

الفصل

الرابع

**توليد الأشعة السينية وحزم**

**الالكترونات**

*X-ray and beams of  
electrons generation*



## 4-1 مقدمة:

الأشعة السينية ( $X\text{-ray}$ ) هي عبارة عن فوتونات تبلغ طاقتها نظرياً أكثر من ( $10\text{ eV}$ ) وعملياً أكثر من ( $1000\text{ eV}$ ) ومن المناسب ذكره هنا أن الأشعة السينية تتولد نتيجةً لاصطدام الالكترونات المسرّعة ( $accelerated\ electrons$ ) في الفراغ  $vacumes$  بهدف معدني.

وهناك نوعان للتأثير المتبادل بين الالكترونات المسرعة وذرات الهدف:

1- التأثيرات المتبادلة بين الالكترونات المسرعة ونوى ذرات الهدف وهي أصل منشأ أشعة الإعاقة، ويكون الطيف الإشعاعي في هذه الحالة مستمراً ومحدداً من ناحية الطاقات العالية.

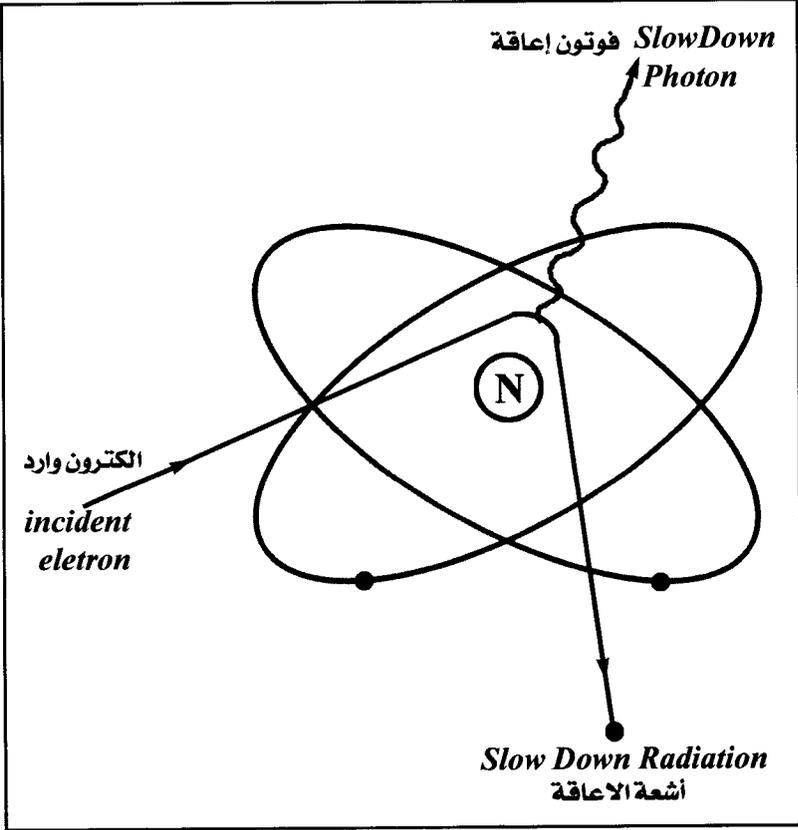
2- التأثيرات المتبادلة بين الالكترونات المسرعة والكترونات ذرات الهدف المؤدية إلى الأشعة المميزة، ويتميز الطيف الناتج هنا بقمم  $peaks$ ، كما أن هذه الأشعة لا تنتج إلا ابتداءً من قيمة صغرى للطاقة الحركية  $kinetic\ energy$  للالكترونات الواردة.

وبعد تحديد خواص هذين النوعين من الأشعة، سننصف التقنيات الأساسية  $basic\ technologies$  التي تسمح بتسريع الالكترونات الواردة. ونؤكد ابتداءً هنا أن تقنيات التسريع هذه تسمح بالحصول على حزم الالكترونات التي تستخدم مباشرةً في المعالجة بالأشعة  $radiotherapy$  أو التي تفيد في إنتاج الأشعة السينية.

## 4-2 أشعة الإعاقة:

وبهدف معرفة ماهو المقصود بأشعة الإعاقة نفترض بأن الالكترونات التي تصدم الهدف  $target$  هي وحيدة الطاقة، طاقتها الحركية ( $E_0$ ) ووحيدة الإتجاه.

وأن الهدف مكون من جسم بسيط رمزه  $({}^A_ZX)$  حيث  $(A)$  العدد الكتلي  $mass$  و  $(Z)$  العدد الذري  $Atomic\ number$ . فعندما يمر الكترون وارد بالقرب من احدى نوى الهدف، يخضع لقوة كولون التجاذبية التي تحرف مساره كما هو موضح في (الشكل 4-1).



الشكل (4-1)

في هذه الحركة يفقد الالكترتون جزءاً مقداره  $(\Delta E)$  من طاقته الحركية، وكلما اقترب الالكترتون من النواة، كلما ازدادت كمية الطاقة التي يفقدها. إن هذه

## الفصل الرابع: توليد الأشعة السينية وحزم الالكترونات

الطاقة ( $\Delta E$ ) تصدر على شكل فوتون تردده  $Frequency$  ( $\nu$ ) يحقق العلاقة الآتية:

$$(4-1) \quad (h\nu = \Delta E).$$

إنَّ مجموع هذه الفوتونات يشكل أشعة الإعاقة المتميزة بالطاقة العظمى للفوتونات التي تشكلها سواءً بطيفها أو مظهر شدتها الطاقية. حيث ( $h$ ) هو ثابت بلانك، وسنناقش فيما يلي مسألتنا الطاقة العظمى وطيف أشعة الإعاقة كما سنناقش شكل شدة الطاقة.

أ- الطاقة العظمى لفوتونات أشعة الإعاقة:

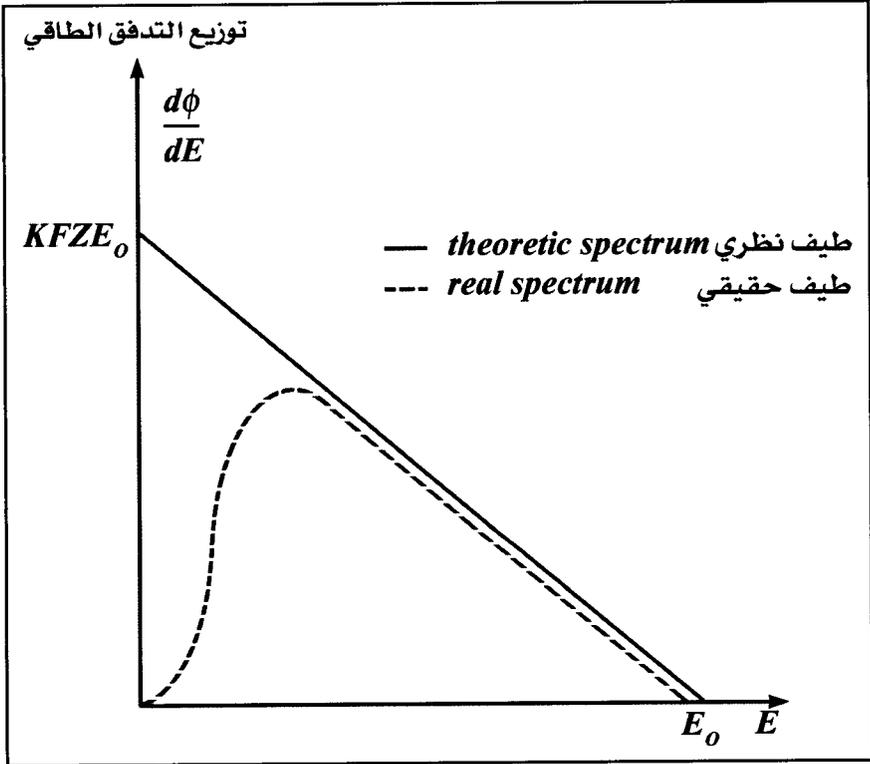
عندما يكون التأثير المتبادل أعظيماً، فإن الالكترون الوارد يوقف كلياً وأن  $(\Delta E = E_0)$  (انظر الشكل 4-2) ونستنتج من ذلك أن الطاقة العظمى  $maximum$   $photons$  energy للفوتونات الصادرة بأشعة الإعاقة تساوي  $(E_0)$ . وأن هذه الطاقة العظمى مستقلة عن نوعية الهدف. وجدير بالملاحظة بأن الالكترونات التي تخضع لتأثير متبادل أعظمي نادرة جداً ونؤكد هنا أن هذه الطاقة الاجمالية للفوتونات الموافقة صغيرة جداً (طاقة الالكترونات الفردية أكبر من طاقة جميع الفوتونات الصادرة).

ب- طيف أشعة الإعاقة:

إن طيف أشعة الإعاقة هو طيف مستمر، بحيث إن جميع القيم الوسطية موجودة بين تأثير متبادل أعظمي مع توقف الالكترون الوارد وغياب التأثير المتبادل. وأنه في حالة هدف سميك  $thick$  target يكون شكل الطيف النظري مثلثاً كما هو مبين في (الشكل 4-2)، ونلاحظ في هذا الشكل مايلي:

(1) قيمة الطاقة العظمى على محور السينات هي كما بينها سابقاً مساوية إلى  $(E_0)$ .

(2) إحدائياته عند نقطة الأصل عند المبدأ متناسبة مع كل من العدد الذري ( $Z$ ) للهدف وكذلك مقدار تدفق الالكترونات الواردة ( $F$ ) (عدد الالكترونات التي تضرب الهدف عند كل ثانية).



الشكل (4-2) يبين طيف أشعة الإعقة

وبالتالي فإن معادلة الطيف النظري هي:

$$\frac{d\phi}{dE} = KFZ (E_0 - E) \quad (4-2)$$

حيث ( $d\phi$ ) هو مقدار التدفق  $Flux$  الطاقى لفوتونات أشعة الإعقة وذلك عندما تؤخذ الطاقة بين القيمتين ( $E$  و  $E + dE$ ) وأن ( $K$ ) ثابت. أما التدفق

الطاقي الاجمالي فيعطى بالعلاقة التالية:

$$\phi = \int_0^{E_0} \frac{d\phi}{dE} = \int_0^{E_0} KFZ (E_0 - E) dE$$

$$\phi = \frac{1}{2} KFZ E_0^2 \quad (4-3)$$

يتناسب هذا التدفق (يقاس بوحدة القدرة وهي الواط) مع مربع طاقة الالكترونات الواردة. أما القدرة *power* الضرورية لتأمين طاقة حركية ( $E_0$ ) للألكترونات ( $F$ ) خلال ثانية واحدة فتعطى بالعلاقة التالية:

$$P = FE_0 \quad (4-4)$$

بينما يعطى مردود أو كفاءة الاصدار بأشعة الإعاقة بالعلاقة:

$$\rho = \frac{\phi}{P} = \frac{1}{2} KZE_0 \quad (4-5)$$

التي تكون صالحة إذا لم تتجاوز ( $E_0$ ) القيمة ( $100KeV$ ) أو ( $1.6 \times 10^{-14} J$ ) وأن المردود يزداد مع ازدياد:

1- العدد الذري للهدف: ولهذا السبب تستخدم حالياً أهدافاً من التنغستن *tungstin*.



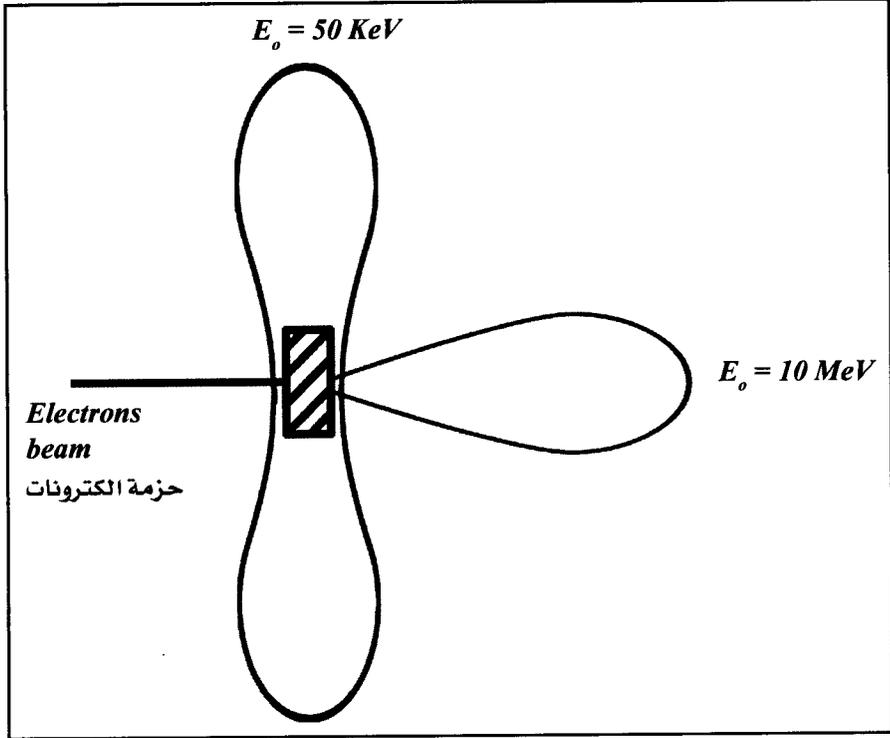
2- طاقة الالكترونات الواردة.

وعملياً فإن الهدف ذاته يمتص جزءاً من فوتونات الإعاقة ذات الطاقة المنخفضة (امتصاص ذاتي) لهذا السبب يختلف الطيف الحقيقي عن الطيف النظري لاحظ (الشكل 4-2).

ج- شكل شدة الطاقة

يتعلق شكل مظهر شدة الطاقة بطاقة الالكترونات الواردة (كما في

الشكل (3-4) فمن أجل الطاقات المنخفضة تكون أشعة الإعاقة عمودية على منحى الإلكترونات، بينما من أجل الطاقات المرتفعة فهي على العكس موازية له.



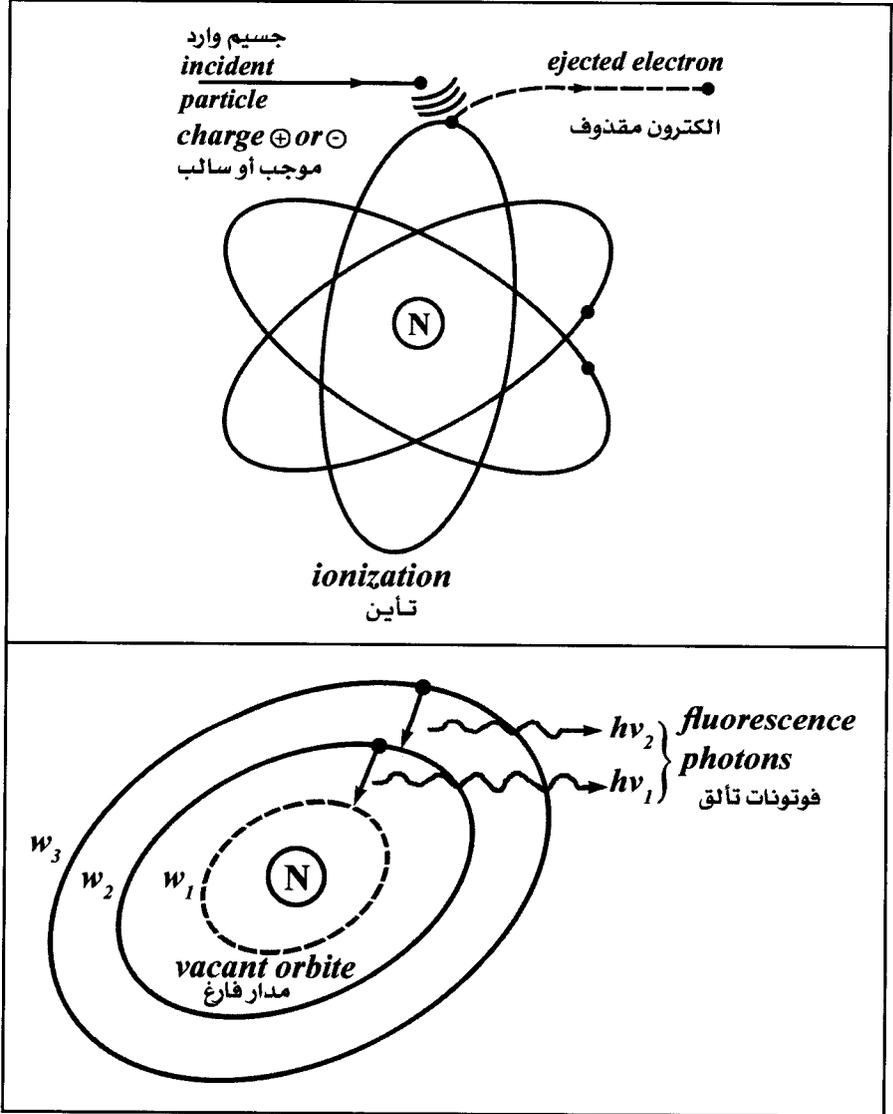
الشكل (3-4) شكل شدة الطاقة

### 4-3 الأشعة المميزة:

يستطيع الإلكترون الوارد *incident electron* الذي طاقته ( $E_0$ ) اقتلاع أحد الإلكترونات الهدف، حيث طاقة الارتباط ( $E_i$ ) أصغر من ( $E_0$ ). وأن العودة إلى الحالة الرئيسية يتم بإعادة الترتيب الإلكتروني، حيث يتم اشغال المكان الفارغ بأحد الإلكترونات المحيطة للذرة ويرافق ذلك إصدار لفوتون أو عدة فوتونات تألق

الفصل الرابع: توليد الأشعة السينية وحزم الالكترونات

(الأشعة السينية إذا كانت ذرة الهدف هي ذرة ثقيلة والأشعة فوق البنفسجية إذا كانت ذرة الهدف هي ذرة خفيفة) (كما في الشكل 4-4).

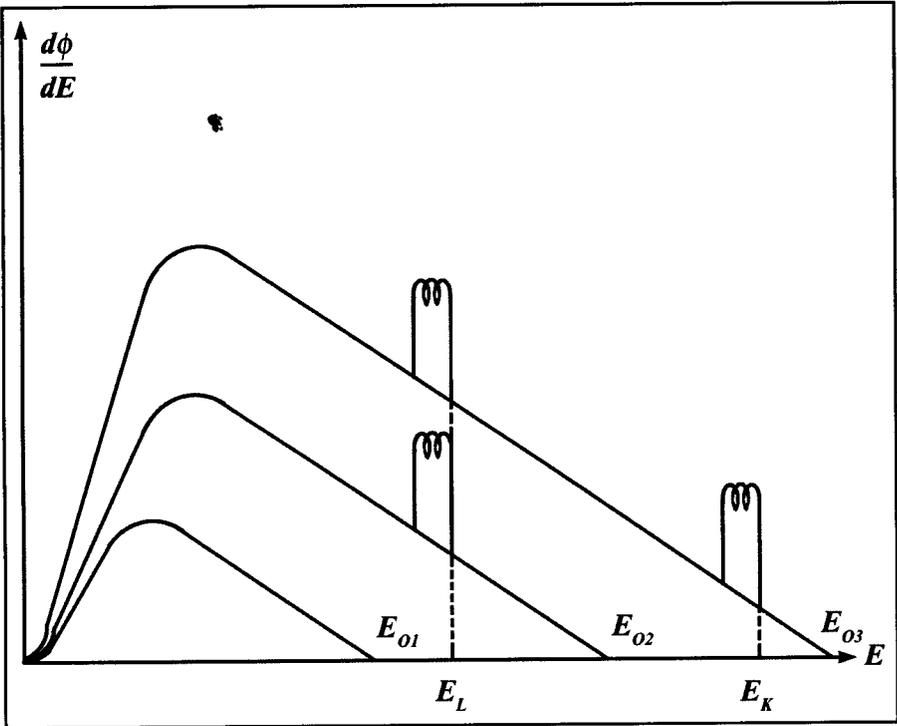


الشكل (4-4) يبين تولد الأشعة السينية المنبثقة من عصر ثقيل

يشكل مجموع فوتونات التألق ما يسمى بالأشعة المميزة (لاتتعلق الطاقة إلا بالمستويات الطاقةية الالكترونية لذرة الهدف).

وأن طيف الأشعة المميزة هو عبارة عن طيف بمجموعة من القمم، حيث إن كل قمة توافق انتقالاً الكترونياً محدداً.

فمن أجل طاقة محددة ( $E_0$ ) للالكترونات الواردة، لانحصل إلا على الجزء من الطيف المميز الموافق لاقتلاع الكترونات من الهدف حيث طاقة الارتباط أقل من ( $E_0$ ). ويكون هذا الطيف متموضعاً على طيف أشعة الإعاقعة كما هو موضح في (الشكل 4-5).



الشكل (4-5) يظهر بأن كل قمة من القمم الموضحة توافق انتقالاً الكترونياً

وعلى عكس حالة أشعة الإعاقة، فإن إصدار الأشعة المميزة يكون متساوي الخواص في جميع الاتجاهات. كما أن الفائدة الطبية للأشعة المميزة محدودة جداً لأن تدفقها ضعيف جداً أمام تدفق أشعة الإعاقة (ضياع الطاقة بأشعة الإعاقة مهملة) فعندما تكون طاقة الالكترونات الواردة عالية، تصبح الأشعة المميزة مهملة بشكل كامل لأن الفوتونات التآلفية تملك طاقة ضعيفة (من مرتبة  $70\text{ keV}$  بعد اقتلاع الكترون من المدار  $K$  لعنصر التتفسن).

#### 4-4 التقنيات الرئيسية لإنتاج الأشعة السينية

##### *X-ray generation Essential technique :*

توجد بشكل عام ثلاث صعوبات تقنية عند إنتاج الأشعة السينية:

- 1- إنتاج وتسريع الالكترونات الواردة.
- 2- طبيعة وتوجيه وتبريد الهدف.
- 3- ترشيح وتحديد هندسي لحزمة الأشعة السينية ( $X\text{-ray}$ ) التي تم الحصول عليها. هذا ويوجد ثلاثة أنواع للأجهزة المستخدمة في الطب:

1- أنابيب الأشعة السينية  $X\text{-ray tubes}$

2- المسرعات الخطية  $Linear\ acceletators$

3- المسرعات الدائرية (البيئاترونات)  $Circular\ accelerators$

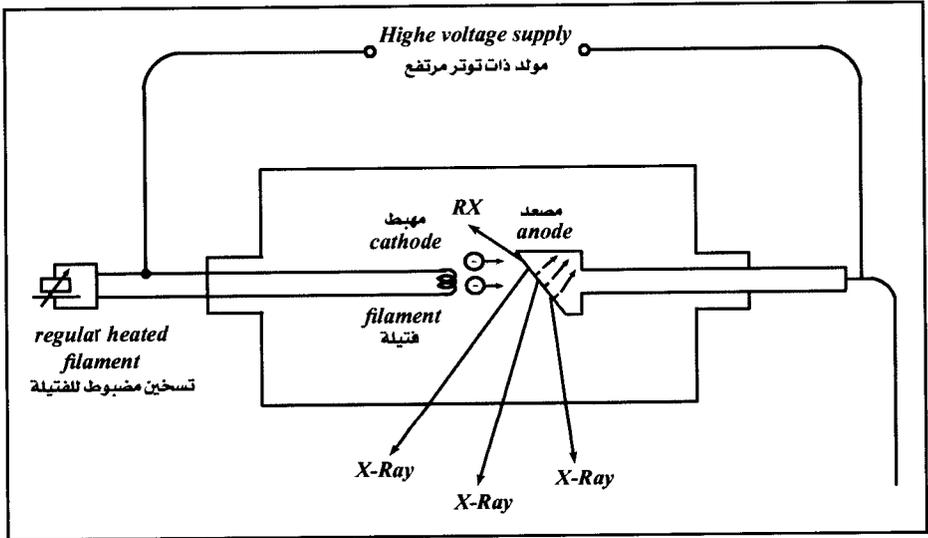
وسنتناول فيما يلي هذه التقنيات الثلاث

##### 1- أنابيب الأشعة السينية:

انظر (الشكل 4-6) يتم إصدار الالكترونات الواردة بفعل حراري كهربائي عند

تسخين فتيلة *filament* تلعب دور مهبط *cathode* صنعت من معدن مغطى بأكسيد قلوي ترابي ذو قدرة كبيرة على الإصدار.

أما المصعد *anode* فيمثل الهدف نفسه *target*. وكلاهما موضوع في انبوب مفرغ من الهواء *vacuum tube* وعادة يوجد بين المصعد والمهبط جهد تسريع *accelerated voltage* قيمته العملية ما بين (10-400 KV).



الشكل (4-6) يبين انبوبة الأشعة السينية

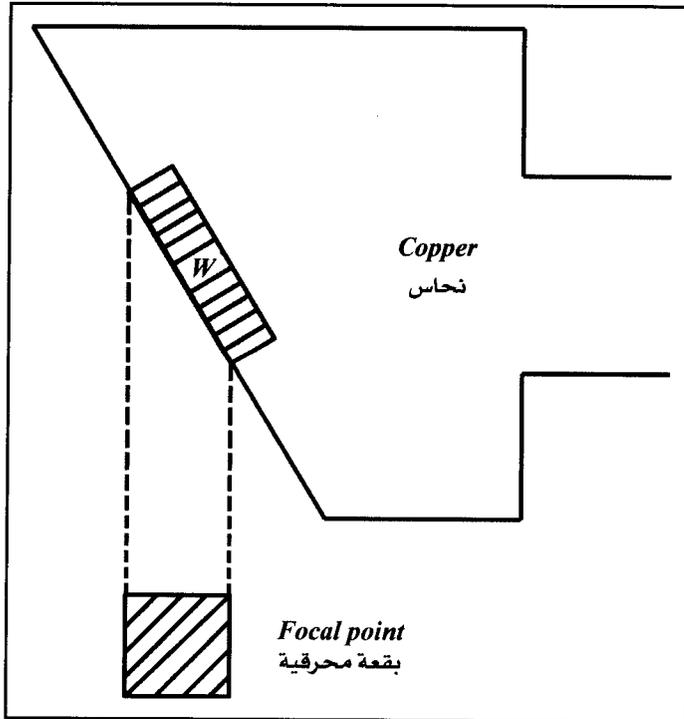
إن القيم الأكثر ارتفاعاً لا يمكن الحصول عليها بسبب العزل الكهربائي، كما أن الهدف هو عبارة عن صفيحة من التنغستين (اختير بسبب عدده الذري المرتفع  $74W$ ) ونقطة انصهاره المرتفعة أيضاً حيث تبلغ  $(3370^{\circ}C)$  وناقليته الحرارية الممتازة التي تسمح بانتشار الحرارة المتشعبة في الهدف من الحزمة الواردة).

وأن هذه الصفيحة تكون مائلة بالنسبة للحزمة الالكترونية الواردة بحيث تتخفض الأبعاد الظاهرية للهدف.

## الفصل الرابع: توليد الأشعة السينية وحزم الالكترونات

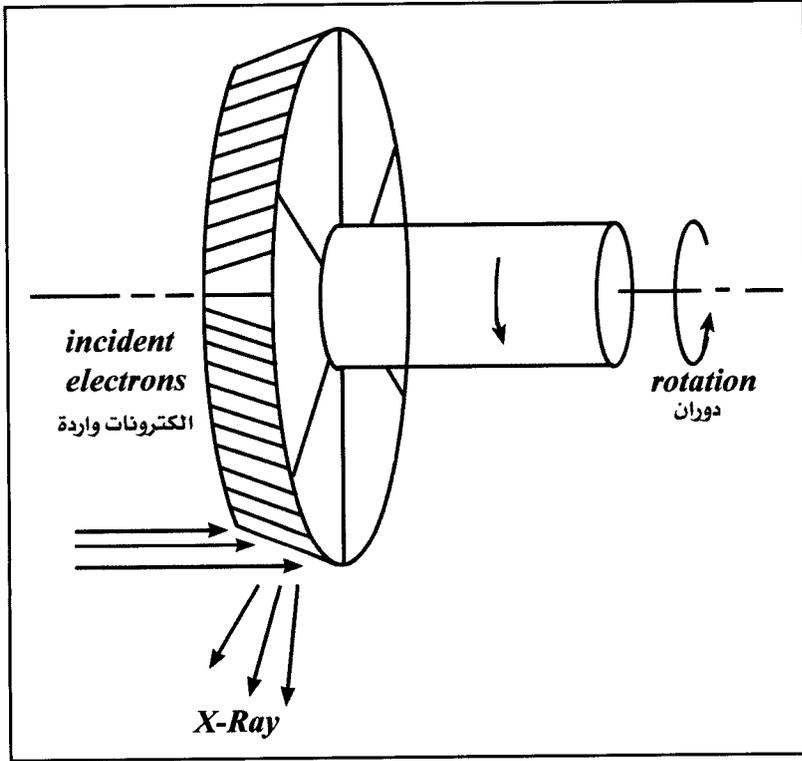
وتعتبر الأبعاد الظاهرية (بقعة محرقة *focal point*) عاملاً هاماً جداً في تحديد الصور الاشعاعية عند استخدام هذا النوع من الانبوب في التشخيص الاشعاعي.

كما أنه بموجب القدرة الحرارية للأنبوب، يتم تبريد الهدف بوضعه ضمن قالب نحاسي كما هو واضح في (الشكل 4-7)، أو بدوران تام للماء أو الزيت *cooling circuit* أو باستخدام تقنية المصعد الدوار *rotator anode* كما هو واضح في (الشكل 4-8)، كما يتم أيضاً وضع الانبوب في حجرة من الرصاص تحتوي على نافذة صغيرة تفيد في تحديد أبعاد حزمة الأشعة السينية.



الشكل (4-7)

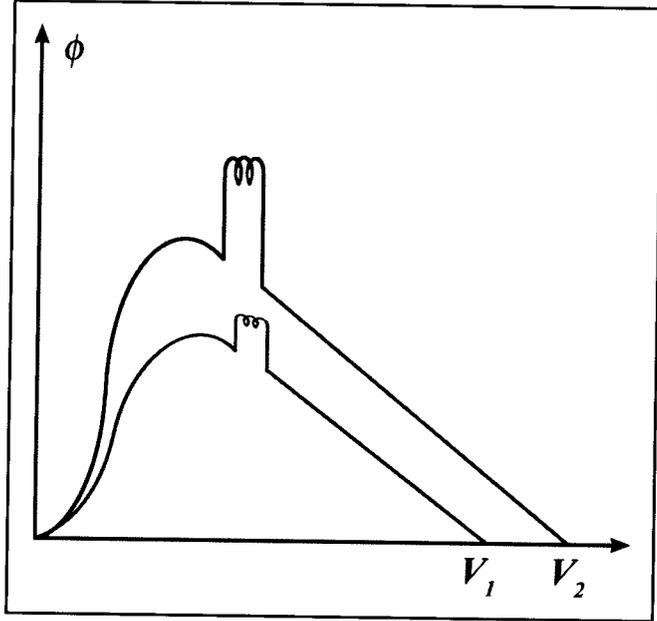
نلاحظ هنا أن فوتونات الأشعة السينية عمودية على محور حزمة الإلكترونات الواردة. كما أنه يمكن تغيير طيفها الصادر من الأنبوب بحسب رغبة المستخدم.



الشكل (4-8)

وبهدف توضيح عمل هذا النوع من اصدار الأشعة السينية نؤكد على النقاط الآتية:

أ- توتر التسريع ( $V$ ) (مقاساً بالفولت) يساوي عددياً الطاقة الحركية ( $E_0$ ) للإلكترونات الواردة مقاسة بالالكترون فولت. وهو يسمح بضبط الحد الأعلى لطيف الفوتونات كما هو موضح في (الشكل 4-9).



الشكل (4-9) يبين العلاقة ما بين  $\phi$  و  $V$

ب- يترجم تدفق الالكترونات ( $F$ ) الواردة بتيار ألكتروني بين المهبط والمصعد شدته متناسبة مع كل من ( $F$ ) شحنة الالكترون ( $e$ ) حيث إن:

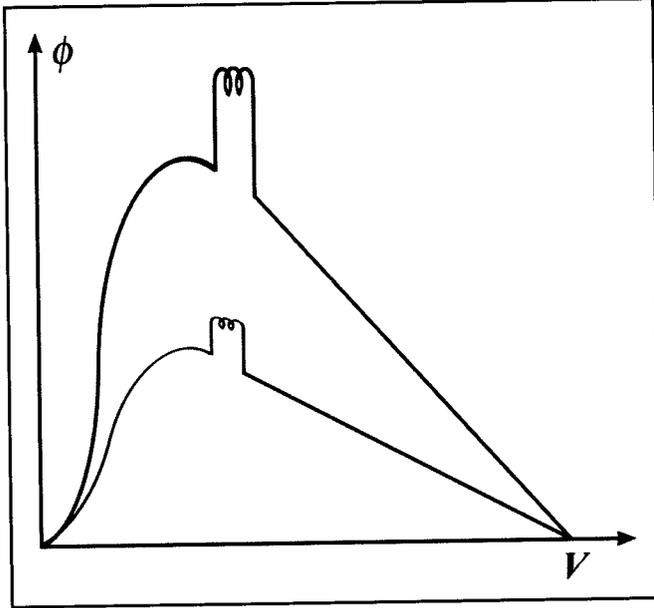
$$I = Fe \quad (4-6)$$

وبتغيير درجة حرارة فتيلة المدفع الالكتروني يتم ضبط مقدار ( $I$ ) شدة التيار وبالتالي تدفق الالكترونات ( $F$ ) وهذا بدوره يسمح بالتحكم في التدفق الطاقى الكلى ( $\phi$ ) للأشعة السينية الصادرة من الانبوب كما هو موضح في (الشكل 4-10) والمعطى بالعلاقة التالية:

$$\phi = \frac{I}{2} KFZE_o^2 = \frac{I k}{2 e} ZIV^2 \quad (4-7)$$

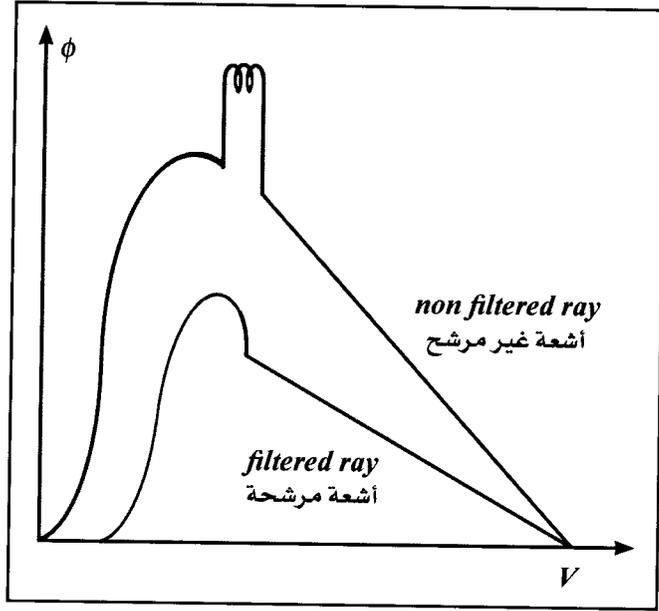
كما أنه خلال زمن قدره ( $t$ ) تصدر الطاقة:

$$W = \phi t = \frac{1}{2} \frac{k}{e} ZIV^2 t \quad (4-8)$$



الشكل (4-10) يوضح العلاقة ما بين درجة حرارة الفتيلة والتدفق الطاقى  $\phi$

ج- أخيراً فإن وضع المرشحات *filters* الانتقائية تسمح بتخامد الجزء الأقل طاقة للطفيف كما هو واضح في (الشكل 4-11) (إذا لم يتم ترشيح الحزمة فإن النسيج السطحية تلعب دور المرشح وتتلقى جرعة متزايدة غير نافعة سواء في التشخيص الإشعاعي *radiology* أو في المعالجة بالأشعة *radiotherapy*). هذا ويتم استخدام أنابيب الأشعة السينية في التنظير الإشعاعي *radioscopy* والتشخيص الإشعاعي *radiodiagnosis* والمعالجة بالأشعة. (والجدول 4-1) يحدد الميزات المتوسطة المستخدمة في كل حالة.



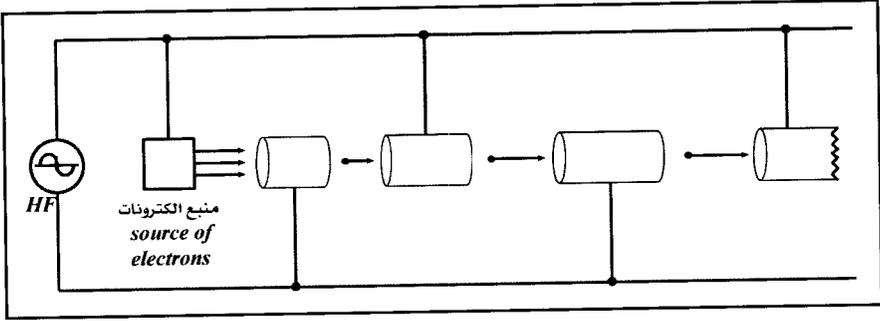
الشكل (4-11) يوضح دور المرشح

شدة التيار <i>Current Intensity</i> <i>mA</i>	فولتية التسريع <i>Voltage of Acceleration</i> <i>KV</i>	الإستعمال <i>Usage</i>
3-5	50	التظهير الإشعاعي <i>radioscopy</i>
15-500	100	التشخيص الإشعاعي <i>radiodiagnosis</i>
3-30	220	المعالجة بالأشعة <i>radio therapy</i>

جدول (4-1)

## 2- المسرعات الخطية *Linear Sccelearators* :

انظر ( الشكل 12-4 ) يقوم المسرع الخطي بتسريع الالكترونات الواردة على مراحل ، حيث لا تتطلب كل مرحلة إلا فرق جهد صغير جداً . وكما هي الحال في أنابيب الأشعة السينية، يتم الحصول على الالكترونات من فتيلة *Filament* مسخنة .



الشكل (12-4)

لكن يتم استخدام توتر تسريع متناوب ذو تردد عالي *High frequency* ( $3\text{GHz}$ )، يحدث تتابعاً سريعاً لتسارعات وإعاقة الالكترونات التي تتخلص من الحقل الكهرومغناطيسي *Electromagnetic Field* المعيق مارةً (خلال فترة زمنية حيث يكون للجهد اتجاه غير ملائم) إلى داخل الأنابيب الناقلة المتزايدة في طولها وبالمسافة الفاصلة بينها، لأن المسافة التي تقطعها الالكترونات خلال نصف دور الإعاقه تزداد مع السرعة المكتسبة خلال نصف دور التسريع. كما أن الطاقة الحركية التي تصل إليها الالكترونات الواردة يمكن أن تتغير من ( $40\text{MeV}$ ) هذا ويتم استخدام الالكترونات المسرعة مباشرة أو بعد تحويلها إلى فوتونات الأشعة السينية وذلك بوضع هدف على مسارها .

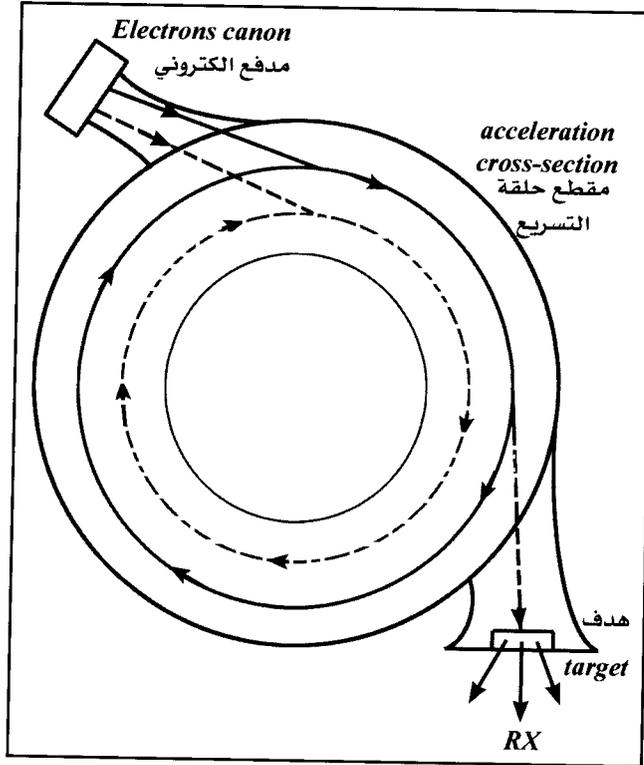
وبهذه الالكترونات ذات الطاقة العالية فإن فوتونات الأشعة السينية تصدر وفق اتجاه موازي لحزمة الالكترونات الواردة، كما أن المردود (الكفاءة) مرتفع ولا

## الفصل الرابع: توليد الأشعة السينية وحزم الالكترونات

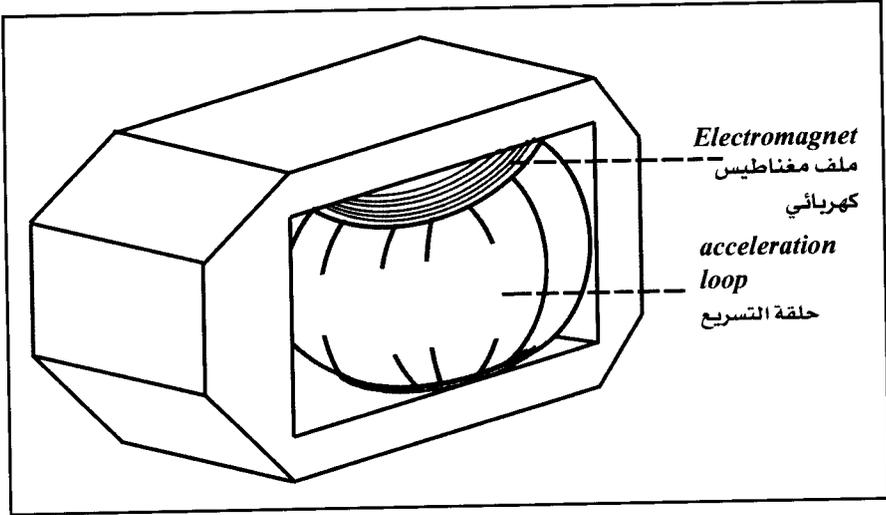
حاجة لتبريد الهدف. تستخدم السرعات الخطية بكثرة في المعالجة الإشعاعية  
.radiotherapy

وكمثال نستطيع القول: إنه على حقل أعظمي ( $40\text{cm} \times 40\text{cm}$ ) يسمح  
المسرّع الخطي السهمي من نوع ( $CGR$ ) بالحصول إما على حزم الالكترونات  
بطاقة حركية ( $7 - 40\text{MeV}$ )، وإما على حزم فوتونات بطاقة حركية ( $25\text{MeV}$ ).  
كما أن تدفق الجرعة على بعد ( $1\text{m}$ ) يمكن أن يصل حتى ( $4\text{Gy}/\text{min}$ ).

### 3- السرعات الدائرية (البيتاترونات) ( $Betatrons$ (Circular accelerators)) (الشكل 4-13)



الشكل (أ 4-13)



الشكل (ب 4-13)

تستخدم المسرعات الدائرية *Betatrions* بهدف تسريع الالكترونات، وذلك باستخدام المجال المغناطيسي *magnetic field* بدلاً من فرق الجهد. حيث إن الالكترونات المنتجة والمسرعة بفولتيه تتراوح ما بين (50-60 KV) تدخل في غرفة حلقيه من البورسلان مفرغة من الهواء *evacuated room*. وهناك ملف يسمح بتوليد مجال مغناطيسي متغير، بحيث يكون التحريض المغناطيسي ( $B$ ) عمودياً على الغرفة الحلقيه. كما أن المجال ( $B$ ) متغير بشكل جيبي *sinsoldail* تردده *frequency* من مرتبة (200 Hz).

إن الهدف من استخدام المجال المغناطيسي هو تسريع الالكترونات وإعطائها مساراً دائرياً داخل الحلقيه.

ويمكننا أن نبين بأن الالكترونات الداخلة في الوقت حيث ( $B=0$ ) تكون مسرعة خلال الربع الأول من دور اهتزازات التحريض المغناطيسي ( $B$ )، وهذا يعني حتى يصبح مقدار التحريض ( $B$ ) عند قيمته العظمى.

## الفصل الرابع: توليد الأشعة السينية وحزم الإلكترونات

---

كما يوجد ملف مغناطيسي مساعد يسمح في نهاية زمن التسريع بإخراج الإلكترونات من الغرفة الحلقية وتوجيهها إلى مكان استخدامها انظر (الشكل 4-13).

نشير هنا إلى أن المسرعات الدائرية لا تستخدم إلا في المعالجة بالأشعة، وهي أقل انتشاراً من المسرعات الخطية.

كما أنها بالحصول على الكترونات تصل طاقتها الحركية حتى ( $100 \text{ MeV}$ ) ويتم استخدام هذه الإلكترونات مباشرة أو بعد تحويلها إلى فوتونات كما هي الحال في المسرعات الخطية.