الباب الثالث

إنتاج الأنوية المشعة

Production of Radionuclides

1- التشعيع النيوتروني.

2- نظم مولدات الأنوية المشعة.

3- المعجلات الدائرية (السيكلوترون).

4- أي النظائر المشعة أنسب للاستخدام الطبي؟

* * *

أغلب النظائر المشعة طبيعيًّا ذات أعمار طويلة جدًّا، فمثلا العمر النصفي للنظير K^{40} حوالي 10^9 سنة، كما أنها عناصر ثقيلة، مثل: اليورانيوم، والراديوم، وليست ذات أهمية كبيرة في المجالات الحيوية. النظائر المشعة المستخدمة في الطب النووي الحديث هي في الأساس نظائر تصنيعية man - made (artificial).

الأنوية المشعة تتخلص من بعض طاقتها وصولًا إلى حالة الاستقرار والعملية العكسية تُستخدم للحصول على أنوية مشعة من أخرى مستقرة. يتم ذلك بقذف بعض الأنوية المستقرة بأنواع مختلفة من الجسيمات النووية ذات طاقة حركة عالية، وبهذه الطريقة تمكن العلماء من الحصول على أكثر من ألف وثلاثمائة نظير مشع. تتم هذه العملية؛ إما داخل مفاعل نووي nuclear reactor أو باستخدام أحد المعجلات النووية nuclear accelerators كالمعجل الدائري cyclotron.

هناك ثلاث طرق رئيسة لإنتاج الأنوية المشعة في مجال الطب النووي: التشعيع النيوتروني neutron activation داخل المفاعل النووي - مولدات الأنوية parent-daughter generator - المعجلات النووية الدائرية cyclotrons:

1- التشعيع النيوتروني

Neutron Activation

منذ سنين كثيرة تمدنا المفاعلات النووية بكميات كبيرة من النظائر المشعة المستخدمة في مجال الطب النووي، وبسبب استمرار أهميتها في هذا المجال نتعرض لها بالشرح بطريقة مختصرة.

يحتوي قلب المفاعل على كمية من الوقود النووي وهو عبارة عن نظير مشع قابل للانشطار غالبًا ما يكون يورانيوم مخصب enriched uranium (يورانيوم يحتوي على نسبة أعلى من U^{235} من تلك التي يتواجد بها في الطبيعة فاليورانيوم الخام أغلبه النظير غير المشع U^{238}). ينشطر اليورانيوم -235 تلقائيًّا ($T_{1/2} \approx 7\times10^8$ years) إلى نواتين

أصغر (1) متقاربتين في الكتلة بالإضافة إلى انطلاق اثنين أو ثلاثة من النيوترونات السريعة. لا يُعتبر الانشطار التلقائي لأنوية ^{235}U المصدر الفاعل للنيوترونات، أو الطاقة في عمليات الانشطار النووي، لكن النيوترونات المنطلقة منه تستحث مزيدا من أنوية اليورانيوم للانشطار فعندما تقتنص نواة اليورانيوم - 235 نيوترونًا، فإنها تتحول إلى يورانيوم – 236 التي تكون في حالة عالية من عدم الاستقرار:

$$^{235}U + n \rightarrow ^{236}U^{*}$$

بدلا من أن تتخلص نواة اليورانيوم $^{236}U^{*}$ من طاقتها الزائدة عن طريق إطلاق جسيمات ألفا أو بيتا، فإنها تنفلق إلى نواتين متقاربتين في الكتلة وينطلق اثنين أو ثلاثة من النيوترونات.

الوظيفة الأساسية للمفاعل النووي هي أن تكون عملية الانشطار النووي هذه تحت السيطرة، ذلك بأن تقوم النيوترونات الناتجة في الانشطار التلقائي أو المستحث بأن تستحث، في المتوسط، انشطارًا إضافيًّا واحدًا وبهذا نتجنب عملية انفجار ونحصل على تفاعل نووي متسلسل قائما بذاته nuclear chain reaction self-sustaining .

تستخدم بعض المواد الخفيفة، مثل: الجرافيت أو الماء الثقيل heavy water (ماء يحتوي على الديوتيريم $^{2}_{1}H$) لإبطاء النيوترونات السريعة حتى يتمكن مزيد من أنوية ^{235}U من أسرها وتتم عملية التحكم في عدد النيوترونات التي يتم أسرها باستخدام قضبان من مواد لها القدرة على امتصاص النيوترونات، مثل: الكادميوم أو البورون، ومن ثَم لا يصل التفاعل إلى حالة الانفجار.

تستخدم المفاعلات النووية كمصدر للنيوترونات التي تنطلق خلال عملية الانشطار. عندما تقتنص إحدى الأنوية المستقرة المعرضة لهذه النيوترونات أحدها تختل نسبة النيوترونات إلى البروتونات، وتصير النواة غير مستقرة متحولة إلى نظير مشع، وهذا ما يقصد بالتشعيع النيوتروني.

نوعان من التفاعل النووي، عادة ما يحدثان:

---

(1) هناك احتمال ضئيل جدا أن تنفلق نواة اليورانيوم – 235 إلى ثلاث أنوية متقاربة الكتلة ، هذا الاحتمال يصل إلى حوالي 4.3 انقساما ثلاثيًّا لكل مليون انقسام ثنائي.

النوع الأول: يحدث عند تعرض النواة المستقرة (النواة الهدف target nucleus) ${}^{A}_{Z}X$ إلى النيوترونات البطيئة (الصادرة من قلب المفاعل) أن تقتنص أحدها متحولة إلى حالة الاستثارة ${}^{A+1}_{Z}X^{*}$ وتتخلص النواة من حالتها تلك عن طريق انبعاث فوتون جاما γ ويُرمز لهذا التفاعل بـ:

$$ {}^{A}_{Z}X(n,\gamma)\ \ {}^{A+1}_{Z}X $$

لاحظ أن الرمز الأيسر يمثل النواة الهدف، وأن الرمز الأيمن يمثل الناتج، أما الرموز داخل الأقواس فتشير إلى نمط التفاعل (امتصاص نيوترون وانبعاث جاما). في هذا النوع من التفاعل النووي، النواة الهدف والنواة الناتجة نظيران لعنصر واحد. مثالا لهذا النوع من التفاعل، تحضير الكوبلت المشع ${}^{60}Co$ بتعريض الكوبلت المستقر ${}^{59}Co$ لسيل من النيوترونات البطيئة داخل المفاعل النووي:

$$ {}^{1}_{0}n + {}^{59}_{27}Co \rightarrow {}^{60}_{27}Co + \gamma $$

النوع الثاني: يحدث عند تعرض النواة المستقرة للنيوترونات السريعة فيكون التفاعل النووي أكثر عنفوانًا، وقد يتمكن النيوترون القادم بطاقة حركية عالية من أن يقذف بأحد البروتونات خارج النواة ويستقر مكانه، وفي هذه الحالة ينقص الرقم الذري بمقدار 1، ويبقى الرقم الكتلي دون تغير، ومن ثَم يتم الحصول على عنصر آخر، وتتخلص الذرة الناتجة من أحد إلكتروناتها لكي تبقى متعادلة. ويُرمز لهذا التفاعل بـ:

$$ {}^{A}_{Z}X(n,p)\ \ {}^{A}_{Z-1}Y $$

للنظائر المشعة الناتجة عن طريق التشعيع النيوتروني الصفات الآتية:

1- نظرًا لأن بعضها ينتج عن إضافة نيوترون تقع النواة الناتجة فوق خط الاستقرار (الباب الأول، الشكل (8-1)) وللعودة لهذا الخط تضمحل النواة عن طريق انبعاث جسيمات بيتا β^{-}.

2- أغلب النواتج تأتي عن طريق التفاعل (n,γ)، وبالتالي لا تكون خالية من الحامل not carrier free، ذلك لأن كل من النواة الهدف والنواة الناتج نظيران لنفس العنصر (النوع الأول)، أي عنصر كيميائي واحد.

القائمة (1-3): بعض النظائر المشعة المصنعة باستخدام التشعيع النيوتروني

النظير المشع	نمط التفاعل	نوع التفاعل
^{24}Na	(β^-,γ)	$^{23}Na(n,\gamma)^{24}Na$
^{32}P	β^-	$^{31}P(n,\gamma)^{32}P$
^{51}Cr	(EC,γ)	$^{50}Cr(n,\gamma)^{51}Cr$
^{59}Fe	(β^-,γ)	$^{58}Fe(n,\gamma)$
^{75}Se	(EC,γ)	$^{74}Se(n,\gamma)^{75}Se$
^{125}I	(EC,γ)	$^{124}Xe(n,\gamma)^{125}Xe \xrightarrow{EC} {}^{125}I$
^{131}I	(β^-,γ)	$^{130}Te(n,\gamma)^{131}Te \xrightarrow{\beta^-} {}^{131}I$

3- حتى إذا كان فيض النيوترونات كثيفًا، فإن نسبة التشعيع ضئيلة $1:10^6 - 10^9$ وبالتالي تكون النواتج ذات نشاط نوعي صغير.

توضح القائمة (1-3) بعض النظائر المشعة التي يمكن الحصول عليها عن طريق التشعيع

2- نظم مولدات الأنوية المشعة
Radionuclide Generator Systems

للحصول على جرعة إشعاعية صغيرة في الحدود الضرورية، صار الاحتياج إلى استخدام النظائر قصير العمر والأشد قصرا ultrashort – lived radionuclide أمس حاجة. تقدم مولدات الأنوية المشعة حلا مثاليًا لأهم مشكلتين أمام ذلك: تكلفة الإنتاج، والنقل لمكان الاستخدام.

مولد الأنوية عبارة عن نظير مشع عمره النصفي طويل نسبيًا، يُسمى الوالدة parent يضمحل إلى آخر عمره النصفي قصير، يُسمى المولودة daughter ولذلك يُطلق على هذا النظام مولد الوالدة – المولودة parent - daughter generator.

يمكن الحصول على النظير الوالدة كأحد نواتج الانشطار النووي، أو التشعيع النيوتروني حيث يسمح الطول النسبي لعمره النصفي لنقله بالقرب من مكان الاستخدام حيث يتم فصل النظير قصير العمر (المولودة) عن بقايا النظير الأول (الوالدة). يتواجد النظام الوالدة – المولودة في جهاز حاو يسمح بإجراء عملية فصل المولودة عن الوالدة كما يمكن تكرار عملية الاستحلاب replenished (الفصل) هذه كيميائيًّا باستخدام الكروموتوجراف column chromatography. يجب أن يتوفر في نظام مولد الأنوية عدة شروط أساسية:

1- أن يؤدي إلى الحصول على أنوية (الابنة) ذات نقاء كيميائي وإشعاعي radiochemical purity.

2- آمن سهل الاستخدام.

3- معقمًا.

4- مناسبًا لتجهيزه في صورة عقار radiopharmaceuticls.

5- توفر إمكانية الاستحلاب المتكرر.

6- يكون العمر النصفي للنواة المولودة أقل من 24 ساعة وإلا كان من الأفضل الحصول على النظير من مصادر تجارية.

تمثل القائمة (2-3) بعض مولدات الأنوية المستخدمة في مجال الطب النووي.

القائمة (2-3) : بعض مولدات الأنوية المستخدمة في مجال الطب النووي.

النواة الوالدة	T_p	النواة المولودة	نمط الاضمحلال	T_d	فوتون جاما الرئيس (keV)
^{99}MO	2.7 يوم	^{99m}Tc	IT	6 ساعة	140
^{113}Sn	118 يوم	^{113m}In	IT	1.7 ساعة	393
^{68}Ge	280 يوم	^{68}Ga	β^+	1.13 ساعة	511
^{132}Te	78 ساعة	^{132}I	β^+	2.3 ساعة	773

TI : انتقال داخلي Internal Transitio، T_p هي العمر النصفي للنواة الوالـدة و T_d هي العمر النصفي للنواة المولودة.

المولد موليبدينم – تكنيشيوم ^{99}Mo – ^{99m}Tc هو الأهم في مجال التـصوير النـووي. أن الطول النسبي لعمر (الوالدة) النظير ^{99}Mo (66 ساعة) يؤمِّن عملية النقل قريبًـا مـن مكان الاستخدام، والصفات الفيزيائية (للمولودة) للنظير ^{99m}Tc (يـضمحل عـن طريـق الانتقال الأيزوميري IT isomeric transition – يشع فوتونات جاما بطاقات مناسـبة (140kev) – عمر نصفي مناسب (6 ساعات)، تجعل مـن المولـد مولبـدينم – تكنيـشيوم الأكثر استخدامًا في مجال الطب النووي).

في نظم مولدات الأنوية، يمكن الربط بين نشاط الأنوية الوالدة ونـشاط الأنويـة المولـودة من خلال المعالجة الرياضية لاضمحلالهما:

يمكن وصف اضمحلال الأنوية الوالدة من خلال المعادلة:

$$\frac{dN_p}{dt} = -N_p\lambda_p \qquad (3-1)$$

أما الأنوية المولودة، فيمكن وصف اضمحلالها من خلال المعادلة:

$$\frac{dN_d}{dt} = N_p\lambda_P - N_d\lambda_d \qquad (3-2)$$

حيث N_p هو عدد الذرات (الأنوية) الوالدة، N_d هو عدد الأنوية المولـودة، λ_p هـو ثابت اضمحلال النظير " الوالدة" و λ_d هو ثابت اضمحلال النظير "المولـودة". في المعادلـة السابقة يمثل $N_p\lambda_p$ المعدل الذي تتكون به الأنوية المولودة (حيث تتخلق نتيجة اضـمحلال الأنوية الوالدة)، ويمثل $N_d\lambda_d$ المعدل الذي تختفي (تضمحل) به.

بحل (تكامل) المعادلتين التفاضليتين السابقتين، آخذين في الاعتبار الشروط الابتدائية:

N_p^0 عدد الأنوية (الذرات) الوالدة في البدايـة (بدايـة الرصـد)، وأن N_d^0 عـدد الأنويـة (الذرات) الموالودة في البداية، نحصل على:

$$N_d(t) = \frac{\lambda_p}{\lambda_d - \lambda_p} N_p^0 (e^{-\lambda_p t} - e^{-\lambda_d t}) + N_d^0 e^{-\lambda_d t} \qquad (3-3)$$

وهذه علاقة عامة بين عدد الأنوية المولودة والوالدة ويمكن صياغتها أيضا كعلاقة بين نشاطي النظيرين، فكما أسلفنا، يُعرف النشاط A activity على أنه متوسط معدل الاضمحلال، $A = \Delta N / \Delta t$، ومن ثَم:

$$A = \frac{\Delta N}{\Delta t} = \lambda N \qquad (3-4)$$

إذن:

$$N = \frac{A}{\lambda} \qquad (3-5)$$

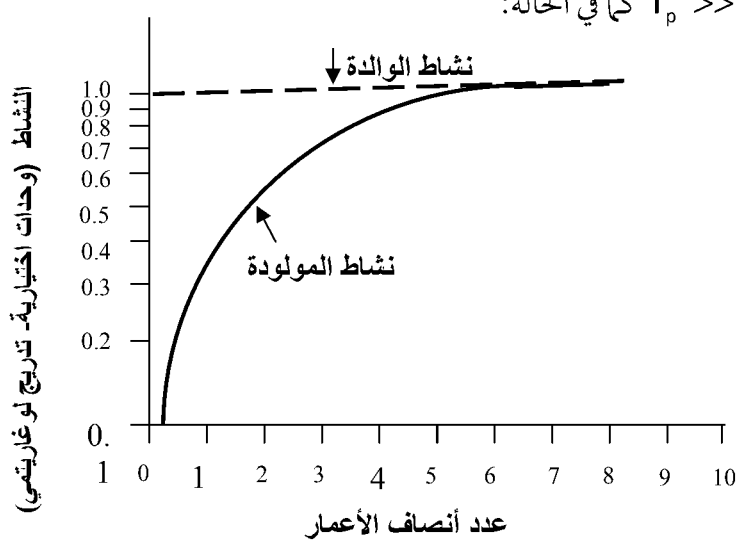
بالتعويض من المعادلتين السابقتين في المعادلة (3 – 3) نحصل على:

$$A_d(t) = \frac{\lambda_p}{\lambda_d - \lambda_p} A_p^0 (e^{-\lambda_p t} - e^{-\lambda_d t}) + A_d^0 e^{-\lambda_d t} \qquad (3-6)$$

وهذه هي العلاقة العامة بين نشاطي النظيرين. ثَمة حالات خاصة:

أ- الاتزان الأبدي Secular Equlibrium

يحدث عندما يكون العمر النصفي للوالدة T_p أكبر كثيرًا من العمر النصفي للمولودة T_d، $T_p >> T_d$ كما في الحالة:



شكل (3 – 2). نموالأنوية المولودة في حالة ما تكون $T_p >> T_d$ وصولا إلى الاتزان الأبدي

$^{226}Ra(T_{ph} = 1620\,yr) \rightarrow {}^{222}Rn(T_{ph} = 4.8days)$ ونظـــــــــرًا لأن $\lambda = 0.693 / T_{ph}$، فيكـون ثابـت اضـمحلال الأنويـة الوالـدة أقـل كثـيرًا مـن ثابـت اضمحلال الأنوية المولودة، $\lambda_p << \lambda_d$ وعلى هـذا يمكـن وضـع $\lambda_p \approx 0$ في المعادلـة (3 – 6) مع إهمال الحد الثاني فيها لتصير:

$$A_d \approx A_p^0 (1 - e^{-\lambda_d t}) \qquad (3 - 7)$$

يوضـح الـشكل (2 – 3) نمـو نـشاط الأنويـة المولـودة buldup of daughter activty كدالة في الزمن، وذلك طبقا للمعادلة (7 – 3). بعد فترة زمنيـة تـساوي العمـر النصفي للمولودة يصير:

$$\frac{N_d}{N_d^0} = \frac{A_d}{A_d^0} = e^{-\lambda_d T_{ph}} = 1/2$$

بالتعويض في المعادلة (7 – 3) يصير:

$$A_d(T_{ph}) = A_p^0(1-1/2) = A_p^0/2$$

وبعد ضعف العمر النصفي يصير $A_d \approx (3/4)A_p$، وهكذا وبعد زمـن طويـل جـدًّا يصبح $e^{-\lambda_d t} \approx 0$، ومن ثَم $A_d \approx A_p$، وعندما يتحقق هذا الشرط نـصل إلى مـا يُـسمى الاتزان الأبدي.

ب– الاتزان الانتقالي Transient Equlibrium.

يحدث هذا عندما يكون العمر النصفي للأنوية الوالدة أكبر مـن العمـر النـصفي للأنويـة المولودة، ولكن ليس أكبر جدا، $T_p > T_d$ وعلى هذا يكون $\lambda_d > \lambda_p$ ، ولكننا لا يمكننـا إهمال نشاط الأنوية الوالدة خلال فترة الملاحظة (إجـراء القياسـات) وعـلى هـذا لا يمكـن تبسيط المعادلة (7 – 2) بوضع $\lambda_p \approx 0$ كما فعلنا في الحالة السابقة.

يمثـــــــــل اضـــــــــمحلال الموليبـــــــــدينم إلى التكنيـــــــــشيوم $^{99}Mo\ (T_{1/2} = 66hr) \rightarrow {}^{99m}Mo(T_{1/2} = 6hr)$ مثـالًا نمطيًّـا للاتـزان الانتقـالي. الـشكل

(3 – 3) يوضح نمو واضمحلال الأنوية المولودة لحالة فرضية يكـون فيهـا $T_p = 10T_d$ (وهي بالطبع، قريبة مـن حالـة $^{99}Mo \rightarrow ^{99m}Tc$). يتزايـد نـشاط الأنويـة المولـودة A_d حتى تأتي فترة تزيد فيها على نشاط الأنوية الوالدة A_p لتبلغ قيمة قصوى، لا تلبـث بعـدها أن تتناقص (لكنها تظل أكبر من A_p – انظر الشكل) ليصير بعد ذلك منحنيا الاضـمحلال لكل من الأنوية الوالدة والمولودة متوازيين أي كلا النشاطين يتناقص بـنفس المعـدل. حينئـذ يقال: إن الأنوية المولودة والوالدة في حالة اتزان انتقالي، وتكون النسبة بـين النـشاطين ثابتـة. هذه النسبة الثابتة يمكن الحصول عليها من مبادئ علم التفاضل، حيث يكـون $\frac{dA_d}{dt} = 0$ عند وصول A_d إلى قيمتها العظمى. بتطبيق هذا الشرط على المعادلـة (3 – 6) آخـذين في الاعتبار أن: $\lambda_p < \lambda_d$:

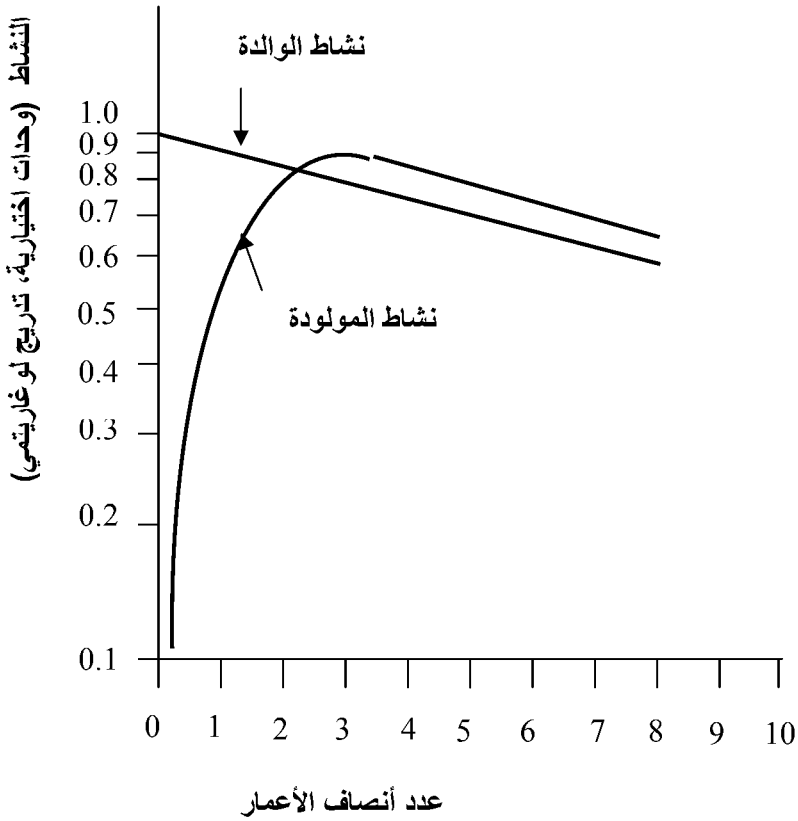
$$\frac{dA_d}{dt} = 0 = A_p^0\left(\frac{\lambda_d}{\lambda_d - \lambda_p}\right)[-\lambda_p e^{-\lambda_p t} + \lambda_d e^{-\lambda_d t}] - A_d^0 \lambda_d e^{-\lambda_d t}$$

بإهمال الحد الأول داخل القوسين المربعين (لأن $\lambda_p < \lambda_d$)، نحصل على:

$$A_p\left(\frac{\lambda_d}{\lambda_d - \lambda_p}\right)[\lambda_d e^{-\lambda_d t}] - A_d \lambda_d e^{-\lambda_d t} = 0$$

بالقسمة على $e^{-\lambda_d t}$ نحصل على:

$$\frac{A_d}{A_p} = \frac{\lambda_d}{\lambda_d - \lambda_p} \qquad (3 - 8)$$

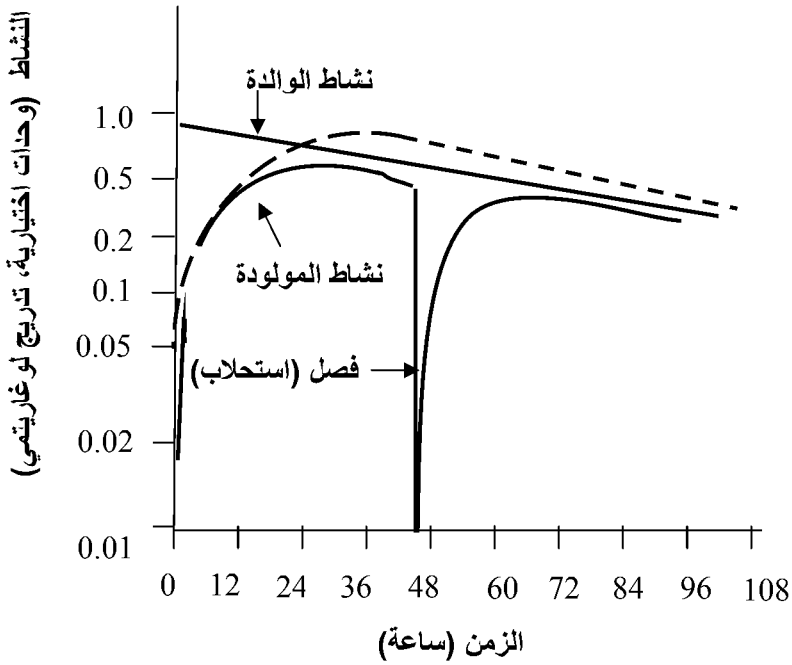


شكل (3 – 3): نموالأنوية المولودة في حالة ما تكون $T_p = 10T_d$ وصولا إلى الاتزان الانتقالي

كما أسلفنا، يمثل الشكل (3 – 3) حالة قريبة الشبه بالمولد $^{99}Mo \rightarrow ^{99m}Tc$ غير أنه يجب الأخذ في الاعتبار أنه فقط حوالي 87% من أنوية ^{99}Mo هي التي تضمحل إلى الحالة شبه المستقرة ^{99m}Tc وعلى هذا لابد من الضرب في هذا المعامل عند حساب النشاط (شكل (4 – 3)).

شكل (4 – 3) يوضح ما يحدث بالفعل في حالة المولد $^{99}Mo(T_{1/2} = 66hr) \rightarrow ^{99m}Tc(T_{1/2} = 6hr)$ حيث يكون الجزء الأيسر من الشكل

هو نفسه الشكل (3 – 3) والجزء الأيمن هو تكرار له بعد الفصل الأول للأنوية المولودة لتبدأ عملية النمو من جديد وتصل إلى أقصاها، وهكذا.



شكل (4 – 3) نمو واضمحلال الأنوية المولودة ^{99m}Tc في حالةالمولد $^{99}Mo \rightarrow ^{99m}Tc$. المنحني المتقطع هو المنحنى النظري لنشاط ^{99m}Tc في حالة اضمحلال ^{99}Mo إلى ^{99m}Tc بنسبة 100٪ بدلًا من النسبة الفعلية 87٪.

مولدات $^{99}Mo \rightarrow ^{99m}T$ المتوفرة تجاريًّا تكون معقمة sterilized ومدرعة shielded وتُدار آليًّا والفترة الزمنية لاستخدامها في حدود الأسبوع حيث تستنفد بعد ذلك.

إحدى مشاكل المولدات $^{99}Mo \rightarrow ^{99m}T$ عند استحلاب ^{99m}T هي حدوث استحلاب جزئي للنظير ^{99}Mo. تستوجب شروط الأمان أن تكون كمية ^{99}Mo في حدها الأدنى فطبقا للقواعد المعمول بها لا يجب أن لا تزيد نسبة المولبدنيم عن 1μCi في كل mCi من التكنيشيوم، $1\mu Ci^{99}Mo/mCi^{99m}T$، أي 1:1000 وأن لا تزيد كمية ^{99}M في كل جرعة يتم تناولها عن 5μCi.

3- المعجلات الدائرية (السيكلوترون)
Cyclotron

تُستخدم معجلات الأجسام المشحونة لتعجيل بعض الجسيمات النووية المشحونة، مثل: البروتونات (نواة ^1H) والديوترونات deuterons (نواة ^2H) والتريتونات tritons (نواة ^3H)، وجسيمات ألفا α particles (نواة ^4He) إلى سرعات عالية جدًّا، ومن ثَم إلى طاقات عالية جدا في المدى (10 – 20 MeV) حتى يتمكن الجسيم المُعَجل من اختراق مجال كولوم التنافري المحيط بالنواة. إذا ما وُجهت هذه الجسيمات المشحونة المُعَجلة إلى نواة هدف target، فقد تُحدث تفاعلًا نوويًّا ومن ثَم قد تتحول النواة الهدف من نواة مستقرة إلى أخرى مشعة radionuclide . لقد استُخدمت معجلات فان دي جراف Van de Graaff accelerators والمعجلات الخطية Linear accelerators والمجلات الدائرية في عمليات التعجيل تلك.

بالرغم من تزايد استخدام المعجل الخطي في المستشفيات لبساطة تركيبه والانخفاض النسبي في التكلفة يظل السيكلترون المعجل الأساس في الحصول على النظائر المشعة في المجال الطبي.

قبل قرابة الخمس عقود اقتصر استخدام السيكلوترون على الدراسات البحثية في مجال الفيزياء النووية، وغلبت عليها حينئذ طابع الضخامة، وفي السبعينات من القرن الفائت بدأ بناء عدد من السيكلوترونات للأغراض الطبية وكانت في عمومها صغيرة الحجم compact أو متوسطة وحديثًا اتسع نطاق استخدام هذا النوع من المعجلات في المستشفيات والمعاهد الطبية ومصانع العقاقير، وذلك أساسا لإنتاج الأنوية المشعة ذات الأعمار القصيرة المستخدمة في عمليات التصوير النووي، ثم يأتي في مرتبة تالية في الأهمية الاستخدام العلاجي radiotherapy بالنيوترونات والجسيمات المشحونة، ذلك فضلا عن استخدام التشعيع النيوتروني كوسيلة للتحليل المادي للأنسجة.

في هذا المبحث نتناول الأسس النظرية التي يقوم عليها المعجل الدائري ونقدم وصفًا لأجزائه المختلفة وملحقاته ووظيفة كل منها، ونقدم المواصفات المعملية التي يجب توافرها حتى يتسنى القيام بالوظائف المختلفة، ثم نتناول بالشرح بعض التطبيقات الطبية.

3-1 حركة شحنة كهربية في مجال مغناطيسي

إذا دخلت شحنة كهربية q مجالا مغناطيسيًّا شدته B بسرعة V، فإنها تنحرف عن مسارها مما يدل على أن هناك قوة ما F تؤثر عليها مسببة هذا الانحراف. إذا جربنا تغيير

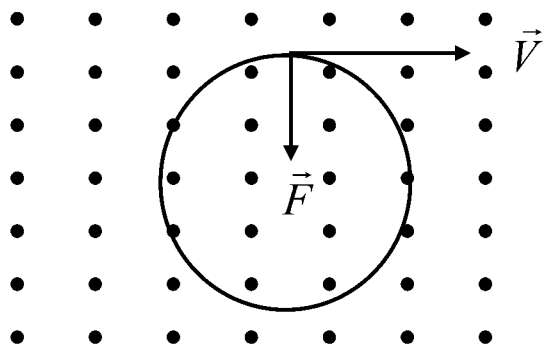
اتجاه السرعة التي تدخل بها الشحنة إلى المجال المغناطيسي وجدنا أنه في جميع الحالات يكون اتجاه القوة التي تؤثر على الشحنة التي تسبب هذا الانحراف عموديًّا على كل من اتجاهي السرعة والمجال المغناطيسي. كذلك، نجد أن الشحنة لا تعاني انحرافا إذا ما قُذفت في نفس اتجاه المجال، أي إذا كانت V في نفس (أو عكس) اتجاه B وأن انحراف الشحنة يبلغ قيمته العظمى عندما تكون V عموديًّا على B. تتناسب القوة المغناطيسية التي تسبب الانحراف مع الكميات الثلاث q ، V و B:

$$F = qVB \qquad (3-9)$$

في واقع الحال يمكن التوصل إلى صيغة عامة للقوة التي يؤثر بها مجال مغناطيسي على شحنة كهربية تتحرك فيه باستخدام تعريف الضرب الاتجاهي:

$$\vec{F} = q(\vec{V} \times \vec{B}) \qquad (3-10)$$

هذه المعادلة تقرر السلوك الفعلي التي ذكرنا سلفًا، فقيمة القوة طبقا لخواص الضرب الاتجاهي هي $F = qVB\cos\theta$ ، حيث θ هي الزاوية بين اتجاهي السرعة والمجال المغناطيسي، وتبلغ أقصاها عندما تكون $\theta = 90^\circ$، أي عندما تتعامد $\vec{V}$ على $\vec{B}$، كما تقرر أن القوة $\vec{F}$ عمودية على كل من $\vec{V}$ و $\vec{B}$ ، وهذا ما حدث عمليًّا.



شكل $(3-5)$ القوة التي تؤثر على شحنة تتحرك بسرعة $\vec{V}$ في مجال مغناطيسي عمودي على مستوى الصفحة وللخارج.

الشكل (3 – 5) يمثل دخول شحنة موجبة q بسرعة $\vec{V}$ إلى مجال مغناطيسي $\vec{B}$ (عمودي على الصفحة متجها للخارج، ممثل بنقاط (□)). تكون القوة المؤثرة على الشحنة عمودية على كل من $\vec{V}$ و $\vec{B}$، وفي هذه الحالة تقع في مستوى الصفحة وتشير نحو المركز (انظر الشكل)، وعلى هذا تتحرك الشحنة تحت تأثير هذه القوة في مسار دائري.

بتحرك الشحنة في مسار دائري تقع تحت تأثير قوة طاردة مركزية centrifugal force والتي تتناسب طرديًّا مع كل من مربع سرعة الشحنة وكتلتها m وعكسيا مع نصف قطر المسار الدائري الذي تتحرك فيه r. في حالة دوران الشحنة في مدار ثابت stationary تتساوى القوتان، القوة المغناطيسية وقوة الطرد المركزية:

$$qVB = \frac{mV^2}{r} \qquad (3-11)$$

ومن ثَم يكون نصف قطر المسار:

$$r = \frac{mV}{qB} \qquad (3-12)$$

تتحرك الشحنة بسرعة زاوية ω (معدل تغير الإزاحة الزاوية بالنسبة للزمن) تُعطى بالعلاقة:

$$\omega = \frac{V}{r} = \frac{qB}{m} \qquad (3-13)$$

ويكون التردد ν (عدد الدورات التي تعملها الشحنة في الثانية):

$$\nu = \frac{\omega}{2\pi} = \frac{qB}{2\pi m} \qquad (3-14)$$

يُشار للتردد كما يُعطى بالعلاقة السابقة بالتردد السيكلوتروني cyclotron frequency.

تقرر المعادلة (3 – 14) أن عدد الدورات التي يعملها الجسيم في الثانية لا يتوقف على سرعته (لا تظهر V في المعادلة) لكن عند ثبات شدة المجال المغناطيسي B، إذا تحرك الجسيم على دائرة نصف قطرها كبير كانت سرعته كبيرة، وإذا تحرك على دائرة نصف قطرها

---

(1) تمثل العلامة ● الاتجاه للخارج (رؤية سهم من الأمام) والعلامة × الاتجاه للداخل (رؤية سهم من الخلف).

أصغر كانت سرعته أبطأ (المعادلة (12 – 3)) بيد أنه في الحالتين يقطع المسارين في نفس الزمن – الزمن الذي يأخذه الجسيم لقطع دورة كاملة، الزمن الدوري T يساوي مقلوب التردد، $T = 1/\nu$.

2-3 المركبات (المكونات) الأساسية للمعجل الدائري

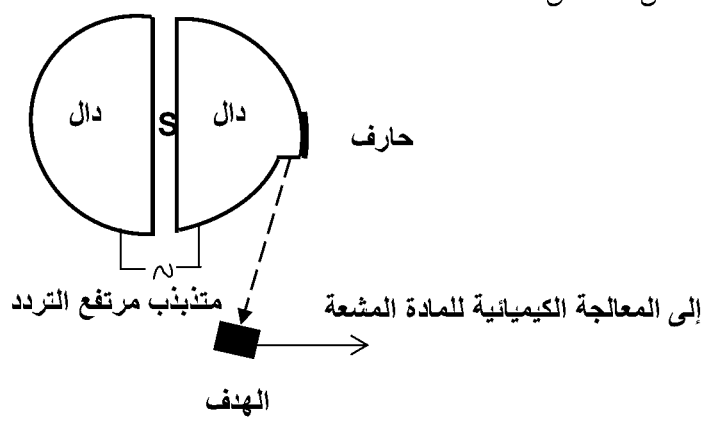
تشترك المعجلات الدائرية فيما بينها في المركبات الأساسية الآتية:

المغناطيس الكهربي Electromagnet:

والذي يبلغ نصف قطر كل من قطبيه في معجل طبي صغير الحجم 90 – 100 cm ويبلغ متوسط شدة مجاله 18 K gauss، وتقترب كتلته من 25 طن ويكون موضعه في المعجل بحيث يقع الدالان (مثنى الحرف د) بين فكيه (قطبيه).

الدالان (1) The Dees:

قطعتان مجوفتان مصنوعتان، في معظم الأحيان من النحاس، على شكل قطاعين دائرين متقابلين يأخذان شكل الحرف D يقعان بين فكي (قطبي) المغناطيس الكهربي بينهما فاصل صغير يقع في مركزه مصدر للأيونات ion source (الجسيمات المشحونة التي سوف تعجل (الشكل (6-3)).



الشكل (6 – 3) شكل تخطيطي للأجزاء الرئيسة لسيكترون

(1) نظرا لتشابه الحرف د باللغة العربية في الشكل مع الحرف D باللغة الانجليزية، ترجمنا Dee إلى الدال.

نظام التعجيل Accelerating System:

يتصل بالدالين متذبذب كهربي electric oscillator لتوفير فرق الجهد المتذبذب لتعجيل الجسيم المشحون عند مروره من أحد الدالين للآخر. تتغير إشارة الجهد بين الدالين أكثر من مليون مرة في الثانية الواحدة.

مصدر الأيونات Ion Source:

يقوم بإمداد نظام التعجيل بالأيونات (الجسيمات المشحونة). غالبا ما يُستخدم قوس كهربي داخل غاز electrical arc in a gas لتوفير الأيونات حيث تنطلق إلكترونات عالية الطاقة لإحداث التأين، يُستخدم غاز الهيدروجين عندما يكون الجسيم المراد الحصول عليه بروتونا ($^{1}_{1}H^{+}$) ويستخدم الديوتيريم للحصول على اليوترونات ($^{2}_{1}H^{+}$)، كما يُستخدم الهليوم للحصول على جسيمات ألفا ($^{4}_{2}He^{++}$).

الهدف The Target:

تلك المادة التي تُقذف بواسطة الجسيمات المعجلة لتحويلها إلى نظير مشع، وقد يتواجد الهدف داخل المعجل internal target، وقد يكون خارجه external target حيث يُمرر شعاع الجسيمات المعجلة إلى خارج المعجل خلال أنبوب رقيق من المعدن، ولوجود الهدف خارج المعدل ميزات، ففضلًا عن سهولة استبداله بآخر، فإنه يمكن استخدام أهداف سائلة أو غازية بالإضافة إلى الأهداف الصلبة، والتي يمكن أن تكون على صورة رقائق أو مسحوق. في حالة استخدام أهداف صلبة يجب توفير نظام تبريد حتى لا ينصهر الهدف.

ينتقل الهدف بعد تشعيعه إلى الخلايا النشطة Hot Cells باستخدام عربات صغيرة تسير على قضبان في ممر مدرع يتم التحكم في حركتها عن بعد remotely controlled shielded railway system. الخلايا النشطة عبارة عن كبائن مدرعة تربط بين المعجل والمنشآت الملحقة، حيث يتم تعامل المختص مع المادة المشعة عن طريق أذرع ميكانيكية، ومن ثَم نقل العينة النشطة للتعامل معها كيميائيًا وإعدادها للتعاطي.

تتوقف جودة الهدف على عدة عوامل: طبيعة مادة الهدف - طريقة استخلاص النواتج المشعة، فضلا عن سمك الهدف وكفاءة نظام التبريد.

3-3 كيفية عمل المعجل الدائري

تتواجد مركبات المعجل الدائري (الشكل (3-6)) في حيز مفرغ من الهواء (10^{-6} mmHg ≈)، ذلك للحد من تصادم الجسيمات المعجلة مع جزيئات الهواء، فلا تتشتت ولا تفقد سرعتها ومن ثَم طاقتها.

إذا صادف الجسيم المشحون عند خروجه من المصدر (S) جهدًا سالبًا للدال الذي يقابله، تم تعجيله نحو هذا الدال فيلج فيها، ويكون أثناء حركته داخلها في مأمن من تأثير المجالات الكهربية، حيث توفر الجدر المعدنية للدال هذه الحماية. حينئذ يتحرك الجسيم المشحون داخل الدال تحت تأثير المجال المغناطيسي العمودي (على المستوى الذي يتحرك فيه الجسيم (الشكل (3 – 5)) الناتج عن المغناطيس الكهربي في مسار دائري نصف قطره r طبقا للمعادلة (3 – 12):

$$r = \frac{mV}{qB} \qquad (3-12)$$

بعد فترة زمنية محددة t_0 يخرج الجسيم من هذا الدال وبفرض أن الجهد المعجل (الذي يوفره المتذبذب الكهربي) غير إشارته لتكون سالبة على الدال الثاني لحظة خروج الجسيم من الدال الأولى يتم تعجيله مرة أخرى، ويدخل مخترقا الدال الثاني متحركًا في مسار دائري نصف قطره أكبر لأن سرعته عن التعجيل الثاني زادت (المعادلة (12 – 3)). إن الزمن اللازم لقطع المسار داخل الدال الثاني يظل كما هو t_0 حيث لا يتوقف التردد ν، ومن ثَم الزمن الدوري τ $(\tau = 1/\nu)$ على السرعة (المعادلة (3–14)) . تستمر عملية التعجيل هذه في كل مرة يترك الجسيم دالا ليدخل أخرى حتى يصل المسار الدائري له إلى الحافة الخارجية لإحدى الدالين حيث يُنتزع خارج المسار باستخدام لوح مشحون عند هذا الموضع يُسمى الحارف deflector (الشكل (3 – 6)).

بعد خروج شعاع الجسيمات من المسار الدائري يمكن فلقه إلى عدة أشعة حيث يتم تركيز وتوجيه هذه الأشعة باستخدام مجالات مغناطيسية فرعية magnetic focusing إلى عدة أهداف للقيام بالوظائف المختلفة كإنتاج الأنوية المشعة ذات الأعمار القصيرة أو للاستخدام العلاجي.

كما يتضح مما تقدم أن الشرط الضروري لعمل المعجل هو أن يكون التردد الدائري ν للجسيم المشحون - عدد الدورات التي يقطعها في الثانية (المعادلة (14 – 3)) - مساويًا لتردد المتذبذب الكهربي ν_0 الذي يمد الدالين بفرق الجهد المتذبذب اللازم لإتمام عملية التعجيل، وتردد المتذبذب هنا يعني عدد المرات التي تتغير فيها إشارة الجهد على الدال في الثانية الواحدة . هذا الشرط التوافقي ضروري حتى يتوفر للجسيم المشحون (الأيون الموجب) عند خروجه من أحد الدالين الجهد (السالب) لإحداث مزيد من التعجيل في كل مرة يمر بدال وإلا (أي في حالة عدم تحقق هذا الشرط) اضمحلت حركة الجسيم ويتوقف. الشرط التوافقي هو إذن:

$$\nu = \nu_0 \qquad (3-15)$$

شرط التوافق (الرنين) - المعادلة (15 – 3) - يعني أن إضافة المزيد من الطاقة الحركية لتعجيله يتم عند التردد ν_0، تمامًا كما يحدث في حالة الأرجوحة فلإضافة المزيد من طاقة الحركة لها وقذفها أبعد لابد من دفعها بتردد يساوي تردد حركتها.

من المعادلتين (14 – 3) و(15 – 3) نحصل على:

$$\nu_0 = \frac{qB}{2\pi m} \qquad (3-16)$$

هذه العلاقة تقرر أنه في حالة جسيم بعينه، حيث تكون الكمية $\frac{q}{2\pi m}$ ثابتة، تصبح شدة المجال المغناطيسي B هي الكمية الوحيدة التي يمكن تغييرها (ضبطها) للحصول على شرط الرنين، ومن ثَم شرط تشغيل المعجل.

ثمة خاصية أخرى يمكن إيضاحها، بالتعويض عن نصف قطر المسار الدائري بأقصى قيمة له، تلك القيمة التي يخرج بها من المسار الدائري منطلقا للهدف، أي نصف قطر الدال ولتكن حينئذ $r = R$. من المعادلة (12–3) تكون السرعة الخطية التي ينطلق بها الجسيم تاركا الدال (المعجل) :

$$V = \frac{qBR}{m}$$

ومن ثَم تكون طاقة الحركة التي ينطلق بها الجسيم المعجل:

$$EK = \frac{1}{2}mV^2 = \frac{(qBR)^2}{2m}$$

وهذه العلاقة تقرر أنه عند ثبات شدة المجال المغناطيسي B تتوقف طاقة الحركة لجسيم معين (الكمية $\frac{q}{m}$ ثابتة)، فقط على نصف قطر الدال R.

هناك بعض المصاعب التي تظهر عند الحاجة لتعجيل الجسيمات المشحونة لطاقات عالية جدًّا. يرجع ذلك إلى اعتبار ما توصلنا إليه سابقًا من أن التردد لا يتوقف على سرعة الجسيم (المعادلة (14 – 3)). هذا الفرض صحيح فقط في حالة السرعات الأقل كثيرا من سرعة الضوء، حيث تم معالجة العلاقات السابقة من خلال الميكانيكا الكلاسيكية، لكن عند الطاقات العالية حيث تقرب سرعة الجسيم من سرعة الضوء لابد من تطبيق قوانين النظرية النسبية، حيث تتوقف كتلة الجسيم على سرعته؛ فهي تزيد بزيادة السرعة، وحينئذ يتناقص التردد (المعادلة (14 – 3)) وهذا بدوره يؤدي إلى الإخلال بالشرط التوافقي حيث لا يتوافق تردد الجسيم مع تردد المتذبذب الكهربي، وتتوافق زيادة طاقة الحركة للجسيم المُعَجل. ولتعويض النقص الحادث في التردد الناتج عن زيادة كتلة الجسيم يجب زيادة شدة المجال المغناطيسي (المعادلة (14 – 3)).

4-3 نواتج السيكلوترون

Cyclotron-Produced Radionuclides

يُنتج السيكلوترون العديد من النظائر المشعة المستخدمة في مجال الطب النووي. القائمة (3-3) تلخص بعض الخواص العامة للعديد من هذه النواتج. ثمة قواسم مشتركة لهذه النواتج:

1- تُستخدم شحنات موجبة (غالبًا بروتونات أو ديوترونات) لقذف الهدف لتحويله إلى مادة مشعة. إقحام بروتونات داخل النواة يجعلها تقع أسفل خط الاستقرار line of stability (الشكل (8-1)- الباب الأول)، مما يجعل هذه النواتج تضمحل بطريقة تؤدي بها إلى الوصول لخط الاستقرار، وعلى هذا تضمحل هذه النواتج أساسًا عن طريق الانبعاث البوزوتروني β^+، أو القنص الإلكتروني EC.-2.

إضافة بروتونات إلى النواة يغير العدد الذري (عدد البروتونات)، وبهذا تختلف النواتج ومادة الهدف مما يسهل عملية الفصل بينهما والحصول على منتج بدون حامل – carrier free .

3- كمية النظير المشع التي تنتج باستخدام السيكلوترونات تقل عن تلك التي يمكن الحصول عليها من المفاعلات النووية. مرد ذلك سببان: الأول، صغر مساحة مقطع التشعيع activation cross section للجسيمات المشحونة مقارنة بالنيوترونات (وسيلة التشعيع المستخدمة في المفاعلات النووية)، والثاني انخفاض كثافة شعاع الجسيمات المشحون beam density (المستخدمة في السيكلوترونات) عن كثافة شعاع النيوترونات (المستخدم في المفاعلات).

تُفضل النظائر المشعة التي ينتجها السيكلوترون في مجال الطب النووي للعديد من الأسباب:

1- أنسب في إجراء التصوير النووي، ذلك لارتفاع نسبة الفوتونات إلى الجسيمات photon/particle ratio فهذا ما يميز الاضمحلال البوزوتروني β^+ أوالقنص الإلكتروني EC الذي تضمحل من خلاله هذه الأنوية.

2- تمثل بعض الأنوية قصيرة العمر ، من إنتاج السيكلوترون، مثل $^{13}N(T_{ph} = 10.0\,min)$ ، $^{11}C\ (T_{ph} = 20\ .3\ min)$ $^{15}O(T_{ph} = 123\,sec)$ أهمية خاصة، فهي مكون أساسي للمادة الحيوية للأنسجة ومن ثم يمكن استخدامها في عمليات ترقيم الجزيئات labeling بدون الحاجة إلى تغيير التركيب الجزيئي أو الخواص الكميوحيوية للجزيء. تُستخدم عمليات الترقيم الجزيئي لتتبع الأداء الوظيفي physiological tracers ، وكذلك في الدراسات الديناميكية .

3- مصدر أساسي للبوزوترونات التي تنطلق أثناء الاضمحلال. عند تصادم البوزوترون مع أحد إلكترونات ذرات الوسط فإنهما يفنيان لتتحول كتلتيهما إلى زوج من الفوتونات ينطلقان في اتجاهين متضادين كل بطاقة 0.511 MeV. تُعتبر هذه الظاهرة – ظاهرة الفناء annihilation– أساس التصوير البوزوتروني المجسم Positron Emittion Tomography PET، أحد تقنيات التصوير النووي المهمة والتي سوف نتناولها تفصيلا في باب لاحق.

القائمة (3-3) : بعض نواتج السيكلوترون المستخدمة في مجال الطب النووي.

النظير المشع	T_{ph}	الإشعاعات الرئيسة (keV)	التفاعل النووي بين الجسيم المعجل والهدف
^{11}C	20.3 دقيقة	β^+ ، $\gamma(510)$	$^{10}B(d,n)$ ، $^{11}B(p,n)$
^{13}N	10 دقيقة	β^+ ، $\gamma(510)$	$^{12}C(d,n)$ ، $^{16}O(p,\alpha)$
^{15}O	123 ثانية	β^+ ، $\gamma(510)$	$^{14}N(d,n)$
^{18}F	110 دقيقة	β^+ ، $\gamma(510)$	$^{19}F(p,pn)$ ، $^{16}O(\alpha,pn)$
^{43}K	22.4 ساعة	β^+ ، $\gamma(370-620)$	$^{40}Ar(\alpha,p)$
^{67}Ga	78 ساعة	$\gamma(180-300)$	$^{66}Zn(d,n)$ ، $^{50}Cr(\alpha,2n)$
^{111}In	2.8 يوم	$\gamma(170-250)$	$^{111}Cd(p,n)$ ، $^{79}Br(d,2n)$
^{123}I	13 ساعة	$\gamma(160)$	$^{122}Te(d,n)$ ، اضمحلال ^{123}Xe
^{210}Tl	74 ساعة	$\gamma(170)$	$^{200}Hg(d,n)$

d: ديوتيريم.

5-3 الأنوية المشعة قصيرة العمر التي ينتجها السيكلترون، الاستخدام، الميزات والمآخذ.

الاستخدام:

1- تصوير الأنسجة والأعضاء البشرية، ومن ثَم تحديد المواضع المرضية ومواقع الأمراض الخبيثة tumor localization.

2- دراسة الأيض واضطراب الأداء الوظيفي metabolic function and disorder.

3- العلاج الإشعاعي radiotherapy.

المميزات:

فضلًا عن الميزات التي ذُكرت آنفا، هناك المزيد منها:

1- انخفاض الجرعة الممتصة بسرعة داخل الجسم بسبب قصر العمر النصفي يقلل من الخطر الذي يتعرض له المريض.

2- الانخفاض السريع للجرعة الذي يتناولها المريض يسمح بإعطاء سلسلة من الجرعات المتتابعة، مما يؤدي إلى تحسن في العناية الطبية، ويوفر البيانات اللازمة لتقييم إحصائي.

3- غالبا ما يتم إنتاج هذه النظائر بدون حامل carrier free، ومن ثَم يمكن إعطاء المريض كميات ضئيلة من المركب الذي يحتوي النظير فلا يؤثر ذلك على الاتزان الحيوي حتى ولو كان المركب سامًّا.

4- فضلا عن أن قصر العمر النصفي يؤدي إلى اضمحلال المادة المشعة داخل الجسم بسرعة لتصير مادة لا خطر منها إشعاعيًّا، فإن ذلك يؤدي عموما إلى عدم وجود مشكلة في التخلص من الفضلات المشعة.

المآخذ:

قصر العمر النصفي يؤدي إلى:

1- ضرورة وجود المعجل داخل المستشفى، قريبا من قسم الطب النووي، فلا يمكن نقل المادة المشعة من مكان بعيد.

2- لابد من توفر وسائل سريعة للمعالجة الكيميائية والدوائية للمادة المشعة.

3- صعوبة مراقبة الجودة.

6-3 بعض التطبيقات الطبية للمعجلات الدائرية

إضافة إلى الهدف الأساس للمعجلات الدائرية، إنتاج أنوية مشعة بمواصفات معينة، هناك بعض التطبيقات الطبية:

العلاج بالنيوترونات:

يتم الحصول على شعاع من النيوترونات عن طريق قذف هدف مناسب مثل البريليوم Beryllium بواسطة البروتونات أو الديوترونات المعجلة، وعند تسليط هذا الشعاع تنتقل طاقة النيوترونات إلى جزيئات النظام الخلوي في الورم الخبيث، وتعمل على تكسيرها وتدميرها، كذلك تتفاعل النيوترونات مع أنوية بعض الذرات في النظام الخلوي محولة إياها من أنوية مستقرة إلى مشعة تكون مصدرًا للإشعاعات المختلفة التي تتسبب في تأين ذرات الخلايا الخبيثة وقتلها.

غير أن علاج السرطان بالنيوتروتات لم يحتل بعد مكانًا بارزًا في مجال العلاج الإشعاعي؛ يرجع ذلك إلى أن حزمة النيوترونات التي أمكن إنتاجها واستخدامها أقل جودة في خصائصها الفيزيائية إذا ما قورنت بالخواص الفيزيائية بحزمة الفوتونات (أشعة جاما). باستثناء بعض حالات الأورام الخاصة، مثل: أورام الغدة اللعابية salivary gland، وسركوما الأنسجة الرخوة soft tissue sarcomas التي أدى العلاج النيوتروني فيها إلى نتائج أفضل من تلك التي تم التوصل إليها باستخدام الفوتونات، ظلت نتائج العلاج النيوتروني بالنسبة لحالات السرطان الأكثر شيوعًا، مثل: سرطان الثدي breast cancer، وسرطان البروستاتا prostate cancer، وسرطان المثانة bladder cancer غير مشجعة.

التحليل المادى للأنسجة:

تُستخدم النيوترونات لتشعيع بعض الأنوية المستقرة، وتتوقف هذه العملية على مساحة مقطع التفاعل، ومدى طاقة حزمة النيوترونات المستخدمة. نظرًا لأن هذه العملية تؤدي إلى زيادة النيوترونات داخل النواة، ومن ثَم إلى خلل في نسبة النيوترونات إلى البروتونات المقابلة لحالة الاستقرار، فإنه غالبا ما يتم اضمحلال الأنوية المشعة عن طريق انبعاث جسيمات بيتا β^- حتى تعود النسبة إلى تلك القيمة التي تقابل استقرار النواة، وغالبا ما يتبع انطلاق β^- انبعاث لفوتونات جاما.

بمعرفة مدى وكيفية اعتماد مساحة مقطع التفاعل النووي reaction crossection nuclear (بين النيوترونات والنواة الهدف المستقرة لعناصر معينة) على طاقة حزمة النيوترونات، يمكن إجراء حسابات دقيقة لكمية مادة الهدف التي شُععت، وعلى هذا يمكن عن طريق التشعيع النيوتروني تحديد كتلة بعض العناصر الأساسية في الجسم البشرى in-vitro، كما يمكن إجراء التحليل المادي لعينات في خارج الجسم in-vivo analsis.

7-3 مراقبة الجودة Quality Control

لخطورة التعامل مع المواد المشعة، وأن العقاقير المشعة تُعد للاستخدام الآدمي، تكتسب عملية مراقبة الجودة أهمية بالغة بالنسبة لكل نظير مشع يتم إنتاجه لابد من التعرف على هويته identity، نقاوته purity، وشدته الإشعاعية activity.

يتم اختبار النقاوة الإشعاعية radio nuclidic purity باستخدام مطياف أشعة جاما Gamma Spectrometer، ويتم اختبار النقاوة الكيميائية باستخدام مطياف الامتصاص الذري Atomic Absorption Spectrometer، وتتم عملية التعقيم sterility باستخدام أنواع من المرشحات، وفي النهاية إجراء الاختبارات الحيوية biological tasts للعقار الإشعاعي في صورته الأخيرة على حيوانات التجارب كالفئران.

8-3 تجهيزات المعجل وملحقاته واحتياطيات استخدامه

لابد للمعجل من ملحقات و تجهيزات للقيام بوظائفه المختلفة:

أماكن لإنتاج النظائر المشعة – ماسك للهدف target holder مجهز بنظام تبريد - «عربات» صغيرة تتحرك على قضبان لنقل المادة المشعة من المعجل حتى الخلايا النشطة hot cells – أماكن للعلاج البوزوتروني – مختبرات لأبحاث الفيزياء الحيوية – مختبرات للكيمياء الإشعاعية – صيدلية عقاقير مشعة radiopharmacy – غرفة تصوير بوزوتروني – مطياف أشعة جاما – معايرة نيوترونية neuton dosimetry – نظام للتحكم عن بعد – أماكن للمهندسين والفنيين والمراقبة. فضلا عن إحاطة المعجل بجدر مدرعة، حيث تحاط هذه التجهيزات بمستويات مختلفة من التدرع، كل على حسب التركيز الإشعاعي فيه.

9-3 ترشيد استخدام المعجل

1- فصل أماكن الاستخدامات المختلفة مع توفير الحماية المدرعة.

2- سرعة، وسهولة وفاعلية تغيير الهدف.

3- ترشيد استخدام المساحات الأرضية للمختبرات وأماكن الاستخدام وتخير أقصر المسافات بين الخطوات المختلفة.

4- جدول زمني لتنسيق الاستخدام بين الخطوات المختلفة.

10-3 توفير الحماية Radiation Protection

تمثل مسئولية الحماية من الإشعاع قضية محورية، سواءً للعاملين في هذا المجال أو للمرضى، ومن ثَم نسوق العديد من العناصر الأساسية التي تجلى هذا الأمر، وكذلك الإشارة للتعليمات والبروتوكولات التي تحدد المسئوليات المختلفة:

1- ترتيب مواقع الغرف حسب التركيز الإشعاعي ووضع إشارات ولوحات عليها.

2- حماية مدرعة لكل أماكن تواجد الأفراد.

3- للحد من انتقال الإشعاعات بين الأماكن المختلف ومحاصرة التلوث الإشعاعي يجب الحرص على أن يكون الضغط متدرجًا داخل الأماكن المختلفة، بحيث يكون أكثر انخفاضًا في أكثر الأماكن تركيزًا للأشعة (الخلايا النشطة - خزائن حفظ المواد المشعة – المختبرات- الممرات - الخلاء، هكذا ترتيبًا).

4- إقامة مراصد للمراقبة عن بعد remotely controlled monitors لمستوى الجرعة لأشعة جاما في المواقع المختلفة.

5- إقامة محطات للتخلص من البقايا الإشعاعية radiation waste .

6- توفير غرف تغيير ملابس للعاملين يتوفر فيها وسائل التخلص من التلوث الإشعاعي.

7- توفير الأجهزة المساعدة لمراقبة مستوى الجرعات كعدادات جيجر والكواشف الشخصية.

8- توفير خزائن مدرعة لحفظ المواد المشعة، ووضع العلامات المناسبة على كل.

9- توفير نظام إغلاق طوارئ آلي interlock system يُستخدم عند وجود احتمال أي خطر.

10- تعيين ضابط أمان إشعاعي Radiation Safty Officier RSO تسانده مجموعة من المتخصصين في الأمان النووي يناط بهم:

- تطبيق لوائح الأمان الإشعاعي التي أُقرت من قبل لجنة الأمان الإشعاعي Radiation Safty Comittee RSC.

- الإبلاغ عن أي مخاطر إشعاعية، وأي مخالفات للوائح الأمان النووي.

- التأكد من إجراء كل النشاطات الإشعاعية طبقًا للقواعد التنظيمية المعمول بها عالميًا.

- إيقاف أي مشروع، تجربة ، أو نشاط إشعاعي يكون مصدرا للخطر الإشعاعي.

- إجراء اختبارات دورية لأجهزة ونظم الأمان الإشعاعي للتأكد من أن الأمور في نصابها.

- مراقبة وفحص العبوات القادمة أو الخارجة.

- معايرة أجهزة القياس الإشعاعي.

11- تكوين لجنة أمان إشعاعي Radiation Safty Comittee RSC يناط بها:

- مراجعة مشاريع وبروتوكولات التشخيص والعلاج بالمواد المشعة.

- التأكد من أهلية العاملين والخبراء.

- وضع لوائح لاستخدام وتخزين وإنتاج والتخلص من المواد المشعة.

- تهيئة وسائل رصد التعرض الإشعاعي.

- وضع البرامج التدريبية للأمان الإشعاعي.

- تحديد مسئولية الأفراد.

مسئولية الأفراد:

- تغطية المناضد ومناطق الاستخدام بورق امتصاص.

- تقليم الأظافر - غسل الأيدي - عدم استخدام المواد المشعة حال وجود قطع في الجلد فوق الرسغ.

- التأكد من عدم تلوث الملابس والأحذية قبل مغادرة مكان العمل.

- معرفة تعليمات الأمان والتأكد من فهمها بدون لبس، ثم التقيد بها مع وجودها مكتوبة في أماكن العمل.

- ارتداء الملابس الواقية المناسبة لطبيعة العمل وحمل الكشاف الشخصي badge.

- إجراء النشاطات التي تتصاعد منها مواد مشعة داخل الخلايا النشطة.

- عدم الأكل أو الشرب في المختبرات.

- التأكد من تسجيل البيانات الخاصة بالنشاطات الإشعاعية المختلفة.

4- أي النظائر المشعة أنسب للاستخدام الطبي؟

بعد أن استعرضنا الطرق المختلفة لإنتاج النظائر المشعة وجب طرح السؤال، أيها أنسب للاستخدام الطبي، وبصورة خاصة استخدامًا تشخيصيًّا، حيث نركز هنا على التصوير النووي.

من بين أكثر من ألف وخمسمائة نظير مشع طبيعيًّا أو تصنيعيًّا هناك عدد قليل نسبيًّا يستخدم في مجال الطب النووي. ثمة عوامل يتوقف عليها تخير النظير المشع للاستخدام الطبي، منها ما يرتبط بالخواص الفيزيائية للنظير ومنها ما يرتبط بالنظم الحيوية.

العوامل الفيزيائية

وتشمل: أنماط الاضمحلال، وأنواع الإشعاعات المنطلقة - طاقة الجسيمات والفوتونات - العمر النصفي للنظير.

نمط الاضمحلال:

في حالة التصوير النووي حيث يتم الرصد من خارج الجسم لتوزيع جرعة منتشرة في عضو داخل الجسم تكون الإشعاعات المناسبة لهذا الغرض هي فوتونات أشعة جاما، والأشعة السينية بطاقات مناسبة، والوضع الأفضل لتحقيق ذلك هو الحصول على مصدر خالص لفوتونات جاما.

ذكرنا في غير موضع أنه غالبا ما يتبع اضمحلال الأنوية المشعة عن طريق إطلاق جسيمات ألفا وبيتا والأسر الإلكتروني انبعاث لفوتونات جاما، لكننا لا يمكننا استخدام مصادر ألفا داخل الجسم لقدرة هذه الجسيمات الكبيرة على إحداث التأين لذرات النسيج، فضلًا عن أنها تُمتص خلال سمك ضئيل ولا يمكن نفاذها حتى يمكن رصدها واستخدام هذه المصادر لفحص عينات خارج الجسم in vitro يعوقه صعوبات فنية كبيرة، وعلى هذا وجب استبعاد المصادر المشعة التي تضمحل عن طريق انطلاق جسيمات ألفا من الاستخدام في التصوير النووي.

من ناحية أخرى هناك العديد من الأنوية المشعة التي تضمحل عن طريق إطلاق جسيمات بيتا السالبة مثل I^{131}، و Hg^{203} تكون مصدرًا مناسبًا لفوتونات جاما، ولكن بالنسبة لهذا النوع من المصادر يكون المصدر الرئيس للطاقة هو جسيمات بيتا، مما يحد من الجرعة التي يتعاطاها المريض. نفس الملاحظة يمكن إدراجها بالنسبة للمصادر البوزوترونية (بيتا الموجبة)، غير أن هذه المصادر تتمتع بالميزات التي تناولناها من قبل.

لقد مر علينا في دراستنا لأنماط الاضمحلال (الباب الثاني) أن هناك بعض الأنوية التي تضمحل عن طريق انطلاق جسيمات بيتا تبقى فترة زمنية «طويلة» نسبيًّا بعد انطلاق جسيمات بيتا في حالة مستثارة قبل أن يعقب ذلك انبعاث فوتونات جاما وصولا إلى حالة الاستقرار (الحالة الأرضية)، ونظرا لهذا الطول النسبي لهذه الفترة الزمنية نقول: إن النواة في الحالة شبه المستقرة metastable. إذا أمكن فصل النظير في حالته تلك، أمكن الحصول على مصدر خالص تقريبًا لفوتونات جاما، وهذا ما أطلقنا عليه الاضمحلال الأيزوميري Isomeric Transition (IT)، والمثال النمطي لذلك هو التكنيشيوم Technetium – 99.

فضلًا عن النظائر التي تضمحل عن طريق الانتقال الأيزوميري، تُعتبر النظائر التي تضمحل عن طريق الأسر الإلكتروني Electron Capture (EC) مصادر خالصة، تقريبا، لفوتونات جاما، حيث يتبع عملية الأسر انبعاث لهذه الفوتونات، كما في حالة النظائر المشعة Se^{75}، و I^{125}، و Hg^{179}.

خلاصة القول: إن أنسب المصادر استخدامًا في التصوير النووي من حيث نمط الاضمحلال، تلك التي تضمحل عن طريق الانتقال الأيزوميريIT، وتلك التي تضمحل عن طريق الأسر الإلكتروني EC.

طاقة الفوتونات:

بالرغم من وجود مصادر لأشعة جاما على مدى واسع من الطاقة (من بضع keV حتى بضع MeV) فإن استخدامها لأغراض التصوير النووي يقتصر على جزء ضيق من هذا المدى.

إن الفوتونات التي تبعث بطاقة 30 keV تُمتص خلال سمك مقداره 2 cm من النسيج اللين، ويمكن تصوير مصادر عند مواضع معينة داخل الجسم تنبعث منها فوتونات بطاقة 50 keV، ولكن القدرة التحليلية للصورة لا تتحسن قبل 75 keV. هناك أيضا حد أعلى لطاقة تبدأ بعده كفاءة الرصد في الانخفاض، حيث تتمكن الفوتونات من اختراق البلورة الوميضية بدون رصد عند الطاقات العالية جدًّا، فضلًا عن ظهور بعض المشاكل التي ترتبط بالسلامة والحماية وتصميم الموجهات التي تمثل مركبة أساسية في آلة (كاميرة) التصوير النووي. عمومًا، تكون مصادر أشعة جاما ذات فائدة في مجال الطب النووي في المدى من 25 keV حتى 600 keV ، ولكن عند استخدام كاميرة أشعة جاما Gamma Camera يكون المدى الأمثل للطاقة ما بين 75 keV و 150 keV حيث تجتمع حساسية الرصد مع وجود قدرة تحليلية مناسبة.

تنبعث فوتونات جاما من بعض النظائر بأكثر من قيمة للطاقة، أي مصدر متعدد الطاقة، ذلك لوجود أكثر من مستوى استثارة داخل النواة. تعدد الطاقة يؤدي إلى بعض المشاكل المتعلقة بتشتت الفوتونات ، وتلك مشكلة يصعب التخلص منها، فضلا عن أنه يصعب ضبط كل من حساسية الرصد والقدرة التحليلية عند تعدد قيم الطاقة. بالرغم من ذلك لا مناص من استخدام بعض النظائر التي تصدر فوتونات متعددة الطاقة في الطب النووي مثل: ^{75}Se و ^{67}Ga ، حيث تُستخدم في الترقيم labling، ومن ثَم في التتبع tracing. أمر استخدام نظير ما لا يحسمه إذن عامل واحد، وإنما مقاربة ومفاضلة بين عوامل مختلفة.

العمر النصفي الفيزيائي:

يشمل العمر النصفي الفيزيائي للأنوية المتاحة للاستخدام الطبي مدى عريض، يبدأ من الجزء من الثانية حتى آلاف السنين. يتوقف تخير العمر النصفي المناسب على طبيعة الاستخدام:

أولًا: خارج الجسم in vitro

أي في حالة فحص العينات، يكون العمر النصفي المناسب بالأيام وفي بعض الأحيان يصل إلى عدة أسابيع أو بضع شهور لإتمام بعض الدراسات والفحوص المطولة التي تستوجب تكرار الاختبار. لكن كلما طال العمر النصفي كلما زادت احتمالات التلوث الإشعاعي في المختبر، وعلى الرغم من ذلك قد يُضطر في بعض الأحيان إلى استخدام بعض الأنوية ذات العمر النصفي الكبير كما في حالة $(T_{1/2} = 5730yr)$، ببساطة؛ لأنه لا يتوفر غير هذه النظائر المشعة لهذه العناصر.

ثانيًا: داخل الجسم in vivo

في هذه الحالة تُستخدم النظائر المشعة قصيرة العمر، وحينئذ يمكن استخدام جرعات أكبر نسبيًا مما يؤدي إلى معدلات أعلى للعد. بيد أنه إذا كان العمر النصفي للنظير غاية في الصغر، قد يضمحل النظير المشع متحولًا إلى نظير مستقر قبل أن يتمكن العضو البشري المراد تصويره من امتصاص قدرًا منه يمكن من إتمام عملية التصوير.

تتوقف القيمة المثالية للعمر النصفي (حيث يتوفر الحد الأقصى لمعدل العد مع الالتزام بالحد الأدنى من الجرعة) على معدل الامتصاص والانتشار داخل العضو كما تتوقف على المعدل الذي يتخلص به العضو من الجزء الممتص من المادة المشعة. بصفة عامة، تُعتبر أنسب القيم للعمر النصفي تلك التي تقع ما بين الزمن الذي يستغرقه امتصاص المادة المشعة بواسطة العضو وصولا إلى تركيز مناسب يمكن معه إجراء التصوير وضعف هذه القيمة، فمثلا إذا استغرق امتصاص عقار خاص بتصوير المخ brain – scanning agent وصولًا إلى تركيز مناسب ثلاث ساعات تراوحت قيمة العمر النصفي المناسب ما بين ثلاث إلى ست ساعات.

بصفة عامة، يمكن القول: إن العمر النصفي المناسب لإجراء اختبارات خارج الجسم (عينات) تتراوح قيمته ما بين عدة أيام إلى عدة شهور بينما تتراوح قيمته في حالة الاستخدام داخل الجسم ما بين عدة ساعات إلى عدة أيام.

العوامل البيولوجية:

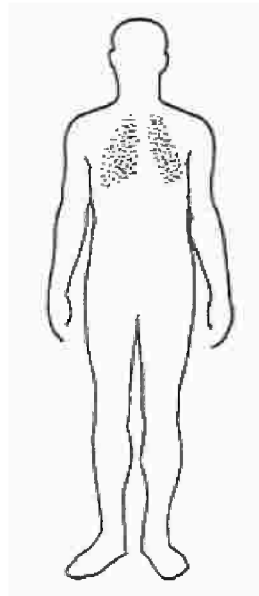
يتوقف تخير النظير المشع على السلوك الحيوي biological behavior للعنصر أو المركب الكيميائي الذي يكون العنصر المشع جزء منه وهناك طرق ثلاث يتم على أساسها اختيار النظير:

1- تخير عنصر له صفة حيوية مرغوب فيها، كأن يتمركز هذا العنصر عند تعاطيه في عضو معين ثم يُستخدم النظير المشع لهذا العنصر، كما في حالة امتصاص اليود بواسطة الغدة الدرقية.

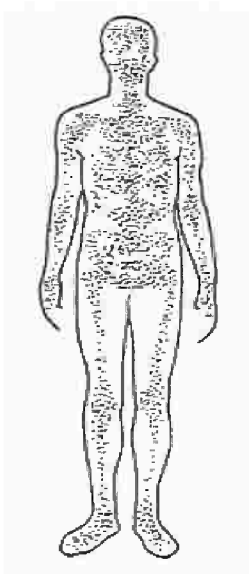
من بين أكثر من عشرين نظير مشع لليود يوجد حوالي ستة، أعمارهم النصفية تناسب الاستخدام الطبي. النظير ^{131}I هو الأكثر استخدامًا؛ وذلك لسهولة الحصول عليه وانخفاض تكلفة إعداده بيد أن خواصه الفيزيائية لا ترشحه لأن يكون نظير اليود الأمثل، بالرغم من أن عمره النصفي ثمانية أيام فهو مصدر لجسيمات بيتا بجانب أشعة جاما. لا شك أن النظير ^{123}I يُعتبر اختيار أفضل فعمره النصفي هو 12 ساعة، وتنطلق منه فوتونات جاما بطاقة مقدارها 159 keV، واستخدامه بديلًا من ^{131}I آخذ في الزيادة.

2- تخير مركب له صفة حيوية مرغوب فيها ثم يُستبدل أحد العناصر المكونة لهذا المركب بنظير لأحد عناصره؛ فالخواص الكيميائية لجميع نظائر العنصر الواحد واحدة، وذلك كما في حالة المركبات الخاصة بفحوص الكلي renal studies، مثل: المركب Chlormerodrin، حيث يُستبدل الزئبق المستقر بنظيره المشع ^{197}Hg الذي يضمحل بالأسر الإلكتروني EC.

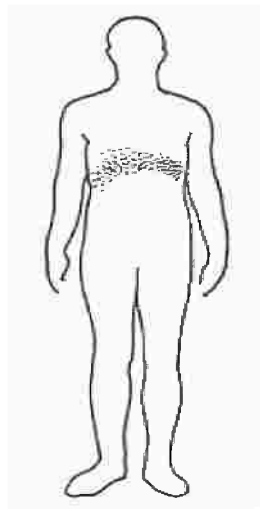
3- تخير مركب له أفضلية حيوية بالنسبة للعضو البشري المراد تصويره أو فحصه، ثم يُرقم labeled بواسطة نظير مشع يتمتع بالخواص الفيزيائية المطلوبة، ويتم ذلك بربط النظير المشع بالمركب كيميائيًا على ألا يؤثر النظير المستخدم في عملية الترقيم في الوظائف الحيوية للمركب. المثال الأكثر شيوعا في مجال العقاقير الاشعاعية هو ربط (إلصاق) النظير ^{99m}Tc ذي الخواص الفيزيائية المرغوبة لمركبات أخرى مثل معلقات الكبريت sulfur colloids، كما أن هناك العديد من المركبات التي تستقر في العظام يمكن ترقيمها باستخدام ^{99m}Tc.



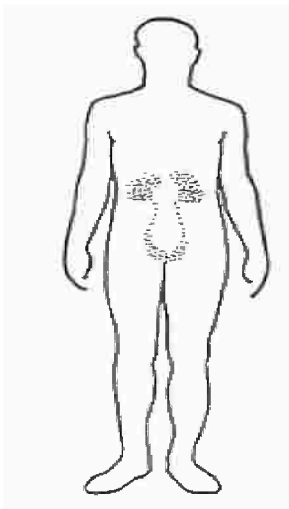
مسح للرئتين باستخدام
Tc-99m Macroaggregate



مسح عظام باستخدام
Tc-99m Diphosphate

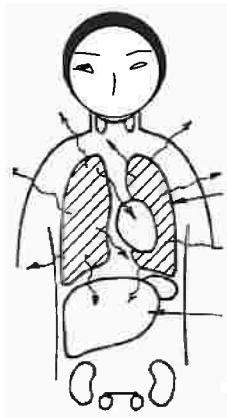


مسح للكبد والبنكرياس باستخدام
Tc-99m Macroaggregate

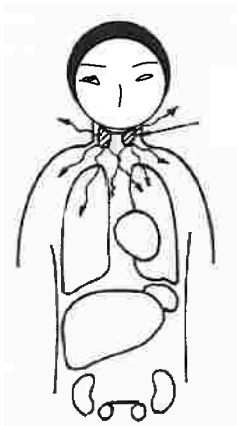


مسح للجهاز البولى باستخدام
Tc-99m DTPA

شكل (7-3). تمركز بعض النظائر المشعة المهمة بعد ربطها بمركب كيميائي



تصوير الرئتين باستنشاق الزينون
Xe-131المشع



تصوير الغدة الدرقية باستخدام اليود
المشع I-131

شكل (8-3). تصوير الأعضاء باستخدام بعض النظائر المشعة
التي تتمركز فيها بصورة طبيعية

يشير الشكل (7-3) إلى عمليات مسح نووي لأعضاء تتمركز فيها مركبات كيميائية مرتبط بها نظائر مشعة كما يشير الشكل (8-3) إلى عمليات تصوير نووي باستخدام نظائر مشعة تتمركز بأعضاء معينة.

* * *

- Bernth Malm, Cyclotrons for Radionuclide Production, Proc. Intern. Sym. Appl.Technol. Ion. Rad., Vol.2, 997-1005(1982).

- M. Guillaume, Cyclotron-Produced Short-Lived Radionuclides for a New Nuclear Medicine Program, Proc. Intern. Sym. Appl.Technol. Ion. Rad., Vol.1, 123 (1982).

- Richard D. Hichwa, Production of PET Radioisotopes and Principles of PET Imaging, in Nuclear Medicine, Robert E. Henkin, et al, Mosby, St. Louis.

- Lelio G.Colombetti and Teresa Palma, Radionuclide Generator System, in Text book of Nuclear Medicine: Basic Science, A. F Rocha and G. C. Harbert, Lea& Febiger, Philadelphia, 1978.

- Leonard F. Mausner, Radionuclides: Cyclotron, Reactor, and Fission Products, In Nuclear Medicine, Robert E. Henkin, Mosby, St. Louis.

- Katherine A. Harrison, Radionuclide Generators: Design, Operation, and Clinical Utility, In Nuclear Medicine, Robert E. Henkin, Mosby, St. Louis.

* * *