



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



كلية العلوم الدقيقة والإعلام الآلي  
قسم الفيزياء

مذكرة مقدمة لنيل شهادة الماستر في الفيزياء  
تخصص: فيزياء طبية

## تحديد الجرعة المودعة من طرف جسيمات ألفا في مجال العلاج الهادروني

من إعداد الطالبتين:  
بلعمري أمينة  
بوبعة هاجر

أمام لجنة المناقشة المكونة من الأساتذة :

رئيسا	جامعة جيجل	بن ميسية نجوى
مشرفا	جامعة جيجل	بوخلوط عبد المالك
ممتحنا	جامعة جيجل	بن عيجة أسماء

السنة الجامعية 2022/2021

شكر وعرّفان

ولأنه من لم يشكر للناس لم يشكر الله

فإننا نتقدم بأسمى عبارات الشكر والعرّفان إلى كل أساتذتنا الكرام الذين مررنا  
بهم طوال هذه الرحلة العلمية الجميلة التي بدأناها صغارا و أتمناها شبابا قادرين  
على العطاء

خاصة منهم أساتذة قسم الفيزياء اختصاص فيزياء طبية الذين منحونا كل الدعم  
المعرفي والفكري من أجل إتمام هذا العمل المتواضع

كما نتقدم بالشكر إلى أهاليينا وجميع الأصدقاء الذين وقفوا بجانبنا طوال خمس  
سنوات قضيناها في الجامعة

شكرا لكم ولتشجيعكم الذي مدنا بالقوة في هذه المرحلة الحاسمة من حياتنا

## الإهداء

الحمد لله الذي بنعمته تتم الصالحات والصلاة والسلام على رسول الله صلى الله عليه وسلم خير الورى وسيد الكائنات.

وأخيرا انتهى المشوار .. وأي مشوار ..مشوار طالما تمنيت ألا ينتهي ولكن انتهى .. لست أدري ماذا أقول فبقدر ما أشعر به من سعادة التخرج يختلجني شعور الفراق بمن استأنست بها طوال حياتي : دراستي ، كتبي ، أقلامي ، رفقاء الدراسة .. كلها تفاصيل رسمت بها أحلامي وبهجتي و أمالي ...

في هذه اللحظة السعيدة لا يسعني إلا أتقدم بالشكر الجزيل لكل من كان له بصمة في وصولي لهذا اليوم .. والدي الكريمين اللذين سهرا الليالي من أجل راحتي وطمأنينتي.. إخوتي الأعزاء عصام وناصر و هشام ، أختاي الجميلتان حفصة وأنيسة اللتين كانتا أقرب صديقتين .. صديقتي الأبديتين غادة وشهلة ..كنوزي التي جمعتهما في الجامعة حنان ، شبيلة ، أحلام ، أمينة .. صديقة الزمن الجميل ريمة .. ملهمتي ومعلمتي الأولى سعاد .. قدوتي ومعلمتي التي لا يوفيهما الكلام فوزية .. أساتذتي ومعلمي طول المشوار خاصة أساتذة اختصاص الفيزياء الطبية .. وجميع زميلاتي دفعة 2022 .. وكل الذين نسيتهم قلبي ولكنهم يقعون داخل القلب : شكرا شكرا جزيلاً على كل شيء .. هديتي لكم جميعا هي هذا التخرج وهذا الدعاء : أدامكم الله لي ودمتم دوما بألف ألف خير .

## هاجر





### الحمد لله أولا دائما وإلى الأبد

أهدي تخرجي هذا لأعظم شخصين في هذا الوجود أُمِّي وأبِي فهذا الإنجاز صغير في

حقهما على ما قدماه لي من دعم لبلوغ هذه اللحظة وهذه الفرحة فرحة التخرج

إلى جدي وجدتي رحمهما الله اللذان أدخلوا في قلبي حب الدراسة وإتمامها

إلى إخوتي وأخواتي الأعزاء كل باسمه وخاصة أخي الأكبر إسماعيل .....

إلى جميع الأساتذة الذين كان لهم الفضل في تعليمي ووصولي إلى هذه المرحلة من التعليم

إلى رفيقات مشواري التعليمي: هاجر سامية أحلام منار اللاتي قاسمنني هذه اللحظة

شكرا دائما وأبدا لكل من كان لي عند الشدة رخاء وعند المحن عوناً وسنداً

### أمنية



# الفهرس

الشكر والتقدير

الإهداء

1 ..... مقدمة عامة

## الفصل الأول : تفاعل الإشعاع مع المادة

2 ..... مقدمة

2 ..... I. مفاهيم أساسية

2 ..... 1.I تعريف الإشعاع

2 ..... 2.I مصادر الإشعاع

3 ..... 3.I تصنيف الأشعة

3 ..... II. تفاعل الإشعاع مع المادة

4 ..... 1. II تفاعل الأشعة الكهرومغناطيسية مع المادة

4 ..... 1.1.II التأثير الكهروضوئي

5 ..... 2.1.II تأثير كومبتون

6 ..... 3.1.II إنتاج الأزواج

6 ..... 4.1.II الأهمية النسبية للتفاعلات الأساسية

7 ..... 5.1.II توهين الأشعة الكهرومغناطيسية

7 ..... 6.1.II معامل التوهين الخطي

8 ..... 7.1.II معامل التوهين الكتلي

8 ..... 8.1.II طبقة نصف التوهين

8 ..... 2.II تفاعل الأشعة الجسيمة مع المادة

8 ..... 1.2.II تفاعل الجسيمات المشحونة الخفيفة مع المادة

10 ..... 2.1.2.II تفاعل البوزيترون مع المادة

11 ..... 2.2.II تفاعل الجسيمات الثقيلة مع المادة

11 ..... 1.2.2.II جسيمات ألفا

12	3.II نقل الطاقة
13	4.II متوسط طاقة التأين
13	5.II النقل الخطي للطاقة
13	6.II قوة الإيقاف ومتوسط مسار الجسيمات المشحونة داخل المادة
14	7.II منحني براغ
14	8.II تفاعل الجسيمات غير المشحونة مع المادة
14	1.8.II التصادمات المرنة
15	2.8.II التصادمات غير المرنة
15	3.8.II أسر النيوترون
16	4.8.II الانشطار
17	خاتمة

### الفصل الثاني: العلاج بالأشعة

18	مقدمة
18	I . تعريف العلاج الإشعاعي
18	II. أنواع العلاج الإشعاعي
18	1.II. العلاج الإشعاعي الخارجي
19	1.1.II. العلاج الإشعاعي المطابق ثلاثي الأبعاد
19	2.1.II. العلاج الإشعاعي المطابق معدل الشدة
20	3.1.II. العلاج الإشعاعي الموجة بالصورة
20	4.1.II. العلاج الإشعاعي عن طريق التنفس
21	5.1.II. العلاج التلامسي
21	6.1.II. العلاج الإشعاعي التجسيمي

22	.....العلاج المقطعي.7.1.II
22	.....السكين الآلية 8.1.II
23	.....العلاج الإشعاعي الداخلي (المعالجة الكثبية).2.II
24	.....إجراء الزرع.1.2.II
24	.....المعالجة بالهادرونات.3.III
24	.....تعريف الهادرونات.1.3.III
24	.....تعريف المعالجة بالهادرونات.2.3.III
25	.....توزيع الجرعة في مجال العلاج الهادروني 3.3.III
25	.....أنواع العلاج الهادروني.4.3.III
25	.....المعالجة الهادرونية بواسطة أيونات الكربون.1.4.3.III
26	.....المعالجة بالبروتونات.2.4.3.III
26	.....العلاج الهادروني بواسطة جسيمات ألفا 3.4.3.III
27	.....الجرعات الإشعاعية 4.III
27	.....التعرض.1.4.III
27	.....معدل التعرض.2.4.III
27	.....الجرعة الممتصة.3.4.III
28	.....معدل الجرعة الممتصة.4.4.III
28	.....الجرعة المكافئة.5.4.III
28	.....الجرعة الفعالة 6.4.III
29	.....الكيرما.7.4.III
29	.....معدل الكيرما.8.4.III



29	.....IV.مسرعات الجسيمات
29	.....1.IV.أنواع المسرعات
29	.....1.1.IV.المسرعات الدائرية
30	.....2.1.IV.المسرعات الخطية
30	.....V.الآثار الجانبية للإشعاع على جسم الإنسان
30	.....VI.الحماية من الإشعاع
31	..... خاتمة

### الفصل الثالث

32	..... مقدمة
32	.....I.مبدأ محاكاة مونت كارلو
33	.....II.توليد الأعداد العشوائية
34	.....V.طرق أخذ العينات
34	.....IV.مسار الجسيم
34	.....V.توليد المسار العشوائي
34	.....VI.حساب التكاملات
35	.....VII.الارتياح
35	.....1.VII.الارتياح الإحصائي
36	.....2.VII.الارتياح المنهجي
36	.....VIII.فعالية محاكاة مونت كارلو
36	.....IX.تقنية إدخال المتغير

37	X.نقل الجسيمات.....
37	X.1.نقل الفوتونات.....
37	X.2.نقل الإلكترونات.....
37	XI.كودات مونت كارلو.....
38	XI.1.تعريف كود PHITS.....
39	XI.2.شكل ملف الإدخال.....
41	خاتمة.....

## الفصل الرابع

42	مقدمة.....
43	I.التحقق من قدرة كود PHITS على محاكاة توزيعات الجرعة في العمق.....
44	II. مناقشة نتائج المحاكاة.....
44	II.1. في النسيج الرخو.....
47	II.2. في العظام.....
50	II.3. مقارنة الجرعة في النسيج والعظام.....
54	خاتمة.....
55	خاتمة عامة.....
56	المراجع.....

ملخص

# قائمة الأشكال

## قائمة الأشكال:

- 1.I مخطط أنواع الإشعاع ..... 3
- 2.I التأثير الكهروضوئي ..... 4
- 3.I تأثير كومبتون ..... 6
- 4.I إنتاج الأزواج ..... 6
- 5.I الأهمية النسبية للتفاعلات الأساسية ..... 7
- 6.I مسار الإلكترون في المادة ..... 9
- 7.I مختلف تفاعلات الإلكترون مع المادة ..... 10
- 8.I ظاهرة الإشعاع الإنكباحي ..... 10
- 9.I ظاهرة الفناء ..... 11
- 10.I جسيمة ألفا ..... 12
- 11.I منحنى براغ لجسيمة ما داخل المادة ..... 14
- 12.I تشتت النيوترون بعد التصادم ..... 15
- 13.I مثال عن التصادم المرن ..... 15
- 14.I مثال لأسر ذرة الهيدروجين للنيوترون ..... 16
- 15.I الإنشطار النيوتروني ..... 16
- 1.I.II العلاج الإشعاعي المطابق ثلاثي الأبعاد ..... 19
- 2.I.II صورة للعلاج الإشعاعي المطابق معدل الشدة ..... 20
- 3.I.II علاج إشعاعي موجه بالصورة ..... 20
- 4.I.II طريقة العلاج عن طريق التنفس ..... 21
- 5.I.II العلاج التلامسي ..... 21

## قائمة الأشكال:

- 22..... 6.II الجراحة الإشعاعية التجسيمية
- 22..... 7.II تجهيز العلاج المقطعي
- 23..... 8.II جهاز السكن الألية
- 23..... 9.II المعالجة الكثبية
- 24..... 10.II صورة لأنابيب وإبر تستخدم في المعالجة الكثبية
- 24..... 11.II تركيبة كل من البروتون والنيوترون
- 25..... 12.II الجرعة في العمق لمختلف أنواع الإشعاع
- 26..... 13.II الجرعة في العمق لكل من البروتونات وأيونات الكربون والفوتونات
- 33..... 1.III مخطط يوضح محاكاة مونت كارلو
- 43..... 1.IV مقارنة بين الجرعة المقاسة والمحسوبة بواسطة الكود PHITS لحزمة من الجسيمات ألفا
- 45..... 2.IV منحنى عمق الجرعة عند الطاقة 120Mev في النسيج
- 45..... 3.IV منحنى تغيرات جرعات الجسيمات الثانوية في النسيج
- 46..... 4.IV منحنى تغيرات جرعة البروتون في عمق النسيج
- 46..... 5.IV منحنى تغيرات جرعة الهيليوم 3 في النسيج
- 47..... 6.IV منحنى تغيرات جرعة النيوترون في النسيج عند طاقات مختلفة
- 48..... 7.IV منحنى الجرعة في عمق العظام
- 49..... 8.IV منحنى تغيرات جرعة النيوترون في العظام
- 49..... 9.IV منحنى تغيرات جرعة البروتون في العظام
- 49..... 10.IV منحنى تغيرات جرعة الهيليوم 3 في العظام
- 50..... 11.IV منحنى تغيرات الجرعة داخل العظام والنسيج
- 51..... 12.IV منحنى عمق جرعة البروتون في النسيج والعظام

- 13.IV منحنى عمق جرعة النيوترون في النسيج والعظام ..... 51
- 14.IV منحنى عمق الهيليوم  $3\text{He}$  في النسيج والعظام ..... 51
- 15.IV منحنى عمق الجرعة الكلية في النسيج ..... 52
- 16.IV منحنى عمق الجرعة الكلية في العظام ..... 53
- 17.IV منحنى جرعة الجسيمة ألفا في النسيج والعظام ..... 53



# مقدمة

العلاج بالهادرونات مصطلح مركب من كلمتين ، بالإنجليزية Hadrontherapy وتعني العلاج الإشعاعي الذي يستخدم حزما من الجسيمات المكونة من كواركات : نيترونات ، بروتونات، جسيمات ألفا أو أيونات الليثيوم ، أيونات الكربون ، أيونات الأكسجين إلخ ... وهي إحدى التقنيات المستخدمة في مجال العلاج بالأشعة وتستخدم من أجل علاج الأورام العميقة. في البداية كان اهتمام العلماء منصبا حول استعمال جسيمات ألفا والنيترونات عن طريق مسرعات الجسيمات وبالفعل تم إجراء تجارب سريرية على عدد من مرضى السرطان ، وعلى الرغم من أن العلاج بها أظهر مقاومة ضعيفة من قبل الأورام إلا أن توزيع الجرعات في الأماكن الأكثر عمقا كان ضعيفا أي أن توزيع الجرعة الفعالة في حجم النسيج البيولوجي السليم كان أكبر من الحجم المستهدف مما تسبب في أعراض جانبية خطيرة تم على إثرها إيقاف التجارب السريرية حول هذه الجسيمات [ 1 ]. وتعمل دول مثل اليابان ، ألمانيا ، الولايات المتحدة على محاولة تطوير هذه التقنية وإيجاد الحلول من أجل تحسين العلاج بها كونها تعد الطريقة الأنسب من أجل علاج الأورام العميقة .

من خلال دراستنا هذه سنحاول معرفة ميزات الجسيمة ألفا خلال تفاعلها مع وسط مادي عموما الوسط البيولوجي حيث سنتعرف على مسارها داخل الوسط ، طريقة توزيع الجرعة على طول المسار وذلك باستخدام محاكاة مونت كارلو ، لكن في البداية سنخرج على ثلاث فصول من دراستنا حيث سنتطرق في الفصل الأول إلى مبادئ تفاعل الإشعاع مع المادة ، أنواع تفاعل الإشعاع بدءا من تفاعل الفوتونات مع المادة إلى غاية تفاعل الجسيمات مع المادة والتي من بينها الجسيمة ألفا ، والمقادير المتعلقة به أثناء اختراقه للمادة كالتعرض، الجرعة البيولوجية ، الجرعة الفعالة والكيرما . أما في الفصل الثاني فسننتعرف إلى العلاج الإشعاعي ، أنواعه : العلاج الخارجي ، الداخلي وكذا العلاج باستعمال الهادرونات، كما سنقوم بذكر بعض التجهيزات التي تقوم بإنتاج الأيونات ( المسرعات ) والآثار السلبية التي يمكن أن تسببها الإشعاعات .

في الفصل الثالث سنقوم بشرح طريقة مونت كارلو وبعض الكودات المستخدمة في عملية المحاكاة ومنها الكود PHITS لنخرج في الأخير إلى الفصل الرابع الذي سيكون عبارة عن نتائج بيانية لعمليات محاكاة الجسيمة ألفا في وسطين مختلفين هما النسيج والعظام حيث سنعلق على المنحنيات ونتحقق من صحة الكود PHITS على المحاكاة .

## الفصل الأول:

تفاعل الإشعاع مع المادة

## مقدمة

نجح عالم الفيزياء الألماني "فيلهلم ريشارد رونتجن" في اكتشاف الأشعة السينية سنة 1895 التي كانت بمثابة ثورة في مجالي الطب والصناعة ، هذا الاكتشاف قاده إلى الفوز بجائزة نوبل الأولى في الفيزياء. ويرجع هذا الاكتشاف إلى قيام رونتجن بتسليط شعاع إلكتروني داخل أنبوب زجاجي مفرغ من الهواء تنطلق داخله إلكترونات من القطب السالب إلى القطب الموجب وذلك تحت تأثير جهد كهربائي مرتفع حيث أحيط الأنبوب بورق أسود سميك بغية حجب الشعاع الكهرومغناطيسي المنبعث من الأنبوب المفرغ كما قام بتثبيت شاشة فوسفورية أمام الأنبوب أين لاحظ توهجا عليها ولكونه لم يعرف ماهية هذا الشعاع فقد أطلق عليه اسم الأشعة x والتي ترمز إلى شيء مجهول [2].

بعد هذا الاكتشاف توالى الأبحاث والتجارب من قبل الفيزيائيين في هذا الميدان والتي أفضت في النهاية إلى اكتشاف أنواع أخرى من الإشعاع تم تصنيفها فيما بعد حسب طبيعتها ( موجية أو جسيمية) وقدرتها على التأيين ( إشعاع مؤين ، غير مؤين ) والتي يستخدم بعضها اليوم في عدة مجالات أهمها التشخيص والعلاج الطبي بواسطة أجهزة تكون عبارة إما على مسرعات أو أنابيب أشعة سينية تصدر حزما إشعاعية يتم تسديدها نحو المريض بهدف التصوير أو القضاء على الأورام السرطانية .  
في هذا الفصل سنقوم باستعراض المبدأ الأساسي لتفاعل الإشعاع مع المادة من خلال تعريفه، معرفة أهم مصادره وتصنيفها ، أنواع تفاعل الإشعاع ( كهرومغناطيسي ، جسيمي ) حيث سنحاول شرح مختلف الأنواع وتعريف مختلف المقادير الفيزيائية التي تمكننا من وصف ظاهرة تفاعل الإشعاع مع المادة.

## I. مفاهيم أساسية

### 1.1. تعريف الإشعاع

يعرف الإشعاع على أنه أحد أشكال انتشار الطاقة في الفضاء، ويكون إما على شكل موجات كهرومغناطيسية مثل : الأشعة السينية وأشعة غاما، فوتونات أو على شكل جسيمات مثل: جسيمات ألفا ، بيتا، نيوترونات.

### 2.1. مصادر الإشعاع

#### 1.2.1. مصادر طبيعية

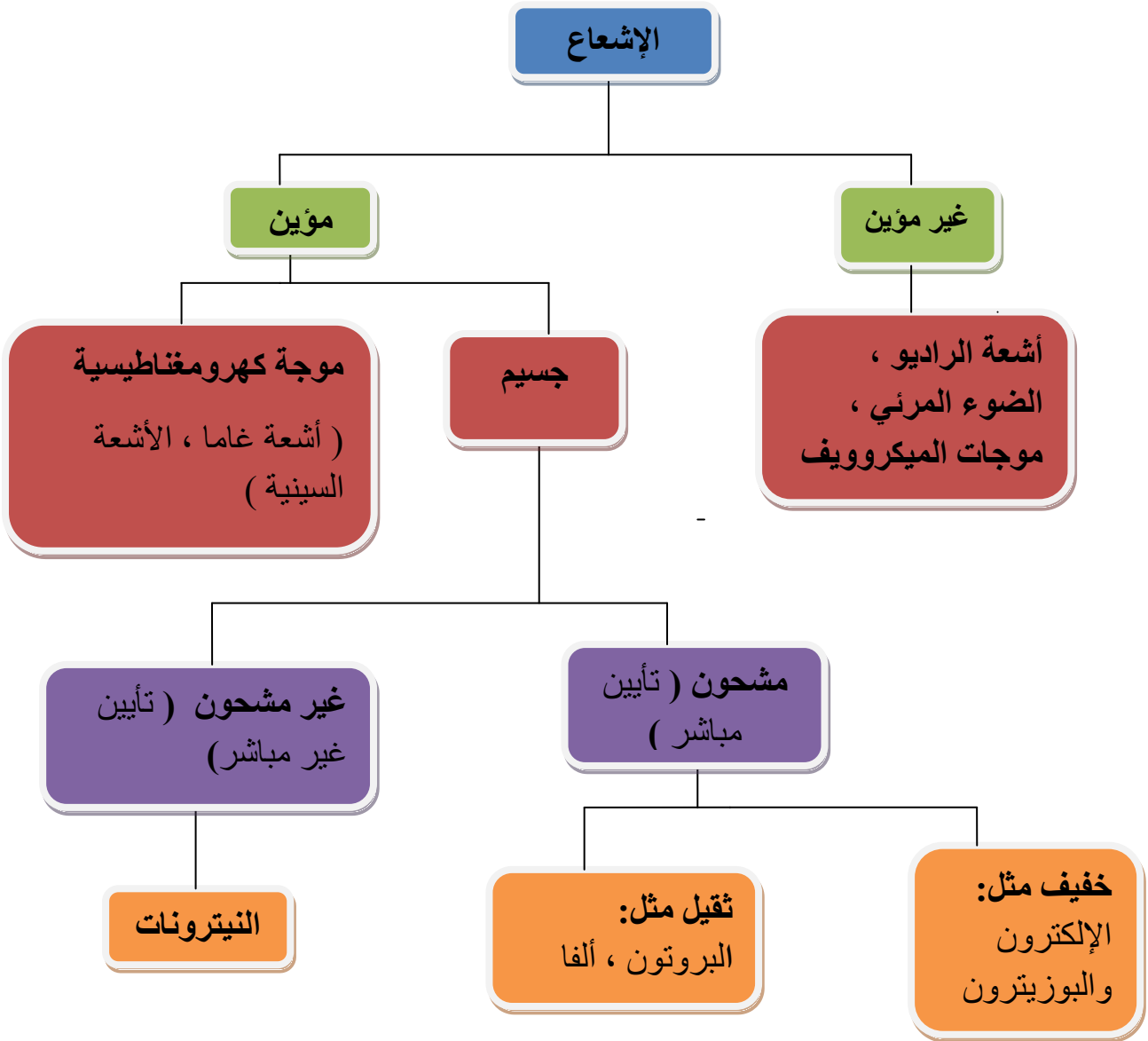
- الأشعة الكونية الناتجة عن التفاعلات الموجودة في النجوم والأجسام السماوية.
- العناصر الكيميائية المشعة الموجودة في طبقات الأرض مثل : اليورانيوم.
- العناصر المشعة الموجودة طبيعيا في جسم الإنسان بنسب ضئيلة مثل: الكربون 14.

#### 2.2.1. مصادر صناعية

- المفاعلات النووية: تعتمد على قذف عدد محدد من أنوية اليورانيوم أو البلوتونيوم بعدد محدد من النيوترونات في مراكز خاصة بغرض إنتاج طاقة نووية.
- الأجهزة المستخدمة في المجال الطبي: سواء كانت لغرض التشخيص أو العلاج.

### 3.I. تصنيف الأشعة

تصنف الأشعة إلى نوعين : أشعة مؤينة وأشعة غير مؤينة حسب المخطط التالي (1. I).



شكل 1. I : مخطط أنواع الإشعاع [3].

### II. تفاعل الإشعاع مع المادة

يعتمد فهمنا لطبيعة الأشعة على معرفة كيفية تفاعل هذه الأشعة مع المادة. وتعتبر هذه المعرفة ضرورية في إنشاء واستخدام الكواشف الإشعاعية وأجهزة القياس في التطبيقات المتنوعة للأشعة في العلوم والطب والصناعة وتنقسم الأشعة إلى أربعة أنواع وهي :  
جسيمات مشحونة ثقيلة مثل : جسيمات ألفا والديوترونات.

جسيمات مشحونة خفيفة وهي الإلكترونات .  
 جسيمات غير مشحونة : النيوترونات .  
 أشعة كهرومغناطيسية مثل : أشعة غاما وأشعة إكس .  
 وجميع هذه الأشعة لها القدرة على إحداث تأين لذرات المادة التي تمر خلالها ولذلك تسمى بالأشعة المؤينة [5].

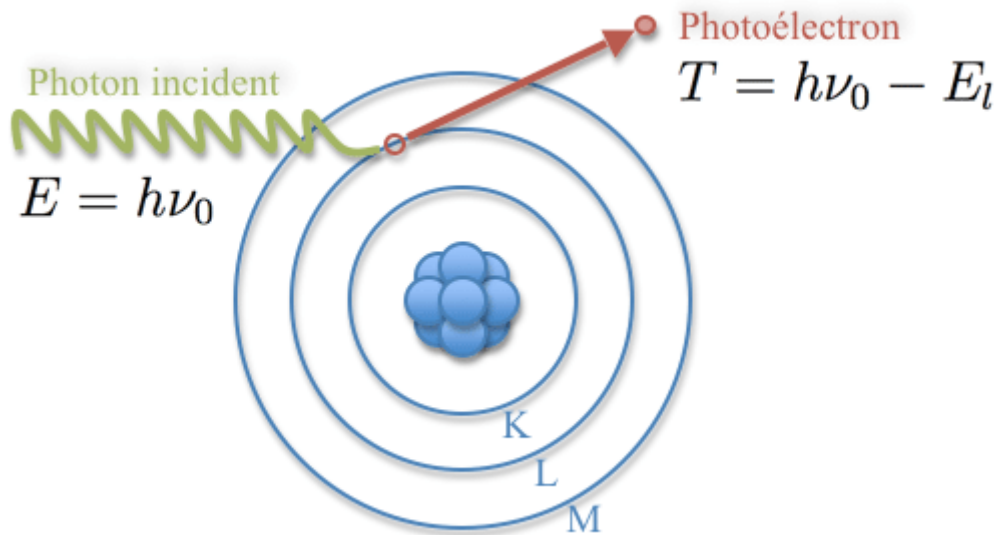
## 1.II. تفاعل الأشعة الكهرومغناطيسية مع المادة

تتفاعل أشعة غاما مع المادة بإحدى الطرق الثلاث الآتية :

### 1.1.II. التأثير الكهروضوئي

هو ظاهرة يتم فيها انتزاع أحد الإلكترونات المدارية المرتبطة بالذرة بواسطة الفوتون الوارد .  
 حيث يتم في هذا التفاعل امتصاص جميع طاقة الفوتون  $h\nu_0$  بواسطة الإلكترون المداري المتفاعل معه ويختفي الفوتون الوارد تماما. تكون الطاقة الحركية للإلكترون  $l$  المتفاعل معه عبارة عن  $h\nu_0 - E_l$  حيث أن :

$E_l$  : هي طاقة ارتباط الإلكترون المحرر وستختفي هذه الطاقة في الوسط الماص عن طريق عمليتي التأين و الإثارة. يمكن حدوث هذا النوع من التفاعلات في المدارات N,M,L,K وبعد طرد الإلكترون من المدار ستكون هناك فجوة في هذا المدار مما يؤدي إلى جعل الذرة في حالة مثارة ،ويمكن ملء هذه الفجوة بالإلكترون من مدار أعلى يصاحبه انطلاق أشعة سينية مميزة والتي تعبر عن تحول طاقة ارتباط الإلكترون إلى الوسط الماص.



شكل 2.I. التأثير الكهروضوئي .



## 2.1.II. تأثير كومبتون

في هذا التفاعل يصطدم الفوتون الوارد مع أحد الإلكترونات الطبقة الخارجية للذرة ، والذي يعتبر إلكترونات حرة ، أي أن طاقة ربط هذا الإلكترون بالذرة صغيرة جدا بالنسبة لطاقة الفوتون الوارد . في هذه الحالة يكون الامتصاص جزئي من قبل الإلكترون الذي ينطلق بزاوية مقدارها  $\phi$  بينما ينحرف مسار الفوتون الوارد بطاقة أقل من طاقة الورد وبزاوية مقدارها  $\theta$ . بتطبيق مبدأ انحفاظ الطاقة نستنتج بأن :  
طاقة الإلكترون المرتد :

$$(1.I) \quad T = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - \cos \theta)}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)}$$

وطاقة الفوتون المنتشتت :

$$(2.I) \quad h\nu = h\nu_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)}$$

حيث :

$h\nu_0$  : طاقة الفوتون الأصلي.

$h\nu$  : طاقة الفوتون المنتشتت.

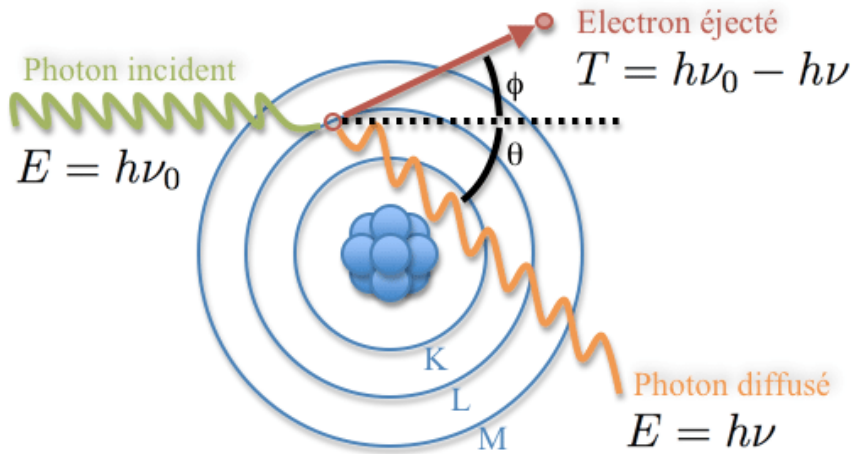
$m_e$  : كتلة الإلكترون .

$c$  : سرعة الضوء في الفراغ.

$$\alpha = \frac{h\nu}{m_e c^2}$$

و  $\phi$  الزاوية التي ينطلق بها الإلكترون حيث:

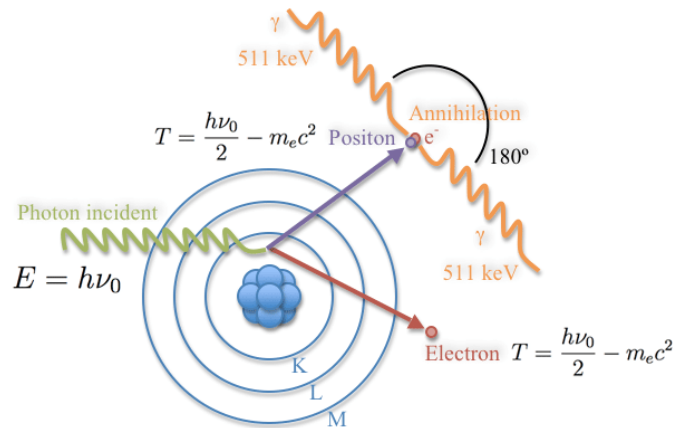
$$(3.I) \quad \cos \phi = (1 + \alpha) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)$$



شكل I.3 : تأثير كومبتون .

### 3.1.II. إنتاج الأزواج

إذا كانت طاقة الفوتون الساقط  $h\nu$  أكبر من  $1,022 \text{ MeV}$  فهناك إمكانية حدوث تفاعل إنتاج الأزواج. في هذه العملية يتفاعل الفوتون الساقط مع المجال الكهرومغناطيسي للنواة فيعطي جميع طاقته في هذه العملية لينتج زوجا من الإلكترون سالب الشحنة (إلكترون) وموجب الشحنة (بوزيترون). وحيث أن طاقة سكون الإلكترون هي  $0,511 \text{ MeV}$  فإن  $1,022 \text{ MeV}$  هي الحد الأدنى لطاقة الفوتون الساقط لإنتاج الأزواج ولذا تسمى هذه الطاقة في هذا التفاعل بطاقة العتبة. وعليه تكون الطاقة الفائضة من طاقة الفوتون الساقط هي طاقة حركية للجسمين المتولدين وتعطى بالعلاقة  $(h\nu - 1,022 \text{ MeV})$  وتتبعث غالبا بالاتجاه الأمامي نسبة إلى الفوتون الساقط.

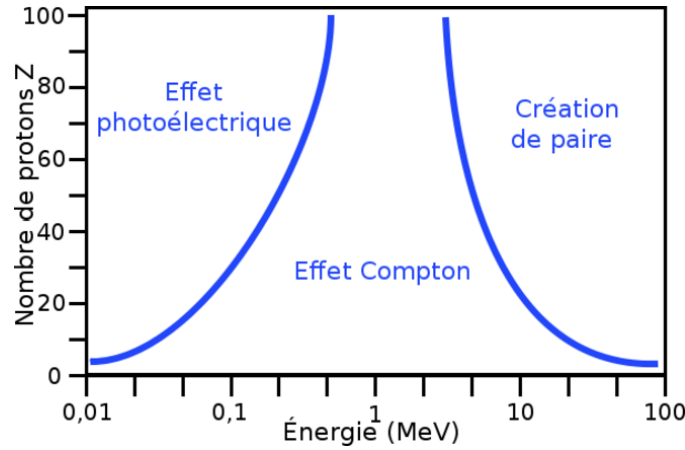


شكل I.4 : إنتاج الأزواج .

### 4.1.II. الأهمية النسبية للتفاعلات الأساسية

بالنسبة للفوتونات التي تعبر وسطا معينا، يمكن أن تحدث جميع التأثيرات ولكن باحتمالية أقل وفقا لطاقة الفوتونات وطبيعة الوسط. من الناحية التخطيطية، من الواضح أن التأثير الكهروضوئي هو الأكثر ترجيحاً للفوتونات منخفضة الطاقة وأن إنشاء الأزواج هو التأثير الرئيسي للفوتونات عالية الطاقة، يحدث

تأثير كومبتون بشكل رئيسي في مجال الطاقة الوسطية. تعتمد الحدود بين مجالات الطاقة هذه على المادة التي يتم اجتيازها [3].



شكل 5.I : الأهمية النسبية للتفاعلات الأساسية .

### 5.1.II. توهين الأشعة الكهرومغناطيسية

عندما يقابل شعاع من الموجات الكهرومغناطيسية سطح جسم فإن جزء منه ينعكس وجزء آخر ينفذ والجزء المتبقي. عند سقوط حزمة متوازية من إشعاعات غاما والأشعة السينية على المادة الممتصة فإنه يحدث تفاعل مع ذرات المادة وفقاً لطاقة الحزمة الواردة امتصاص كلي أو فناء من خلال (التأثير الكهروضوئي أو إنتاج الأزواج) أو امتصاص جزئي (تأثير كومبتون). يكون عدد الفوتونات المتبقية  $dN$  بعد التفاعل متناسباً طردياً مع عدد فوتونات الحزمة الواردة  $N_0$  وتحسب بالعلاقة التالية :

$$(4.I) \quad dN = -\mu N_0 dx$$

حيث  $\mu$  هو ثابت التناسب ويعرف باسم معامل التوهين الخطي أما الإشارة السالبة فتعني تناقص عدد الفوتونات التي تخترق المادة.

عموماً يرمز لشدة الإشعاع بـ  $I$  بدلاً من  $N$  ويفضل كتابة العلاقة السابقة بالشكل :

$$(5.I) \quad dI = -\mu I_0 dx$$

عند مكاملة طرفي المعادلة نحصل على العلاقة التالية :

$$(6.I) \quad I = I_0 e^{-\mu x}$$

### 6.1.II. معامل التوهين الخطي

يمثل احتمالية تفاعل الفوتون مع المادة، ويتغير هذا المعامل حسب طاقة الفوتون والكثافة الذرية لمادة التفاعل فهو عبارة عن حاصل ضرب عدد الذرات الموجودة في  $1\text{cm}^3$  من المادة في المقطع العرضي

الكلية  $\sigma(E)$  عند الطاقة المعينة  $E$ . حيث يعرف المقطع العرضي  $\sigma(E)$  للتفاعل بأنه احتمال حدوث هذا التفاعل إذا سقط جسيم واحد على ذرة واحدة موجودة في مقطع مساحته  $1\text{cm}^2$ ، وبما أن أشعة غاما تتفاعل مع المادة عن طريق الظواهر الثلاث (الفعل الكهروضوئي، تفاعل كومبتون، إنتاج الأزواج) فإن تعريف المقطع العرضي الكلية لها هو عبارة عن مجموع المقاطع العرضية للتأثير الكهروضوئي وتأثير كومبتون وإنتاج الأزواج وعليه فإن :

$$(7.I) \quad \sigma(E) = \sigma_{ph}(E) + \sigma_C(E) + \sigma_{pair}(E)$$

أي أن معامل التوهين الخطي  $\mu$  لمادة معينة عند طاقة معينة  $E$  هو عبارة عن مجموع معاملات التوهين الجزئية لكل من العمليات الثلاثة.

### 7.1.II. معامل التوهين الكتلي

هو معامل التوهين الخطي على الكتلة الحجمية ويكتب بالشكل التالي:  $\frac{\mu}{\rho}$  وحدته هي:  $(\text{cm}^2 \text{g}^{-1})$  إذا كانت المادة مكونة من عناصر ذرية مختلفة فإن معامل التوهين الخطي يصبح كالتالي :

$$(8.I) \quad \frac{\mu}{\rho}(E) = \sum_i w_i \left( \frac{\mu_i}{\rho_i}(E) \right)$$

حيث  $w_i$  تمثل الكسر الكتلي لعنصر  $i$  من الخليط.

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

### 8.1.II. طبقة نصف التوهين CDA

يرمز لها أيضا  $X_{\frac{1}{2}}$  وتعرف على أنها سمك المادة الذي عنده يوهن الإشعاع بالنصف، أي عند هذا السمك ينخفض عدد الفوتونات إلى نصف عددها الابتدائي [4].

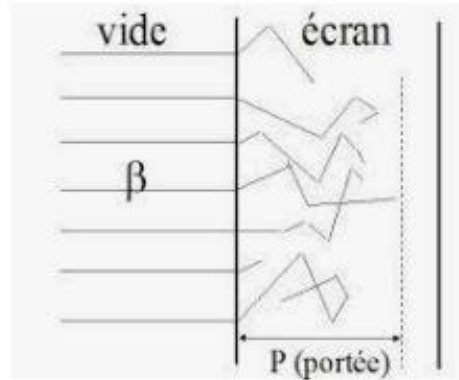
$$\frac{I_0}{2} = I_0 e^{-\mu CDA} \quad \text{وعليه فإن :}$$

$$(9.I) \quad CDA = X_{\frac{1}{2}} = \frac{\ln 2}{\mu}$$

### 2.II. تفاعل الأشعة الجسيمية مع المادة

#### 1.2.II. تفاعل الجسيمات المشحونة الخفيفة مع المادة

الإلكترون جسيمة خفيفة مشحونة سالبة، يتفاعل مع السحابة الإلكترونية ونواة الذرة على حد سواء. حيث تفقد طاقتها على طول مسار تفاعلها وتتباطأ سرعتها حتى تنعدم وهذا ما يفسر تعرج مسارها. يوضح الشكل. 6.I مسار (parcours) و مدى (portée) الإلكترونات في المادة.



Parcours / Portée

شكل. 6.I : مسار الإلكترون في المادة.

تنقسم تفاعلات الإلكترونات مع المادة إلى نوعين من التفاعلات :

أ. تفاعلات مرنة :

- مع السحابة الإلكترونية : يتعرض الإلكترون المتفاعل إلى القوة الشحنية (قوة كولوم) التي تطبقها إلكترونات الذرة عليه فينحرف عن مساره ويتشتت بزوايا معينة مع ضياع ضئيل جدا في الطاقة يكاد يكون معدوم.

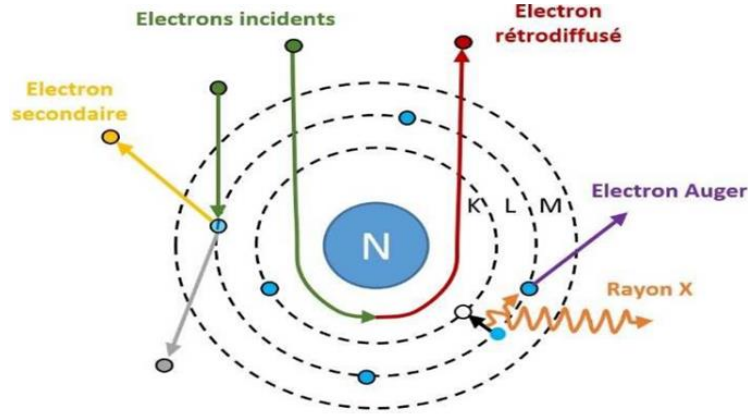
- مع النواة : في هذه الحالة يتشتت الإلكترون بزوايا كبيرة بفعل القوة الكهروستاتيكية للنواة قد يصل هذا التشتت إلى الجهة المعاكسة لانتشاره الأول (تشتت خلفي) ويسمى بتشتت رذرفورد .

ب. تفاعلات غير مرنة :

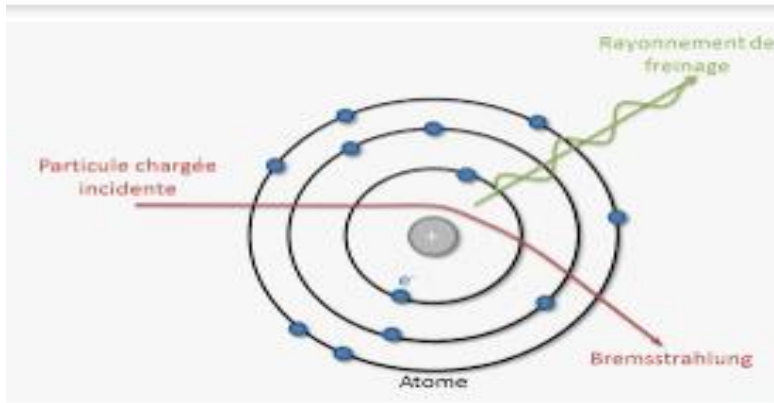
في هذه الحالة يكون هناك ضياع في الطاقة على شكل ظواهر مختلفة هي : الإثارة ، التأين مع السحابة الإلكترونية للذرة ظاهرة الإشعاع الإنكباحي مع النواة.

حيث عند دخول الإلكترون لذرة مادة معينة يحدث تفاعل بينه وبين السحابة الإلكترونية فيتم امتصاص جزء من طاقته من طرف إلكترون الذرة المتفاعلة مما يعمل على إثارتها أو تأينها، حسب قيمة الطاقة الممتصة.

إذا كانت طاقة الإلكترون كافية للوصول إلى مجال النواة فسيؤدي ذلك لحدوث ظاهرة الإشعاع الإنكباحي حيث ينحرف الإلكترون عن مساره مع فقدانه طاقة على شكل فوتونات (الأشعة السينية) مع تباطؤ في سرعته [7].



شكل 7.I : مختلف تفاعلات الإلكترون مع المادة.

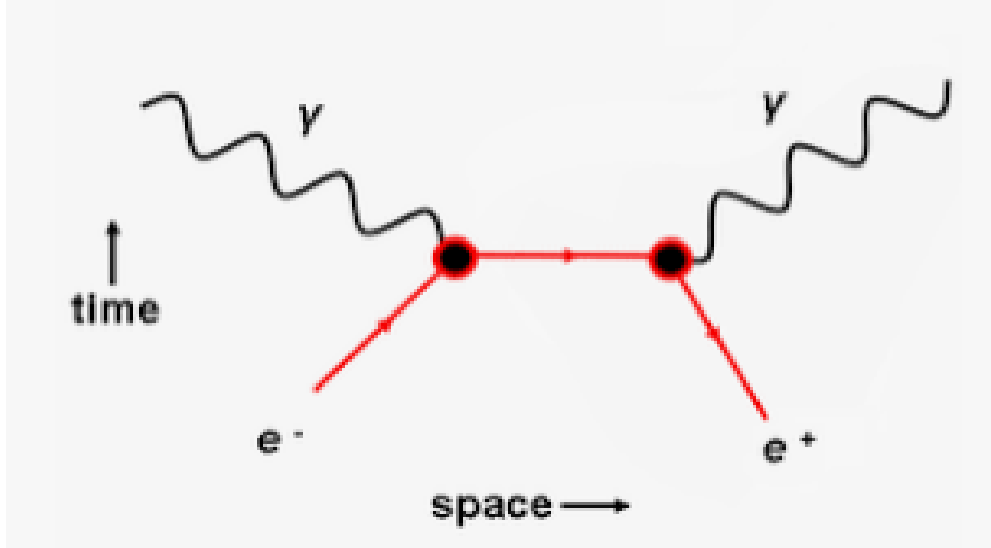


شكل 8.I : ظاهرة الإشعاع الإنكباحي.

## 2.1.2.II. تفاعل البوزيترون مع المادة

يتفاعل البوزيترون مع المادة بنفس طريقة الإلكترون أي أنه قادر على إحداث إثارة أو تأين لإلكترونات الذرة المتفاعلة. غير أنه عندما يفقد طاقته فإنه يوجد احتمال لأسره من قبل أحد الإلكترونات مما يؤدي إلى فنائهما معا وانبعث فوتونين (غاما)، طاقة كل واحد منهما  $0.511\text{MeV}$  ، وتسمى هذه الأشعة بأشعة الفناء [6].





شكل I. 9 : ظاهرة الفناء.

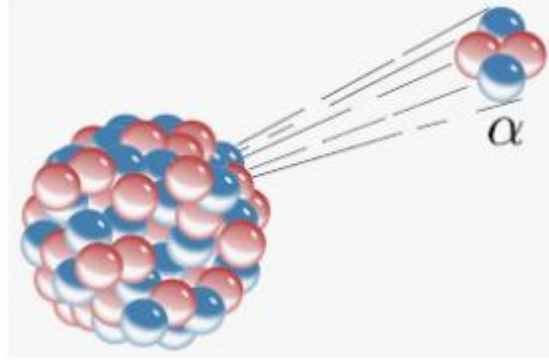
## 2.2.II. تفاعل الجسيمات الثقيلة مع المادة

يقصد بالجسيمات الثقيلة كل من البروتونات ، جسيمات ألفا ، شظايا الانشطار النووي (الهيدروجين، جسيمات ألفا، ...).

### 1.2.2.II. جسيمات ألفا

تعد جسيمات ألفا ضخمة بالمقارنة مع غيرها من الجسيمات، تتميز بقدرتها الكبيرة على التأين عند دخولها إلى الذرة حيث تمارس قوة كهربائية على الإلكترونات ، مما يؤدي إلى انتزاعها تماما من الذرة وتشكل زوج إلكترون - أيون.

أما في حالة طاقة غير كافية للتأين فإنها تعمل على إثارة الإلكترونات إلى مستويات أعلى في الذرة. وبالتالي يمكننا القول أن جسيمات ألفا تتميز عن باقي الأنواع من الجسيمات بقدرتها الكبيرة في التأين مع ضعف قوة اختراقها للمادة [8].



شكل I. 10: جسيمة ألفا.

### 3.II. نقل الطاقة

يحدث نقل الطاقة بعد اصطدام بعيد أو تصادم أمامي ، في الحالة الأولى يكون نقل الطاقة  $Q$  ضعيف نوعا ما ، ويصل إلى أقصى حد له عندما يكون التصادم أماميا حسب العلاقة التالية [26]:

$$(10.I) \quad Q_{\max} = \frac{4mm'}{(m+m')^2} E_c$$

حيث :

$m$  : كتلة الجسيمة

$m'$  : كتلة الهدف

$E_c$  : الطاقة الحركية

#### حالات خاصة

$m = m' \Rightarrow Q_{\max} = E_c$  يعني أن الجسيمة الواردة نقلت كل طاقتها للهدف.

$m' \gg m$  يعني أن الجسيمة الواردة نقلت جزء من طاقتها للهدف.

أي :

$$(11.I) \quad Q_{\max} = \frac{4mE_c}{m'}$$

$m' \ll m$  تحتفظ الجسيمة الواردة بكل طاقتها الحركية تقريبا:

$$(12.I) \quad Q_{\max} = \frac{4m'E_c}{m}$$

## 4.II. متوسط طاقة التأين

كميا : هي متوسط الطاقة التي تفقدها الجسيمة الساقطة على الهدف.  
إحصائيا : يقصد بها الطاقة الضائعة للجسيمة الواردة من أجل إحداث تأين واحد، ثلاث إثارات ، وبعض عمليات النقل الحراري وتكتب بالعلاقة التالية [26] :

$$(13.I) \quad \bar{W} = \frac{E_C}{I_T}$$

حيث :

$\bar{W}$  : تتعلق بطاقة الجسيمة بغض النظر عن نوعها.

$E_C$  : الطاقة الحركية للجسيمة.

$I_T$  : عدد التأينيات التي تحدثها الجسيمة في الوسط.

## 5.II. النقل الخطي للطاقة

وهي كمية الطاقة المنقولة إلى الوسط (الهدف) من طرف الجسيمة الواردة في وحدة طول المسار.

$$(14.I) \quad TEL = \frac{E}{L} (KeV.\mu m^{-1})$$

E : طاقة الجسيمة

L : طول المسار

في حالة جسيمات ذات سرعات منخفضة (غير نسبية) :

$$(15.I) \quad TEL = Kq^2 \cdot \frac{nZ}{v^2}$$

K : ثابت

q : شحنة الجسيمة الواردة.

n : عدد ذرات الهدف في وحدة الحجم.

Z : العدد الذري للهدف.

v : سرعة الجسيمة الواردة.

## 6.II. قوة الإيقاف ومتوسط مسار الجسيمات المشحونة داخل المادة

قوة الإيقاف أو تباطؤ الجسيمة داخل المادة هو مقدار الطاقة الضائعة لكل وحدة طول وتكتب بالعلاقة التالية [26]:

(16.I)

$$S = -\frac{dE}{dx}$$

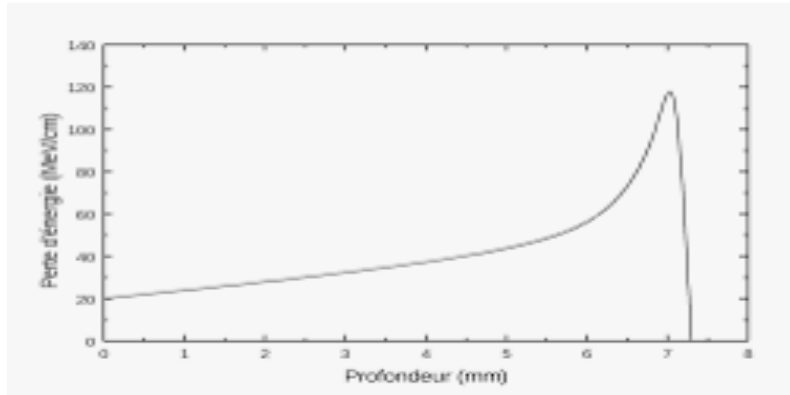
مسار الجسيم المشحون داخل المادة هو المسار الضروري لأن يفقد الجسيم طاقته الحركية تماما. حيث لكل جسيم مسار خاص يختلف عن باقي مسارات الجسيمات الأخرى. ويمكن كتابته بالعلاقة التالية :

(17.I)

$$L = \int_0^{E_c} \frac{1}{TEL} dE = \frac{E_c}{TEL}$$

## II.7. منحني براغ

يمثل منحني براغ تغيرات نقل الطاقة ( $TEL$ ) للجسيمة الواردة على طول عمق المادة (الوسط) ، لا تفقد الجسيمة نفس القدر من الطاقة خلال مسارها في الوسط لكن عند نهاية مسارها نلاحظ خسارة قصوى للطاقة يعبر عنها بقمة براغ :



شكل 11.I: منحني براغ لجسيمة ما داخل المادة .

## II.8. تفاعل الجسيمات غير المشحونة مع المادة

النيترونات جسيمات معتدلة الشحنة تتواجد في نواة الذرة ، ويمكن الحصول عليها من الانشطار أو التفاعلات النووية .

ولكون النيترونات معتدلة الشحنة فإنها لا تتفاعل مع إلكترونات الذرة بل مع نواتها حيث تتميز بأربع أنواع من التفاعلات هي : تصادمات مرنة ، تصادمات غير مرنة ، أسر وامتصاص النيترون ، الانشطار .[8]

### II.8.1. التصادمات المرنة

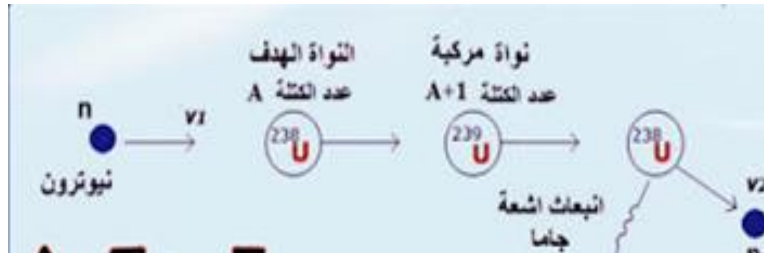
ويحدث للنيوترونات السريعة عندما تدخل نواة الذرة مما يؤدي إلى تشتت النيوترون وفقد جزء من طاقته تنتقل إلى نواة الهدف على شكل طاقة حركية ، وتتحرك بزاوية معينة حسب الطاقة المنتقلة بينما يتشتت النيوترون عن مساره الأصلي بحسب طاقته الضائعة دون ترك أي إثارة في النواة [8].



شكل. I. 12: تشتت النيوترون بعد التصادم.

## 2.8.II. التصادمات غير المرنة

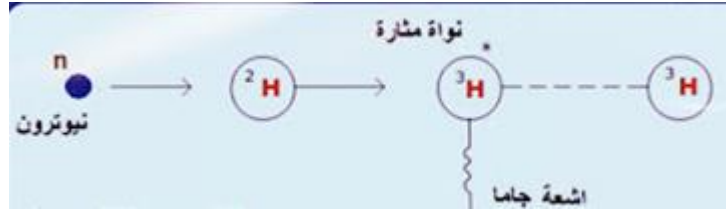
ويحدث للنيوترونات السريعة أو متوسطة الطاقة وفيه يحدث امتصاص جزء من طاقة النيوترون مما يؤدي لإثارة النواة ، سرعان ما تعود للتخلص من إثارتها عبر انبعاث أشعة غاما كما يتشتت النيوترون عن مساره الأصلي بزاوية معينة [8].



شكل. I. 13: مثال عن التصادم غير المرن.

## 3.8.II. أسر النيوترون

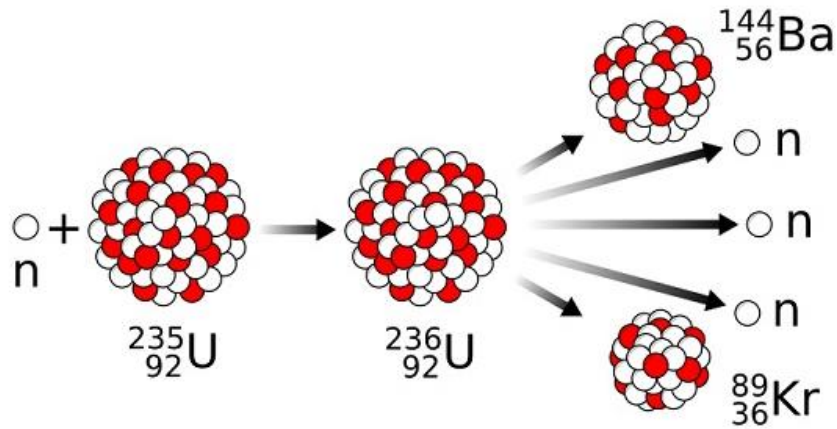
تؤدي التصادمات المرنة و غير المرنة إلى تباطؤ النيوترونات داخل المادة (تصبح نيوترونات حرارية) ، هذه النيوترونات الحرارية يتم امتصاصها أو أسرها داخل النواة وتصبح النواة مثارة. تتخلص من إثارتها عن طريق انبعاث أشعة جاما [8].



شكل. I.14 : مثال لأسر ذرة الهيدروجين للنيوترون.

## 4.8.II. الانشطار

عندما يتفاعل النيوترون مع نواة ثقيلة جدا مثل: نواة اليورانيوم أو البلوتونيوم يمكن أن يؤدي لانشطارها حيث تعطي النواة الأم بنتين جديدتين مع انبعاث نوترونين أو ثلاثة [8].



شكل. I.15 : الانشطار النيوتروني



## II.8.5. تفاعلات النترونات مع المادة

يلخص الجدول 1.I. تفاعلات النترونات مع المادة:

الطاقة	نوع النيترون	التفاعل
0.025 eV-0.5 eV	بطيء أو بارد	الأسر
0.5 eV-1 keV	حرارية	تشتت غير مرن
1 KeV-0.5 MeV	وسطية	تشتت غير مرن
0.5 MeV- 50 MeV	سريعة	تشتت مرن
>50 MeV	نسبية	

جدول 1.I: تفاعلات النترونات مع المادة [8]

### خاتمة

تطرقنا في هذا الفصل إلى أهم مبادئ تفاعل الإشعاع مع المادة والمتمثلة في تفاعل الأشعة الكهرومغناطيسية والأشعة الجسيمية وفصلنا دراسة كل نوع على حدة كما بينا خصائص كل نوع من التفاعل وماهي ميزاته ومقاديره الفيزيائية التي تخص دراسته وذلك من أجل تسهيل عملنا في الفصل الموالي المتمثل في العلاج بالأشعة والذي يعد أساسه الأول هو معرفة مبدأ تفاعل الإشعاع مع المادة الذي هو منطلق لدراسة كيفية توضع الجرعات في المادة البيولوجية.

الفصل الثاني:

العلاج بالأشعة

## مقدمة

يعد السرطان من أخطر أمراض هذا العصر وأكثرها انتشارا ،حيث يعاني منه الملايين حول العالم ويتسبب في وفيات كبيرة كل عام ، إذ تقدر إحصائيات منظمة الصحة العالمية عدد الوفيات المترتبة عنه بنحو عشرة ملايين شخص سنة 2021 كما تم تشخيص أكثر من عشرين مليون حالة إصابة جديدة من نفس السنة ، وهذا ما يجعله أكثر أسباب حالات الوفاة سنويا مما يستدعي زيادة حجم الرعاية الصحية للمصابين ومحاولة إيجاد طرق علاجية ناجعة من أجل التخفيف عن المرضى وإعطائهم دفعة أمل أكبر للعيش .

ويعد العلاج بالأشعة أحد أقدم طرق العلاج وأكثرها فعالية، حيث تستخدم أشعة عالية الطاقة (أشعة السينية ، إلكترونيات) التي تنتجها أجهزة العلاج الإشعاعي أهمها المسرعات الخطية التي تعمل على إنتاج وإصدار هذه الأشعة بطاقات محددة حسب ما تستدعيه حالة المريض. و يسير هذه الأجهزة أخصائيو في العلاج الإشعاعي وكذا أخصائيو الفيزياء الطبية. يساهم العلاج الإشعاعي في استشفاء العديد من المرضى بفضل فعاليته في تدمير المادة الوراثية للخلايا السرطانية ومنع تكاثرها مجددا مع توفير أكبر قدر من الحماية للأنسجة والخلايا المحيطة.

## ما هو السرطان ؟

ميدان الطب الحديث وميدان التداوي بالإشعاع يعرف السرطان على أنه ورم أو تجمع لخلايا خبيثة ناجمة عن خلل وظيفي محتمل في الحمض النووي لخلية ما ، يتسم هذا النوع من الخلايا بالتولد والتكاثر السريع حيث يمكنها أن تغزو أجزاء متفرقة من الجسم وبالتالي قد تنتشر في أعضاء حيوية من الجسم مما يؤدي إلى اختلالها وفقدان توازنها الوظيفي. ويعد هذا السبب الأهم لحالات الوفاة عند المصابين به. لكن معدلات البقاء على قيد الحياة تتحسن لأنواع كثيرة من السرطان بفضل التطور الحاصل في طرق الكشف عنه وتطور أجهزة العلاج الإشعاعي التي تعد قفزة نوعية في ميدان الطب.

## I. تعريف العلاج الإشعاعي

هو تقنية طبية تستخدم الإشعاع المؤين من أجل تدمير الخلايا السرطانية. تهدف إلى توصيل جرعة الإشعاع إلى حجم الورم بأكبر قدر ممكن من الدقة مع تجنب الإضرار بالأنسجة السليمة المحيطة.

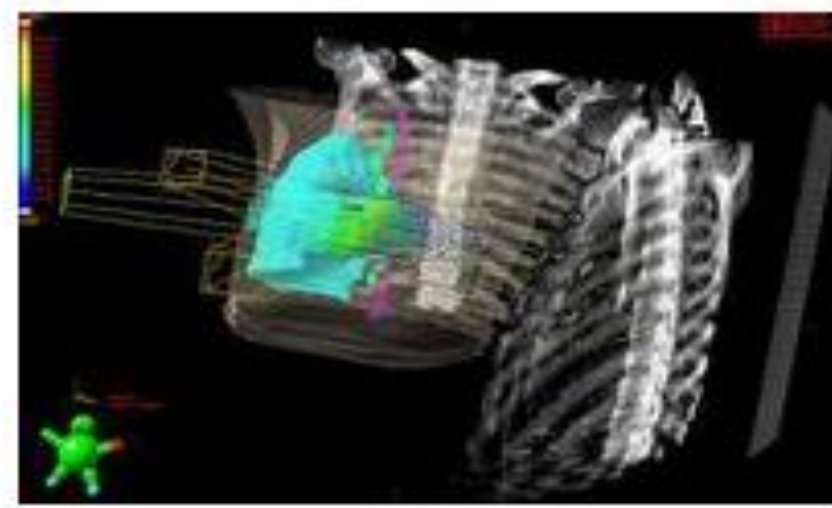
## II . أنواع العلاج الإشعاعي

### 1.II. العلاج الإشعاعي الخارجي

يتم إجراء العلاج الإشعاعي الخارجي باستخدام الأشعة السينية أو أشعة غاما عالية الطاقة المنبعثة من المسرعات الخطية حيث يتلقى المريض عادة العلاج الإشعاعي الخارجي على شكل جلسات من العلاج اليومي على مدى عدة أسابيع ، ويعتمد عدد جلسات العلاج العديد من العوامل منها : الجرعة الإشعاعية الإجمالية التي تعطى للمصاب ومدى انتشار الورم [11].

**1.1.II. العلاج الإشعاعي المطابق ثلاثي الأبعاد (RC3D)**

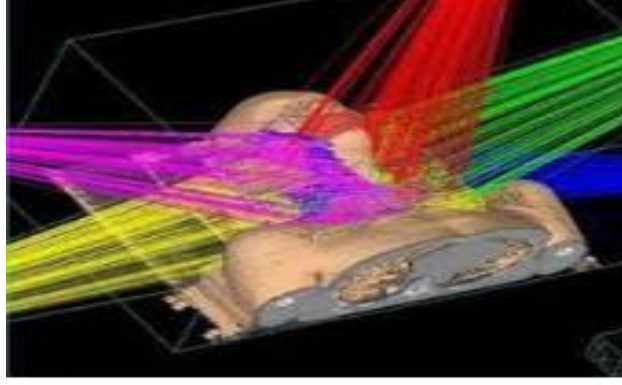
ويعد الأسلوب الإشعاعي الخارجي الأكثر شيوعاً ، حيث تتيح هذه التقنية إمكانية المطابقة بأكثر قدر ممكن للتوافق مع حجم الورم. ويستخدم صور ثلاثية الأبعاد للورم والأعضاء المحيطة به حيث يتم الحصول عليها بواسطة الماسح الضوئي إلى جانب فحوصات التصوير الأخرى (التصوير بالرنين المغناطيسي ، التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني). يتيح هذا البرنامج إمكانية محاكاة شكل حزم الإشعاع وتوزيع الجرعات بشكل افتراضي ثلاثي الأبعاد ، وهذا ما يجعل من الممكن تقديم جرعات فعالة من الإشعاع مع الحد من تعرض الأنسجة السليمة. يستخدم العلاج الإشعاعي المطابق في علاج أورام البروستاتا والصدر والبطن والحوض وبشكل متزايد لعلاج سرطانات الأنف والحنجرة ، الأذن والدماغ.



شكل 1.II: العلاج الإشعاعي المطابق ثلاثي الأبعاد .

**2.1.II. العلاج الإشعاعي المطابق معدل الشدة (RCMI)**

تمكن هذه التقنية من تغيير شكل الحزمة والتحكم في شدة الإشعاع من خلال التحكم في مقدار طاقة التشعيع خلال نفس الجلسة للتكيف بدقة مع الحجم المراد معالجته حتى لو كان به تجاوي أو تقعرات بفضل الميزاء متعدد الشفرات الذي يتحرك ذهاباً وإياباً من أجل استهداف الورم بأفضل جرعة ممكنة.



شكل. II.2: صورة للعلاج الإشعاعي المطابق معدل الشدة.

### II.3.1. العلاج الإشعاعي الموجه بالصورة ( IGRT )

يتم دمج جهاز إشعاعي في مسرع الجسيمات مما يجعل من الممكن التحكم في الموضع الدقيق للمنطقة المراد علاجها.



شكل. II.3: علاج إشعاعي موجه بالصورة.

### II.4.1. العلاج الإشعاعي المعتمد على التنفس (Asservie à la respiration)

قد تتحرك أعضاء المريض بشكل طفيف أثناء جلسة العلاج ويرجع ذلك إلى التنفس، وهي حالة نصادفها في حالة ورم موجود في الرئتين.

من أجل تحسين دقة العلاج تستخدم بعض التقنيات المبتكرة التي تسمح بالتحكم في حزمة الإشعاع حيث تكون طريقة تسليط الإشعاع على العضو على شكل نبضات تتوافق مع حركة العضو أثناء التنفس.



شكل. II.4 : طريقة العلاج عن طريق التنفس.

### II.5.1. العلاج الإشعاعي التلامسي (radiothérapie de contact)

تستخدم هذه التقنية أنابيب الأشعة السينية وتبعث بأشعة منخفضة الطاقة تكون قريبة جدا من الورم. عموما تستخدم هذه الطريقة لعلاج الأورام السطحية.



شكل. II.5: العلاج التلامسي.

### II.6.1. العلاج الإشعاعي التجسيمي (La radiothérapie stéréotaxique)

هو تقنية عالية الدقة تعتمد على استخدام الحزم الدقيقة المتقاربة التي تسمح بإشعاع كميات صغيرة جدا بجرعات عالية ، يتم استخدامه لعلاج بعض أورام الدماغ ، يمكن تنفيذ هذه التقنية إما باستخدام آلة مخصصة (سكين غاما ) أو باستخدام معجل خطي مزود بمخاريط أسطوانية بقطر قابل للتعديل. يشار إليها أيضا باسم الجراحة الإشعاعية.



شكل.6.II : الجراحة الإشعاعية التجسيمية.

### 7.1.II. العلاج المقطعي (La tomothérapie)

هي تقنية تتكون من اقتران ماسح ضوئي ومسرّع جسيمات مصغر يدور حول المريض في لولب بينما يتحرك سطح الإشعاع طولياً. هذا الجهاز قادر أيضاً على تغيير قطر فتحة أثناء التشعيع مما يسمح بتعديل شدة الإشعاع أثناء العلاج.



شكل.7.II: تجهيز العلاج المقطعي (tomothérapie) .

### 8.1.II. السكين الآلية (Cyberknife)

هو نظام جديد للجراحة الإشعاعية يستخدم الروبوتات لعلاج الأورام في جميع أنحاء الجسم وهو يتألف من معجل خطي صغير محمول على إنسان آلي قادر على التحرك في جميع الاتجاهات الممكنة. الحزم التي يصدرها هذا الجهاز صغيرة جداً ولكن يمكن مضاعفتها بشكل غير محدود مع إمكانية تغيير زوايا التصوير. مما يسمح بتركيز جرعة الأشعة مع تجنب الإصابة أو التأثير على الخلايا المحيطة السليمة.

تسمح هذه التقنية بعلاج الأورام ذات الحجم الصغير أو الأورام التي يصعب علاجها بالإشعاع المطابق (العلاج الكلاسيكي).



Le Cyberknife®

شكل. II.8: جهاز السكين الآلية.

## II.2. العلاج الإشعاعي الداخلي (La curiethérapie)

هي أحد أشكال العلاج الإشعاعي (علاج إشعاعي ذو مسافة قريبة من الورم) حيث يتم وضع مصدر إشعاعي مغلق داخل أو بجوار المنطقة التي يراد تشعيها ومعالجتها ، عادة ما تكون الأجهزة المستخدمة في العلاج الكثبي صغيرة جدا عبارة عن حبيبات أو زرات ، ومن أنواع السرطان التي يتم علاجها بهذه التقنية : سرطان عنق الرحم ، سرطان البروستاتا ، الثدي ، سرطان الجلد وأنواع أخرى في مختلف مناطق الجسم.

من سمات المعالجة الكثبية أن الإشعاع يؤثر على منطقة محددة جدا وبالتالي فخطر تعرض الأنسجة السليمة المجاورة للورم يكون ضئيلا جدا ، بالإضافة إلى أن خاصية صغر حجم مصادر الإشعاع تجعل من الممكن تثبيتها على الأورام بشكل سلس مع تجنب الأضرار الناجمة عن التحرك أثناء الجلسات العلاجية .



شكل. II.9 : المعالجة الكثبية.



## II.1.2. إجراء الزرع

عادة ما يكون غرس الجهاز غير مؤلم ، وقد تكون الغرسات مؤقتة أو دائمة بحسب نوع الورم وشكله وكذا نوع الزرعة ( إبر ، كبسولات ، أنابيب ، بذور، أسلاك ، شرائط ...). بغض النظر عن نوع الغرسة المستخدمة يتم وضعها في الجسم بالقرب من الورم أو داخله مما يجعلها آمنة على الأنسجة المجاورة .



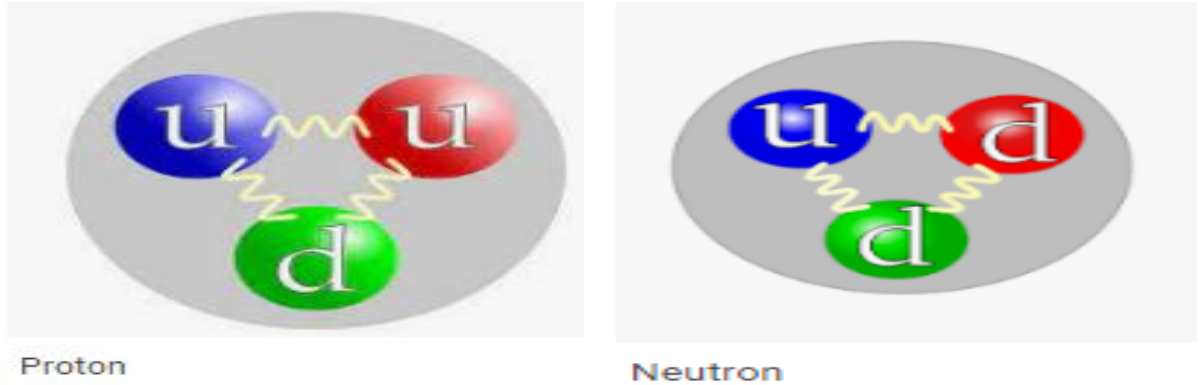
شكل II.10 : صورة لأنابيب وإبر تستخدم في المعالجة الكثبية .

## III.3. العلاج بالهادرونات (L'hadronthérapie)

### III.3.1. تعريف الهادرونات

هي مجموعة جسيمات تخضع لتأثير القوى النووية القوية ، تتكون من كواركات و كواركات مضادة ، ومن بين الهادرونات المعروفة نجد النيوترونات والبروتونات.

### أمثلة عن الهادرونات



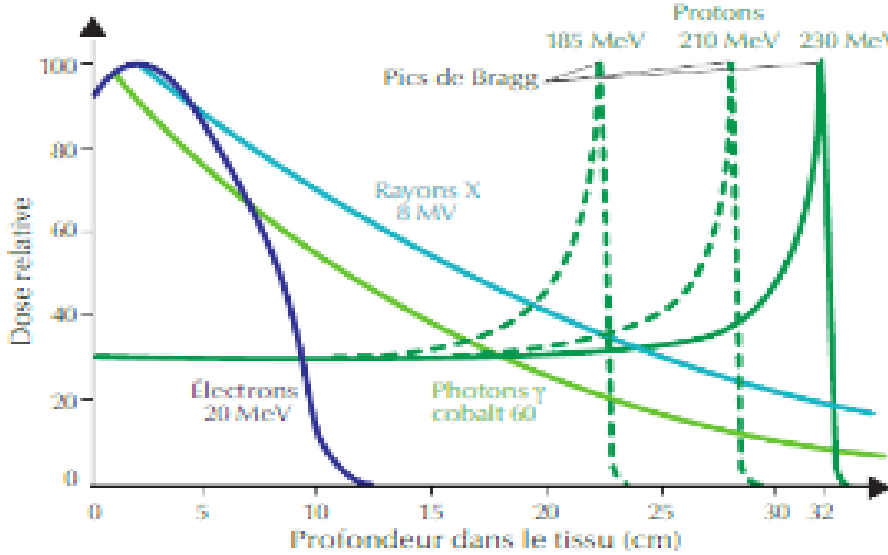
شكل II.11: تركيبة كل من البروتون والنترون (نوعين من الهادرونات).

### III.3.2. تعريف المعالجة بالهادرونات

العلاج الهادروني هو طريقة علاج إشعاعي تستخدم حزم أيونية لعلاج الأورام التي قد تكون قريبة من الأعضاء المعرضة للخطر ، مما يقلل الآثار الجانبية في الأنسجة السليمة. كما أن استخدام الأيونات يجعل من الممكن تحقيق جرعات تأين عالية بما يكفي لعلاج السرطانات الأكثر مقاومة للإشعاع ، هذا العلاج الذي يعتمد على تفاعل الأيونات السريعة مع الأنسجة يستدعي خبرة الفيزيائيين ، فمثلا يستخدم العلاج الكربوني حزما من نوى الكربون التي تنتجها معدات تقنية من النوع السنكروني. تسمح هذه التقنية بالعلاج الفعال للأورام غير القابلة للجراحة والمقاومة للإشعاع ، يجمع هذا الإشعاع بين خاصيتين مميزتين : الدقة الباليستية (دقة القذف) وقدرة تدمير الورم تكون أعلى بمرتين إلى ثلاث مرات من الإشعاعات الأخرى .

### 3.3.III. توزيع الجرعة في مجال العلاج الهادروني

يختلف توزيع الجرعة بالنسبة للهادرونات عن باقي أنواع الإشعاع الأخرى ( الأشعة السينية ، فوتونات غاما ، الإلكترونات ) حيث تتميز الهادرونات ومنها البروتون بقدرة اختراق أكثر تقدما حيث تودع جرعتها الكلية في نهاية المسار ( قمة براغ ). ويتيح توضع الطاقة في أبعد نقطة في المسار حماية الأنسجة السليمة المجاورة للورم (شكل. 12.II).



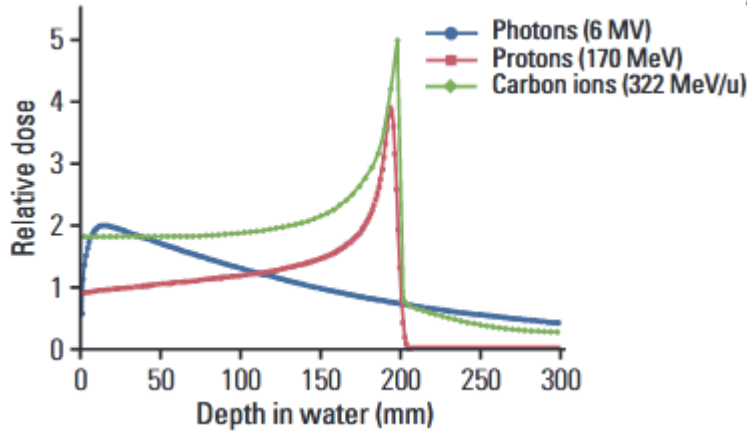
شكل.12.II: الجرعة في العمق لمختلف أنواع الإشعاع [23].

### 4.3.III. أنواع العلاج الهادروني

#### 1.4.3.III. المعالجة الهادرونية بواسطة أيونات الكربون

تم طرحها كفكرة للعلاج الإشعاعي في أربعينيات القرن الماضي وأنشئت أول مراكزها في اليابان وألمانيا قبل بضع سنوات قليلة فقط ، ويرجع الاهتمام المتزايد بهذا النوع من العلاج كونه يمتاز بخاصيتين أساسيتين هما :

أ. زيادة جرعة أيون الكربون مع زيادة العمق و الامتصاص الكلي للحزمة يكون في الورم. أما بالنسبة للأنسجة المحيطة السليمة فتستقبل كمية ضئيلة من الجرعة (أقل كمية ممكنة لجرعة الإشعاع).  
يوضح الشكل. 13.II طريقة تموضع الجرعة داخل النسيج الحي لكل من الإلكترونات والفوتونات وأيونات الكربون أو البروتونات حيث نلاحظ أن جرعة أيون الكربون تكون ضعيفة على طول المسار ثم تودعها بشكل كبير على عمق محدد ( قمة براغ ) وتنخفض مباشرة بعد ذلك ، عكس الفوتونات والإلكترونات التي توضع جرعتها في بداية المسار وتتناقص بطريقة بطيئة نوعا ما.  
ب. الفعالية البيولوجية الإشعاعية السامة للخلايا أعلى بكثير من تلك الخاصة بالفوتونات والبروتونات مما يسمح بتدمير الأورام التي تعتبر مقاومة للإشعاع (تأثير بيولوجي أعلى نسبيا) .



شكل.13.II: الجرعة في العمق لكل من البروتونات , ايونات الكربون والفوتونات [24].

### III.2.4.3. المعالجة بالبروتونات

تستخدم هذه المعالجة البروتونات بدلا من الأشعة التقليدية (إلكترونات ، فوتونات ) بفضل الخصائص الفيزيائية للبروتونات ، حيث تكون جرعة النشاط الإشعاعي محدودة في المناطق القريبة أو المجاورة للورم وأعظمية في الورم نفسه ومعدومة تماما في باقي مناطق الجسم.  
تتطلب هذه التقنية معدات ثقيلة بشكل خاص ، حاليا تستخدم هذه التقنية لعلاج بعض أورام الأطفال وأورام قاعدة الجمجمة ومن محاسنها أنها تسمح بإجراء علاج إشعاعي معتمد على التنفس والذي يأخذ بعين الاعتبار حركات التنفس التي تحرك الهدف (الورم) وبعض الأعضاء المعرضة للخطر.

### III.3.4.3. العلاج الهادروني بواسطة جسيمة ألفا

#### أ. خصائص جسيمات ألفا

تتميز جسيمة ألفا بمسار خطي تكون فيه قمة براغ في نهاية المسار أي أنها تمنح طاقتها القصوى في أعماق نقطة تصل إليها. من ناحية أخرى فهي تبعث مقدارا كبيرا من الطاقة وبالتالي قدرة كبيرة على تدمير الخلايا السرطانية في أقصى نقطة تصل إليها بمعنى آخر أنها لا تولد أي ضرر على الأنسجة التي تلي الورم أو تسبقه.

### ب. العلاج بجسيمات ألفا

إن قدرة الجسيمات ألفا على تدمير الخلايا السرطانية بالمقارنة مع باقي أنواع الإشعاع تعد الأفضل فمثلا من أجل تدمير نواة خلية نحتاج ثلاث جسيمات ألفا بالمقابل نحن نحتاج من 1000 إلى 5000 جسيمة من نوع بيتا لها نفس طاقة جسيمات ألفا كما تمتاز جسيمات ألفا بسميتها للخلايا أي أنها لها نفس الفعالية فيما يتعلق بالخلايا المقاومة للإشعاع حتى لو كان هناك نقص في الأكسجين الذي يزيد من قدرة الخلايا السرطانية على مقاومة الإشعاع [9].

### 4.III. الجرعات الإشعاعية

من أجل تحديد قيمة الطاقة المودعة داخل المادة من قبل الأشعة المؤينة (أشعة جاما، الأشعة السينية)، تم وضع مقادير فيزيائية مختلفة تقوم بقياس الطاقة الممتصة داخل المادة خاصة المادة الحية عن طريق أجهزة قياس خاصة تسمى مقاييس الجرعات بهدف حماية الأشخاص من الإشعاعات.

### 1.4.III. التعرض

ويرمز له ب X والذي يعبر عن مقدار التآين الناتج عن تفاعل الفوتونات في الهواء ويعرف على أنه مجموع الشحنات الكهربائية سواء كانت موجبة أو سالبة والتي يتم إنتاجها في الهواء الجاف في حجم كتلة [4].  
حيث:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1..II)$$

وحدته هي الروتجن حيث:

$$R = 2,58 \times 10^{-4} CKg^{-1}$$

$$1CKg^{-1} = 3876 R$$

### 2.4.III. معدل التعرض

وهو كمية التعرض في وحدة الزمن [4]:

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (2.II)$$

### 3.4.III. الجرعة الممتصة

وهي متوسط الطاقة المودعة (المتصة) لإشعاع مؤين في كتلة من المادة المتفاعلة. وتعطى بالعلاقة التالية [4] :

$$D_{ab} = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad (3.II)$$

حيث تتعلق هذه الجرعة بطاقة الإشعاع، طبيعة المادة، وكذا طبيعة الإشعاع.

تقاس الجرعة في النظام الدولي بوحدة الغراي (Gy) حيث :

$$1Gy = 1Jkg^{-1}$$

تقاس أيضا بوحدة Rad : وهي وحدة قديمة لقياس الجرعة تستعمل في بعض الأجهزة الخاصة بالإشعاع

$$1Rad = 10^{-2} Gy \text{ حيث:}$$

### 4.4.III معدل الجرعة الممتصة

يعبر عن الجرعة الممتصة خلال فترة زمنية dt ووحدته هي :  $Gys^{-1}$

$$(4.II) \quad \dot{D} = \frac{dD_{ab}}{dt}$$

### 5.4.III الجرعة المكافئة

نتيح الجرعة المكافئة معرفة التأثيرات البيولوجية التي يحدثها الإشعاع المؤين على نفس النسيج أو العضو وتحسب من بالعلاقة التالية [4] :

$$(5.II) \quad H_{T.R} = W_R \times D_{ab}(Sv)$$

$D_{ab}$  : الجرعة الممتصة

$W_R$  : معامل الترجيح (الاتزان) الإشعاعي ويعبر عن الفعالية البيولوجية لنوع محدد من الإشعاع

تقاس الجرعة المكافئة بوحدة سيفرت Sv :

في حالة كان النسيج يتعرض لأنواع مختلفة من الإشعاع :

$$(6.II) \quad H_{T.R} = \sum_R W_R \times D_{ab}$$

### 6.4.III الجرعة الفعالة

وتعبر عن الجرعة الممتصة بشكل متجانس لكل أنحاء الجسم ومن طرف نوع واحد من الإشعاع، حيث

تسمح لنا بمعرفة حساسية كل عضو في الجسم اتجاه نوع واحد من الأشعة [4] :

$$(7.II) \quad D_{eff} = \sum_T (W_T \times H_{T.R})$$

$H_{T.R}$  : الجرعة المكافئة للعضو T

$W_T$  : معامل الترجيح النسيجي

### 7.4.III الكيرما

هي مجموع الطاقات الحركية للجسيمات المشحونة الناتجة عن تفاعل جسيمات غير مشحونة مع المادة  
تعبر الكيرما عن كمية نقل الطاقة للجسيمات غير المشحونة وتكتب بالعلاقة التالية :

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

### 8.4.III معدل الكيرما

إذا تم حساب الكيرما خلال وحدة من الزمن فنسميه معدل الكيرما , وحدته Gy/s ونكتبه بالشكل التالي  
: [3]

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

## IV. مسرعات الجسيمات

هي عبارة عن أجهزة تستخدم لإنتاج حزم من الجسيمات المشحونة وتوجيهها لتصطدم بأهداف محددة.  
تمكن هذه الوسائل الباحثين من دراسة البنية الدقيقة للذرات والأنوية ، ومعرفة قوى التماسك بين أجزائها  
كما تمكنهم من توليد جسيمات أخرى جديدة. تستخدم عادة للأغراض الطبية والصناعية وبصورة خاصة  
إنتاج النظائر المشعة. تتواجد معظم هذه المسرعات في الولايات المتحدة، أوروبا، روسيا .

### 1.IV أنواع المسرعات

تصنف المسرعات حسب نوع المسار الذي تتبعه الجسيمات المعجلة، وهناك نوعان رئيسيان من  
المسرعات هما : المسرعات الدائرية ، والمسرعات الخطية.

#### 1.1.IV المسرعات الدائرية

تسرع الجسيمات ضمن صندوق معدني مجوف مؤلف من قطعتين تأخذ كل منهما شكل الحرف D يطبق  
عليها جهد كهربائي متناوب ذو تواتر عال ، بحيث يكتسب الجسيم في كل مرة يجتاز الفجوة دفعة إضافية  
تزيد من سرعته بحيث تنعكس قطبية الجهد الكهربائي في اللحظة المناسبة لضمان تسريع الجسيم. وتكمن  
سهولة تصميم السكلترون في أن الزمن اللازم للجسيم لرسم دورة كاملة في الحقل المغناطيسي يبقى نفسه  
على الرغم من ازدياد نصف قطر المسار الذي يرسمه بسبب ازدياد السرعة وهذا ما يجعل تغير الحقل  
الكهربائي المتناوب منسجما مع حركة الجسيمات المسرعة التي ترسم مساراً حلزونياً يبدأ من مركز  
السكلترون وحتى محيطه .

#### 2.1.IV.المسرعات الخطية

تقوم بتسريع الجسيمات في خط مستقيم. تتحرك هذه الجسيمات في أحد أنواع المعجلات الخطية خلال سلسلة أنابيب تسمى أنابيب الإنسيق ، تفصل بينهما فجوات معجلة ، يسرع المجال الكهربائي الجسيمات عند مرورها خلال تلك الفجوات. وتمكن أنابيب الإنسيق من انسياب الجسيمات من فجوة لأخرى دون تناقص في السرعة. وهناك نوع آخر من المعجلات الخطية يسرع الجسيمات خلال أنبوب واحد طويل بواسطة كهرومغناطيسية تتحرك مع الجسيمات. تنقل هذه الموجة الجسيمات إلى طاقات أعلى بانتظام خلال انتقالها من بداية الأنبوب وحتى نهايته.

ولمسرعات الجسيمات الخطية العديد من التطبيقات : فهي تولد أشعة سينية وإلكترونات عالية الطاقة للأغراض الطبية في العلاج الإشعاعي ، وتعمل كحاقن للجسيمات في مسرعات الطاقة الأعلى ، وتستخدم مباشرة لتحقيق أعلى طاقة حركية للجزيئات الضوئية (الإلكترونات و البوزيترونات ) من أجل فيزياء الجسيمات .

#### V. الآثار الجانبية للإشعاع على جسم الإنسان

يعتمد نوع الضرر الذي يلحقه الإشعاع بأنسجة وأعضاء جسم الإنسان على مقدار الجرعة الإشعاعية التي يتعرض لها (الجرعة الممتصة) والتي تقاس بوحدة "الغراي" ويعتمد نوع الضرر الذي يحدث أن ينتج عن الجرعة الممتصة على نوع الإشعاع وعلى درجة حساسية الأنسجة أو على الأعضاء المختلفة والسيبرت (Sv) هي وحدة لقياس جرعة الإشعاع الموزونة والتي تعرف أيضا بالجرعة المؤثرة ، وهي وسيلة لقياس الإشعاع المؤين من حيث مستوى الضرر الذي يلحقه بمن يتعرض له. ويأخذ السيبرت في الحسبان نوع الإشعاع ودرجة حساسية الأنسجة والأعضاء ، ونظرا إلى أهمية قياس الإشعاع (الجرعة) يكون من المفيد في أغلب الأحيان قياس معدل تعرض الشخص لهذه الجرعة (معدل الجرعة) مثل الميكرو سيبرت /الساعة أو الملي سيبرت/السنة.

ففي حال تم استخدام جرعات عالية من العلاج الإشعاعي من أجل تدمير الخلايا السرطانية ، عندها هذه الجرعة الزائدة قد تؤثر سلبا على الأنسجة والخلايا السليمة القريبة من المنطقة الخاضعة للعلاج مما يسبب إحداث بعض التلف فيها.

ويزداد احتمال أن تنجح الخلايا التالفة في إصلاح نفسها في حالة انخفاض الجرعة التي يتلقاها الإنسان أو تعرضه لها على مدى فترة زمنية طويلة (انخفاض معدل الجرعة) ، ولكن هناك احتمال أن تحدث آثار طويلة الأجل أيضا إذا كانت هناك أخطاء في عملية إصلاح الخلايا التالفة ، فتنحدر تلك الخلايا إلى خلايا مشعة لاتزال قادرة على الانقسام ، وقد يؤدي هذا التحول إلى إصابة الإنسان بالسرطان بعد مرور سنوات وليس بالضرورة أن تحدث هذه التأثيرات ، على الرغم من أن احتمال حدوثها يتناسب طرديا مع الجرعة الإشعاعية .

#### VI. الحماية من الإشعاع

تعرف الحماية من الإشعاع أو الحماية الإشعاعية من قبل الوكالة الدولية للطاقة الذرية بأنها "حماية الناس من الآثار الضارة للتعرض للإشعاع المؤين ووسائل تحقيق ذلك " ويمكن أن يكون التعرض من مصدر

إشعاعي خارجي لجسم الإنسان أو بسبب الإشعاع الداخلي الناجم عن ابتلاع أو استنشاق التلوث الإشعاعي.

من أهم المبادئ الأساسية للحماية من الإشعاع تجنب الجرعة أو تقليلها باستخدام تدابير الحماية المتمثلة في تقليل مدة التعرض للإشعاع ، احترام مسافة الأمان من مصدر الإشعاع ، استخدام الواقي المناسب الدرع أو الحاجز التي تحجب الإشعاع عن طريق امتصاصه ، ومن أهم المواد المستخدمة لحجب الأشعة الرصاص.

### خاتمة

تعرفنا في هذا الفصل على أنواع العلاج الإشعاعي المستخدمة في علاج الأورام السرطانية ، ومختلف التقنيات الحديثة في هذا المجال كما تطرقنا إلى بعض المقادير الفيزيائية التي تصف توزع الإشعاع في جسم المريض المتمثلة في الجرعات الإشعاعية وكيفية تموضعها حسب كل نوع من الإشعاعات المستخدمة (منحنى براغ) ، كما قمنا بعرض مجموعة من التجهيزات التي تقوم بإنتاج الأشعة وبعض الآثار الجانبية الناجمة عن التعرض له ومبدأ الحماية منه.



## الفصل الثالث:

محاكاة مونت كارلو

## مقدمة

تعد طريقة مونت كارلو أداة فعالة في وصف كميات الجرعات في مجال العلاج بالأشعة ، يعود تاريخ هذه الطريقة إلى ألعاب الكازينو بمدينة موناكو الواقعة في جنوب القارة الأوروبية على الساحل الجنوب الشرقي المحاذي لفرنسا. تعتمد محاكاة مونت كارلو على استخدام الأرقام العشوائية وتوزيع الاحتمالات لحل المشاكل الرياضية بطريقة عددية [12]. استعملت أول مرة في فترة الحرب العالمية الثانية خلال مشروع "منهاتن 1942" الرامي إلى تطوير الأسلحة النووية ، حيث تم استعمالها وبنجاح لمحاكاة نقل النيوترونات في المواد القابلة للانشطار التي تدخل في صناعة القنابل النووية ، ليتم إدراج الطريقة فيما بعد في مجالات أخرى وإدخال تحسينات عليها لتشمل تطبيقات واسعة في ميدان العلوم والرياضيات والفيزياء. وصنفها عالم الفيزياء الأمريكي "نيكولاس ماثروبوليس" على أنها مقارنة إحصائية ناجعة في دراسة المعادلات التكاملية - التفاضلية. كما تعد تقنية رائدة في حل المشاكل والمسائل المتعلقة بالعديد من المتغيرات المستقلة التي تتطلب زمنا طويلا للحساب وقدرة حوسبة عالية على الكمبيوتر [13].

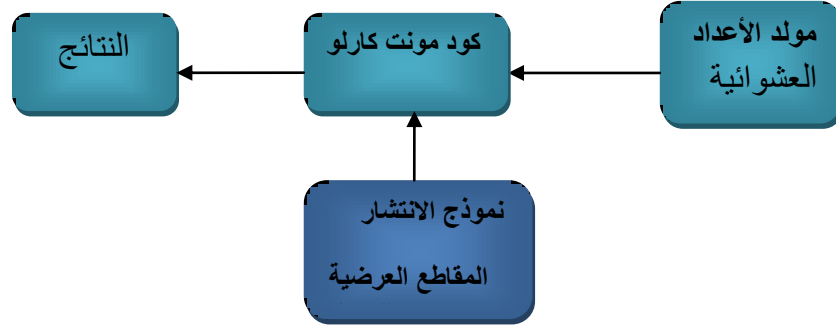
أما في ميدان الفيزياء الطبية فقد أصبح من الممكن محاكاة نقل حزم الإلكترونات والفوتونات عبر المسرعات الخطية وحساب الجرعات الإشعاعية في أوساط مشابهة لتركيبية الوسط البشري مما يسهل من عملية إجراء العلاج الإشعاعي للكثير من مرضى السرطان وبأقل أضرار ممكنة.

سنقوم في هذا الفصل باستعراض مبدأ عمل محاكاة مونت كارلو ، طرقها الإحصائية ، فعاليتها ، عملية نقل الفوتونات والإلكترونات ، الكودات التي تستخدمها وبعض لغات البرمجة التي تعتمد عليها.

## I. مبدأ محاكاة مونت كارلو

تعتمد طريقة مونت كارلو على تحديد قيمة عددية باستخدام أرقام عشوائية ، حيث نعتبر الحادثة الحقيقية عملية عشوائية ترتبط بكثافة احتمال حدوثها. يتيح تكرار العملية العشوائية عدة مرات إمكانية استخراج البيانات الرقمية وأخذها على شكل متوسط تجريبي المعروف أيضا باسم متوسط العينة. بالنسبة لنقل الجسيمات تقوم طريقة مونت كارلو على توليد عدد كبير من الجسيمات ومتابعة سلوكها أثناء اختراقها للمادة، يميل كل جسيم إلى التفاعل مع الوسط وفقا لأنواع تفاعل إشعاع - مادة ممكن ، يتم تعريف هذه التفاعلات في محاكاة مونت كارلو على أنها كثافة احتمال لمتغير عشوائي ، كل دالة احتمال يتم تحديدها بمقاطع عرضية تفاضلية للتفاعل يمكن الحصول عليها تجريبيا في مختبرات الفيزياء النووية [14].

تسمح دالة كثافة الاحتمال من تحديد نوع التفاعل، مسار الجسيم، الطاقة المفقودة، وبقية الخصائص الأخرى المتعلقة بالجسم المدروس.



شكل 1.III: مخطط يوضح محاكاة مونت كارلو

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

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

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

## II. توليد الأعداد العشوائية

توليد الأعداد العشوائية هو أساس أي محاكاة مونت كارلو ، حيث تعد الخطوة الأهم في المحاكاة وتعتمد فعاليتها على الصيغ غير المرتبة (العشوائية) للأعداد فهي لا يجب أن تأخذ شكلا منظما أو طريقة محددة في التكرار كي لا يكون التنبؤ بها ممكنا بل خاضعا للعشوائية.

يتم توليد الأعداد العشوائية بواسطة خوارزميات رياضية مختلفة، وبالتالي يمكن القول أنها شبه عشوائية وليست عشوائية تماما، لأن تولدها يعتمد على المعادلات الرياضية. غالبا ما تستخدم طريقة المطابقة الخطية ل"لايمر" في توليد الأعداد العشوائية لمحاكاة مونت كارلو وهي عبارة عن متتالية دورية معرفة بالصيغة التالية :

$$(2.III) \quad x_i = ax_{i-1} + b \pmod{m}, \quad i > 1,$$

حيث  $x_i$  هو باقي قسمة  $ax_{i-1} + b$  على  $m$  ، أقل من  $m$

لتجنب تكرار الأرقام في التسلسل العددي الذي تم توليده يجب أن يكون لدينا مجال زمني محدد للتسلسل.

نختار:  $c = 0$  و نضع  $m = 2^k$  من أجل أعداد تنتمي إلى المجال  $[0,1]$ .

بقسمة الأعداد  $x_i$  على  $m$  نحصل على تسلسل أعداد ينتمي إلى المجال  $[0,1]$  :

(3.III)

$$r_i = \frac{x_i}{m} = \frac{a}{2k} x_{i-1}$$

$r_i$  : أعداد عشوائية معرفة على المجال  $[0,1]$

$x_0$  : القيمة الابتدائية المختارة لتحديد متتالية الأعداد العشوائية.

### III. طرق أخذ العينات

وفقا لطريقة عملية ماركوف [15] ، ينقسم المسار الإجمالي للجسيم في المادة إلى مجموعة من التفاعلات ، الانحرافات ، الطاقة المودعة. تحاكي طريقة مونت كارلو مسار عدد كبير من الجسيمات التي تم تعريفها مسبقا على أنها جسيمات أولية ، وتوجد عدة طرق لأخذ العينات منها : الطريقة المباشرة ، طريقة الرفض ، طريقة المزج أو الخلط وغيرها من الطرق. يتم تطبيقها مباشرة في خوارزميات حساب كود مونت كارلو.

### IV. تاريخ الجسيم

يبدأ مسار الجسيمات من دخولها مجال التتبع إلى غاية نقطة خروجها منه ، أو امتصاصها خلال التفاعل ويولد وجودها جسيمات ثانوية ناجمة عن التفاعل سيتم تتبعها. في محاكاة مونت كارلو يعتبر مسار الجسيمة سلسلة من عمليات الإزاحة المستقيمة ، عندما يمر الجسيم عبر المادة فإنه يخضع لعدة تفاعلات تسمح له بنقل الطاقة في وسط تفاعلي ، يصف الجسيم مسارا في شكل سلسلة من مقاطع ، في كل جزء خطي يغير الجسيم اتجاهه ويفقد الطاقة وينتج جسيمات ثانوية. في محاكاة مونت كارلو من الممكن متابعة سلوك الجسيم الذي يمر عبر المادة من زمن ظهوره وحتى اختفائه.

### V. توليد المسار العشوائي

يبدأ مسار الجسيم من موضع معين ب  $\vec{r}_0$  واتجاه  $\vec{d}_0$  وطاقة معروفة (محددة)  $E_0$  ، يتم تحديد حالة الجسيم من خلال متجه الموقع  $\vec{r}(X,Y,Z)$  ، الطاقة  $E_0$  ، واتجاه ناقل جيب التمام  $\vec{d}_0$ . يتميز كل مسار محاكي بسلسلة من الحالات  $(\vec{r}_n, \vec{d}_n, E_n)$  أثناء عبور المادة خلال حدوث تصادمين. يتبع الجسيم مسارا مستقيما يسمى المسار الحر ، يحتفظ فيه بطاقته واتجاهه.

### VI. حساب التكاملات

توجد عدة طرق عددية من أجل تقريب قيمة التكامل لدالة  $f(x)$  :

(4.III)

$$I = \int_a^b f(x)dx$$

يسمح تربيع العبارة بتقريب قيمة  $I$  :

$$(5.III) \quad I = \sum_{i=1}^n w_i f(x_i)$$

حيث  $x_i$  هي قيمة داخل المجال  $[a, b]$  ،  $w_i$  هو معامل الثقل.

بعد عدة تحويلات يكتب التكامل كالاتي :

$$(6.III) \quad I = \frac{b-a}{n} \sum_{i=1}^n f(x_i)$$

النقاط  $x_i$  موزعة بانتظام في المجال  $[a, b]$ .

في طريقة مونت كارلو النقاط  $x_i$  يتم اختيارها عشوائيا داخل المجال  $[a, b]$

## VII.الارتياح

في محاكاة مونت كارلو كل المقادير التي يتم حسابها تكون مرفقة بالارتياح ، تسمح هذه الأخيرة من التحقق من صحة ودقة المحاكاة وتغيير نتائجها. ويعبر عنها باستخدام الانحراف المعياري ، ويصنف الارتياح إلى نوعين : ارتياحات إحصائية و ارتياحات منهجية [4, 16].

يعبر عن الارتياح الكلي ب :

$$(7.III) \quad \sigma = \sqrt{(\sigma^2_A + \sigma^2_B)}$$

### VII.1.الارتياح الإحصائي

الارتياحات من هذا النوع تكون ناجمة عن التقلبات العشوائية أثناء الحساب ، في محاكاة مونت كارلو إذا كان  $N$  هو عدد التواريخ (المسارات) فإنه من أجل تحديد القيمة المتوسطة للارتياح حيث إذا كان  $q_k$  هو قيمة محددة ل  $q^{éme}$  مسار فإن القيمة المتوسطة للمقدار  $Q$  تعطى ب :

$$(8.III) \quad \bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i$$

حيث  $N$  هو عدد التواريخ التي تمت محاكاتها

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

وبالتالي يمكن كتابة عبارة الارتياح الإحصائي كالتالي:

$$(9.III) \quad \sigma_{\bar{Q}} = \sqrt{\left[ \frac{1}{N} \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i^2 - \bar{Q}^2 \right] \right]}$$

في توزيع غوسيان احتمال وجود القيمة المحسوبة داخل مجال اليقين :

$$99,7\% \text{ هي } \left[ \bar{Q} - 3\sigma_{\bar{Q}}, \bar{Q} + 3\sigma_{\bar{Q}} \right]$$

## VII.2. الارتياح المنهجي

حتى لو كان الارتياح الاحصائي معدوما فإن عمليات الحساب ستخلق مجالا للخطأ يسمى الارتياح المنهجي ، والذي يرجع إلى الأخطاء الناتجة عن تشغيل المحاكاة سواء كانت من أجهزة القياس أو من أخطاء البرمجة وعدم التماثل بين نماذج المحاكاة والأنظمة الحقيقية ، إضافة إلى الأخطاء الصادرة عن إدخال المتغيرات الجديدة.

## VIII. فعالية محاكاة مونت كارلو

تسمح محاكاة مونت كارلو من تقييم الجودة للمقارنة بين نهجين مختلفين للمحاكاة وهي كمية يمكن تعريفها ب :

$$\varepsilon = \frac{1}{T\sigma^2}$$

حيث  $T$  هو الزمن المتوسط للحساب.

لزيادة فعالية مونت كارلو من الضروري تقليل التباين ووقت المحاكاة.

## IX. تقنية إدخال المتغير

تدرس محاكاة مونت كارلو أنظمة ذات أعداد كبيرة من الجسيمات وبالتالي فهي تتضمن عدد كبير جدا من المتغيرات. في مثل هذه المسائل المعقدة تعطي محاكاة مونت كارلو نتائج مقبولة ، يمكن زيادة درجة دقة هذه النتائج من خلال التقليل من التباين عن طريق التقليل من زمن المحاكاة قدر الإمكان [17].

## X. نقل الجسيمات

تسمح طريقة مونت كارلو بمحاكاة نقل الجسيمات المستعملة في مجال العلاج بالأشعة في أوساط مادية مختلفة ذات أشكال هندسية متعددة.

في المسرعات الخطية يبدأ نقل الجسيمات ابتداء من رأس المسرع (نقطة التشعيع) وحتى مكان المريض على بعد 100 سنتيمتر ، ويشغل الهواء الحيز الفاصل بين منبع الإشعاع والمريض وبالتالي هناك تفاعل مع جزيئات الهواء قبل وصولها للورم لذلك من الضروري تحديد مؤشرات مصدر الإشعاع ، هندسة رأس التشعيع ، والمواد المكونة له. عندما يدخل الجسيم منطقة المحاكاة فإنه يتفاعل حتى يتم امتصاصه أو يغادر المنطقة دون تفاعل وقد يخلق جسيمات ثانوية أخرى.

في العلاج الإشعاعي تسمح محاكاة عدد كبير من المسارات بتقدير كميات الجرعات الممتصة بطرق عشوائية مختلفة لتفاعل الإشعاع مع المادة.

## 1.X. نقل الفوتونات

في مخطط المعالجة لكود مونت كارلو نأخذ بعين الاعتبار تفاعل الفوتونات من نوع التأثير الكهروضوئي ، تشتت كومبتون ، تشتت رايلي وإنتاج الأزواج . يتم تتبع تقدم الفوتونات عبر الوسط المادي الذي تتفاعل معه وغالبا ما يكون هذا التقدم على شكل مسار مستقيم ، أما بخصوص الظواهر التي يمكن أن تصادف الفوتونات خلال التفاعل فتكون حسب مقدار طاقتها (امتصاص كلي ، امتصاص جزئي ، إنتاج الأزواج) مع تغيير المسار.

## 2.X. نقل الإلكترونات

بالمقارنة مع الفوتونات فإن عدد التفاعلات التي يقوم بها الإلكترون تكون كبيرة أثناء عبوره للمادة مع إمكانية كبيرة لإنتاج جسيمات ثانوية تساهم في التفاعل وبالتالي فإن مسار الإلكترون غالبا ما يكون متعرجا وممتدا داخل الوسط المتفاعل مع ضياع كبير للطاقة.

## XI. كودات مونت كارلو

الفيزياء الطبية أحد التخصصات التي يتم فيها تطبيق طريقة مونت كارلو على نطاق واسع لأنها تجعل من الممكن محاكاة نقل الجسيمات بطريقة مقاربة للواقع. وقد أتاح تطور أجهزة الحاسوب ظهور العديد من لغات البرمجة (كودات) التي ساهمت في تسهيل عمليات المحاكاة والرفع من جودة نتائجها ودقتها. ونذكر من بين هذه الكودات :

### كود (Electron Gamma Shower) EGS

ويستخدم في ميدان الفيزياء الطبية لحساب خصائص قياس الجرعات في العلاج الإشعاعي الخارجي ، تم تطويره في المعهد الوطني للبحوث في كندا وهو يسمح بنقل الإلكترونات والفوتونات والبوزيترونات .

### كود (Monte Carlo Neutron Photon) MCNP

تم تطوير هذا الكود في المختبر الأمريكي "لوس ألاموس" للأغراض العسكرية. استعمل في البداية لمحاكاة نقل النيوترونات والإلكترونات والفوتونات ليتم إدخال التعديلات عليه ويصبح MCNPX الذي يمكنه محاكاة بعض الأيونات الثقيلة ويمكن تطبيقه في الفيزياء الطبية وفي مجالات أخرى [19].

### كود (GEometry ANd Tracking) GEANT

تم تطويره من قبل الفيزيائيين في مركز CERN ويوجد منه نسختين GEANT3 و GEANT4 تم إصدار ثلاث كودات منه مكتوبة بلغة FORTRAN77 ، تسمح إضافة هياكل جديدة إلى الكود بكتابته في البرنامج (C++) [20].

### كود (FLUktuierende KAskade) FLUKA

تمت كتابة هذا الكود بلغة FORTRAN وهو يحاكي نقل الجسيمات في المادة. في البداية كان استخدامه مقتصرًا على تجارب فيزيائية متعلقة بالطاقات العالية وبعد تطوره أصبح هذا الكود مفيدًا في محاكاة العلاج الهادروني [21].

### كود (Heavy Ion Therapy) SHILD-HIT

العلاج الأيوني الثقيل تم تطويره لمحاكاة نقل الأيونات في المادة يستخدم في محاكاة المسائل المتعلقة بالعلاج الهادروني [22].

## 1.XI تعريف الكود PHITS

هو نظام كود لنقل الجسيمات والأيونات الثقيلة ، مكتوب بلغة FORTRAN وهو أداة نقل جزيئات الضوء والجسيمات الهادرونية التي تصل طاقتها إلى 1 تيرا بايت/نوكلين. تم تطوير الكود في إطار التعاون بين المختبرات اليابانية والأوروبية ويمكن تثبيتها على أنظمة Windows ، Mac OS و Linux. يعتمد الكود PHITS على نماذج مختلفة لتفاعل الإشعاع مع المادة وتشمل تطبيقاته تصميم السرعات الخطية، العلاج بالأشعة، الحماية من الإشعاع وبعض تطبيقات الفضاء.



في مجال العلاج بالأشعة يسمح كود PHITS بحساب التدفق الذي يعبر سطح معين، طيف الجسيمات الأولية والثانوية، الطاقة المودعة في مكان محدد من المادة، مسار الجسيمات وعوامل أخرى.

## 2.XI. شكل ملف الإدخال

تتطلب المحاكاة بالكود PHITS كتابة ملف يحتوي على المعلومات اللازمة لبدء تشغيل المحاكاة. يتكون هذا الملف من أقسام تحتوي على المتغيرات أو مؤشرات البيانات المطلوبة للمحاكاة المتمثلة في تحديد خصائص منبع الإشعاع، هندسة الفضاء الافتراضي، طبيعة المادة، نوع الملاحظات التي يتم حسابها أثناء المحاكاة.

يتم تقديم هذه البيانات في ملف الإدخال على شكل مقاطع حيث تكون بنية الإدخال كالتالي:

- [Title]  
إعطاء عنوان
- [Parameters]  
تعريف الوسائط
- [Source]  
تعريف المنبع
- [Material]  
تعريف الوسط المادي
- [surface]  
تعريف الأسطح
- [cell]  
تعريف الخلايا
- [Tally]  
تعريف المقادير المراد حسابها
- [End]

في السطر الأول [Title] نضع اسما لعنوان مشكلة المحاكاة المراد التعامل معها.

في قسم [Parameters] الذي يلي العنوان هناك سلسلة من المؤشرات التي تحتوي على قيم افتراضية يتم اختيارها وفقا لنوع الجسيمة التي سيتم إجراء المحاكاة عليها.

مثال:

```
[Parameters]
icntl = 11# (D=0)
maxcas = 100 # (D= 10) number of particles one batch
maxbch = 10 # (D =10)number of batch
```

emin(12) =1 . 000000000E -01 # (D=1.d9) cut –off energy of electron (Mev)  
emin(13) =1 . 000000000 E-01 #(D=1.d9) cut –off energy of positron(Mev)

في السطر الأول لدينا الأمر icntl الذي يأخذ قيمة صحيحة موجبة يحددها المستخدم. هنا تشير القيمة 11 إلى المحاكاة التي تسمح لنا بعرض الهندسة ثلاثية الأبعاد للنظام المدروس في اتجاهات الدوران الممكنة. لحساب الجرعة يتم تعيين القيمة 0 في الأمر inclt، إذا لم يتم المستخدم بإدخال هذا الأمر، فسيتم تلقائياً تعيين القيمة الصفرية وهي القيمة الافتراضية لهذا الأمر. يعين الأمرين maxcas و maxbch عدد المجموعات النصية المراد محاكاتها، في هذا المثال تم ضبط عدد المسارات على  $1000=10 \times 100$ . تحدد الأوامر emin(12) و emin(13) على التوالي طاقة التوقف للإلكترون والبوزيترون. يتم استخدام الأرقام الموضوعة بين قوسين للتعرف و لتحديد نوع الجسيم ، 12 للإلكترون و 13 للبوزيترون، العلامة # التي تظهر بعد كل سطر لا يأخذها المترجم بعين الاعتبار فهي تعليق يعمل على شرح الدور وإظهار القيم الافتراضية المحددة له.

يستخدم قسم [source] لتحديد خصائص الجسيمات الأولية يتميز هذا القسم بالتعليمات التالية :

```
[source ]
s- type =1      # mono –energetic axial source
proj = electron # kind of incident nucleus
e0= 20 .000    #energy of beam
r0= 0.10000    # radius[cm]
x0= 0.0000     #(D=0.0)center position of x-axis[cm]
y0= 0.0000     #(D=0 .0)center position of y-axis[cm]
z0 = -101.00   #minimum position of z-axis[cm]
z1 = -101.00   # maximum position of z-axis[cm]
dir =1.0000    # z-direction of beam[cosine]
```

تشير التعليمات proj إلى نوع الجسيمات ، هنا proj=1 للإلكترونات ، لدينا مصدر محوري أحادي الطاقة بالنسبة للفوتونات من الضروري أخذ proj=2 ، تحتوي التعليمات e على قيمة طاقة حزمة الإلكترون بينما الكميات  $r_c$  و x و y و  $z_0$  و  $z_1$  هي على التوالي : نصف قطر المصدر، المواقع على طول المحاور x و y و z ، إذا كان  $z_0$  مختلفاً عن  $z_1$  فسيكون للمصدر شكل أسطواني ممدود على طول المحور z ، وأخيراً يمثل dir اتجاه الحزمة .يعد قسم [Material] مفيداً في تحديد نوع المادة لعناصر هندسة نظام المحاكاة. يتم تحديد كل مادة برقم ، كما يتم تضمين تكوين المادة مع الكسور الكتلية.

يتميز قسم [Material] بالتعليمات التالية:

```

• [Material]
MAT[1] # Water
1H 0.1100000E+00
16O 0.8800000 E+00

```

حيث أن المادة 1 هي الماء  $H_2O$

يتم عرض الكسور الكتلية للهيدروجين والأكسجين. يشير قسم الخلية إلى مناطق المحاكاة ، ويتم تحديد مادة كل منها. منطقة الفراغ الحقيقية هي المكان الذي يعتبر فيه الجسم الذي يمر عبره ميتا.

### خاتمة

في هذا الفصل قمنا بتقديم طريقة مونت كارلو التي تحاكي نقل الإشعاع ، كما تطرقنا إلى عرض مبدئها ومزاياها ، لغات البرمجة التي تستخدمها في ميدان الفيزياء الطبية كما قدمنا بعض الشروحات عن الكود PHITS الذي يسمح بحساب جرعة الجسيمات أثناء اختراقها للمادة من نقطة إصدارها وحتى اختفائها.

## الفصل الرابع:

مناقشة نتائج محاكاة جسيمة ألفا في  
الأنسجة الرخوة و العظام

## مقدمة

اكتسب علاج مرض السرطان باستخدام الأيونات شعبية واسعة خلال العقود الماضية، ويتجلى ذلك في زيادة عدد المنشآت المخصصة لهذا الغرض في جميع أنحاء العالم. وقد تم إنشاء أول مركز للعلاج بالبروتونات في أوروبا الغربية عام 1984 في معهد بول شيرر "PSI" في مدينة فييخي السويسرية. وقد عالج نحو ستة آلاف مريض حتى العام 2012 [25].

وفي ألمانيا تم تأسيس مركز للعلاج بالأيونات في مدينة ميونيخ ، في العلاج تستخدم البروتونات بطريقة (spot-sanning-technic) وهي عبارة عن حزم من البروتونات سعتها 7 ملمترات تصوب على الورم من زوايا مختلفة. كما قامت ألمانيا باستحداث المسرعات الدورانية للعلاج بالأيونات الثقيلة بالمستشفى الجامعي بهيدلبرغ (HIT) سنة 2009 ، ويعد أول مركز في العالم يعالج بالبروتونات وأيونات الكربون ، كما يعمل أيضا على إجراء التجارب والاختبارات على نوى ثقيلة أخرى مثل أيونات الأكسجين والهيليوم المعول عليها وبشدة كعلاج ناجح وفعال للأورام المستعصية [25].

من مميزات جهاز (HIT) المدعم بالحامل الثقيل (Gantry) لتوجيه شعاع الأيونات أنه يقوم بإصدار حزم أيونية رفيعة جدا تسقط على الورم بدقة فائقة ، ويكون مرفقا بجهاز حاسوب يحدد الجرعة ويغير في شدة واتجاه الإشعاع أوتوماتيكيا [25].

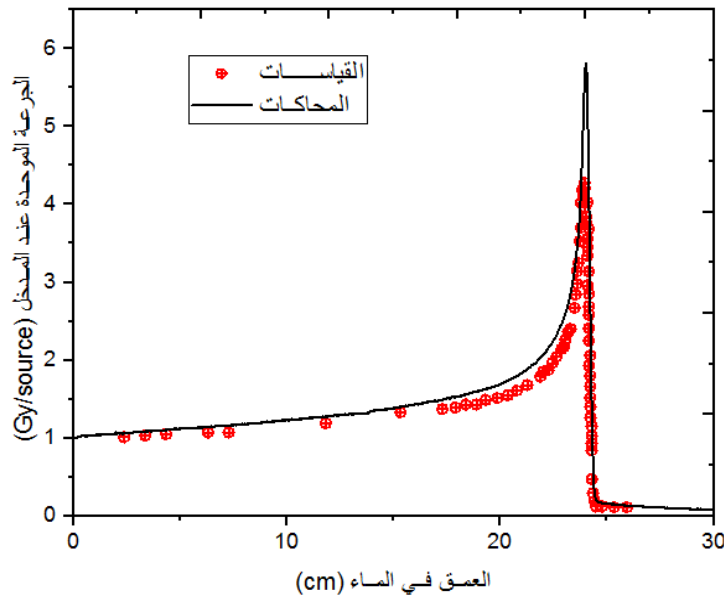
كما قام ذات المركز بمجموعة من تجارب لمحاكاة البروتونات وأيونات الكربون وجسيمات ألفا من خلال دراسة توزيع الجرعات في عمق الماء ، وإجراء مقارنات للجرعات على أعماق مختلفة باستخدام كود (Monte Carlo-Fluka) ، حيث أظهرت نتائج المحاكاة بشكل عام توافقا جيدا مع اختلاف أقل من 3.2% في كيفية نقل الطاقة لكل نوع من الأيونات، كما تظهر الدراسة البيانية للمنحنيات الثلاث اختلاف في العرض الكامل وكذا مدى كل حزمة بتباين لا يتجاوز 0.7 ميليمتر ، أما قمة براغ فإن نسبة الاختلاف فيها أقل من 1% ، مع أفضلية في كيفية توزيع أيونات الهيليوم في نموذج الماء لما تتمتع به من خصائص فيزيائية و بيولوجية تميزها عن باقي الجسيمات. كما قدم المركز ملاحظاته بشأن زيادة هذه الاختلافات عند الطاقات والجرعات العالية ويرجع ذلك إلى مساهمة الجسيمات الثانوية الناتجة خلال التفاعل.

سمحت هذه النتائج من التحقق من صحة محاكاة Fluka وملائمتها لنموذج حزمات أيونات الهيليوم والتحضير لإدخالها في التجارب السريرية ، حيث يتم العمل على مقارنة خطط العلاج بأيونات الهيليوم باستخدام نماذج بيولوجية وإدخال محرك تخطيط معالجة مونت كارلو بالاستناد إلى كود Fluka أو نظام تخطيط تحليلي مستقل يتم تغذيته بقاعدة بيانات محوسبة ومن ثم يمكن التحقق من صحة النتائج خلال عملية المحاكاة [25].

في هذا الفصل سنقوم بإجراء محاكاة باستعمال الكود PHITS لجسيمة ألفا ( محاكاة جسيمة ألفا في أوساط مختلفة ، محاكاة في نفس الوسط مع طاقات مختلفة لنفس الجسيمة... ) كما سنتحقق من قدرة الكود على محاكاة توزيعات الجرعة في العمق. و من خلال النتائج التي سنتحصل عليها سنقوم بمقارنة المنحنيات البيانية ومناقشتها والتعليق عليها.

### I.التحقق من قدرة كود PHITS على محاكاة توزيعات الجرعة في العمق

يتطلب تحقيق المحاكاة بواسطة الكود PHITS ملف بيانات على شكل مقاطع تحتوي على المعلومات اللازمة المتعلقة بطبيعة منبع الإشعاع ، تركيبة المادة ، وبعض المؤشرات التي تتطلبها عملية المحاكاة . قمنا بعملية محاكاة لأنوية الهيليوم في مجسم الماء ذو شكل أسطواني نصف قطره 30 سم وارتفاعه 40 سم حيث تم نمذجة الحزمة الأولية التي تشع على سطح الماء بواسطة منبع إشعاعي نقطي على بعد 20 سم ، يشغل الهواء (نقصد بالهواء هنا الفراغ) الحيز الفاصل بين المنبع ونموذج الإشعاع. بعد ذلك قمنا بإجراء مقارنة منحنيات براغ لتوزيع جرعة أنوية الهيليوم داخل عمق الماء بالكود PHITS مع النتائج التجريبية فتحصلنا على المنحني البياني التالي [25] :



شكل 1.IV:مقارنة بين الجرعة المقاسة و المحسوبة بواسطة الكود PHITS لحزمة من الجسيمات ألفا عند طاقة 225MeV/U .

يمثل الشكل 1.IV منحني تغيرات الجرعة المقاسة والمحسوبة بواسطة كود PHITS لحزمة من جسيمات ألفا بدلالة العمق في الماء ، حيث نلاحظ تطابق في كيفية توزيع كلتا الجرعتين على طول العمق مع اختلاف طفيف في علو قمة براغ ويرجع ذلك إلى الأخطاء التجريبية أثناء عملية القياس.

## II. مناقشة نتائج المحاكاة

قمنا بإجراء بعض عمليات محاكاة جسيمة ألفا والجسيمات الثانوية الناتجة عنها أثناء التفاعل مع وسطين مختلفين (الأنسجة الرخوة والعظام) حيث قمنا بإدخال جميع المعلومات المتعلقة بالجسيمة (طاقة، منبع الإشعاع قطر الحزمة... إلخ) ووسط التفاعل (ذرات الوسط والكثافة).

مكنتنا عملية المحاكاة بواسطة الكود PHITS من رسم منحنيات باستعمال برنامج 8 origine والتعليق عليها ومناقشتها. لكن قبل ذلك سنقوم بتعريف كل وسط وخصائصه (التركيبية الفيزيائية والكثافة) في الجدول الموالي :

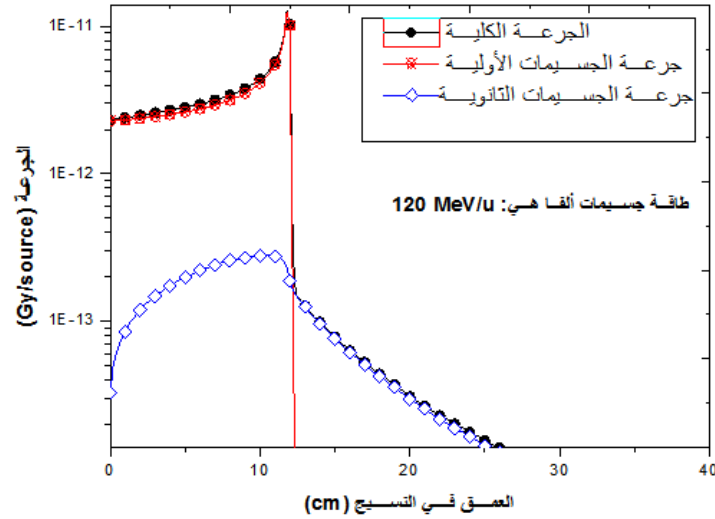
الوسط	التعريف	التركيبية الفيزيائية	الكثافة (g/cm <sup>3</sup> )
الأنسجة الرخوة	هي الأنسجة التي تربط الهيكل العظمي والأعضاء معا مثل العضلات والدهون والأوتار.	H, C, N, O	1,0
العظام	هي الأعضاء الصلبة التي تكون الهيكل العظمي للإنسان والفقرات غني بمعادن كثيرة خاصة الكالسيوم.	H, C, O, Mg, P, Ca	1,85

جدول 1.IV : بنية كل من الأنسجة الرخوة والعظام

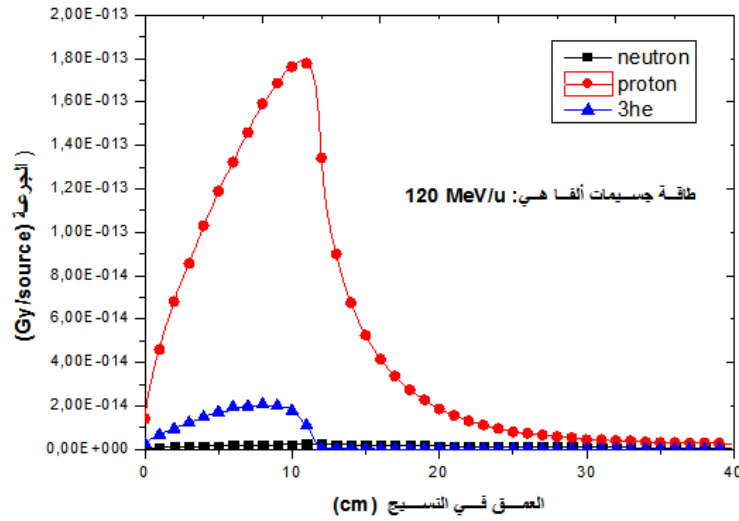
## II.1. في النسيج الرخو

### II.1.1. الجرعة بدلالة العمق لمختلف الجسيمات

يوضح الشكل 2.IV منحنى تغيرات الجرعة الكلية وجرعة الجسيمات الأولية والثانوية بدلالة العمق عند طاقة 120 MeV لجسيمات ألفا، حيث نلاحظ تزايد في قيمة الجرعة المودعة بزيادة العمق بالنسبة للجسيمات الأولية (قمة براغ عند العمق 10.2 cm) مع وجود تطابق مع منحنى الجرعة الكلية الذي يفسر بضعف مساهمة الجسيمات الثانوية في إيداع جرعتها داخل النسيج.



شكل.2.IV : عمق الجرعة عند الطاقة 120 MeV في النسيج.



شكل.3.IV: تغيرات جرعات الجسيمات الثانوية في النسيج

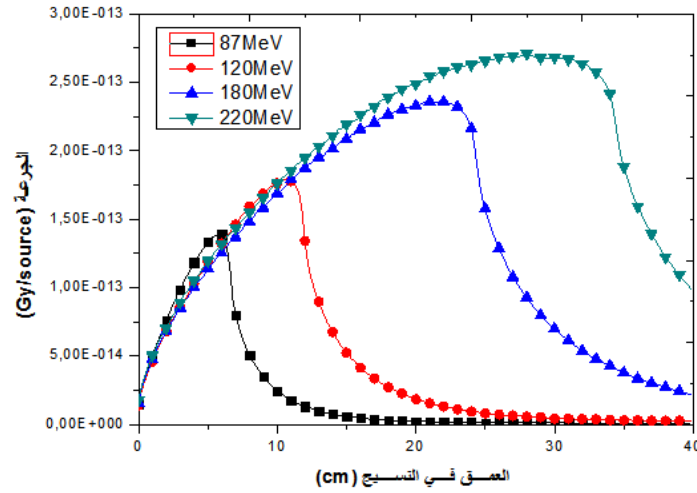
يبين الشكل 3.IV تغيرات جرعة بعض الجسيمات الثانوية (النيوترون والبروتون ونظير الهيليوم ) في النسيج عند طاقة 120 MeV حيث يظهر تزايد كبير في جرعة البروتون بالمقارنة مع باقي الجسيمات التي تبدو شبه معدومة.

## 2.1.II. جرعة النيوترون والبروتون والهيليوم $^3\text{He}$

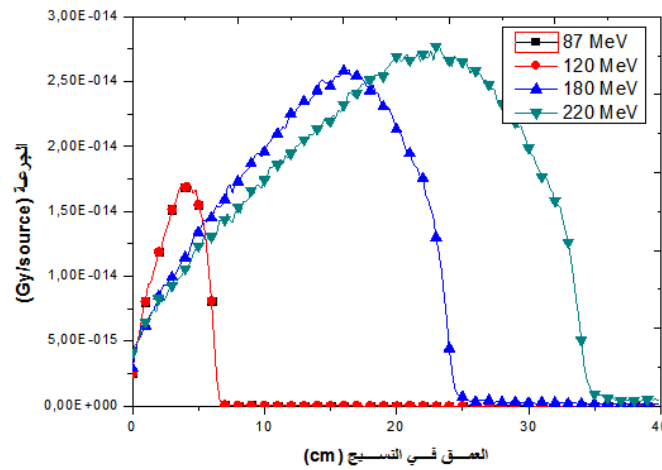
قمنا بمحاكاة كل من النيوترون والبروتون و الهيليوم 3 عند طاقات مختلفة في النسيج فتحصلنا على المنحنيات التالية التي تبين زيادة مقدار الجرعة في العمق في كل مرة نزيد فيها الطاقة مع وجود اختلاف



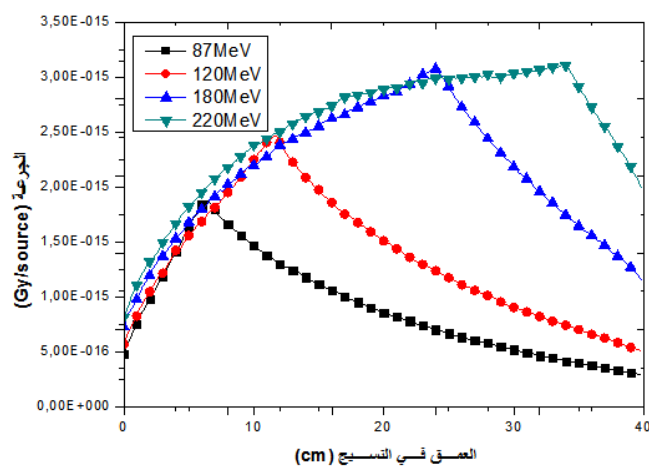
في علو وعمق قمة براغ لكل جسيم ويرجع ذلك إلى اختلاف توزيع الجرعة على طول المسار لكل نوع من الجسيمات.



شكل 4.IV : تغيرات جرعة البروتون في عمق النسيج



شكل 5.IV : تغيرات جرعة الهيليوم 3 في النسيج

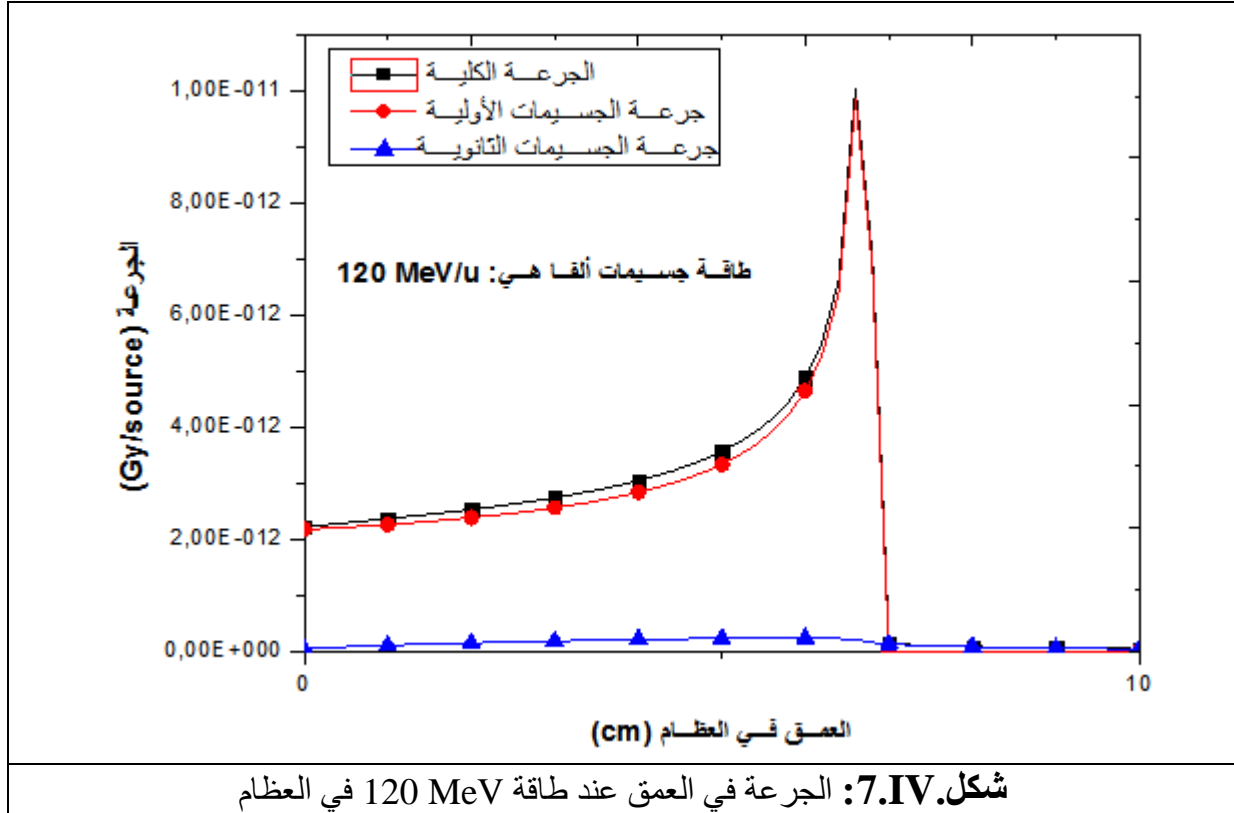


شكل.6.IV : تغيرات جرعة النيوترون في النسيج عند طاقات مختلفة

## 2.II. في العظام

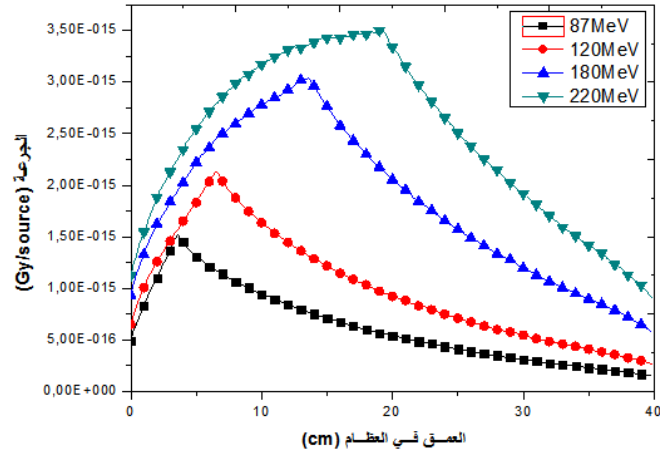
### 1.2.II. الجرعة بدلالة العمق لمختلف الجسيمات

عند محاكاة الجرعة الكلية والأولية وجرعة الجسيمات الثانوية (الشكل 7.IV) أظهرت النتائج تطابقاً واضحاً بين منحنى الجرعة الكلية وجرعة الجسيمات الأولية مما يدل على ضعف مساهمة الجسيمات الثانوية في إيداع الجرعة داخل العظام.

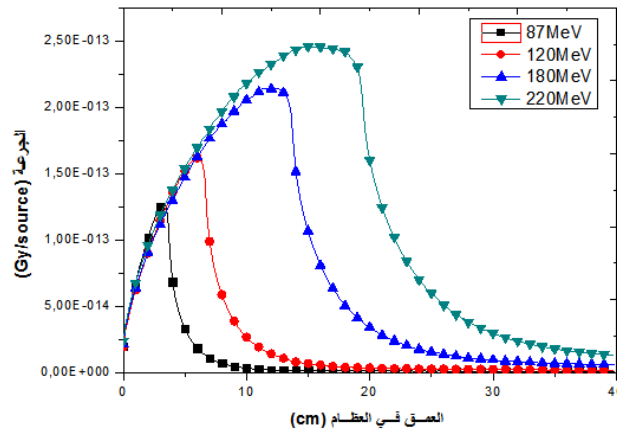


## II.2.2. جرعة النيوترون والبروتون و الهيليوم 3

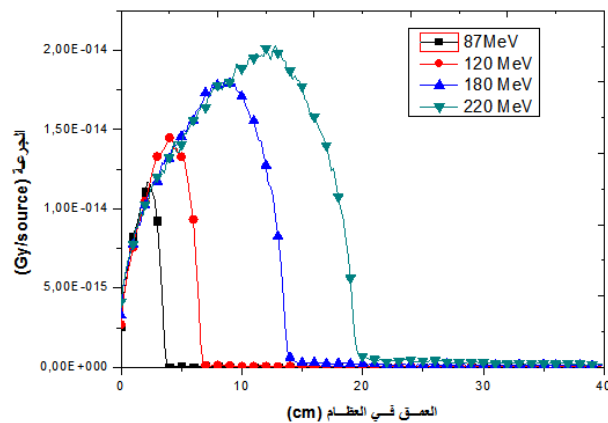
أظهرت نتائج محاكاة هذه الجسيمات الثلاثة في العظام عند مختلف الطاقات حيث نلاحظ زيادة في الجرعة المودعة عند زيادة الطاقة مع وجود تباين واضح في طريقة توزيع الجرعة في العمق و مع وجود اختلاف في علو وعمق قمة براغ لكل جسيم ويرجع ذلك إلى اختلاف توزيع الجرعة على طول المسار لكل نوع من الجسيمات. و بالمقارنة مع تغيرات الجرعة لنفس الجسيمات في النسيج نجد أن مسارها يكون أقصر في العظام أي أن قدرة اختراقها تكون ضعيفة نوعا ما وهذا راجع إلى أن كثافة العظام أكبر من كثافة النسيج.



شكل 8.IV: تغيرات جرعة النيوترون في العظام



شكل 9.IV: تغيرات جرعة البروتون في العظام



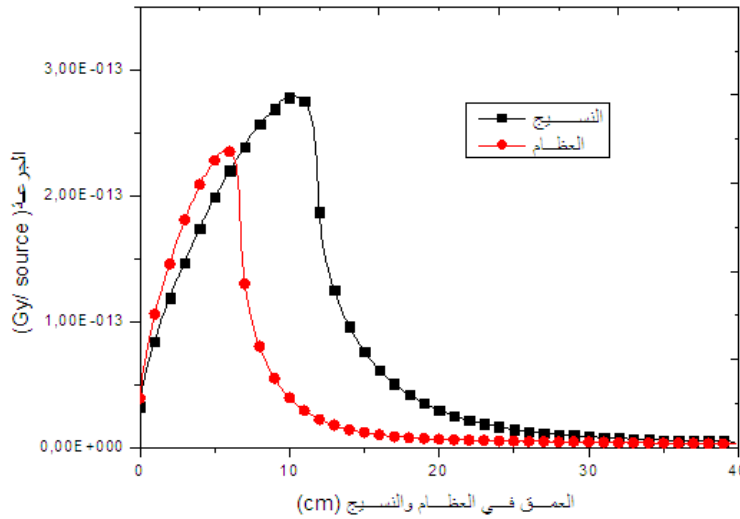
شكل 10.IV: تغيرات جرعة الهيليوم 3 في العظام

### 3.II. مقارنة الجرعة في النسيج الرخو والعظام

في هذه الخطوة سنقوم بمقارنة بعض نتائج المحاكاة لجسيمة ألفا والجسيمات الثانوية عند تغيير وسط التفاعل مع تثبيت مقدار الطاقة عند 120 MeV ثم سنقوم بمقارنة منحنيات مختلف الجرعات في النسيج والعظام معا.

#### 1.3.II. الجسيمات الثانوية

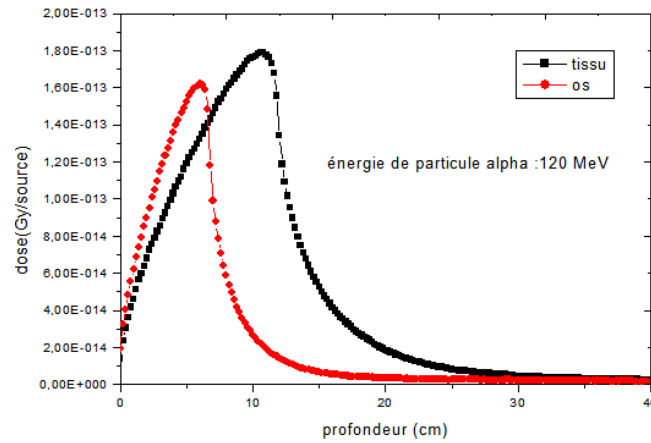
يبين الشكل الموالي تغيرات جرعة الجسيمات الثانوية في عمق النسيج والعظام حيث نلاحظ أن قمة براغ بالنسبة للنسيج تكون أعلى وأعمق منها في العظام (5 cm) أما في النسيج فكانت على عمق 10 cm.



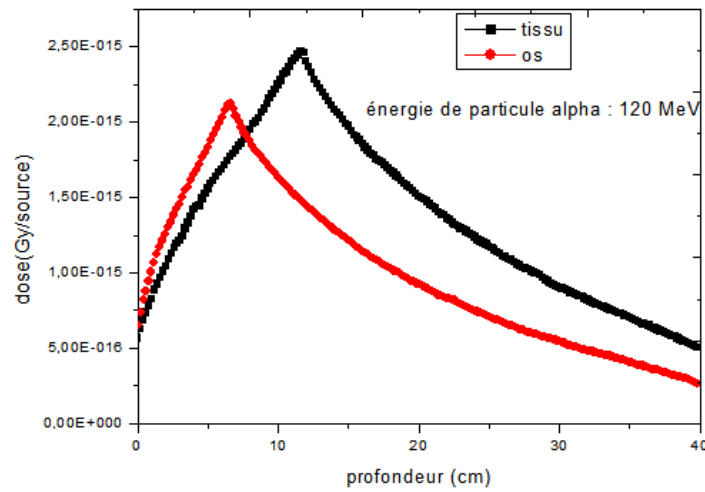
شكل 11.IV: تغيرات جرعة الجسيمات الثانوية في النسيج والعظام

### 2.3.II. جرعة النيوترون والبروتون والهيليوم $^3\text{He}$

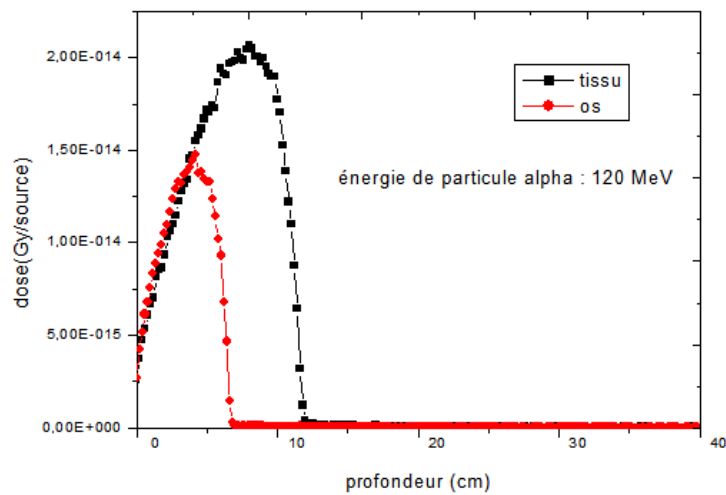
توضح المنحنيات الثلاث التالية توزيع جرعة كل من النيوترون والبروتون والهيليوم  $^3\text{He}$  في كل من النسيج والعظام عند طاقة 120 MeV حيث نسجل تزايد في قيمة الجرعة بدلالة العمق مع اختلاف طريقة توزيعها حسب نوع الجسيمة كما نلاحظ أيضا أنه ورغم اختلاف نوع الجسيمة فإن قمة براغ تكون أعلى وأعمق في النسيج.



شكل 12.IV: عمق جرعة البروتون في النسيج والعظام



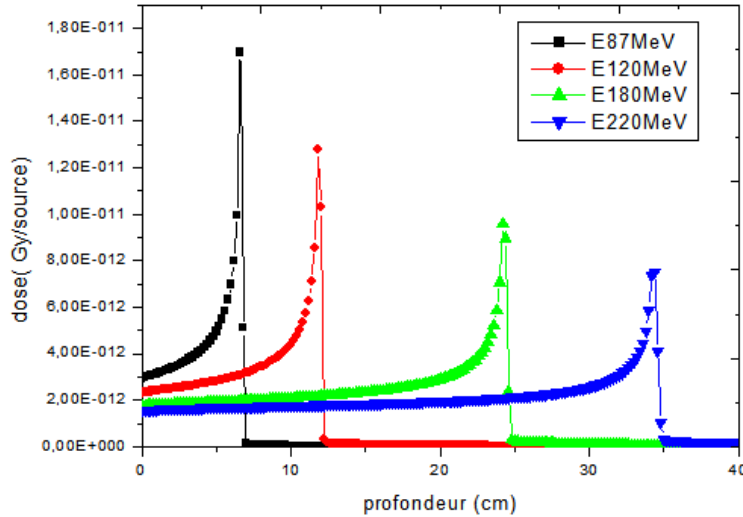
شكل 13.IV: عمق جرعة النيوترون في النسيج والعظام



شكل 14.IV: عمق جرعة  $^3\text{He}$  في العظام والنسيج

### 3.3.II. الجرعة الكلية في النسيج الرخو

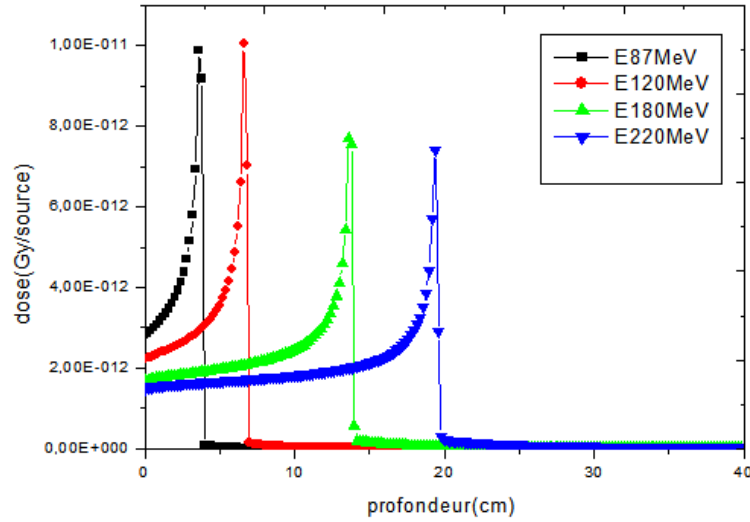
يمثل الشكل 14.IV تغيرات الجرعة الكلية بدلالة العمق داخل النسيج عند طاقات مختلفة ، حيث نلاحظ أنه كلما زادت الطاقة زاد عمق قمة براغ مع تسجيل انخفاض في قيمة الجرعة المودعة داخل النسيج ( علو قمة براغ يتناقص في كل مرة ).



شكل 15.IV: عمق الجرعة الكلية في النسيج

### 4.3.II. الجرعة الكلية في العظام

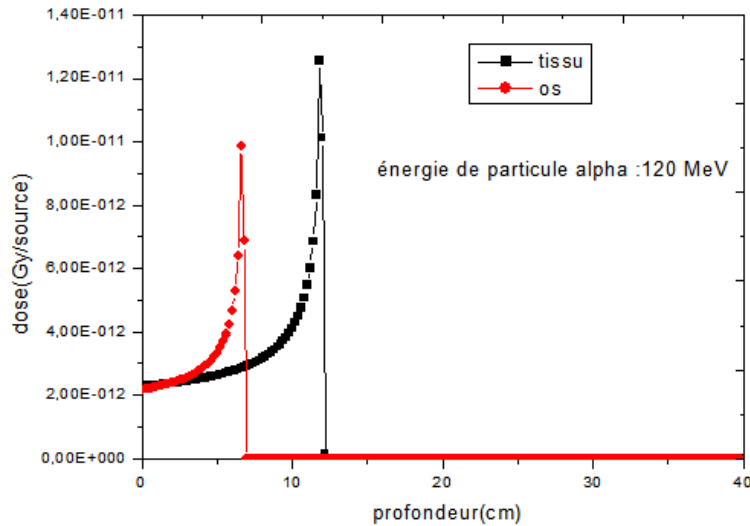
يمثل الشكل 5.IV تغيرات الجرعة الكلية بدلالة العمق داخل العظام عند طاقات مختلفة ، حيث نلاحظ أنه عند طاقة 87 MeV و 120 MeV تكون الجرعة المودعة هي نفسها تقريبا أي ( علو قمة براغ متساوي ) وهي نفس الملاحظة عند الطاقة 180 MeV و 220 MeV مع تسجيل زيادة في العمق داخل العظام أي أننا نحتاج طاقات أكبر من أجل ملاحظة اختلاف أكبر بين قمم براغ بمعنى آخر ( مهما زاد مقدار الطاقة في مجال معين فإن الجرعة المودعة تبقى ثابتة مع الزيادة في العمق ).



شكل IV.16: عمق الجرعة الكلية في العظام

### II.5.3. جرعة الجسيمة ألفا في النسيج الرخو والعظام

يمثل الشكل IV.17 تغيرات جرعة الجسيمة ألفا عند طاقة 120 MeV في كل من النسيج والعظام حيث يظهر تزايد في قيمة الجرعة بزيادة العمق في كلا الوسطين ،غير أننا نلاحظ أن قمة براغ في النسيج كانت أعلى وأكثر عمقا منها في العظام وهذا راجع إلى اختلاف كثافة الوسطين.



شكل IV.17 : عمق جرعة جسيمات ألفا



## خاتمة

قدمنا في هذا الفصل مجموعة من نتائج محاكاة مونت كارلو لجسيمات ألفا في وسطين مختلفين هما العظام والنسيج ، حيث قمنا بمحاكاة جرعة جسيمات ألفا عند طاقات : 87MeV , 120 MeV , 180 MeV , 220 MeV وسجلنا النتائج التي تحصلنا عليها على شكل منحنيات بيانية لتغير الجرعة في العمق. أظهرت مقارنة هذه المنحنيات اختلاف توزيع الجرعة باختلاف طاقة الجسيمات ألفا الابتدائية في كلا الوسطين ، كما لاحظنا اختلاف في جرعة الجسيمات الثانوية (بروتونات ، نيترونات ، الهيليوم 3) عند تغيير الطاقة أو تغيير الوسط.

في الأخير مكنتنا هذه المقارنات من استخلاص بعض النتائج منها : أن كمية جرعة الجسيمات ألفا تتعلق بطاقتها ونوعية وسط التفاعل ، بالإضافة إلى أن مساهمة الجسيمات الثانوية الناتجة في الجرعة الكلية خاضعة لنفس المبدأ أي أنها تتعلق أيضا بطاقة الجسيمات الأولية ونوعية الوسط.



خاتمة

## خاتمة عامة

من خلال دراستنا هذه تمكنا من التعرف أكثر على مبدأ عمل محاكاة مونت كارلو في ميدان الفيزياء الطبية ، حيث تعرفنا على طريقة إدخال البيانات المتعلقة بالجسيمة المراد محاكاتها ، معلومات الجسم المستخدم في عملية المحاكاة ، وكيفية إجراء الحسابات ثم جعلها على شكل منحنيات بيانية من أجل تسهيل دراستنا والتمكن من التعليق عليها بهدف تحديد جرعة الجسيم. في دراستنا هذه قمنا بمحاكاة جرعة الجسيمات ألفا في وسطين مختلفين هما العظام والنسيج عند طاقات مختلفة ، والتي مكنتنا من معرفة طريقة إيداع الجرعة في العمق لجسيمة ألفا عند تغيير الطاقة و وسط التفاعل (مجسم).

سمحت لنا معرفتنا السابقة بأنواع تفاعل الإشعاع التي ذكرناها في الفصل الأول من تصنيف جسيمة ألفا على أنها جسيم ثقيل له قدرة تأيين عالية ، لها مسار خاص يميزها عن باقي الجسيمات ويمكن استخدامها في ميدان العلاج بالأشعة ، حيث لا تزال الدراسات قائمة عليها من أجل إدخالها في عدة تطبيقات أهمها مجال العلاج بالهادرونات. ولأن الأبحاث العلمية في هذا الجانب لا تزال حبيسة المختبرات ولم تظهر للعلن بعد فإن دراستنا هنا اقتصرنا على بعض عمليات المحاكاة التي مكنتنا من تحديد جرعة جسيمات ألفا داخل مجسم العظام والنسيج من خلال المنحنيات البيانية التي مكنتنا من التعليق على قمة براغ في كل حالة غيرنا فيها الطاقة أو وسط التفاعل ، كما ناقشنا منحنيات براغ لبعض الجسيمات الثانوية وقمنا بمقارنة مقادير جرعاتها في كل وسط و عند طاقات مختلفة.

المراجع

- [1] U. Amaldi. History of hadrontherapy in the world and italian developpments. Revisita Medica, Vol. 14, N° 8, pp. 7-22, 2008.  
[https://indico.cern.ch/event/24728/attachments/424989/590019/RIVISTA\\_MEDICA\\_2008-14\\_1.pdf](https://indico.cern.ch/event/24728/attachments/424989/590019/RIVISTA_MEDICA_2008-14_1.pdf).
- [2] La découverte des rayons X par Röntgen. <https://journals.openedition.org/bibnum/714>.
- [3] Généralités sur les rayonnements. Chapitre I, Cours L3 physique des rayonnements, Université de Jijel, 2020.
- [4] زينب جرفي والشيماء منهان. استعمال طريقة مونت كارلو لدراسة تأثير ترشيح الأشعة السينية بواسطة السبائك المعدنية على الجرعة المودعة في التشخيص بالأشعة السينية.  
<http://dSPACE.univ-jijel.dz:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/7284/Phy.M%C3%A9d.10-20.pdf?sequence=1>
- [5] تعامل الإشعاعات النووية مع المادة.  
<https://www.uoanbar.edu.iq/EPSCollege/catalog/%D8%A7%D8%B4%D8%B9%D8%A7%D8%B9%D9%8A%D8%A9.pdf>
- [6] A. Lyoussi, Détection de rayonnements et instrumentation nucléaire, EDP Sciences 2010
- [7] تفاعل الإشعاعات المتبادل مع المادة. <https://books-library.net/free-974601045-download>
- [8] <http://mohe.gov.sy/master/Message/Mc/omar%20albagdadi.pdf>
- [9] Radio-immunothérapie alpha Principes et intérêts en immunité antitumorale. m/s n° 4, vol. 32, avril 2016. DOI : <https://doi.org/10.1051/medsci/20163204014>
- [10] Cours IRM chapitre IV, master physique médicale, Université de Jijel, 2022.
- [11] Cours de radiothérapie externe, master2 physique médicale, université de Jijel, 2022.
- [12] N. Metropolis and S. Ulam. The Monte Carlo Method. Journal of the American Statistical Association, Vol. 44, No. 247. (Sep., 1949), pp. 335-341.
- [13] F. James. Monte Carlo theory and practice. Rep. Prog. Phys. Vol. 43, 1980.
- [14] E. Courageot. Reconstitution dosimétrique d'accident radiologique par simulations numériques à l'aide d'outils associant un modèle anthropomorphe à un code de calcul Monte Carlo. Thèse de doctorat, IRSN/IRSN-2010/136.
- [15] PENELOPE-2018, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport, Francesc Salvat, Facultat de Física (FQA and ICC), Universitat de Barcelona. Diagonal 645, E-08028 Barcelona, Spain.
- [16] A. F. Bielajew. Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport. <http://websites.umich.edu/~nersb590/CourseLibrary/MCbook.pdf>
- [17] I. Kawrakow et al., The EGSnrc Code System : Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NRCC Report PIRS-701, April 15, 2021. <https://nrc-cnrc.github.io/EGSnrc/doc/pirs701-egsnrc.pdf>
- [18] H. W. Lewis. Multiple Scattering in an Infinite Medium. Phys. Rev. 78, 526–Published 1 June 1950.
- [19] J.F. Briesmeister. MCNP<sup>TM</sup>- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, version 4C, Manual LA-13709-M, 2000.  
<https://inspirehep.net/files/78c669e8d3bb59ccf6fb868a6061450c>
- [20] S. Agostinelli et al., Geant4-a simulation toolkit. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 506 pp. 250–303, 2003.

[21] A. Ferrari et al., FLUKA: a multi-particle transport code (program version 2021). Consultable sur : <http://www.fluka.org/content/manuals/FM.pdf>.

[22] SHILD-HIT12A, User's Guide, Version v0.9.2 - June 9, 2021. <https://shieldhit.org/>

[23] J. Remillieux et al., Les enjeux de l'hadronthérapie par ions carbone, Reflets de la physique, N° 43, pp. 26-30, 2015.

[24] H. K. Byun et al., Physical and Biological Characteristics of Particle Therapy for Oncologists. *Cancer Res Treat.* 2021;53(3):611-620.

[25] Felix Horst et al 2021 *Phys. Med. Biol.* **66** 095009.

[26] JACQUES FOOS. Manuel de radioactivité. Edition : Hermann.

## ملخص

الهدف من هذه الدراسة هو تحديد مقدار جرعة الجسيمة ألفا وبعض الجسيمات الثانوية الناتجة عن تفاعلها ( بروتون ، نيوترون ،  $3\text{He}$  ) في عمق المادة البيولوجية (العظام والنسيج ) ومناقشة النتائج التي نتحصل عليها من خلال التعليق على منحنى براغ. من أجل تحقيق هدف هذه الدراسة سنقوم بعمليات محاكاة مونت كارلو للجسيمة ألفا باستعمال كود PHITS حيث سيتم إدخال جميع البيانات المتعلقة بالجسيمة المتفاعلة و وسط التفاعل (نوع الذرات، كثافة الوسط). سنقوم بالتركيز على وسطين مختلفين هما العظام والنسيج وسنجري عمليات محاكاة عند طاقات محددة (  $120\text{ MeV}$  ,  $180\text{ MeV}$  ,  $220\text{ MeV}$  ,  $87\text{ MeV}$ ). ستسمح لنا النتائج التي سنتحصل عليها من مقارنة منحنيات براغ في كل مرة نغير فيها الطاقة في ذات الوسط، مقارنة منحنيات براغ للجسيمات الثانوية لطاقات مختلفة في كلا الوسطين ، مقارنة منحنى براغ للجسيمة ألفا (النسيج والعظام معا). أظهرت نتائج الدراسة اختلاف توزيع الجرعة للجسيمة ألفا عند تغيير الطاقة و وسط التفاعل كما بينت لنا الكيفية التي تودع بها الجسيمة ألفا جرعتها في الوسط حيث لاحظنا أنها تتزايد ببطء ثم تعطي طاقتها الكلية (قمة براغ ) عند عمق معين ( نهاية مسارها )، هذه الخاصية التي تميزها تجعلها من بين البدائل المعول عليها في مجال العلاج بالهادرونات حيث أنها تسمح باستهداف الأورام السرطانية بدقة عالية دون الإضرار بالأنسجة السليمة المجاورة ( ذروة براغ تكون في الورم ).

## Résumé

L'objectif-de cette étude est de déterminer la dose déposée de particule alpha dans le tissu et dans les os, à différentes énergies à l'aide de simulation Monte Carlo ou nous utilisons le code PHITS. Pour ce faire, nous saisisons toutes les données du faisceau de particules alpha et celles des tissus et des os. Les résultats de cette simulation est permettant de commenter sur la courbe de bragg de particule alpha et quelle que particules secondaires produites. La comparaison de ces courbes a montré une différence de distribution de dose au fonction de l'énergie initiale de particule primaire (alpha), les doses dans chaque milieu est différentes pour chaque particule, également nous avons remarqués que la particule alpha déposé son énergie à la fin de son parcours (pic de bragg).