

## (1056) 放射活性—理論與實務

1. 衰變之形式
  - 1.1.  $\alpha$ 衰變
  - 1.2.  $\beta$ 衰變
  - 1.3. 電子捕獲衰變
  - 1.4. 同質異構轉換
2. 一般基準
  - 2.1. 放射活性
  - 2.2. 基礎衰變定律
  - 2.3. 計數效率
  - 2.4. 背景值
  - 2.5. 計數統計
  - 2.6. 最小可偵測活度
  - 2.7. 定量極限
  - 2.8. 計數漏失
  - 2.9. 線性與範圍
  - 2.10. 校驗標準
  - 2.11. 放射核種製造
  - 2.12. 載體

2.13. 放射化學成分與純化

2.14. 放射核種成分與純化

2.15. 化學純度

2.16. 標籤

2.17. 同位素命名規則

3. 放射活度偵測與計量之儀器及其運用

3.1. 游離腔

3.2. 液體閃爍計數器

3.3. 核分光系統

3.4. 層析應用之偵檢系統

4. 詞彙表

具有放射性之藥物與裝置在其生產、測試、處理、分裝及管理需要專門技術，以確保其發揮最佳功效之同時也保障工作人員、患者及公眾之安全。所有涉及這些放射性物品之操作都應由接受過適當訓練之人員來執行、或是在其監督下進行。

在美國，放射性藥物與裝置之製造、儲存及使用需經過美國核能管理委員會核准，在美國之外之國家，也需經過類似政府單位或國家機構核准。大部分放射性藥物與裝置雖然未被鑑定為危險藥物但卻被歸類於危險物品，也因此受到運輸、環境排放及工作場所安全相關法規

所約束。

本通則之目的為提供放射性之相關訊息：包括其定義、衰變種類與放射衰變、計數、放射性核種製造、純度、標誌相關之一般基準及偵檢與量測放射性輻射之儀器。

關於放射性核種鑑定與分析之專有資訊，包括儀器確效、性能查核、放射核種鑑定、放射核種雜質及放射核種分析，見放射活性(通則1049)之內容。

## 1. 衰變之形式

「放射性衰變」是不穩定核種轉變為較低能量型態之過程，根據特定起始放射性核種之差異，衰變之結果有可能是形成一個穩定核種或是一個完全不同之放射性核種，且轉變過程通常伴隨著從原子核發散之粒子性或非粒子性輻射，許多放射性核種在衰變過程中可發散多種輻射、而也有核種僅發射單一種類輻射。核子醫學常見到粒子輻射有alpha ( $\alpha$ ) 粒子、beta ( $\beta$ ) 粒子及正電子，非粒子性輻射則包括gamma ( $\gamma$ ) 射線與X射線。核子醫學造影是通過偵測與定位非粒子輻射來進行，而要達到治療效果則是藉由累積在標的器官之粒子輻射能量來完成。

### 1.1. Alpha ( $\alpha$ ) 衰變

「 $\alpha$ 衰變」是放射 $\alpha$ 粒子或氦原子核之一種放射性衰變，通常侷

限於發生在原子序 $>83$ 之元素上。在一些情況下， $\alpha$ 衰變也會同時發散 $\beta$ 粒子與 $\gamma$ 射線，如鐳-226 $\rightarrow$ 氡-222為一個通過 $\alpha$ 衰變之放射性核種衰變之例子。

## 1.2. Beta ( $\beta$ ) 衰變

「 $\beta$ 衰變」是一種散發電子之放射性衰變，通常發生在中子過量之放射性核種，而其中子則在衰變過程中轉化為質子。有時 $\beta$ 衰變會有帶正電之電子（或稱正子）之散射發生，通常發生在中子不足、原子序較低之放射性核種，其質子則在衰變過程中轉化為中子。有些情況下 $\beta$ 衰變也會出現 $\gamma$ 射線的放射發生，例如在碘-131 $\rightarrow$ 氙-131之衰變過程，此為產生電子散射之 $\beta$ 衰變；或是氟-18 $\rightarrow$ 氧-18之衰變過程，則為產生正子發散的一個 $\beta^+$ 衰變之例子。

正子即為反電子，當正子與電子交互反應時，此兩個粒子發生互毀反應，其結合之質量轉化成為兩個511千電子伏特（keV） $\gamma$ 射線之能量形式，此兩個 $\gamma$ 射線為同時產生、且由反應位點朝向兩個相反方向移動，這兩個特點即成為了正子斷層掃描造影技術之基礎。

## 1.3. 電子捕獲衰變

「電子捕獲」是一個包含原子核內層軌道電子之捕捉、原子核一個質子轉化為中子以及產生一個或多個 $\gamma$ 射線散射之放射性衰變

過程。電子捕獲通常發生在高原子序且中子不足之放射性核種，其中一個例子就是碘-123→碲-123。

#### 1.4. 同質異構轉換

「同質異構轉換」是一種產生一個或多個 $\gamma$ 射線散射之同質異構體核種間放射性衰變過程，相較於其他衰變，轉變前後之同質異構體擁有同樣數量之中子與質子數，同質異構轉換通常發生於介穩態的放射性核種，例如：鎳-99m→鎳-99。

### 2. 一般基準

#### 2.1. 放射活性

放射性衰變是一個一級過程(每單位時間內一定比例之原子發生衰變)，每一個放射性核種之衰變速率都是獨特且為定值，此即為其「衰變常數」，可用下列方程式表示之：

$$A=\lambda N$$

$A$ ：固定時間內單一射源之放射活度。

$\lambda$ ：放射性核種之衰變速率。

$N$ ：放射性原子之數量。

傳統放射活度單位為居里 (Ci)，其等於 $3.7\times 10^{10}$ 個原子進行放射性衰變，或使用每秒衰變數 (disintegrations per second, dps)。

常見用法包括毫居里 (mCi) 與微居里 ( $\mu$ Ci)；國際單位制 (the SI unit) 之活度單位為貝克 (Bq)，1貝克即等同於1 dps，常見

用法有百萬貝克 (MBq) 與十億貝克 (GBq) 。因此1居里=37  
十億貝克。

## 2.2. 衰變定律基礎理論

放射性射源之衰變過程可以下列方程式描述：

$$N_t = N_0 e^{-\lambda t}$$

$N_t$ ：經過一段時間 ( $t$ ) 之後剩餘之放射性原子。

$t$ ：經過之時間 (時間單位可為秒、分或小時)。

$N_0$ ：在起始時 ( $t=0$ ) 之放射性原子數量。

$\lambda$ ：特定核種之衰變速率常數。

上述之等式可用放射性活度重寫之：

$$A_t = A_0 e^{-\lambda t}$$

$A_t$ ：經過一段時間 ( $t$ ) 之後剩餘之放射活度。

$t$ ：經過之時間 (時間單位可為秒、分或小時)。

$A_0$ ：在起始時 ( $t=0$ ) 之放射活度。

$\lambda$ ：特定核種的衰變速率常數

「衰變表」提供由  $A_0 e^{-\lambda t}$  計算所得到之獨特放射性核種衰變因子  
(例如：殘留分率)。半衰期之定義為放射活度衰減到其起始值  
一半所需之時間，其與衰變常數  $\lambda$  之關係可用以下公式表示：

$$T_{1/2} = 0.69315 / \lambda$$

$T_{1/2}$ ：放射核種之半衰期。

$\lambda$ ：特定放射核種之衰變常數。

純放射物質之活度可藉由指數方程式、衰變表或依半衰期繪製之圖表推算而得（圖1）。

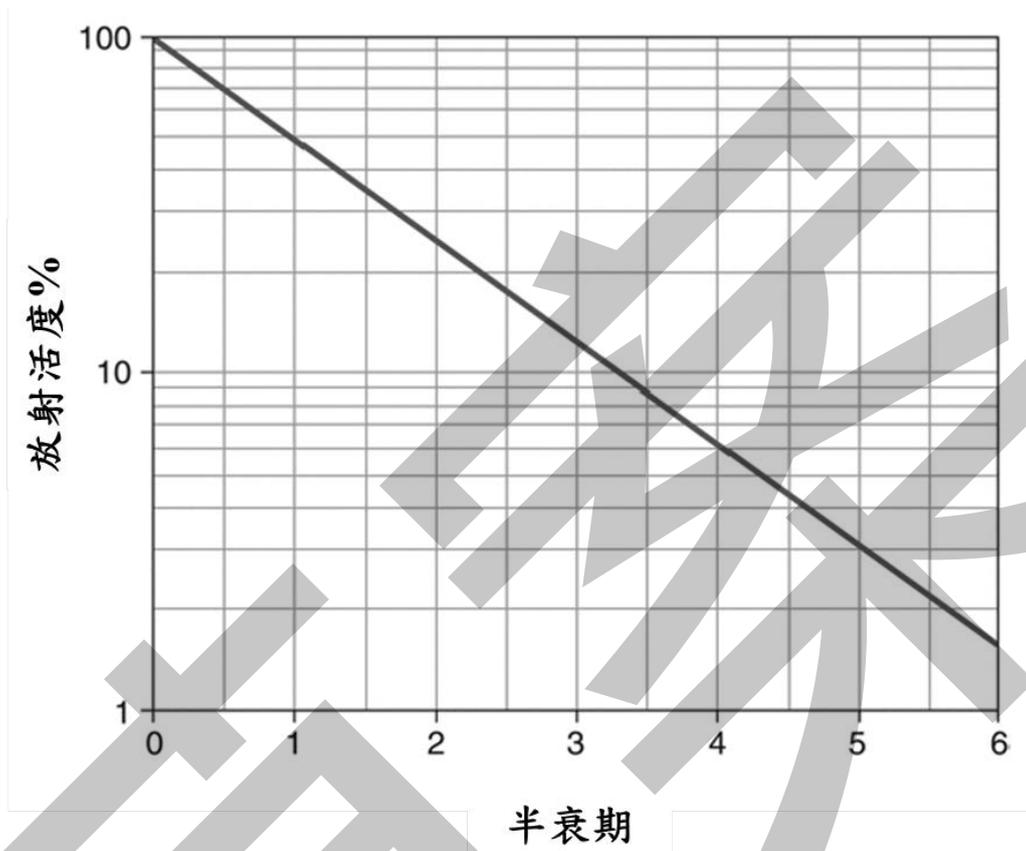


圖1 標準化之衰變圖表

### 2.3. 計數效率

任何放射性核種之測量有效性取決於其來源、偵檢器及其環境之間關係之再現性。來源之配置應做適當調整，放射活度之量測需要計算校正因子或效率，偵檢器種類、裝載射源之位置及射源-偵檢器之相對位置都須列入考量，用於以偵檢器計算一段時間內個別衰變事件之基本效率公式如下：

$$\text{衰變/s} = (\text{計數/s}) / \varepsilon$$

$\varepsilon$ ：效率或校正因子。

1 dps定義為1 Bq，上列公式中之單位以貝克表示，藉由適當單位轉換，貝克可以轉換為微居里或是其他任何放射活度之單位。

偵檢器需要使用已知射源，於固定相對位置進行校準。

#### 2.4. 背景值

背景輻射之來源包括宇宙射線、偵檢器中之放射活度或屏蔽物質還有未適當屏蔽之射源，放射活度測量時，應將測試樣本之總計數率減除背景計數率來做校正。

#### 2.5. 計數統計

現代輻射偵檢系統通常都配有統計分析軟體，使用者應了解其用法及極限值以確保得到正確結果。由於放射性衰變是一種隨機現象，儀器偵測計數是為即時、隨機事件，因此在一個固定時間內計數所得到的是一個計數率之估計值，估計之精確率會受到統計波動之影響，其取決於在依固定量測中累積之計數值，可如下表示：

示：

$$\sigma = \sqrt{n}$$

$\sigma$ ：標準差。

$n$ ：在一次測量中之累積計數值。

做多次重覆量測後，單次測量之值落在平均值 $\pm 100/\sqrt{n}\%$ 之機率為0.68（68%），亦即約有三分之二之計數值落在平均值 $\pm 100/$

$\sqrt{n}\%$ 之區間內，而有三分之一之1計數值在此區間之外。

基於放射性衰變之統計性質，重複量測一不受干擾之放射性樣本其計數率會呈現常態分佈，而此一常態分佈內之誤差值皆符合卡方檢定，因此卡方檢定常用做計數偵測之效能與正確性檢驗。放射活度計數器之品質因數可以如下表示：

$$\text{品質因數} = \varepsilon^2 / B$$

$\varepsilon$ ：計數效率。

$B$ ：背景計數率（cps）。

在選擇計讀一放射性射源之儀器與條件時，應把品質因數最大化。

## 2.6. 最小可偵測活度

在偵測低活度之放射性物質時，須知道用以偵測特定放射性核種儀器之偵測極限。「最低靈敏度」或稱為「偵測極限」定義為在特定可信度下、被認定具有放射性活度之樣品其高於背景值之淨計數率。一般最低靈敏度被認為是平均背景計數率高3個標準差，其計算公式為：

$$\text{最低靈敏度} = (3 \times \sqrt{B}) / t$$

$B$ ：背景計數率（cps）。

$t$ ：計數時間。

最小可偵測活度被定義為在儀器最低靈敏度與計數率情況下可測得之最小活度值，計算公式如下：

$$\text{最小可偵測活度} = (\text{最低靈敏度}) / (\varepsilon \times F)$$

$\varepsilon$ ：計數效率。

$F$ ：單位換算係數。

舉例來說，最低靈敏度之單位為dpm，而最小可偵測活度則需要以Bq為單位，則 $F=60 \text{ dpm/Bq}$ ，若最低靈敏度之單位為cpm，而最小可偵測活度需要以 $\mu\text{Ci}$ 為單位，則 $F=2.2 \times 10^6 \text{ cpm}/\mu\text{Ci}$ 。

## 2.7. 定量極限

定量極限為可用合適精確度與正確性所定量之最小放射活度量值。定量極限是在測定不純物或降解產物時所使用，實際上，定量極限常被認定為平均背景計數率高10個標準差。

## 2.8. 計數漏失

計數器在解析兩個脈衝訊號時所需之最小時間間隔稱為時間死區，比例計數器與閃爍計數器之時間死區通常為幾微秒，蓋格計數器之時間死區則為數百微秒，在時間死區內發生之核衰變事件不會被偵測紀錄，校正計數率 ( $R$ ) 可用下列計算公式表示：

$$R = r / (1 - r \times \tau)$$

$r$ ：觀測計數率。

$\tau$ ：時間死區。

校正公式中假設一無法延長之時間死區，觀察計數率 ( $r$ ) 是指未經背景值校正之總樣本計數率，對於一般有效性  $r \times \tau$  之值應該低於0.1，現代計數系統都能計算時間死區，然而某些情況下其仍為一個應考慮因素。

## 2.9. 線性與範圍

當進行輻射定量偵測時，應選擇適合待測定輻射類型之偵檢儀器，儀器反應數值於偵測範圍內應為線性或考量加入校正因子，一般而言需要至少5個放射活度之定量數值來建立線性，而這些定量數值應包含在特定應用中常規測量之放射活度範圍。

## 2.10. 校驗標準

所有放射活度分析都應藉由已經過適當認證校準過之測量系統來進行。

## 2.11. 核種製造

在自然界中許多種放射性核種通常擁有一些不適合核子醫學應用之性質，例如非常長之半衰期（數千或數百萬年）、衰變時同時發散阿法與貝他射線或較低之同位素純度（同一元素具有多種同位素）。由於這些因素，天然放射性核種很少使用於放射藥物中，除了少部分發散阿法粒子之元素會應用在治療用之放射藥物（例如：鐳-223）。

人造放射性核種通常有四種途徑：分裂、中子活化、帶電粒子誘導反應（迴旋加速器）及放射性核種發生器。

「分裂副產物」是指在鈾（鈾-235）發生分裂時得到之放射性核種副產物，這些核種有些直接產生分裂碎片、有些則經衰變鏈後產生分裂碎片，其可由分裂混和物中藉由化學方式分離出來。分裂副產物之理想性質為高同位素純度與適中之成本，不適合之特性則包括發散貝他粒子、低比活度及僅能產生放射性核種之選擇有限。應用在核醫藥物之分裂副產物有碘-131與氙-133，目前最廣為應用之分裂副產物為鉬-99，其使用於鎝-99m發生器。

「中子活化」指在核反應器中利用熱中子撞擊靶原子以產生放射性核種，由中子捕獲所誘發之核轉變使得同位素擁有一個額外中子，因此質量數增加1，新形成同位素則將多餘能量以伽馬射線散發出去。這些反應通常稱為 $(n, \gamma)$ 反應。中子活化放射性核種之理想特性為以適當合理之成本產生多樣性之同位素，非期望之性質則包括會產生 $\beta$ 粒子發散之衰退與相對低之同位素純度（即未反應之靶原子與放射性同位素產物之混和）。然而有許多治療用放射藥物卻是利用這些發散 $\beta$ 粒子之放射性核種。用於治療用放射藥物之中子活化核種包括鋨-89、釷-90、

碘-131、鈷-153及I-177。

迴旋加速器產生之核種則是藉由迴旋加速器之震盪電磁場加速帶電粒子（例如：質子或氘核）來撞擊穩定原子而產生。通過粒子捕獲而誘發之核轉變通常會產生一個不同元素之放射性同位素並發散一個或多個中子或質子。舉例來說，若一個質子被捕獲並發散一個中子，其反應可以用  $(p,n)$  反應來表示。迴旋加速器產生放射性核種之優點包括可產生多種類之放射性同位素、有多種替代生產方案、衰變方式為正電子衰變或是電子捕獲而非 $\beta$ 衰變，及高同位素純度；缺點則包括副反應產生之非期望同位素與相對而言較高之成本。應用於核子醫學之迴旋加速器產生之放射性核種包括碳-11、氟-18、鎳-67、銥-111、碘-123及鉈-201。

發生器則是一種較特別之放射性核種產生方式，是由一種半衰期較長之放射性同位素產生另一種半衰期較短之放射性同位素。一般而言是將長半衰期之放射性同位素結合在管柱當中，再從管柱中抽提（沖提）出較短半衰期之子核種。在掏洗之後，長半衰期之母核種持續衰變並產生更多短半衰期之核種，之後即可再次進行沖提。一個發生器可在一段長時間中提供多次連續沖提特定之放射性核種，其優點在於易取得、便攜性、中低成

本、多種類放射性同位素與衰變形式及相對高之同位素純度，缺點則包括有限之母核種/子核種配對及母核種有可能逃脫至沖提液中，用於核子醫學之發生器產生之放射性同位素包括銨-99m（鉬-99之子核種）、銩-82（鎰-82之子核種）及銻-68（鍺-68之子核種）。四種製造方式之特點都整合於表1。

表1 放射性核種之製造方式

製造方式	核子反應器 (分裂副產物)	核子反應器 (中子活化)	迴旋加速器	放射性核種 發生器
撞擊粒子	中子	中子	質子、氘、 氚、 $\alpha$	經由母核種 衰變產生
產物	中子過剩	中子過剩	中子缺乏	中子缺乏或 過剩
典型衰變 途徑	$\beta^-$	$\beta^-$	發散正電 子，電子捕 獲	多種模式
通常無載 體	是	否	是	是
高比活度	是	否	是	是

相對成本	中	中	高	中低
應用於核 子醫藥物 之放射性 核種	鉬-99、碘 -131、氙-133	碘-131、銨 -89、釷-90、 釷-153、鐳 -177	鉈-201、碘 -123、鎂 -67、銻 -111、氟 -18、碳-11	鎳-99m、氙 -81m、鎂 -68、銣-82

除此之外有許多放射性同位素生產方法已經被開發出來，但尚未應用於製造放射藥物用之放射性核種。

## 2.12. 載體

放射藥物中具放射性活性之原子或分子其總質量與放射活度成正比，然而其太小而無法藉由一般化學或物理方法來測量。舉例來說，37 MBq (1 mCi) 之碘-131具有 $8 \times 10^{-9}$  g之質量。由於在如此少量時會有些特殊表現，像是會非特異性吸附在容器壁上，因此在處理過程中會加入載體以便於處理，然而載體之量應小到不會產生非期望之生理、藥理或毒理學反應，此外，因為載體與放射性核種在化學上相似，應限制載體之量以避免在目標化學反應與整體放射化學產率上造成競爭干擾。

「無載體」一詞所指為在放射性製劑中缺少放射性核種之其他同位素（即沒有添加載體之存在），實際上，由於某些分子或

元素之普遍存在，真正的無載體狀態是難以或是無法達成。因此，「未添加载體」一詞可更貼切地形容製劑中可能含有極少量載體但並未有目的之額外添加载體。中子活化反應所生成之放射性核種通常含有大量未反應靶材所殘留之無放射性同位素，因此不被認為是無載體。然而有些情況並非如此，例如  $(n, p)$  反應。

含有放射性核種之溶液或介質其每單位體積之放射性活度即稱為「放射濃度」或「放射強度」，單位為Bq/mL或Ci/mL。每單位質量放射性核種之活度則稱為比活度，其單位表示為Bq/g、Ci/g或Bq/mol。放射性製劑在無載體狀態時具有最大比活度，當加入載體時比活度隨之降低。

### 2.13. 放射化學成分與純度

「放射化學成分」即為含有放射性核種之化合物之分子結構。由於用於有機結構測定之傳統方式難以分析放射性標誌化合物之結構，因此放射藥物之放射化學成分往往為間接測定。這個過程從無放射性類似物之製備與特性描述開始，其一般稱之為冷化合物。放射性標誌化合物通常與冷化合物同時進行層析，兩種化合物得到同樣反應代表了其結構與放射性標誌化合物相同。

放射藥物製劑之放射化學純度即為其化學形式中放射性核種所佔之部分。放射化學純度對於放射藥物來說相當重要，因為放射化學不純物有可能會影響到生體分布並且干擾影像解讀（診斷正確性），此外，放射化學不純物也可能影響到各器官之輻射吸收劑量。當使用治療用放射藥物時，放射化學純度極為重要，因為放射化學不純物引起之生體分布改變可能會導致標的組織之照射不足（不理想之治療反應）或是其他組織之過量照射（非期望之輻射傷害）。

放射藥物中之放射化學不純物有可能源自於製備過程中之副產物或分解反應，輻射會引起放射藥物中主要成分之一之水發生分解並產生活性氫原子、羥基自由基、水合電子、氫、氫離子及過氧化氫，輻射分解氧分子產生氧自由基並最後促成過氧化氫之形成，許多放射藥物在排除或限制氧含量後顯示出穩定性改善，輻射也可直接影響放射藥物本身，造成離子、自由基及激發態之產生，這些物質可以彼此結合及/或與由水生成之活性物質結合，輻射分解反應可藉由能充當電子或自由基清除劑之化學試劑來最小化，放射藥物在使用期間內其放射化學純度必須符合藥典規範標準，直到其使用期限為止。

放射化學純度之測定通常為兩步驟：

—不同化學材質經由通過紙、薄層或管柱層析或其他適當分離分析技術而分開。

—每個分離之化學成分以合適輻射偵檢器或計數裝置量測其放射活度。

最終可接受放射化學純度是經由給藥後預期達到之生體分布結果來決定。

#### 2.14. 放射性核種成分與純度

「放射性核種成分」是放射藥學當中一項關鍵因素，因為放射性核種決定了病人之照射劑量、放射藥物之生體分布、造影品質及治療用放射製劑之成效，放射性核成分可藉由量測半衰期或樣本之輻射散射能量來確定。

放射性核種純度則是指放射性製劑中標之放射性核種其活度在量測之總活度所佔之比例，而放射性核種不純物即為存在於其製劑中非期望之放射性核種。放射性核種純度對於放射藥物相當重要，因為那些不需要之放射性核種可能會帶來許多非期望之後果：

—放射性核種不純物可能會造成放射藥物之活度分析偏離規定值。

—放射性核種不純物可能會使多種器官組織接收高於預期之輻

射吸收劑量。

—在某些情況，放射性核種不純物可能會干擾影像判讀（診斷正確性）。

—要注意放射性核種純度會隨著時間改變，其一般以百分比表示在校準測量或給予藥物時標之放射性核種活度（例如：在鎇-99m中之鉬-99）。

在放射藥物使用期限內，其放射性核種純度須符合藥典規範，除此之外，不純物本身也會衰變，必須考量到產品到期與不純物分析之間最小到最大之可容許時間。

放射性核種不純物之產生通常起因於製造放射性核種時所使用之靶材材質中之不純物，在競爭性生產橫截面之差異值與粒子撞擊能量競爭反應之不同激發函數造就了不同不純物之產生。

在發生器產生之放射性核種中，會有母核種逃脫吸附管柱而參雜在沖提出來之子核種沖提液中。

放射性核種之測定通常由產品樣本之 $\gamma$ 光譜分析所做出之放射活度發散評估而得。對短週期同位素而言，測量半衰期可能是一個適當評估放射性核種純度之方法。在可能摻有相對長半衰期之放射性核種不純物時，不純物之量測則可先等一段時間，待短半衰期之標的放射性核種完全衰變後再進行。在放射性核

種不純物具有明顯比標的放射性核種還要更高之 $\gamma$ 發散能量時，可將產品放置於適當輻射校準屏蔽當中，可從放射性核種與其不純物測量得到不同之 $\gamma$ 射線衰減。發散正電子之放射性核種通常無法區分，因為其發散之能量（511 keV）彼此相同，因此伽馬射線光譜不是一個適用於測試正電子斷層掃描所使用之放射性核種之核種成分。一些發散正電子之放射性核種除了511 keV之外還有發散可作為識別特徵之 $\gamma$ 射線（例如：鍍-69與鈉-22）。不論如何，應選用適當機器來偵測出可能不純物存在，並進行適當校準，以準確定量鑑識出之不純物。

#### 2.15. 化學純度

化學純度係指產品存在之所有化學物質中，特定化學物質所佔之比例。因此，化學不純物即為存在於製劑中不需要之非放射性化學物質。化學純度對於放射藥物來說相當重要，因為化學不純物可能會導致非期望之化學反應（例如：沉澱反應）與毒性生物效應。

化學不純物通常與生產程序有關，包括原物料之汙染、合成副產物、溶劑、賦形劑、設備、製備及純化管柱與容器。對於某些放射藥物，化學不純物有可能與樹脂材料逃脫發生器管柱（例如：氧化鋁）而進入沖提液中有關。

一般不會直接鑑定單一化學純度並作為報告，而是測定許多個別單獨化學不純物並比對規範（限制）。關於這些化學不純物之適當分析技術則在放射藥物個論中描述。

#### 2.16. 標籤

在放射藥物個論中指出標籤應包含校準時間與日期、放射藥物在校準時間測得之放射活度MBq ( $\mu\text{Ci}$ 或 $\text{mCi}$ )與濃度MBq ( $\mu\text{Ci}$ 或 $\text{mCi}$ )/mL、有效日期（有效時間為最佳）及描述「注意—具放射活性物質」。標籤標示在進行劑量計算時同時做放射性衰變校正，其也應標示放射性核種半衰期。其他標籤要求包括生物製品或是預定注射用途，複合性製劑之使用期限也應包括在內，此外各個法規機關可能有額外之標籤要求。

#### 2.17. 同位素命名規則

命名規則有許多種，其可能與放射藥物或放射性活度裝置有關。例如同位素之質量數有可能使用或不使用上標，使用上標時應標示在同位素元素符號之前，無使用上標值應接在同位素元素符號之後且最好有連接號在其中，例如： $^{68}\text{Ga}$ 與O-18。在化學名稱中，方括號是用於表示特定之同位素，例如：[氟-18]去氧葡萄糖。在放射藥物個論裡使用為美國法定名稱（USAN）委員會所指定之非專利名稱，其採用元素符號空一格後接質量數，

例如：[鉈-201]氯化亞鉈注射劑（Thallous Chloride Tl 201 Injection）。雖然毫無意外地這些公約有部分例外存在，但仍應儘可能在為放射藥物或放射性裝置命名時遵循本通則規範內之標準化慣例。

### 3. 放射活度偵測與計量之儀器及其運用

#### 3.1. 游離腔

普通化學或物理方法難以檢測放射性物質，相對而言應藉由輻射發散之離子化物質來偵測放射性物質。輻射偵檢系統之基礎在於電荷分離之過程，其中包含了氣體、液體及固體材料離子化特性。

游離腔為一種直接測量由輻射與氣體相互作用而在氣體中產生離子之一種儀器，劑量校準儀為最常應用在放射藥物方面之偵檢儀器之一，可用以偵測放射藥物中放射活度之量值。劑量校準儀之關鍵部件是具有施加電位之氬氣填充室，使伽馬射線穿過腔室產生離子。系統之校正需要一到多個發散伽馬能量之放射性核種且其能量含括平常偵測分析之範圍。常規系統適合性檢查應以適當頻率定時進行並包含這些參數設定，更多一般地儀器需求之詳細訊息請參考放射活性（通則1049）。

當模擬 $4\pi$ 幾何時，放射性樣品在劑量校準儀中之位置是理想的，

幾何目標是將樣品放置在圓柱形偵檢器中心之一個點上，在腔室內放置於同一位置相當重要，由於幾何與電子效應之加總，圓筒頂端或是底部之反應率較低。

每單位放射性活度之離子化電流為校準因子，是散發伽馬射線放射性核種之識別特徵。劑量校準器中產生之電流與發散輻射之平均能量有關，並且與輻射之強度成比例，對特定放射性核種之劑量校準儀之校正最好是使用相同放射性核種之放射性校準射源來進行。或者使用較待測放射性射源具更高與更低之伽馬能量放射性校準射源，以內插法求其值，同時校正伽馬充盈度之差異值，建立該放射性核種之校準因子。

劑量校準儀之偵測上限通常由製造商而定，若否，則需要檢測其偵測極限。若是使用深入凹陷腔室之型號，對於MBq (mCi) 範圍內之放射性活度僅需數秒就可輕易達到5%或以下誤差之再現性結果，對於kBq ( $\mu$ Ci) 範圍內之放射性活度則需要30秒左右。

劑量校準儀之校正通常會使用標準品測量並比對更長週期之參考標準品之結果來完成，例如：鐳-226與其子核種平衡、銫-137與其子核種平衡、銦-133、鈷-60或鈷-57。儀器應在每天使用時使用參考標準射源進行檢查以確保長期穩定性，這檢查應包含所有放射性核種設置所使用之參考標準讀值。首先先對參考標準射

源之放射性衰變進行必要性修正，對於多範圍之偵檢器也建議使用適合所有範圍之適當活度標準品來進行儀器再現性與穩定性之檢查。

放置於探測井中之放射性樣品之大小、形狀與位置都會影響到劑量校準儀之偵檢結果，這通常稱之為「幾何」，裝載放射性物質容器之形狀、組成與尺寸都會影響到偵測結果，容器材質之影響在發散貝他粒子之放射系核種上（因為制動輻射產生之差異），或在發射低能量 $\gamma$ 或X射線（由於光子衰減之差異）通常較顯著。對於放射性核種之組合與構型（尺寸、形狀、井型腔室位置、容器體積及容器材質）而言，幾何校正因子相當重要，製造商針對每個放射性核種之校正因子有固定幾何形狀與容器，這與平時操作所使用有所不同。

### 3.2. 液體閃爍計數器

液體閃爍計數器（liquid scintillation counter, LSC）之偵檢方式為使用混合閃爍液體來將發散之輻射轉化為可偵測之光子。發散阿法與貝他粒子之放射性核種可藉由液體閃爍偵檢系統來分析，在液體閃爍體中發散之輻射被轉化為光量子，並由兩個僅偵測偶合輻射之光電倍增管偵測。液體閃爍體是由溶劑、初級與次級溶質及添加劑所組成之溶液，當散射粒子在溶劑中發散能量時，一部

分能量被初級溶質轉化為螢光，次級溶質吸收這螢光並再發散波長更長、更容易被光電倍增管有效率檢測到之光。溶劑（雞尾酒混合）傳統上使用甲苯與對二甲苯，初級溶質為2,5-二苯基噁唑（PPO）與2-（4'-叔丁基苯基）-5-（4-聯苯基）-1,3,4-噁二唑（丁基-PBD）；次級溶質為2,2'-對亞苯基雙[4-甲基-5-苯基噁唑]（二甲基-POPOP）與對雙甲基苯乙烯基苯（bis-MSB）。許多混合閃爍液體危害性較低容易使用，水溶液傾向於較短之保存期，使用前要注意有無過期。為了提高與待分析液態樣品之相容性與混溶性，會加入介面活性劑或助溶劑等添加劑到閃爍液體中。為確保放射活度測量之準確性，務必確定樣本之均勻度。螢光淬熄是液體閃爍偵檢之一個重要議題，其可能於任何機制中造成射源所散發之光減少。淬熄有多種引發因素，包括氧氣與稀釋效應，因此使用相同條件下體積、添加劑與溶劑之樣品標準品進行比較測量計數已進行淬熄校正相當重要，以藉此正確計算這些效應。

或者將外部射源（通常為鉬-133或鎊-152）置於靠近樣品瓶附近讓其釋出康普頓電子，所得到光譜圖形可用以分析計算淬熄指示參數，這個參數可用來在確定程度淬熄劑下測量已知放射活度來與計數效率作出關聯性，得知淬熄參數之值與計數率後，即可以淬熄曲線來計算出未知樣品之放射活度。閃爍液體可能需要特殊

處理清出廢棄物以避免殘存放射活度。在測量發散低能量貝他粒子之情況下，小瓶上之靜電也可能引起系統中之虛假計數，這問題在低濕度環境下影響更大。

貝他粒子射源之衰變速率可用下列步驟測定：以脈衝振幅鑑頻器偏差函數來測量樣本之積分計數率、然後外推至0偏誤來獲得輻射發散率，以此方式可偵測高能量之阿法發散射源。

### 3.3. 核分光系統

#### 3.3.1. 伽馬射線光譜

每一個散發 $\gamma$ 射線之放射性核種都有一個獨特單能光子光譜可作為識別，並可藉由比較檢測光子中之能量與每種能量之強度來定量樣品中之放射性物質。

此種 $\gamma$ 光譜可用於定量檢測與放射性核種鑑定， $\gamma$ 光譜之分析可透過閃爍晶體（通常以鈉[NaI (Tl)]來活化碘化鈉）來進行，也可透過使用鍺-鋰（Ge-Li）晶體或高純度鍺探測器（HPGe）所組成之半導體偵檢器來進行。半導體偵檢器比NaI (Tl) 偵檢器有更高能量解析度，可分辨能量僅差少許keV之 $\gamma$ 射線，相較於NaI (Tl) 偵檢器則需20~80 keV方能分辨。由於其解析度提高，半導體偵檢器成為 $\gamma$ 光譜分析時之首選方法。溴化鑷偵檢器也可以比NaI (Tl) 偵檢器具有更好的分辨率（10~12keV），

且其不需要以液態氮來冷卻HPGe探測器。使用光譜軟體來自動分析為可接受的，但是操作人員應了解其選擇之參數，以確保系統運行符合測試要求。

半導體偵檢器本質上為固態游離腔，但其產生成對電子洞或促使半導體中電子從價帶到導帶所需之能量大約是充氣電離室或比例計數器中產生離子對所需能量之十分之一。這能量閾值也遠少於碘化鈉（鉍）閃爍晶體產生光子所需之能量。能量分辨率是區分兩個能量密集分佈之伽馬射線之能力度量，依慣例將其定義為光半峰全寬（full width of the photopeak at its half maximum, FWHM），以光峰能量之百分比表示。例如，對於帶有1.33 MeV伽馬射線之鈷-60，HPGe偵檢器之能量分辨率為0.3% FWHM，而3英吋×3英吋碘化鈉(鉍)晶體則約為6%之值。

由於偵檢器對於入射伽馬射線總能量之全吸收，伽馬射線光譜顯示為一個或多個尖銳、具有特徵性之光照峰或全能峰。這些光照峰在鑑別用途上非常有用，其他由偵檢器或周圍材質中光子散射所產生之次級峰，則是因背景散射、互毀輻射、總和符合效應、螢光X射線與其他因子伴隨一個康普頓連續寬帶被觀察到。由於光峰反應隨伽馬射線能量而變化，因此在校正伽馬光譜儀時應使用著名、來自國家測量研究院之放射性核種標準

品，伽馬光譜圖形取決於偵檢器形狀與尺寸、所選擇之屏蔽材料及儀器內電子處理特性。

伽馬射線光譜最有用之用途之一是放射性核種之鑑定與放射性核種不純物之測定，當藉由伽馬射線光譜確認放射性核種成分或定量放射活度時，必須確認偵檢器有使用已知射源作精確校正（如前述），及未知樣品是以同樣幾何進行量測。當放射性核種發散協同輻射或X射線時，隨著偵檢效率提高（例如：拉近射源與偵檢器距離），由於偵檢器內發生協同輻射導致脈衝高度分布之劇烈改變，這也稱之為「級聯相加」，這效益在碘-125特別明顯，大部分商業軟體即可修正這錯誤來源。

當無法透過校準光譜來鑑別放射性核種時，放射性核種成分可藉由測量兩個或多個下述之核衰變格式參數來建立：

- 半衰期。
- 每一個伽馬射線或X射線散發之能量。
- 每個輻射發散之豐度。
- $E_{max}$ ，對於發散貝他粒子之放射性核種其發散貝他粒子的最大能量。

這些測量應按照來放射活性（通則1049）執行，在相對應公佈之核衰變方案數據之10%以內，兩個或更多測量參數之一致性

證實了放射性核種成分。

如同其他偵檢器，應測量背景值並將其他測量結果扣除背景值，此外背景值應為穩定，特別是在需要長時間計數測量時，這可藉由在分析前進行背景光譜並與前次之光譜背景做比較，生成背景光譜後也可偵測不純物之最小可檢測活度。

### 3.3.2. 貝他粒子計數系統

貝他 ( $\beta$ ) 粒子發散能量之分布從零到最大值，電子之最大能量為粒子型放射性核種之特徵，而且通常為核數據表中之  $E_{max}$ 。

最大貝他能量之確定可協助識別散發貝他粒子之放射性核種，仔細量測可定期量化其活度。發散貝他粒子很少有最大能量，平均來說，發散貝他粒子有最大能量之三分之一，貝他粒子難以檢測，因為其僅穿透薄固體材料。（註：放射性同位素除發散貝他輻射也發散伽馬輻射，其更易於定量及用伽瑪射線光譜作鑑定，某些情況下，伽馬射線是偵測放射系同位素或鑑別發散貝他/伽馬輻射之放射性核種之最佳選擇。）

許多偵檢器都可用來偵檢或測量貝他粒子，包括有游離腔、比例計數器及具有其相對電子元件之閃爍計數器。自吸收或是向後散射在貝他粒子分析上是個議題，其可能導致更高或更低數值。游離腔與比例計數器可用於定量貝他粒子，但由於無法測

量最大貝他能量故較不適宜用於鑑定。閃爍計數器在貝他粒子方面可用於定量或鑑定，當貝他輻射能量之全部或一部分消散在閃爍體中，產生與消散能量成正比強度之光子，這些脈衝被光電倍增管偵測並轉換為電子脈衝，隨即以脈衝幅度分析儀分析，並產生一個與入射輻射光譜相關之脈衝幅度光譜。貝他粒子射源在自吸收最小化之方式下製備，其貝他粒子閃爍脈衝幅度光譜會近似於真實貝他粒子能量光譜。利用氟化鈣或蔥作為閃爍體可獲得貝他粒子能量光譜，也可使用矽半導體偵檢器獲得帶電粒子光譜。

貝他粒子之穿透力明顯大於阿法粒子，幾毫米之鋁就可阻擋貝他粒子，在減速貝他粒子時應注意產生制動輻射X射線，其可能影響量測並造成輻射疑慮。

可用游離腔或比例計數器來量測在高壓場中特定氣體離子化產生之電流來定量。根據貝他粒子能量、樣本與容器與偵檢器之設計，亦可藉制動輻射來量測。當核種在溶液中時，大部分能量都會由溶劑吸收而僅有制動輻射發散出樣本外。在離子腔(例如：劑量校正儀)時，其容納離子化氣體之屏蔽可有效率轉換貝他能量成為次級光子。如同所有輻射測量一般，使用游離腔或比例計數器進行定量測量取決於嚴謹校正及樣本類型與幾何

之標準化。

根據偵檢之設定，阿法粒子可影響貝他粒子之量測，藉由在射源與量測裝置之間擺置一個可吸收阿法粒子之隔離層即可輕易克服此一情況，然而由於低能量貝他粒子（ $<200\text{ keV}$ ）也會被吸收，計數率也應校正這些被吸收低能量貝他粒子之部分。

液體閃爍計數器也可用於定量貝他粒子與核種偵測，由於其高效率之偵檢方式，其在量測極低放射活度與複雜生物性樣本方面特別有用。樣本通常溶解在含有磷光體之溶液中，發散之貝他能量轉換為光脈衝後即可被極靈敏之光電倍增管系統所偵測得。當能量大於 $100\text{ keV}$ ，能量轉換率與計數率基本上皆為 $100\%$ 。

這種方法會受到淬熄效應影響，但可通過校正克服。

當測量大於 $800\text{ keV}$ 之貝他粒子時，由於貝他粒子產生之契忍可夫輻射（Cherenkov radiation），可不藉由閃爍混合體，而直接以光電倍增管做偵檢。（註：儘管阿法粒子會影響貝他計數，這問題仍可藉由擺置一薄吸收層或透過儀器能量辨識來校正。）

無發散伽馬射線、單純發散貝他射線之放射性核種之鑑定，最好透過量測放射性核種之半衰期並結合測量放射性核種所發散最大貝他輻射能量來完成。

貝他粒子之趨近最大能量可藉由兩步驟作測量：

— 將其視為吸收體厚度函數來量測放射活度。

— 以 $\text{mg}/\text{m}^2$ 為單位描繪計數率與吸收體厚度對數，即可得一吸收曲線，吸收曲線比對標準吸收曲線即可進行放射性同位素鑑定。

使用液體閃爍計數器測量校準能量範圍內之脈衝幅度，可以做成一個可估計最大能量之貝他能量光譜。液體閃爍計數器儀器通常會自動化校正因子，但仍需注意校正淬熄反應。

### 3.3.3. 阿法粒子計數系統

有許多偵檢器可用於偵測或測量阿法粒子，例如：離子腔、比例計數器、矽半導體偵檢器或配有相關電子組件之閃爍計數器。

離子腔與比例計數器不適合用於鑑識或定量阿法粒子。

由於其低穿透力（在人體皮膚約 $40\ \mu\text{m}$ ）但具有高能量，量測阿法粒子時應特別小心。在鑑定分析阿法粒子發散源時，最常使用液體閃爍光譜分析。

在鑑定測量阿法粒子發散源的放射核種純度時，可使用矽二極管半導體偵檢器之光譜分析。

在閃爍計數器中，阿法粒子之能量會被轉化為光脈衝再經光電倍增管所測得。脈衝強度即代表被偵檢阿法粒子之能量。如同液體閃爍計數器，也可使用固體閃爍計數器或螢光偵檢器。

當使用固態偵檢器時，通常會將樣本電鍍在一平面盤上，再將偵檢器靠近或立於樣本上。固態偵檢器之計數效率通常較低，在液體閃爍計數中，當樣本溶解於適當溶液中時，其計數效率可以相當高。每種計數方式都有其優缺點，對固體偵檢器而言，優點是低背景雜訊及對於阿法與貝他粒子有較佳分辨率，缺點無法測量揮發性樣本與樣本材質之自吸收(與樣本層厚度有關)降低檢測之計數率，導致最終檢測結果錯誤偏低。

對於液體閃爍計數器而言，優點為樣本處理容易且因為樣本溶於閃爍液體而無自吸收之問題，缺點為較高背景雜訊及對於阿法與貝他粒子之分辨率較差。

#### 3.4. 應用層析之偵檢系統

在層析應用分析中，帶有放射系物質之混合物在固定相與移動相中流動分離，並將之運用於輻射偵檢系統中。最常見之層析應用包括薄層液相層析 (thin-layer chromatography, TLC)、氣相層析 (gas chromatography, GC) 與液相層析 (高壓液相層析 (high-pressure liquid chromatography) 與高效液相層析 (high-performance liquid chromatography), 通常以HPLC表示)。

依據發散輻射種類與層析應用法，有許多種偵檢系統可用於分離放射組成成分之分析。

在GC與HPLC中，伽馬射線偵檢系統可以動態測量已分離之放射活性組成成分，在這些分析應用中，沖提液是直接流過或經過閃爍偵檢器，這接偵檢系統通常並非用作於放射性核種之鑑定，因此傾向於以碘化鈉（鉍）晶體作為這些應用方式中之偵檢器。依據技術所需之靈敏度，偵檢器之幾何可為一圍繞沖洗液管之井型或為一樣品槽使沖提液流經偵檢器表面。不論為何，系統設計都應能再現沖提液管道與偵檢器之幾何關係。除此之外，偵檢器應有充分屏蔽，以避免背景輻射造成基底線飄移或偽波峰。在這種分析應用中，光電倍增管之輸出脈衝會被轉換為類比訊號，其電壓與脈衝數（即放射活度之量）成正比。依此方式，經數據採集及層析系統所得到之電子訊號以近似於傳統層析偵檢系統之層析圖方式呈現。沖提液之流速與沖提液中之放射活度含量應控制在偵檢系統劑量率之線性範圍內。

液體閃爍計數法亦可使用於HPLC所分離之發散貝他能量之組成成分，在這應用分析法中包含多種技術。首先，個別收集層析管柱流出之沖提液，每一個分離樣本再與液體閃爍混合液混勻並以液體閃爍計數器分析，可能需要額外前處理步驟以減低淬熄效應。在第二種技術方式中，先將管柱中之沖提液與閃爍混合液混勻，再流經過圍繞光電倍增管之樣品槽，最後，線內固體閃爍

體與沖提液及液體閃爍混合液進行原位混合。

貝他粒子偵檢系統可用於測量薄層層析所分離之放射性組成成分，在這方式中，最常使用氣態游離無窗偵檢器，偵檢器自動掃描過薄層層析平板，即可得一個放射活度之二維圖。而因為樣品之性質，自吸收相當輕微，且貝他輻射可被有效地計數。若薄層層析平板上所有組成成分皆為同一貝他發散射源，其輸出訊號與分離出組成成分之放射性活度比例成正比；若分離出來的樣本含有不同核種，則偵檢器應對每個核種進行校準以校正每個訊號反應。若有偵檢器不適用之情形，可將薄層層析其結果平板切成多個條狀並以合適偵檢器計讀之。應以相同幾何形式針對單獨長條進行計數，若想得到最高之靈敏度，則可將長條以溶劑溶解後再以液體閃爍計數器進行計數。

#### 4. 詞彙表

阿法粒子 ( $\alpha$ ) — 放射性衰變期間從核發散之帶正電粒子。阿粒子是氦-4核，由2個質子與2個中子組成，但沒有電子。

貝他粒子 ( $\beta^-$ ) — 在放射性衰變期間從核發射之帶負電粒子。貝他粒子即為電子。

制動輻射 — 帶電粒子在穿越核之電磁場後加速或減速所產生之電磁輻射。

校準因子—用於將測量所得游離腔電流轉換為標稱放射活度。本詞也可稱作校準係數。

校準時間—在特定日期帶有特定量之放射活度之任一時間。

無載體—一製劑當中不帶有與放射性核種相同元素之穩定同位素。

計數組件—一種由感應元件與電子放大裝置所組成之儀器。感應元件可能為蓋革-穆勒管、比例計數器或結合光電倍增管與閃爍體/固態半導體使用之閃爍偵檢器。

劑量校準儀（也稱為放射性核種校準儀）—一種井型態、用於測量放射藥物之游離腔。單位顯示通常以居里（ $\mu\text{Ci}$ 或 $\text{mCi}$ 或 $\text{Ci}$ ）或貝克（ $\text{kBq}$ 或 $\text{MBq}$ 或 $\text{GBq}$ ）表示。

伽馬射線—在放射性衰變期間，從核所發散之電磁輻射。伽馬射線有廣泛之能量範圍，特定放射性核種所散發之伽馬射線是固定相同的，這提供了一個獨特之識別依據，可藉此來鑑別發散伽馬射線之放射性核種。

蓋革-穆勒計數器（也稱作G-M計數器或蓋革計數器）—收集由輻射場產生之離子而在一定體積惰性氣體中施加高壓電位之儀器。

負電子在內部相乘以產生易於檢測之電流脈衝。單位表示通常以每分鐘計次（cpm）或是毫倫琴每小時（mR/h）。

幾何學—放射源之特性（例如：容器類型、容器壁厚、容積及容器在井室內之位置）及游離腔之物理特性影響特定放射性核種其校準係數之大小。可能影響劑量校準儀中射源測量準確率之主要幾何學因素包括容器配置、射源體積、游離腔中射源位置及放射性核種本身。（註：習慣上比較標準製劑與放射藥物會使用相同幾何條件以用於測定、鑑別及其他參數之設定。結果之有效性關鍵取決於射源到偵檢器及其周圍空間關係之再現性及標準化製劑之正確性。）

游離腔—一種為了收集輻射場產生之離子而在一定體積惰性氣體中施加電場之儀器。正離子與負電子沿著電場之力線漂移並被收集在電極上，並生成游離電流。用於測量放射藥物活度之常見游離腔形式為井型態之劑量校準儀。

等重元素—具有相同質量數之核種（質子+中子）。

異構體—原子具有相同數量之質子與中子，但具有不同原子核能量階結構。短週期之放射性異構體通常被稱之為亞穩態。不同異構體為不同核種其以核能量結構作為區別。

同素異形體—具有相同數量中子、不同數量質子之核種。同素異形體為不同之元素且具有不同之原子量。

同位素—核種具有相同數量質子與不同數量中子。同位素為相同

之元素但具有不同之原子量。

同位素載體（亦稱為載體）—存在於或被添加至放射藥物內、與其中放射性核種化學形式相同之穩定同位素。

液體閃爍計數器（liquid scintillation counter, LSC）—檢測閃爍液體中吸收輻射能量而發散閃爍光之儀器。此種計數器主要用於不發射伽馬光子之 $\beta$ 發射放射性核種。為取得最佳結果，放射性樣品需溶解於閃爍液體中。

最小可量測活度—在背景值以上、具一定信賴度之可測得最小放射活度量值。

國家計量研究所（National Metrology Institute, NMI）—一個為國家或組織制定量測標準之計量實驗室。

無載體添加—在一放射藥物製劑中未有意添加與待測定核種相同元素之穩定同位素至特定化學形式或待測定核種於分子中之位置。

核種—在一給定之核能階下具有特定數量中子與質子之原子。

正電子（ $\beta^+$ ）—在放射性衰變時從核發散出來之帶正電粒子，正電子亦為反電子。

放射活度—（1）以光子或顆粒發散為特徵之原子核自發性轉變，放射活度通常所指為在每單位時間內衰變之原子數。（2）放射性

物質之數量，以居里（美國單位）或是貝克（國際單位）來表示，放射系物質之量也可以活度稱之。

放射化學成分—放射藥物製劑中，目標放射活性藥物成分之分子結構。

放化純度—放射藥物製劑中，目標成分之活度與所有放射性成分之總活度之比例，以百分比標示。

放射性同位素—一個具放射活度之原子，通常用於元素同位素之背景下。

放射性核種—經歷活度衰變之不穩定核，具有放射活度之核。放射性核種與放射性同位素兩種術語常交替使用。

核種成分—放射藥物製劑中預期所使用之核種。

核種純度—在放射藥物製劑中，目標核種之活度與所有放射核種之總活度之比例，以百分比表示。

放射藥物（放射藥物製劑/放射性藥物）—與一種或多種成分組合而成、含有放射性物質之成品劑型，用於診斷、疾病分期、治療監測或治療，放射藥物包含了任何非放射性試劑組或製備此類物質之核種發生器，放射藥物製劑或放射性藥物亦為常交替使用之術語。

閃爍晶體計數器—裝有晶體閃爍體[如碘化鈉 (TI)]、並附有光

電倍增管與相關電子元件之儀器。晶體在吸收伽馬射線與X射線後產生之閃爍光轉換為電子並經由光電倍增管放大，所得到之電流脈衝可進一步地以光子能量來分析。此種儀器常見形式之一為在晶體中間有一個孔洞，其大小足以放置試管或類似之容器，此種稱之為井型計數器。

半導體偵檢器—利用半導體材質，例如矽或鍺晶體所組合之儀器，藉由產生電荷載體（電子穿過電洞）來偵測游離輻射，電荷載體移動產生之電流脈衝在受到材質兩端電壓位能之影響下，可進一步放大入射輻射之量並分析其能量。

固態偵檢器—不同於充氣式偵檢器、以晶體為基底之偵檢器，時常作為半導體偵檢器之同義詞。

比活度—放射性核種其元素或化合物每單位質量之放射活度，比活度的單位是以克或莫耳為基礎表示每單位質量之放射活度。（例如： $\text{mCi}/\mu\text{g}$  ( $\text{MBq}/\mu\text{g}$ )； $\text{Ci}/\text{mmol}$  ( $\text{GBq}/\text{mmol}$ )。）

強度—放射藥物在校準時之放射活度濃度，強度之單位是以體積為基礎呈現放射性活度之量。（例如： $\text{mCi}/\text{mL}$ 或 $\text{MBq}/\text{mL}$ 。）

總放射活度—放射核種在校準時，每單位（例如：瓶、膠囊、安瓿或發生器等）所測得之放射活度。

確效—建立方法、處置或系統有達到預期要求的文件證據。

確認—確認—已建立之方法、處置或系統有符合預期決定之驗收標準。

X射線—經由電子軌道發散之一種電磁輻射。雖然非從核所產生，但常在軌道電子與發散輻射交互作用產生衰變事件之後立即發生。