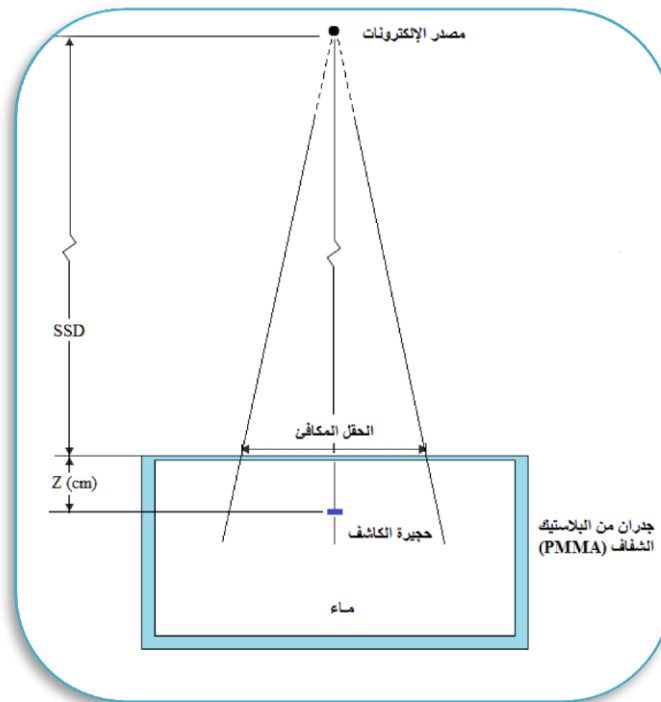
الجدول (2.IV): خصائص الفانتوم والتراكيب الذرية للمواد المستخدمة في محاكاة الـ MCNP5 [5].

الكسر الوزني		العنصر
البلاستيك (PMMA)	الماء	
0.0805	0.1119	H
0.5999	—	C
0.3196	0.8881	O
1.19	1	الكثافة ρ (g/cm ³)
5.85	6.6	العدد الذري الفعال Z_{eff}

3.2.IV محاكاة مونت كارلو (Monte Carlo simulations)

استخدم كود مونت كارلو MCNP5 مع بيانات المقطع العرضي ENDF/B-VI لإجراء حسابات الجرعة، حيث أجريت عملية المحاكاة في هذا العمل باستخدام حاسوب مزود بمعالج (Intel® Celeron® (CPU N3060 بسرعة 1.6GHz باستخدام نظام التشغيل Windows 8.

تم توصيف المصدر النقطي للإلكترونات والذي يكافئ مخروط ذو سطح دائري باستعمال بطاقة المصدر SDEF المتاحة في الكود حيث يبعد هذا المصدر مسافة SSD عن الجسم الممثل للفانتوم كما تم وضع مقياس التآلق الحراري TLD المستعمل على عمق Z من الفانتوم أنظر الشكل (3.IV).



الشكل (3.IV): وصف تفصيلي للإعداد التجريبي الذي تم تصميمه في كود المحاكاة MCNP5 [5].

ولتقدير كمية الطاقة المودعة المترسبة للإلكترونات داخل الفانتوم ومنه الجرعة المودعة استعملت بطاقة الحاسب F_8 المتاحة في الكود MCNP5 التي تمثل طيف ارتفاع النبضة للإلكترونات ضمن الخلية بوحدة (MeV) ويعبر عنها رياضياً بالعلاقة التالية:

$$F_8 = E_D \times W_C \quad (1.IV)$$

حيث:

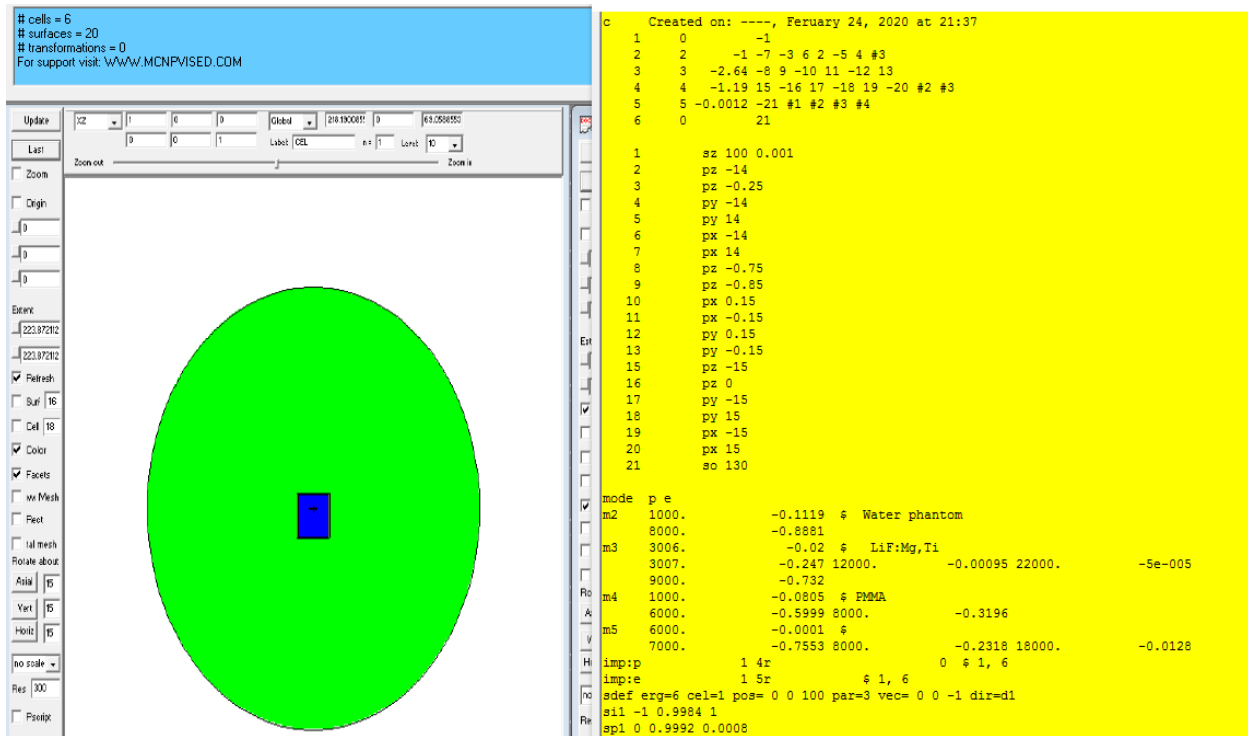
E_D : إجمالي الطاقة المودعة من قبل الجسيم في الخلية.

W_C : الوزن الجماعي من سجل حساب ارتفاع النبضة.

وقدرت الجرعة الممتصة في كل خلية، وذلك بتحويل القيم المتحصل عليها إلى وحدة (J/Kg) أو (Gy) عن طريق قسمة قيمة الطاقة المودعة (MeV) على كتلة الخلية (g) ومن ثم الضرب بالمعامل (1.602×10^{-10}) [3].

بلغ عدد الجسيمات التي اعتمدت في المحاكاة القيمة (1×10^8) (Number of particles histories) ولم تتجاوز قيمة الخطأ النسبة 2% لكل العمليات الحسابية.

يوضح الشكل (4.IV) سطح عمل محاكاة مونت كارلو وملف الإدخال لكود MCNP.



الشكل (4.IV): سطح عمل محاكاة مونت كارلو وملف الإدخال لكود MCNP5.

4.2.IV. الحقل المكافئ (Field Size)

تستخدم في العلاج الإشعاعي مخارج حزم بأشكال مختلفة، أهمها: الشكل الدائري، المربع، المستطيل. أنظر الشكل (5.IV)، ففي هذه الدراسة تم الاعتماد على الشكل الدائري بنصف قطر r_{eq} لحقل الحزمة الإلكترونية المستعملة في محاكاة مونتني كارلو والتي تكافئ شكل مربع في القياس التجريبي.



الشكل (5.IV): مثال عن بعض الأشكال لمخارج الحزم المستخدمة في العلاج الإشعاعي [7].

يحسب نصف القطر r_{eq} للحقل الدائري بالعلاقة التالية:

$$r_{eq} = \frac{a_{eq}}{\sqrt{\pi}} \quad (2.IV)$$

حيث:

a_{eq} : مساحة الحقل المكافئ (Field size) [8].

5.2.IV. النسبة المئوية لعمق الجرعة PDD (Percentage Depth Dose)

هي طريقة لتحديد الجرعة الممتصة في الجسم المائي التي تتغير مع العمق، وتعرف بأنها النسبة المئوية بين الجرعة الممتصة على عمق ما d إلى الجرعة الممتصة عند العمق المرجعي d_0 على طول المحور المركزي للحزمة الإشعاعية (المحور Z) كما هو موضح في الشكل (6.IV)، فمن أجل الطاقات العالية يكون ($d_0 = d_{max}$) حيث d_{max} هو العمق الأعظمي للطاقة المستخدمة.

تعطى النسبة المئوية لعمق الجرعة بالعلاقة التالية:

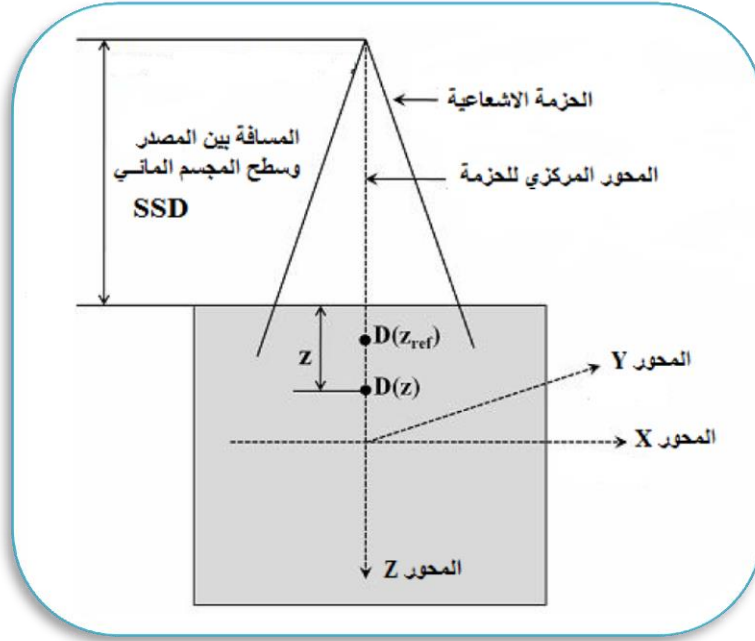
$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (3.IV)$$

حيث:

D_d : الجرعة الممتصة عند العمق d .

D_{d_0} : الجرعة الممتصة عند العمق d_0 .

وفي حالة المعالجة بحزم إشعاعية تحسب النسبة المئوية لعمق الجرعة من أجل أبعاد الحقل المعطى والمسافة بين المصدر والسطح (Source to surface distance) SSD [10;9].



الشكل (6.IV): يوضح تعريف النسبة المئوية لعمق الجرعة وتوزيع الجرعة في الجسم المائي.

تتغير هذه النسبة بتغير عدة عوامل أهمها: طاقة الحزمة، العمق d ، مساحة الحقل والمسافة بين المصدر و سطح الماء في الجسم المائي.

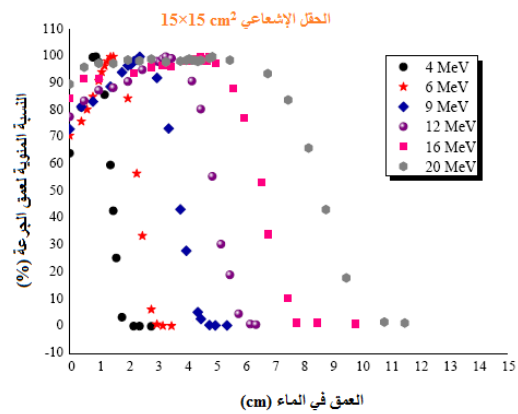
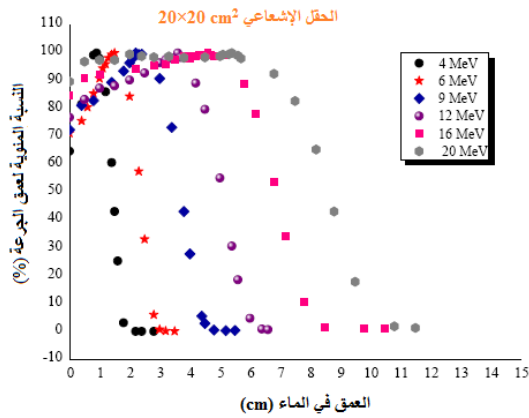
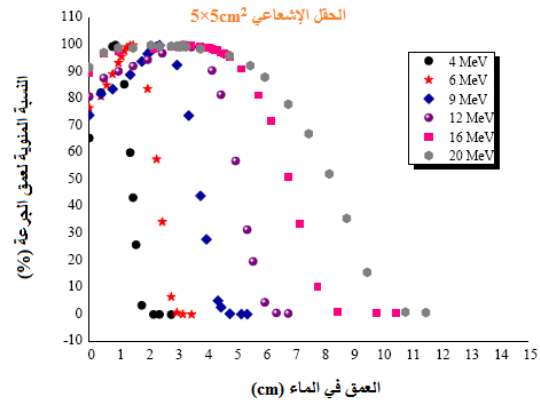
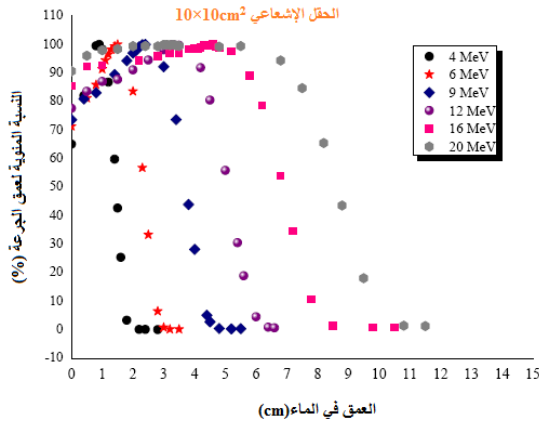
يفيد قياس الـ PDD ما يلي:

- معرفة تغير الجرعة مع العمق.
- معرفة العمق الأعظمي للجرعة لكل طاقة من الطاقات.
- معرفة الجرعة السطحية من جهة دخول الحزمة أو ما يسمى بجرعة الدخول (entrance dose).
- معرفة الجرعة على النقاط الموجودة على محور الحزمة وعلى أعماق مختلفة.
- تساعد في تحديد منطقة تزايد (تعاضم، تراكم) الجرعة (buildup region) ^[10].

3.IV. النتائج والمناقشة (Results and discussion)

استخدم كود مونتني كارلو MCNP5 لحساب توزيع الجرعة لأعماق مختلفة من الجسم المائي (فانتوم) وذلك باستعمال الحزم الالكترونية ذات الطاقات (4،6،9،12،16،20)MeV ومن أجل الحقول الاشعاعية ($5 \times 5 \text{cm}^2$ ، $10 \times 10 \text{cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{cm}^2$ ، $20 \times 20 \text{cm}^2$) والبعد بين المصدر والسطح (SSD=100cm).

تم تحويل النتائج المحسوبة للجرعة الى نسبة مئوية لعمق الجرعة (PDD) في كل نقطة من النقاط باستخدام العلاقة (3.IV)، وبأخذ القيم المتحصل عليها وإدخالها في برنامج (OriginPro8) نحصل على المنحنيات الموضحة في الشكل (7.IV).



الشكل (7.IV): تغيرات النسبة المئوية لعمق الجرعة للطاقات (4,6,9,12,16,20) MeV عند حقول إشعاعية مختلفة.

نلاحظ من خلال الشكل (7.IV) أن الجرعة الإشعاعية تبدأ بالتزايد من نقطة الصفر (سطح الماء في الجسم المائي) إلى نقطة محددة تسمى عمق الجرعة الأعظمية (d_{max}) ثم تتناقص بشكل سريع، تسمى هذه المنطقة منطقة تزايد (تعاضم، تراكم) الجرعة.

بالمقارنة بين هذه الأشكال يتبين أن النسبة المئوية لعمق الجرعة (PDD):

- تتناقص مع العمق من أجل كل الطاقات وعند مختلف الحقول الإشعاعية، وذلك بعد منطقة تعاضم الجرعة.
- تزداد قيمتها مع زيادة الطاقة بعد منطقة تعاضم الجرعة، ويتضح ذلك بمقارنة القيم الواقعة على العمق نفسه في المنحنيات السابقة.
- منطقة تعاضم الجرعة تصبح أكبر مع ازدياد الطاقة.

بعد رسم منحنيات النسبة المئوية لعمق الجرعة تم حساب كل من R_{100} ، R_{90} ، R_{80} ، R_{50} و R_p المبينة في الجدول (3.IV) والشكل (8.IV) يبين كيفية ايجادها وبعدها تم حساب الطاقات $(E_p)_0$ و \bar{E}_0 حيث:

R_{100} ، R_{90} ، R_{80} ، R_{50} : تمثل الأعماق التي تكون عندها قيمة الجرعة الاشعاعية 100%، 90%، 80%، 50% على التوالي من القيمة الأعظمية للجرعة.

R_p (Practical Range): المدى أو المجال العملي لعمق الالكترونات وهو العمق عند تقاطع المماس عند نقطة تحديد R_p مع خط الاستقرار لمنحنى إشعاع الكبح (Bremsstrahlung) [10].

$(E_p)_0$: هي الطاقة الأكثر احتمالا على سطح الجسم التجريبي وتتعلق بالمدى العملي R_p في الماء وتعطى بالعلاقة:

$$E_p = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (4.IV)$$

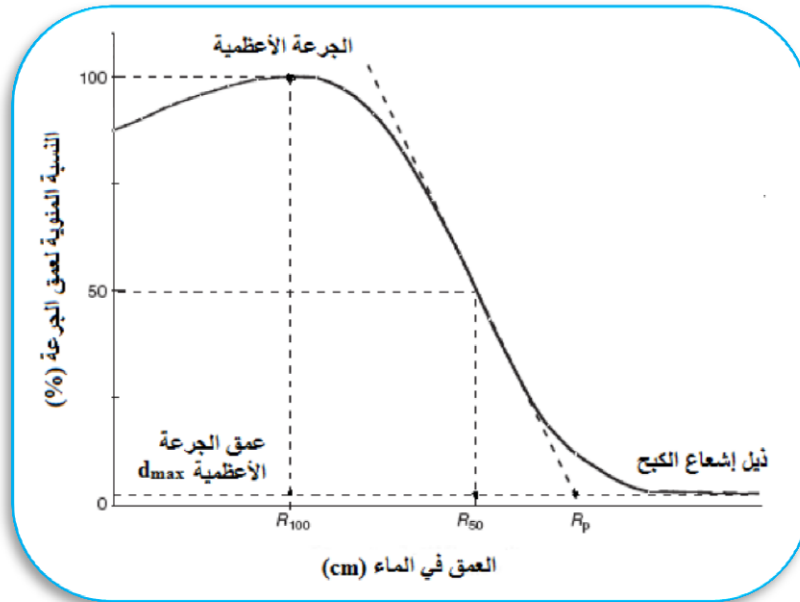
حيث:

$$C_3=0.0025 \text{ MeV/cm}^2, C_2=1.98 \text{ MeV/cm}, C_1=0.22 \text{ MeV}$$

\bar{E}_0 : الطاقة المتوسطة للإلكترون على سطح الجسم ويتعلق بالعمق R_{50} وتعطى بالعلاقة:

$$\bar{E}_0 = C R_{50} \quad (5.IV)$$

حيث: $C=2.33 \text{ MeV/cm}$ [11].



الشكل (8.IV): يبين تغيرات الـ PDD مع العمق في الماء، موضحا كيفية حساب R_{100} ، R_{50} و R_p لحزم الالكترونات [10].

الجدول التالي يوضح تأثير طاقة الحزم الإلكترونية (MeV) (4،6،9،12،16،20) على قيم المقادير المستخرجة من منحنى النسبة المئوية لعمق الجرعة (PDD) عند حقول اشعاعية مختلفة

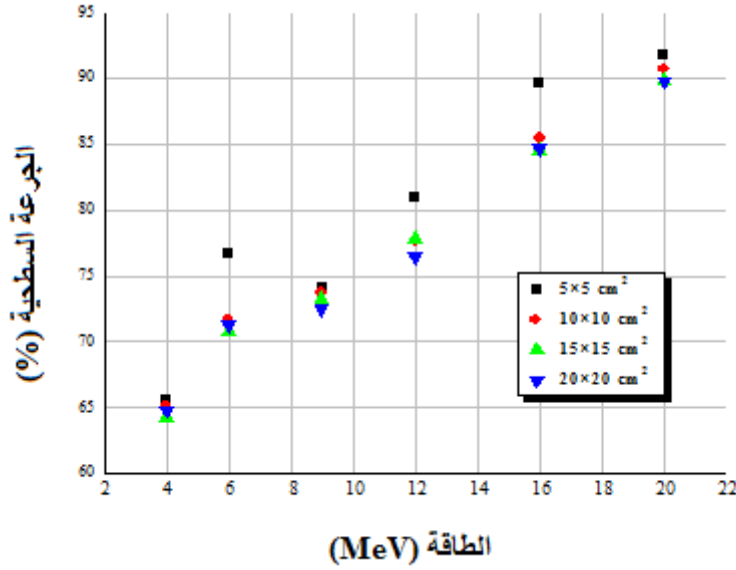
الجدول (3.IV): تأثير طاقة الحزم الإلكترونية على قيم المقادير المستخرجة من منحنى النسبة المئوية لعمق الجرعة.

D_surf (%)	\bar{E}_0 (MeV)	$(E_p)_0$ (MeV)	R _p (cm)	R ₈₀ (cm)	R ₉₀ (cm)	R ₅₀ (cm)	R ₁₀₀ (cm)	الطاقة (MeV)
5×5cm²								
65.57	3.3915	3.6662	1.7367	1.2058	1.0809	1.4556	0.9	4
76.71	5.4683	5.9673	2.8921	2.0355	1.8019	2.3469	1.5	6
74.02	8.6487	8.7746	4.2972	3.2680	3.0863	3.7119	2.4	9
80.93	11.8087	11.9898	5.9004	4.4630	4.1856	5.0681	3.2	12
89.60	15.8941	16.2778	8.0286	5.8585	5.2615	6.8215	3.5	16
91.79	19.1270	20.5796	10.1525	6.6450	5.7949	8.2090	2.1	20
10×10cm²								
65.08	3.4051	3.6539	1.7305	1.1966	1.0893	1.4614	0.9	4
71.66	5.4431	5.8616	2.8391	2.0485	1.8019	2.3361	1.5	6
73.66	8.6639	8.8889	4.3543	3.2524	3.0668	3.7184	2.4	9
77.63	11.8315	11.9800	5.8955	4.4695	4.2148	5.0779	3.3	12
85.40	16.0274	15.9631	7.8728	6.0973	5.6898	6.8787	4.6	16
90.67	20.0340	20.1843	9.9578	7.6249	7.2258	8.5983	3.3	20
15×15 cm²								
64.22	3.3848	3.6539	1.7305	1.1880	1.0867	1.4527	0.9	4
70.76	5.4382	5.7860	2.8012	2.0311	1.8051	2.3340	1.5	6
73.24	8.6639	8.8629	4.3413	3.2602	3.0616	3.7184	2.4	9
77.80	11.8275	11.9703	5.8907	4.4792	4.2197	5.0762	3.3	12
84.52	16.0274	15.9055	7.8443	6.1025	5.6976	6.8787	4.9	16
89.84	19.9509	20.1910	9.9611	7.6314	7.0604	8.5626	4.8	20
20×20 cm²								
64.77	3.3929	3.6624	1.7348	1.1897	1.0893	1.4562	0.9	4
71.24	5.4482	5.7882	2.8023	2.0387	1.8008	2.3383	1.5	6
72.51	8.6275	8.9928	4.4062	3.2524	2.9877	3.7028	2.2	9
76.39	11.7975	11.9736	5.8923	4.4711	4.1548	5.0633	3.6	12
84.70	16.0071	15.9801	7.8812	6.1062	5.6993	6.8700	4.6	16
89.77	19.9737	20.2107	9.9708	7.5827	7.0441	8.5724	5.4	20

من خلال النتائج الموضحة في الجدول (3.IV)، نلاحظ أن:

- قيم المسارات R₈₀ R₅₀R₉₀ والمدى العملي R_p تزداد بزيادة الطاقة عند مختلف الحقول أما قيم R₁₀₀ (العمق الأعظمي للجرعة ((d_{max})) تزداد في البداية ثم تتناقص بازدياد الطاقة، عند مختلف الحقول الإشعاعية باستثناء الطاقة 20 عند الحقل (20×20 cm²).
- بالنسبة للطاقة الأكثر احتمالاً على سطح الجسم (E_p)₀ تزداد قيمتها بزيادة الطاقة، وذلك لأنها تتعلق بالمدى العملي R_p (حسب العلاقة (4.IV)) والذي بدوره يزداد بزيادة الطاقة.

- أما الطاقة المتوسطة للإلكترون على سطح الجسم $\overline{E_0}$ يلاحظ كذلك زيادة قيمتها بزيادة الطاقة ويعتبر هذا الشيء منطقي لأن $\overline{E_0}$ حسب العلاقة (5.IV) تتناسب طرذا مع المسار R_{50} فزيادة هذا الأخير تزداد الطاقة $\overline{E_0}$.
- نلاحظ كذلك من الجدول السابق أن الجرعة السطحية ($D_{surf}(\%)$) تزداد بازدياد الطاقة مع كل الحقول باستثناء الطاقة 6MeV عند الحقل ($5 \times 5 \text{ cm}^2$).
يمثل الشكل (9.IV) تمثيلا بيانيا لقيم الجرعة السطحية الموجودة في الجدول (4.IV).



الشكل (9.IV): تغيرات الجرعة السطحية بدلالة طاقة الحزم الإلكترونية من أجل حقول اشعاعية مختلفة.

4.IV مقارنة النتائج مع أبحاث أخرى (Compare results with other research)

سوف يتم استعراض مقارنة المقادير المتحصل عليها في هذه الدراسة والخاصة بمراقبة الجودة لمرضى السرطان باستخدام كاشف الوميض الحراري TLD-100 لحزمة الكترونات و باستخدام كود مونتني كارلو MCNP مع أبرز القيم التجريبية المعتمدة لهذه المقادير.

تبين الجداول التالية قيم المسارات ($R_p, R_{90}, R_{80}, R_{50}$) والطاقات ($\overline{E_0}, (E_p)_0$) المتحصل عليها في عمل قام به الباحث (Ch. Yeol Lee) ورفاقه في بحث كوري منشور في مجلة الجمعية الفيزيائية الكورية (Journal of the Korean Physical Society) عن توصيف مقارن للجرعات لأنواع مختلفة من أجهزة الكشف لحزم الكترونية عالية الطاقة [11]، وكما تمت المقارنة مع عمل إيراني منشور في مجلة آسيا والمحيط الهادئ للوقاية من السرطان (Asian Pacific Journal of Cancer Prevention) والذي قام به الباحث (R.Maskani) ورفاقه حول تحديد معالم الحزمة الأولية للإلكترونات العلاجية المختلفة باستخدام PRIMO [12]، وكلتا الدراستين تجريبيتين وقد أجريت الأولى على المسرع الخطي Clinac iX (Varian, USA) أما الدراسة الثانية فقد استخدم فيها المسرع الخطي Varian 2100 CD Linac في جامعة أهواز جوندشاپور (Ahvaz Jundishapur University) للعلوم الطبية بايران.

بالإضافة الى ذلك فقد تمت المقارنة أيضا مع نتائج محاكاة مونتني كارلو لمذكرة سابقة للطالبة (م.جبالي) حول استخدام مقاييس الجرعات اللامعة لفحوصات التحقق من الجودة الروتينية لعلاج السرطان باستخدام حزم الكترونية حيث أعتُمد في هذه الدراسة على الرمز (MCNP) وذلك من أجل تعيين خصائص هذه الحزم باستعمال كاشف RPLGD-301^[13].

يلخص الجدول (4.IV) مقارنة قيم المقدارين R_{90} و R_{80} المتحصل عليهما في هذه الدراسة مع عمل تجريبي الذي قام به الباحث (Ch. Yeol Lee) ورفاقه ومحاكاة مونتني كارلو لمذكرة سابقة من أجل الحقل الاشعاعي $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ومسافة بين المصدر والسطح (SSD=100cm).

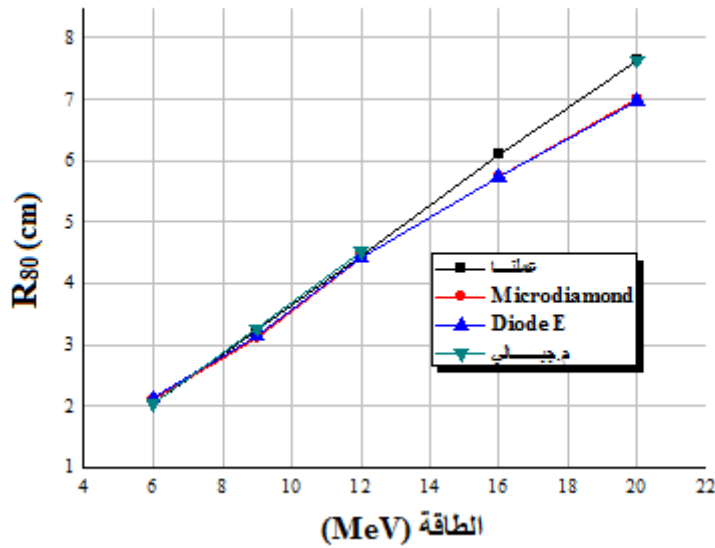
الجدول (4.IV): مقارنة قيم R_{90} و R_{80} المتحصل عليها في الأبحاث الثلاث.

الطاقة (MeV)	عملنا	Ch. Yeol Lee et al.		مذكرة سابقة (م. جبالي)
		كاشف Microdiamond	كاشف Diode E	
$R_{80}(\text{cm})$				
6	2.0485	2.098	2.124	2.0334
9	3.2524	3.125	3.162	3.2689
12	4.4695	4.424	4.435	4.5156
16	6.0973	5.740	5.735	—
20	7.6249	7.012	6.971	7.6350
$R_{90}(\text{cm})$				
6	1.8019	1.898	1.946	1.8652
9	3.0668	2.863	2.903	3.0495
12	4.2148	4.06	4.071	4.2413
16	5.6898	5.275	5.193	—
20	7.2258	5.992	6.023	7.2333

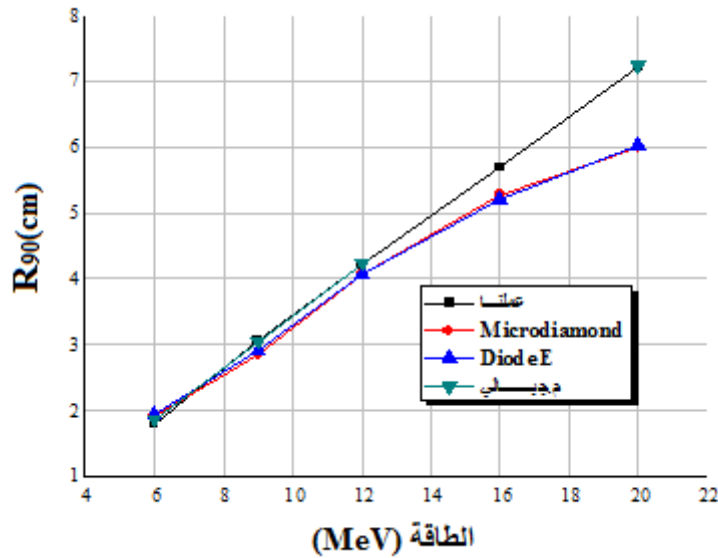
بمقارنة قيم المقدارين R_{90} و R_{80} مع النتائج التجريبية المتحصل عليها في العمل الذي قام به الباحث (Ch. Yeol Lee) ورفاقه نلاحظ اختلاف نسبي وطفيف، ويعود هذا الاختلاف إلى مجموعة من العوامل أهمها نوع وخصائص الكواشف المستخدمة في كلا الدراستين، حيث اعتمد في الدراسة التجريبية على كاشفين لقياس الجرعة الاشعاعية الأول ميكرو دايموند (Microdiamond) يحوي بداخله مادة الكربون ومصنوع من عدة مواد منها: epoxy resin، و هواء و ذات عدد ذري فعال (6) وحجم 0.004 mm^3 بينما الكاشف الثاني كاشف ديود E فيحوي بداخله على مادة السيليكون ومصنوع من عدة مواد منها: RW3 epoxy resin ومعدن وذات عدد ذري(14) وحجم 0.03 mm^3 ، أما في دراستنا فقد تم الاعتماد على كاشف TLD-100 مصنوع من رقائق فلوريد الليثيوم ذات عدد ذري فعال (8.3) وأبعاد ($1 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$).

أما بالمقارنة مع نتائج مونتني كارلو لمذكرة سابقة نلاحظ تقارب كبير على الرغم من اختلاف الكاشف المستعمل في كلا الدراستين.

يمثل الشكلين (10.IV) و (11.IV) تغيرات قيم كل من R_{90} و R_{80} المتحصل عليها في الأبحاث الثلاثة السابقة بدلالة طاقة الحزم الإلكترونية.



الشكل (10.IV): تغيرات قيم R_{80} بدلالة طاقة الحزم الإلكترونية.



الشكل (11.IV): تغيرات قيم R_{90} بدلالة طاقة الحزم الإلكترونية.

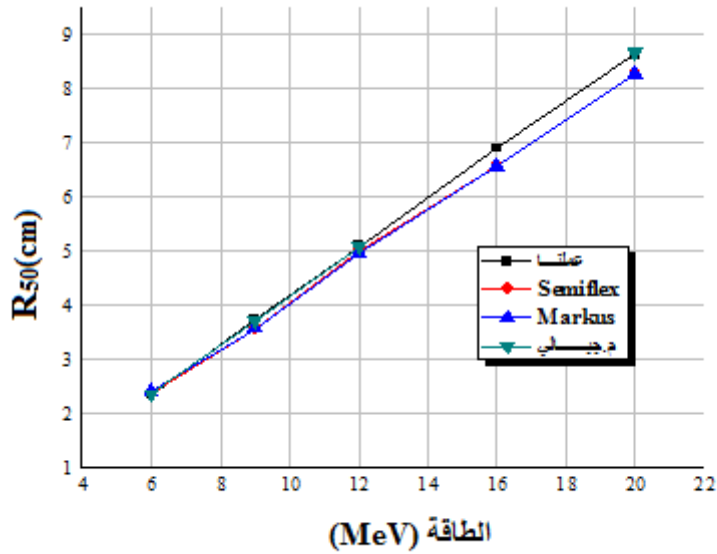
يبين الجدول التالي مقارنة قيم المسار R_{50} والطاقة المتوسطة للإلكترون \bar{E}_0 في الجسم المائي المتحصل عليها في هذه الدراسة مع دراسة تجريبية قام بها الباحث (Ch. Yeol Lee) وأخرى نظرية لمذكرة سابقة من أجل الحقل الإشعاعي $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ومسافة بين المصدر والسطح (SSD=100cm).

الجدول (5.IV): مقارنة قيم R_{50} و $\overline{E_0}$ المتحصل عليها في الأبحاث الثلاثة.

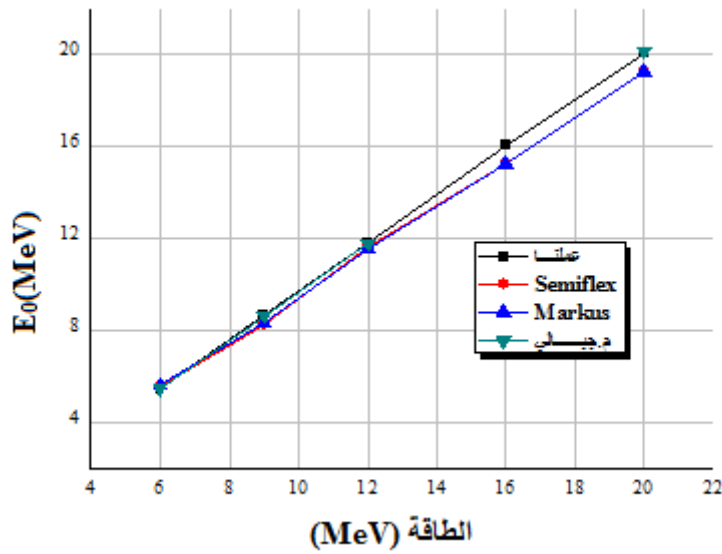
الطاقة (MeV)	عملنا	Ch. Yeol Lee et al.		مذكرة سابقة (م. جبالي)
		غرفة تأين Semiflex	غرفة تأين Markus	
R_{50} (cm)				
6	2.3361	2.374	2.406	2.3458
9	3.7184	3.539	3.566	3.7053
12	5.0779	4.993	4.966	5.0626
16	6.8787	6.537	6.540	—
20	8.5983	8.245	8.258	8.6456
E_0 (MeV)				
6	5.4431	5.53	5.61	5.4657
9	8.6639	8.25	8.31	8.6333
12	11.8315	11.63	11.57	11.7958
16	16.0274	15.23	15.24	—
20	20.0340	19.21	19.24	20.1442

نلاحظ من الجدول (5.IV) أن هنا توافقا جيدا بين قيم R_{50} و $\overline{E_0}$ المحسوبة في هذا العمل والمحسوبة في مذكرة سابقة على الرغم من اختلاف الكواشف المستعملة في كلا الدراستين، أما بالمقارنة مع العمل التجريبي للباحث (Ch. Yeol Lee) فنلاحظ اختلاف بسيط بين النتائج وهذا الاختلاف مرده الى وجود أجهزة أخرى في العمل لم نتطرق لها في هذه الدراسة فضلا عن اختلاف جهاز الكشف المستعمل في كلتا الحالتين وخصائصه (عدد ذري، حجم، أبعاد...)، حيث استعمل في الدراسة التجريبية غرفتي تأين أسطوانية الشكل لقياس الجرعة الإشعاعية والتي تعتبر كواشف غازية الأولى من نوع Semiflex مصنوعة من مادتي PMMA وgraphite وتحوي الهواء بداخلها، أما الثانية من نوع Markus والتي تحوي هي أيضا الهواء بداخلها.

يمثل الشكلين (12.IV) و(13.IV) تغيرات كل من R_{50} و $\overline{E_0}$ المتحصل عليها في الأبحاث الثلاثة السابقة بدلالة طاقة الحزم الالكترونية.



الشكل (12.IV): تغيرات قيم R_{50} بدلالة طاقة الحزم الالكترونية.



الشكل (13.IV): تغيرات قيم E_0 بدلالة طاقة الحزم الالكترونية.

يوضح الجدول (6.IV) مقارنة قيم المدى العملي R_p والطاقة الأكثر احتمالا على سطح الجسم $(E_p)_0$ المتحصل عليها في هذه الدراسة مع عمل تجريبي قام بها الباحث (R.Maskani) ومحاكاة مونت كارلو لمذكرة سابقة من أجل الحقل الاشعاعي $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ومسافة بين المصدر والسطح (SSD=100cm).

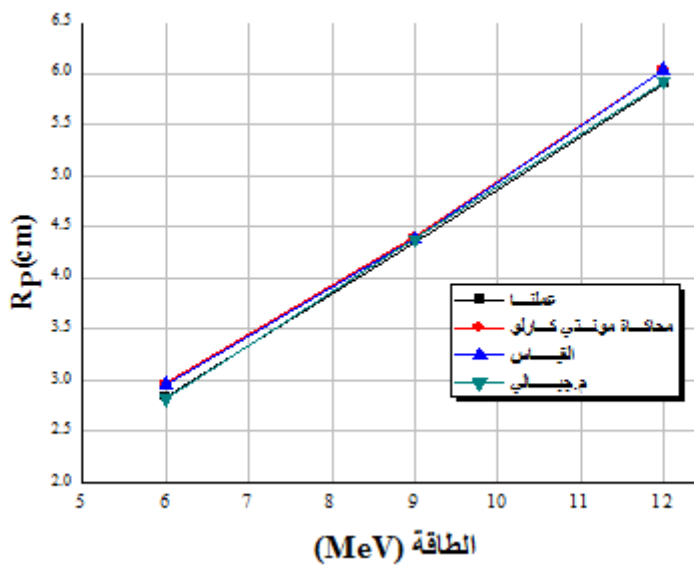
الجدول (6.IV): مقارنة قيم R_p و $(E_p)_0$ المتحصل عليها في الأبحاث الثلاث.

الطاقة (MeV)	عملنا	R.Maskani et al.		مذكرة سابقة (م. جبالي)
		محاكاة مونتي كارلو (MC)	القياس	
$R_p(\text{cm})$				
6	2.8391	2.97	2.96	2.815
9	4.3543	4.4	4.38	4.3774
12	5.8955	6.04	6.04	5.9216
$(E_p)_0$ (MeV)				
6	5.8616	5.97	6.1	5.8135
9	8.8889	8.85	8.94	8.9351
12	11.9800	12.12	12.27	12.0324

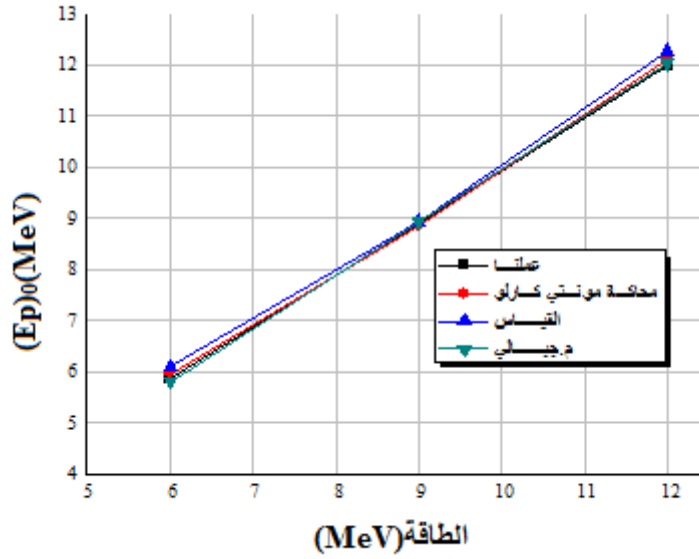
يظهر الجدول (6.IV) وجود توافق كبير في قيم R_p و $(E_p)_0$ المتحصل عليها في محاكاة مونتي كارلو لمذكرة سابقة والدراسة الحالية ، وهذا راجع إلى عدة عوامل منها: اعتماد كلا الدراستين على الرمز MCNP وكذلك استعمال نفس المجسم المائي (فانتوم).

أما بالمقارنة مع القيم المقاسة والمحسوبة بواسطة محاكاة مونتي كارلو المتحصل عليها في البحث الذي قام به (R.Maskani) ورفاقه فنلاحظ اختلاف واضح، ويعود ذلك إلى اختلاف الرمز المستعمل في كلا الدراستين وكذلك اختلاف في نوع الفانتوم المستعمل.

يمثل الشكلين (14.IV) و (15.IV) تغيرات كل من R_p و $(E_p)_0$ المتحصل عليها في الأبحاث الثلاثة السابقة بدلالة طاقة الحزم الالكترونية.



الشكل (14.IV): تغيرات قيم R_p بدلالة طاقة الحزم الالكترونية.



الشكل (15.IV): تغيرات قيم $(E_p)_0$ بدلالة طاقة الحزم الإلكترونية.

5.IV خاتمة (Conclusion)

لقد اشتمل هذا الفصل على شرح مفصل للعمل التطبيقي الخاص بحساب كل من الطاقة المودعة والنسبة المئوية لعمق الجرعة (PDD) والتي من خلالها يتم حساب المقادير الخاصة بمراقبة الجودة لمرضى السرطان والتي هي الهدف من هذه الدراسة وذلك اعتماداً على محاكاة مونت كارلو وباستعمال كود MCNP وكاشف التآلق الحراري (TLD-100)، حيث أوضحت نتائج المحاكاة مدى تأثير طاقات الحزم الإلكترونية على قيم المقادير المستخرجة من منحنى النسبة المئوية لعمق الجرعة كما اتضح توافق كبير للمقادير مع نتائج تجريبية ومحاكاة مونت كارلو لأعمال سابقة.

مراجع الفصل الرابع

المراجع الأجنبية:

- [1] J.-E. Rah et al., "Clinical application of glass dosimeter for in vivo dose measurements of total body irradiation treatment technique", Elsevier Ltd., p 40- 45, (2011).
- [2] A.-H. Benali, G. Medkour Ishak-Boushaki, A. Nourreddine, M. Allab, "Comparison of RPLGD-301 and TLD-100 detectors responses by Monte Carlo simulations", EDP Sciences, p1-3, (2015).
- [3] A.-H. Benali, G. Medkour Ishak-Boushaki, A. Nourreddine, M. Allab and P. Papadimitroulas, "A comparative evaluation of luminescence detectors: RPL-GD-301, TLD-100 and OSL-AL₂O₃:C using Monte Carlo simulations", IOP Publishing, p1-12, (2017).
- [5] A.-H. Benali, G.M. Ishak-Boushaki, "Energy response of FD-7 RPL glass dosimeter compared with LiF Mg, Ti and Al₂O₃:C dosimeters", IOP Publishing, p1-12, (2018).
- [6] M. A. AL-Naqqash, S.I. Essa, R. H. Hasan, "Measurement of Percentage Depth Dose (PDD) for 6 MeV in water phantom and homogenous actual planning", Iraqi Journal of Physics, Vol.16, No.37, p1-612, (2018).
- [7] N. Khaledi, A. Arbabib, D. Sardari, S.R. Mahdavid, HASlian, M. Dabaghi, K. Sheibani, "Monte Carlo investigation of the effect of small cutouts on beam profile parameters of 12 and 14 MeV electron beams", Elsevier Ltd., p 48-54, (2013).
- [8] E.B. Podgorsak, "Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students", Vienna: Technical Editor, IAEA, (2005).
- [11] Ch.Y. Lee, W.C. Kim, H.J. Kim, H. D. Huh, "Comparative Dosimetric Characterization for Different Types of Detectors in High-Energy Electron Beams", Journal of the Korean Physical Society, Vol.70, No.3, p 317-324, (2017).
- [12] R. Maskani, M. Javad, M. Hoseini Ghahfarokhi, J. Fatahiasl, "Determination of Initial Beam Parameters of Varian 2100 CD Linac for Various Therapeutic Electrons Using PRIMO", Asian Pacific Journal of Cancer Prevention, Vol. 16, p 7795-7801, (2015).

المراجع العربية:

- [4] ر.ن. الشمري، خ.ع. حمدان، "قياس النسبة المئوية لجرعة السطح المستخدمة في العلاج الطبي النووي ومجموعة العوامل المؤثرة"، مجلة علوم الرافدين، المجلد 1، العدد 18، ص 99-110، (2007).
- [9] ه.إ. جبيلي، ب.س. سعد، ع.م. حسن، "قياس توزع الجرعة الإشعاعية تجريبيا ومقارنتها مع حسابات نظام تخطيط الجرعة (TPS)"، مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية، المجلد (37)، العدد 2، ص 193-207، (2015).
- [10] ه.إ. جبيلي، ب.س. سعد، ي.م. محمد، م.م. القبيلي، "دراسة نظرية وتجريبية لتوزع الجرعة الإشعاعية لحزم الإلكترونات المستخدمة في معالجة الأورام السطحية"، مجلة جامعة تشرين للبحوث والدراسات العلمية، المجلد 41، العدد 1، ص 153-171، (2019).
- [13] م. جبالي، "استخدام مقاييس الجرعات اللامعة لفحوصات التحقق من الجودة الروتينية لعلاج السرطان باستخدام حزم الإلكترون: النسبة المئوية لعمق الجرعة PDD"، مذكرة ماستر، جامعة الشهيد حمة لخضر بالوادي، الجزائر، (2019).

خاتمة عامة

إن قياس جرعة المرضى يعد مطلب أساسي ومهم لتنفيذ مخطط المعالجة بشكل سليم، ومع تطور تقنيات تقديم الجرعة الإشعاعية أصبحت الحاجة ماسة لإعادة دراسة وتقييم كفاءة تقنيات العلاج المستخدمة. ومن ذلك يمكن القول أن من خلال هذه الدراسة حاولنا تقديم مساعدة جيدة للمعالج الفيزيائي في تحديد الطريقة الأفضل في معالجة مرضى الأورام وبالأخص مرضى الأورام السطحية من خلال حساب المقادير الخاصة بمراقبة الجودة لحزمة الإلكترونات.

تم التمهيد للموضوع بتقديم معارف نظرية حول الأشعة المؤينة وأنواعها، وطرق تفاعلها مع المادة بحيث تم التركيز على تفاعلات الإلكترونات. تلى ذلك تقديم تعريف دقيق للكميات الفيزيائية المستخدمة في قياس الجرعات الإشعاعية وكذلك لكواشف الإشعاع وأهم تصنيفاتها، وفي هذه المذكرة تم الاهتمام على وجه الخصوص بكواشف التألق الحراري (TLD).

تمثلت دراستنا النظرية في محاكاة مونتي كارلو باستعمال الرمز MCNP لحساب كل من الطاقة المودعة في كاشف (TLD-100) والنسبة المئوية لعمق الجرعة (PDD) لحزم إلكترونية عالية الطاقة (4-20MeV) ضمن مجسم مائي (فانتوم) ومن أجل حقول إشعاعية مختلفة ($20 \times 20 \text{ cm}^2 - 5 \times 5$).

ولقد كمل ذلك باستخلاص النتائج التالية:

- ✓ من خلال دراسة تغيرات النسبة المئوية لعمق الجرعة (PDD) لحزمة الكترونات وجدنا أن العمق الأعظمي يزداد بازدياد الطاقة في البداية ثم يتناقص، وبالتالي يمكن القول أنه لا يمكن معرفة طاقة حزم الكترونات من خلال معرفة d_{max} .
- ✓ أن قيم المسارات ($R_p, R_{90}, R_{80}, R_{50}$) المستخرجة من منحى النسبة المئوية لعمق الجرعة تزداد بزيادة الطاقة.
- ✓ تزداد أيضا كل من الطاقة المتوسطة للإلكترون \bar{E}_0 والطاقة الأكثر احتمالا على سطح المجسم $(E_p)_0$ بازدياد الطاقة وهذا لتعلق كل منهما بالمسارات R_p و R_{50} على التوالي.
- ✓ أن هناك توافقا جيد بين النتائج المتحصل عليها والنتائج التجريبية ومحاكاة مونتي كارلو لأعمال سابقة إذ أظهرت النتائج الأداء الجيد لكود MCNP من أجل حزم الكترونية مختلفة، وعليه فإن إمكانية استعمال هذا الكود تعد طريقة مثلى وموثوقا بها لحساب توزيع الجرعة والمقادير الخاصة بمراقبة الجودة لمرضى السرطان.
- ✓ أن هذه الحزم تعطي توزيع جرعة مثالي في حال إذ كان الورم قريب من السطح وهذا لقدرتها الاختراقية المنخفضة للنسيج الحي.

وفي الختام يمكننا أن نوصي بضرورة استعمال كاشف TLD-100 في التطبيقات السريرية للمعالجة الإشعاعية لحزم إلكترونية عالية الطاقة.

نأمل مستقبلا أن يتم تكرار الحسابات الواردة في هذه الدراسة لأكثر من مرة وبطرق وظروف مختلفة. كما نأمل وفي أبحاث علمية أخرى أن يتم:

- مقارنة عدد أكبر من الكواشف وأنواع مختلفة ستعطي نتائج أفضل وأكثر موثوقية، لكن ذلك يحتاج إلى وقت أكبر و توفر إمكانيات تقنية محددة.
- أن تتم هذه الدراسة على حزم الفوتونات ذات الطاقات المختلفة و خاصة الطاقات العالية الناتجة عن المسرعات الخطية و المستخدمة في معالجة الأورام.

المخلص

يهدف هذا العمل إلى تحديد المقادير الخاصة بمراقبة الجودة لحزم إلكترونية عالية الطاقة المستخدمة في العلاج الإشعاعي باستخدام كاشف التآلق الحراري (TLD-100).

تم في هذه الدراسة، استخدام كود مونتني كارلو (MCNP) لحساب كل من الجرعة المودعة في كاشف التآلق الحراري (TLD-100) و النسبة المئوية لعمق الجرعة (PDD%) عند أعماق مختلفة من الفانتوم وذلك باستعمال الحزم الإلكترونية (MeV) (4-20) ومن أجل الحقول الإشعاعية $(5 \times 5 - 20 \times 20) \text{cm}^2$.

بينت النتائج توافقاً جيداً مع الأبحاث الخاصة بالمقادير المستخرجة من منحى النسبة المئوية لعمق الجرعة مثل المسارات المختلفة ($R_{100}, R_{90}, R_{80}, R_{50}$ ، والمدى العملي R_p)، والطاقات مثل الطاقة الأكثر احتمالاً $(E_p)_0$ والطاقة المتوسطة عند سطح الفانتوم \bar{E}_0 لحزم الإلكترونات.

وفي الختام، نستنتج أن كاشف TLD-100 يمكن أن يستخدم ككاشف جيد لقياس الجرعات في الجسم الحي وفي مجال مراقبة الجودة لحزم الإلكترونات عالية الطاقة مثل التي تستعمل في العلاج الإشعاعي.

الكلمات المفتاحية: TLD-100، محاكاة مونتني كارلو، MCNP5، PDD(%)، المسار، الطاقة.

Abstract

This work aims to determine the quantities of quality control for high-energy electronic beams used in radiation therapy using the thermo-luminescent detector (TLD-100).

In this study, the Monte Carlo code (MCNP) used to calculate both the deposited dose in the thermoluminescence detector (TLD-100) and the percentage depth dose (PDD%) at different depths of the phantom by using electron beams from 4 to 20MeV and for the radiation fields from $5 \times 5 \text{cm}^2$ to $20 \times 20 \text{cm}^2$.

The results showed a good agreement with research from the literature on the from PDD such as various tracks ($R_{100}, R_{90}, R_{80}, R_{50}$ and practical range R_p) and energies such as most probable energy $(E_p)_0$ and the mean energy at phantom surface \bar{E}_0 for electron beams

In conclusion, we conclude that the TLD-100 detector can be used as a good detector for in vivo dosimetry and quality control of high-energy electron beams such as those used in radiotherapy.

Keywords: TLD-100, Monte Carlo simulation, MCNP5, PDD(%), Track, Energy.