



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本

(11)證書號數：TW I801401 B

(45)公告日：中華民國 112 (2023) 年 05 月 11 日

(21)申請案號：107125299

(22)申請日：中華民國 107 (2018) 年 07 月 23 日

(51)Int. Cl. : **G01N23/04 (2018.01)**

(30)優先權：2017/07/25 歐洲專利局 17183069.8

2017/10/10 歐洲專利局 17195657.6

(71)申請人：德商拜耳廠股份有限公司 (德國) BAYER AKTIENGESSELLSCHAFT (DE)
德國

(72)發明人：欣多夫 塞西莉亞 HINDORF, CECILIA (SE)；萊森 埃里克 LARSSON, ERIK (SE)；布洛林 古斯塔夫 BROLIN, GUSTAV (SE)；奧爾森 托瑪士 OHLSSON, TOMAS (SE)

(74)代理人：何愛文；王仁君

(56)參考文獻：

US 2002/0039401A1

期刊 Brian F Hutton et al., Review and current status of SPECT scatter correction Phys. Med. Biol. 56 2011 R85-R112

期刊 Macey DJ et al., Improved conjugate view quantitation of I-131 by subtraction of scatter and septal penetration events with a triple energy window method Volume22, Issue10 Med Phys. October 1995 Pages 1637-1643

審查人員：林永昌

申請專利範圍項數：16 項 圖式數：12 共 44 頁

(54)名稱

用於一身體部位之放射性藥物量化的設備、系統、方法、電腦程式元件及電腦可讀媒體

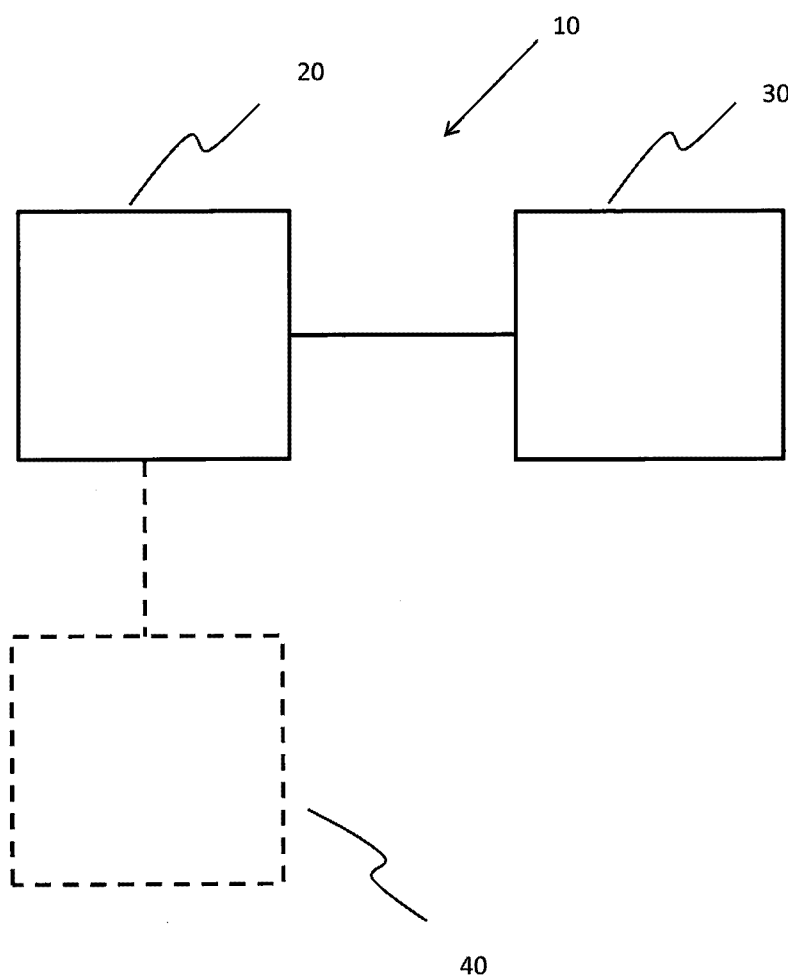
(57)摘要

本發明有關一種用於身體部位之放射性藥物量化的設備。其被敘述來向處理單元(30)提供(210)身體部位之至少一個 γ 影像。該至少一個 γ 影像係藉由至少一個被建構成偵測 γ 射線及/或X射線的 γ 相機所獲取。該至少一個 γ 影像包含光譜能量資料，其包含由至少一放射性藥物之衰變所產生的資料。為該處理單元提供(220)與該至少一放射性藥物之衰變相關聯的特徵光子放射能量和放射概率。該處理單元在該身體部位中之複數個空間位置處決定(230)該至少一放射性藥物之活性。對該複數個空間位置的一空間位置之決定包含：生成(240)合成光譜並使所生成的合成光譜與由用於該至少一個 γ 影像中的至少一個位置之光譜能量資料所生成的實驗光譜相關聯，該至少一個 γ 影像對應於該空間位置。生成該合成光譜包含利用與該至少一放射性藥物之衰變相關聯的光子放射能量和放射概率。該處理單元決定(250)該身體部位中之至少一放射性藥物的空間分佈。

The present invention relates to an apparatus for radiopharmaceutical quantification of a body part. It is described to provide (210) a processing unit (30) with at least one gamma image of a body part. The at least one gamma image was acquired by at least one gamma camera configured to detect gamma rays and/or X-rays. The at least one gamma image comprises spectral energy data that comprises data that has resulted

from the decay of at least one radiopharmaceutical. The processing unit is provided (220) with characteristic photon emission energies and emission probabilities associated with the decay of the at least one radiopharmaceutical. The processing unit determines (230) an activity of the at least one radiopharmaceutical at a plurality of spatial positions in the body part. The determination for a spatial position of the plurality of spatial positions comprises generating (240) a synthetic spectrum and correlating the generated synthetic spectrum to an experimental spectrum generated from the spectral energy data for at least one position in the at least one gamma image that corresponds to that spatial position. Generating the synthetic spectrum comprises utilising the photon emission energies and emission probabilities associated with the decay of the at least one radiopharmaceutical. The processing unit determines (250) a spatial distribution of the at least one radiopharmaceutical in the body part.

指定代表圖：



符號簡單說明：

10:設備

20:輸入單元

30:處理單元

40:資料庫

圖 1



公告本

I801401

發明摘要

【發明名稱】（中文/英文）

用於一身體部位之放射性藥物量化的設備、系統、方法、電腦程式元件及電腦可讀媒體

APPARATUS, SYSTEM, METHOD, COMPUTER PROGRAM
ELEMENT, AND COMPUTER READABLE MEDIUM FOR
RADIOPHARMACEUTICAL QUANTIFICATION OF A BODY
PART

【中文】

本發明有關一種用於身體部位之放射性藥物量化的設備。其被敘述來向處理單元(30)提供(210)身體部位之至少一個 γ 影像。該至少一個 γ 影像係藉由至少一個被建構成偵測 γ 射線及／或X射線的 γ 相機所獲取。該至少一個 γ 影像包含光譜能量資料，其包含由至少一放射性藥物之衰變所產生的資料。為該處理單元提供(220)與該至少一放射性藥物之衰變相關聯的特徵光子放射能量和放射概率。該處理單元在該身體部位中之複數個空間位置處決定(230)該至少一放射性藥物之活性。對該複數個空間位置之一空間位置之決定包含：生成(240)合成光譜並使所生成的合成光譜與由用於該至少一個 γ 影像中的至少一個位置之光譜能量資料所生成的實驗光譜相關聯，該至少一個 γ 影像對應於該空間位置。生成該合成光譜包含利用與該至少一放射性藥物之衰變相關聯的光子放射能量和放射概率。該處理單元決定(250)該身體部位中之至少一放射性藥物的空間分佈。

【英文】

The present invention relates to an apparatus for radiopharmaceutical quantification of a body part. It is described to provide (210) a processing unit (30) with at least one gamma image of a body part. The at least one gamma image was acquired by at least one gamma camera configured to detect gamma rays and/or X-rays. The at least one gamma image comprises spectral energy data that comprises data that has resulted from the decay of

at least one radiopharmaceutical. The processing unit is provided (220) with characteristic photon emission energies and emission probabilities associated with the decay of the at least one radiopharmaceutical. The processing unit determines (230) an activity of the at least one radiopharmaceutical at a plurality of spatial positions in the body part. The determination for a spatial position of the plurality of spatial positions comprises generating (240) a synthetic spectrum and correlating the generated synthetic spectrum to an experimental spectrum generated from the spectral energy data for at least one position in the at least one gamma image that corresponds to that spatial position. Generating the synthetic spectrum comprises utilising the photon emission energies and emission probabilities associated with the decay of the at least one radiopharmaceutical. The processing unit determines (250) a spatial distribution of the at least one radiopharmaceutical in the body part.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：圖1。

【本代表圖之符號簡單說明】：

- 10 設備
- 20 輸入單元
- 30 處理單元
- 40 資料庫

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

無

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】(中文/英文)

用於一身體部位之放射性藥物量化的設備、系統、方法、電腦程式元件及電腦可讀媒體

APPARATUS, SYSTEM, METHOD, COMPUTER PROGRAM
ELEMENT, AND COMPUTER READABLE MEDIUM FOR
RADIOPHARMACEUTICAL QUANTIFICATION OF A BODY
PART

【技術領域】

【0001】 本發明有關用於一身體部位之放射性藥物量化的設備、用於一身體部位之放射性藥物量化的系統、用於一身體部位之放射性藥物量化的方法、以及電腦程式元件和電腦可讀媒體。

【先前技術】

【0002】 本發明之一般背景係患者的定量 γ 相機成像。放射性藥物可被使用於治療患者。諸如放射性核素或諸放射性核素之放射性藥物可被患者內在地服用、例如靜脈內或口服的。諸如放射性核素之放射性藥物可被使用於檢測特定疾病，且實際上也可被使用於疾病的標靶治療，在此 α 粒子／電子／ β 粒子之放射可被使用於破壞標靶組織細胞。(為了易於說明，以下討論涉及放射性核素的特定部分，然而，這種討論也更普遍地適用於放射性藥物)。需要決定患者體內之放射性核素的位置以進行定量和劑量測定。隨著該放射性核素衰變， γ 射線可在某些衰變過程中放射，且外部相機、諸如 γ 相機或偵測器被使用於捕獲可從中獲取影像之這些光子。然而，這種 γ 射線成像甚至對於單個放射性核素也存在特殊問題，這是由於例如放射性核素的低光子放射產率、以及在來自宇宙和地面源之大量背景光子貢獻的測量資料中所包含者，例如當對患者施用大約1MBq之非常低的活性時。再者， γ 射線可在從該衰變位置至該偵測器之路線上經歷散射、例如經由康普頓散射，且如此可顯現為已起源於該實際衰變位置以外的地方。 γ 射線照相機、也稱為 γ 照相機可利用能量辨別、即所謂之若能窗來排

除未直接源自放射性衰變的放射光子。然而，仍需要進一步改善成像能力，尤其是如果存在有超過一種放射性核素。例如，如果給予患者之特定放射性核素具有自身衰變並放射 γ 射線的子放射性核素，則可發生這種情況。

【發明內容】

【0003】 具有用於放射性藥物、諸如放射性核素、在身體部位中之量化的改進設備將是有利的。在下面之敘述中，參考放射性核素可意指放射性藥物。

【0004】 本發明之目的係以申請專利範圍獨立項之主題來解決，其中進一步實施例被併入於申請專利範圍附屬項中。應注意的是本發明之以下敘述的態樣及範例也適用於身體部位之放射性藥物量化、用於身體部位的放射性藥物量化之系統、用於身體部位的放射性藥物量化之方法、以及用於電腦程式元件和該電腦可讀媒體。

【0005】 根據第一態樣，提供有用於身體部位的放射性藥物量化之設備，包含：

- 輸入單元；及
- 處理單元。

【0006】 該輸入單元被建構成向該處理單元提供身體部位的至少一個光子影像。該至少一個光子影像係藉由建構來偵測 γ 射線及／或X射線之至少一個光子相機所獲取。在此，光子影像可為 γ 影像或 γ 相機影像，且該光子相機可為 γ 相機。該至少一個光子(γ)影像包含光譜能量資料，其包含由至少一放射性藥物的衰變所產生之資料。該輸入單元亦被建構成向該處理單元提供與該至少一放射性藥物的衰變相關聯之特徵光子放射能量和放射概率。該處理單元被建構成在該身體部位中的多個空間位置處決定該至少一放射性藥物之活性。對該複數個空間位置的一空間位置之決定，包含所生成的合成光譜與對應於該空間位置之至少一個光子(γ)影像中的至少一個位置之光譜能量資料所生成的實驗光譜之相關性。該合成光譜可被認為是模型光譜。該合成光譜的生成包含利用與該至少一放射性藥物的衰變相關聯之光子放射能量和放射概率。該處理單元亦被建構成決定該身體部位中的至少

一放射性藥物之空間分佈。

【0007】 換句話說，從關於放射性藥物的已知資料(光子放射能量和放射概率)生成之合成光譜與實驗性決定的光譜匹配或擬合，以使得能夠決定一種或多種放射性藥物之空間分佈。如此，當存在一種放射性藥物時，藉由將合成光譜擬合到所獲得的光譜，散射和殘餘光子(例如 γ 射線／X射線)之影響可與直接源自衰變事件的光子(例如 γ 射線／X射線／致動輻射)分開。並且，當存在例如兩種或更多種放射性藥物時，也可以決定兩種或更多種放射性藥物之重疊貢獻。再者，這種建模還使得源自該放射性藥物的實際衰變的初級光子(例如 γ 射線及／或X射線)貢獻能夠與散射和衰變事件兩者區分開來，在此光子(例如 γ 射線及／或X射線)於該光子(例如 γ 射線及／或X射線)相機(或偵測器)之路線上被散射或衰減，並且還與背景宇宙射線事件區分開。如此，除了能夠在該身體部位中區分不同的放射性藥物之外，還可以減少該資料中的雜訊，因為與該衰變事件(原始信號)未直接相關之信號(散射、背景等)也可與原始信號區分開來。

【0008】 該至少一光子(γ)影像可包含至少一 γ 射線影像。該至少一光子(γ)影像可包含至少一X射線影像。該至少一光子相機可為 γ 射線相機／ γ 相機及／或X射線相機。該至少一放射性藥物可包含至少一放射性核素。如此，譬如，諸如 ^{227}Th 及／或I-123及／或 ^{223}Ra 的放射性藥物能被利用，其放射與光子、諸如 γ 射線／X射線(光子)之放射相關聯的 α 粒子／電子／ β 粒子，且這些光子之偵測能被使用於量化該身體部位中的放射性藥物。

【0009】 於一範例中，該輸入單元被建構成向該處理單元提供用於該至少一放射性藥物之衰變的半衰期。然後，該合成光譜之生成包含利用該至少一放射性藥物的衰變之半衰期。以這種方式，例如 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的半衰期可被使用於計算 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 之“真實”活性。

【0010】 以此方式，在決定該第一放射性藥物在該身體部位中的空間分佈時，可考慮第一放射性藥物之衰變特徵。而且，當存在兩種或更多種放射性藥物時，於決定該第一和第二放射性藥物在該身體部位中的空間分佈時，可考慮兩種或更多種放射性藥物之衰變特徵。

【0011】 於一範例中，該至少一放射性藥物包含第一放射性藥物及第二放射性藥物。

【0012】 在一範例中，該第二放射性藥物係該第一放射性藥物的衰變之產物。如此，第二放射性核素可為第一放射性核素的衰變之產物。

【0013】 換句話說，不僅可將母體和子體放射性藥物彼此區分開，該第二放射性藥物源自該第一放射性藥物的資訊可被使用於生成適合於該實際獲得之光譜的合成光譜。

【0014】 然而，該第二放射性藥物不須為源自該第一放射性藥物，且譬如可為Tc-99m或I-123。

【0015】 在一範例中，該輸入單元被建構向該處理單元提供相對開始時間獲取該至少一個光子(γ)影像之至少一個時間。該開始時間被定義為該第一放射性藥物尚未衰變以產生大量第二放射性藥物的時間。然後，該合成光譜之生成包含利用相對該開始時間獲取該至少一個光子(γ)影像的至少一個時間。

【0016】 換句話說，該第一至第二放射性藥物之預期相對量可從影像獲取時間相對實際上100%之第一放射性藥物、或該第一放射性藥物與該第二放射性藥物的已知比例之時間的知識來決定。如此，參考時間和半衰期可被使用於在施行成像時之時間點計算 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的預期活性。

【0017】 於一範例中，該合成光譜之生成包含決定該身體部位中的光子(例如 γ 輻射)之衰減。

【0018】 在一範例中，該至少一光子(γ)影像包含第一影像及第二影像，其中該第一影像係由與獲取該第二影像的方向相反之方向獲取。

【0019】 換句話說，可使用共軛視圖技術，僅需要知道於特定位置處的身體部位之總厚度，以便精確地模擬光子的衰減。如此，可採用由已知材料所形成之主體，並且藉由知道該身體部位的總厚度，可精確地模擬光子之衰減。

【0020】 在一範例中，該輸入單元被建構向該處理單元提供用

於該複數個空間位置的身體部位之複數個總厚度。然後，該合成光譜的生成包含利用在該空間位置處之身體部位的總厚度。

【0021】 換句話說，可在該共軛視圖技術中使用該身體部位之厚度，從而能夠精確地建立該衰減效果。於一範例中，該至少一個光子(γ)相機包含第一光子(γ)相機和第二光子(γ)相機。在此參考二台相機可意指具有二偵測器的一台相機、或可意指兩台都具有偵測器之相機。

【0022】 以這種方式，可同時獲取該第一及第二影像，使得能夠獲取時間分辨資料。於一範例中，該合成光譜的生成包含決定光譜能量散射分量。

【0023】 如此，可考慮在從該衰變部位到該偵測器(γ 相機)之路線上經歷例如康普頓散射的散射光子之影響。於一範例中，該合成光譜的生成包含決定光譜能量殘餘分量。

【0024】 如此，可考慮作為背景事件之光子(例如 γ 射線/X射線)、或來自該偵測器中的準直儀穿透或局部能量沈積之光子。在一範例中，該合成光譜之生成包含利用該至少一個光子(γ)相機的能量分辨率。

【0025】 換句話說，可使用該相機之能量分辨率以便提供與所獲取的光譜匹配之模擬光譜。於一範例中，該合成光譜的生成包含利用該至少一個光子(γ)相機之光子偵測效率。

【0026】 根據第二態樣，提供一種用於身體部位的放射性藥物量化之系統，包含：

- 光子獲取單元；
- 根據第一態樣用於身體部位的放射性藥物量化之設備；及
- 輸出單元。

【0027】 該光子獲取單元包含至少一光子(γ)相機。該光子獲取單元被建構成提供該至少一光子(γ)影像。該輸出單元被建構成輸出一包含該身體部位中的至少一放射性藥物之空間分佈的影像。

【0028】 在第三態樣中，提供有用於身體部位之放射性藥物量化的方法，包含：

- (a)為該處理單元提供身體部位之至少一個光子(γ)影像；其中，該至少一個光子(γ)影像係藉由至少一個光子(γ)相機所獲取；且其中，該至少一個光子(γ)影像(γ 影像)包含光譜能量資料，該光譜能量資料包含已源自至少一放射性藥物的衰變之資料；
- (b)為該處理單元提供與該至少一放射性藥物的衰變相關聯之特徵光子放射能量和放射概率；
- (c)藉由該處理單元在該身體部位中的複數個空間位置處決定該至少一放射性藥物之活性，其中，對該複數個空間位置的一空間位置之決定包含步驟(c1)，其生成合成光譜並使所生成的合成光譜與由用於該至少一個光子(γ)影像中的至少一個位置之光譜能量資料所生成的實驗光譜相關聯，該至少一個光子(γ)影像對應於該空間位置，且其中，生成該合成光譜包含利用與該至少一放射性藥物之衰變相關聯的光子放射能量和放射概率；及
- (d)藉由該處理單元決定該身體部位中之至少一放射性藥物的空間分佈。

【0029】 根據另一態樣，提供有電腦可讀媒體，其具有如前所述之儲存電腦元件。

【0030】 有利地，藉由任何上述態樣所提供的益處同樣適用於所有其他態樣，且反之亦然。

【0031】 參考下文所敘述的實施例，以上態樣和範例將變得顯而易見並得以闡明。

【圖式簡單說明】

【0032】 下文將參考以下附圖、和表1敘述示範實施例：

【0033】 圖1顯示用於身體部位之放射性核素量化的範例之示意圖；

【0034】 圖2顯示用於身體部位的放射性核素量化之系統的範例之示意圖；

【0035】 圖3顯示用於身體部位的放射性核素量化之方法；

【0036】 圖4顯示 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的相對活性之一個範例。

【0037】 圖5顯示 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的所獲得能譜之範例。

【0038】 圖6顯示從含有 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的來源所獲得之能譜、和擬合的模擬能譜之範例。

【0039】 圖7顯示理想的 ^{227}Th 能譜，包括被使用於獲取光譜資料之 γ 相機的分辨率之影響的模擬能譜，以及包括 γ 相機之分辨率的影響以及衰減和偵測器效率的影響；

【0040】 圖8顯示用於 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 之模擬能譜，顯示 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的個別貢獻；

【0041】 圖9顯示用於 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 之能譜的模擬散射分量，顯示 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 之個別貢獻；

【0042】 圖10顯示作為能量函數的歸一化偵測器效率；

【0043】 圖11顯示 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 之測量活性和 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的模擬活性之範例。

【0044】 圖12顯示在頂部用於 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的身體部位之原始活性影像，且在底部顯示根據所述用於身體部位的放射性核素量化方法進行之 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的身體部位之活性影像；和

【0045】 表1顯示用於 ^{227}Th 及其子體的衰變資料。

【實施方式】

【0046】 圖1顯示用於身體部位之放射性藥物量化的設備10之範例。該特定範例、及與其他圖示有關的範例涉及放射性核素量化，在此至少一種放射性核素之衰變已導致 γ 射線的放射和身體部位的至少一個 γ 影像之生成。然而，可利用除下面提到的放射性核素之外的放射性藥物(例如 ^{223}Ra 、I-123)、例如影像係X射線影像，而該相機例如係X射線相機。如此，與至少一種放射性核素之量化有關的特定範例具有更廣泛之適用於該身體部位中的至少放射性藥物之量化。返回圖1的特定範例，該設備10包含輸入單元20、及處理單元30。該輸入單元20被建構向該處理單元30提供身體部位之至少一個 γ 影像。這是經由有線或無線通訊。藉由至少一個 γ 相機獲取該至少一個 γ 影像。該至少一個 γ 影像包含光譜能量資料，其包含源自至少一種放射性核素的衰

變之資料。該輸入單元20還被建構向該處理單元30提供與該至少一個放射性核素的衰變相關聯之特徵光子放射能量和放射概率。這是經由有線或無線通訊。該處理單元30被建構在該身體部位中的複數個空間位置處決定該至少一個放射性核素之活性。

【0047】 對該複數個空間位置的一空間位置之決定包含所生成的合成光譜與針對對應於該空間位置之至少一個 γ 影像中的至少一位置之光譜能量資料所生成的實驗光譜之相關性。該合成光譜的生成包含利用與該至少一種放射性核素之衰變相關聯的光子放射能量和放射概率。該處理單元30還被建構決定該身體部位中之至少一種放射性核素的空間分佈。如此，來自該至少一相機之計數“影像”和這些計數的空間分佈可被使用於映射回該身體部位中之至少一放射性藥物(諸如至少一種放射性核素)的空間分佈。

【0048】 在一範例中，與該至少一放射性核素之衰變有關聯的光子放射能量及放射概率係由資料庫40所提供。如此，與該第一放射性核素之衰變有關聯的光子放射能量及放射概率、及與該第二放射性核素之衰變有關聯的光子放射能量及放射概率係由該資料庫40所提供。在有二放射性核素之處，那些放射性核素的至少一者可具有子放射性核素。

【0049】 於一範例中，所生成之合成光譜對該實驗光譜的相關性包含生成一最接近地匹配該實驗光譜之合成光譜。

【0050】 在一範例中，該第一放射性核素係鈾227。於一範例中，該第二放射性核素係鐳223。

【0051】 在一範例中，對應於該身體部位中的空間位置之至少一 γ 影像中的至少一位置係與該 γ 相機之一像素相關聯，且如此與該影像中的一個像素相關聯。如此，可藉由將理論光譜擬合至每個像素中之實驗能譜來決定該至少一種放射性核素(可為第一放射性核素和第二放射性核素)的量。以這種方式，藉由考慮該相機之每個像素，與該影像中的像素相關，可在該至少一個影像中並因此在該身體部位內決定該至少一放射性核素(例如，第一和第二放射性核素)之空間分佈。在此，“像素”可被考慮為是該相機的“相互作用位置”。

【0052】 於一範例中，該輸入單元係該至少一相機。

【0053】 根據一範例，該輸入單元被建構成向該處理單元提供用於該至少一種放射性核素之衰變的半衰期，且其中該合成光譜之生成包含利用該半衰期來衰變該至少一種放射性核素。

【0054】 根據一個實例，該至少一種放射性核素包含第一放射性核素和第二放射性核素。

【0055】 於一範例中，向患者施用第一放射性藥物及第二放射性藥物，其在一個範例中係施用於該患者的第一放射性核素和第二放射性核素。

【0056】 根據一個實例，該第二放射性核素係該第一放射性核素之衰變的產物。

【0057】 根據一範例，該輸入單元被建構成向該處理單元提供相對於開始時間獲取該至少一 γ 影像之至少一個時間。該開始時間被定義為該第一放射性核素尚未衰變以產生大量該第二放射性核素的時間。然後，該合成光譜之生成包含利用相對於該開始時間獲取該至少一個 γ 影像的至少一個時間。如此，此資訊能被使用於在獲取該至少一個影像時決定該至少一種放射性核素之活性。

【0058】 根據一範例，該合成光譜的生成包含決定沿著該突出部份之 γ 射線的衰減。

【0059】 於一範例中，該決定包含距離和線性衰減係數之乘積的指數函數。

【0060】 根據一範例，該至少一 γ 影像包含第一影像及第二影像。從與獲取該第二影像的方向相反之方向獲取該第一影像。在一範例中，可藉由相機的兩個偵測器或每個具有偵測器之兩台相機同時獲取前部和後部影像。

【0061】 於一範例中，在與獲取該第二影像的時間不同之時間獲取該第一影像。換句話說，單個 γ 相機可被使用於通過例如該相機相對該身體部位的旋轉來獲取該第一和第二影像。

【0062】 根據一範例，該輸入單元被建構成向該處理單元提供用於該複數個空間位置之身體部位的複數個總厚度。然後，該合成光譜

之生成包含在該空間位置處利用該身體部位的總厚度。

【0063】 於一範例中，基於除了獲取該至少一 γ 影像之外所獲取的偵察掃描來提供該複數個總厚度。在一範例中，該偵察掃描可被稱為CT定位影像。

【0064】 根據一範例，該至少一 γ 相機包含第一 γ 相機和第二 γ 相機。

【0065】 根據一範例，該合成光譜之生成包含決定光譜能量散射分量。

【0066】 於一範例中，該光譜能量散射分量被決定為該第一核素和第二核素與放射能量之和，並藉由放射產率和 γ 相機效率所調變。

【0067】 根據一範例，該合成光譜的生成包含決定光譜能量殘餘分量。

【0068】 於一範例中，該光譜能量殘餘分量相對於能量係恆定的。這提供建模之簡化。

【0069】 根據一範例，該合成光譜的生成包含利用該至少一 γ 相機之能量分辨率。

【0070】 在一範例中，利用該至少一 γ 相機的能量分辨率包含使用高斯函數對該能量分辨率建模。

【0071】 根據一範例，該合成光譜之生成包含利用該至少一 γ 相機的偵測器效率。

【0072】 於一範例中，利用該偵測器效率包含利用相對光譜效率。在一範例中，通過蒙特卡羅(Monte Carlo)模擬來決定該偵測器之相對效率。於一範例中，通過蒙特卡羅模擬決定該相對光譜效率。

【0073】 在一範例中， γ 射線偵測效率的利用包含該 γ 相機之校準。

【0074】 圖2顯示用於身體部位的放射性核素量化之系統100的範例，包含：

- γ 獲取單元110；
- 設備10，用於根據相對於圖1所敘述之任何範例的身體部位之放射性核素量化；及

-輸出單元120。

【0075】 該 γ 獲取單元110包含至少一 γ 相機130。該 γ 獲取單元110被建構提供該至少一 γ 影像。該輸出單元120被建組成輸出一影像，其包含該身體部位中的至少一放射性核素之空間分佈。

【0076】 在一範例中，該輸出單元被建構輸出影像，其包含在該身體部位中的第一放射性核素之空間分佈及在該身體部位中的第二放射性核素之空間分佈。

【0077】 圖3顯示用於在其基本步驟中對身體部位進行放射性核素量化的方法200。該方法200包含：

【0078】 於提供步驟210中，亦稱為步驟(a)，向處理單元30提供身體部位之至少一個 γ 影像；其中，該至少一 γ 影像係藉由該至少一 γ 相機所獲取；且其中，該至少一 γ 影像包含光譜能量資料，其包含已源自至少一種放射性核素的衰變之資料；

【0079】 在提供步驟220中，亦稱為步驟(b)，為該處理單元提供與該至少一種放射性核素的衰變相關聯的特徵光子放射能量和放射概率；

【0080】 於決定步驟230中，亦稱為步驟(c)，藉由該處理單元在該身體部位中之複數個空間位置決定該至少一放射性核素的活性，其中，決定該複數個空間位置之一空間位置包含生成步驟240、亦稱為步驟(c1)，其涉及生成合成光譜並將所生成的合成光譜與由對應於該空間位置之至少一 γ 影像中的至少一位置之光譜能量資料所生成的實驗光譜有關聯，且其中，生成該合成光譜包含利用與該至少一種放射性核素之衰變相關聯的光子放射能量和放射概率；及

【0081】 於決定步驟250中，亦稱為步驟(d)，藉由該處理單元決定該身體部位中之至少一種放射性核素的空間分佈。

【0082】 在一範例中，輸入單元20被建構向該處理單元30提供該至少一 γ 影像。

【0083】 於一範例中，該輸入單元20被建構向該處理單元30提供與該第一放射性核素之衰變相關聯的特徵光子放射能量和放射概率、以及與該第二放射性核素之衰變相關聯的光子放射能量和放射概

率。

【0084】 於一範例中，該至少一放射性核素包含第一放射性核素及第二放射性核素。

【0085】 在一範例中，步驟(c1)包含利用260半衰期來衰變第一放射性核素。

【0086】 於一範例中，步驟(c1)包含利用270半衰期來衰變第二放射性核素。

【0087】 在一範例中，該輸入單元20被建構成向該處理單元30提供該半衰期資料。

【0088】 於一範例中，該第二放射性核素係該第一放射性核素之衰變的產物。

【0089】 在一範例中，步驟(c1)包含利用280相對一開始時間獲取該至少一 γ 影像的至少一個時間，該開始時間被定義為當該第一個放射性核素尚未衰變以產生大量該第二放射性核素時之時間。

【0090】 於一範例中，步驟(c1)包含決定290該身體部位中的 γ 射線之衰減。

【0091】 在一範例中，該至少一 γ 影像包含第一影像及第二影像，其中該第一影像係由與獲取該第二影像的方向相反之方向所獲取。

【0092】 於一範例中，該方法包含為該處理單元提供用於該複數個空間位置的身體部位之複數個總厚度，且其中步驟(c1)包含利用300在該空間位置處的身體部位之總厚度。

【0093】 於一範例中，該至少一 γ 相機包含第一 γ 相機及第二 γ 相機。

【0094】 在一範例中，該合成光譜的生成包含決定光譜能量散射分量。

【0095】 於一範例中，步驟(c1)包含決定310光譜能量殘餘分量。

【0096】 在一範例中，步驟(c1)包含利用320該至少一 γ 相機的能量分辨率。

【0097】 於一範例中，步驟(c1)包含利用330該至少一 γ 相機之 γ 射線偵測效率。

【0098】 用於身體部位的放射性核素量化之設備、系統及方法現在會同圖4-12及表1被更詳細地敘述。

【0099】 下文有關上述用於身體部位的放射性核素量化之設備、系統和方法的使用，用於 ^{227}Th 和 ^{223}Ra (包括其子體核素)之同時量化的特定範例，並針對經歷以 ^{227}Th 之標靶放射性核素治療的患者。由於施用的活性低(在 ^{227}Th 之1.4-7 MBq的範圍內)、除了來自宇宙和地球來源的大量背景貢獻以外，該放射性核素之低光子放射產率、來自該測量資料中之 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的重疊貢獻，此設置中之 γ 相機成像提出獨特的挑戰。應注意的是，雖然該特定範例有關 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 之量化，在此所敘述的方法論能被應用於其他放射性核素，在此一放射性核素不一定必須源自另一種放射性核素。

【0100】 ^{227}Th 及其子體之衰變

【0101】 ^{227}Th 以七步驟連續衰變成穩定之鉛(^{207}Pb)。用於 ^{227}Th 及其子體的衰變資料被顯示在表1中。 α 粒子佔該33.7 MeV之96%，其在該連續衰變中平均釋放，而 β 粒子和轉換電子佔3%。只有1%的總能量作為 γ 輻射和特徵X射線釋放。因此，於 α -粒子放射性核素治療中所使用之低活性量與這些細胞核衰變中的低光子產率相結合，對於定量成像是一項挑戰，如上所述並且已由目前所敘述之身體部位的放射性核素量化之設備、系統及方法所解決。

參考表1， ^{227}Th 衰變成 ^{223}Ra ，半衰期($T_{1/2}$)為18.7天。該子體 ^{223}Ra 依序衰變，半衰期為11.4天。這意味著 ^{227}Th 的密封樣品中存在的 ^{223}Ra 之量將隨時間增加(“積聚”)，並在大約21天之後將超過該 ^{227}Th 活性。

該 ^{227}Th 活性、 A_{Th} ，遵循指數衰變：

$$A_{\text{Th}}(t) = A_{\text{Th}}(0)e^{-\lambda_{\text{Th}}t} \quad (1)$$

於此 λ 係藉由 $\frac{\ln(2)}{T_{1/2}}$ 所給出的衰變常數。

該 ^{223}Ra 活性、 A_{Ra} 可被寫成：

$$A_{\text{Ra}}(t) = A_{\text{Th}}(0) \cdot \frac{\lambda_{\text{Ra}}}{\lambda_{\text{Ra}} - \lambda_{\text{Th}}} (e^{-\lambda_{\text{Th}}t} - e^{-\lambda_{\text{Ra}}t}) + A_{\text{Ra}}(0)e^{-\lambda_{\text{Ra}}t} \quad (2)$$

在此 $A_{\text{Th}}(0)$ 和 $A_{\text{Ra}}(0)$ 分別係於時間 $t = 0$ 時之 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的初始活性。

【0102】 圖4說明在化學分離之後使用等式(1)和(2)所計算的而作為時間之函數的 ^{227}Th 衰變和 ^{223}Ra 之累積和衰變(亦即假設在 $t = 0$ 時的純 ^{227}Th 之樣品)。如在表1中所顯示，其他子體相對 ^{223}Ra 具有非常短的半衰期，這意指它們可被考慮為是從 ^{223}Ra 過渡到 ^{207}Pb 之中間、並且幾乎是即時的步驟。然而，在此處所呈現的討論之後，如果需要，可考慮半衰期為36分鐘的過渡 $^{211}\text{Pb} \rightarrow ^{211}\text{Bi}$ 。如此，於此討論中，可認為 ^{223}Ra 與其子體處於平衡狀態。

【0103】 帶有子體之 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的 γ 相機能量分辨率

【0104】 在 $^{227}\text{Th}/^{223}\text{Ra}$ 的衰變鏈中，於大約10-830 keV的能量範圍內，有34種不同之光子放射，其放射概率高於1%。圖5顯示具有分別與其子體平衡的純 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 之來源的獲取能譜。該等來源已在“空中”測量，且如此能被考慮為該來源和該 γ 相機之間不存在散射。如上面所討論，通常，藉由使用硬體能量辨別、亦即以約一個或數個離散光子能量為中心的能量接收窗口來獲取 γ 相機影像。然而，如圖5中所顯示，無論能量接收窗口之位置如何，都會有同位素(核素)對總信號的信號貢獻，並藉此在將信號彼此分離時會出現困難，如果 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 之間存在空間重疊。再者，甚至當只有一種放射性核素時，譬如也很難區分主要事件(直接來自衰變部位的 γ 射線)與已散射或來自該宇宙背景之 γ 射線。然而，持續關於 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的討論，390 keV以上之能量區域係沒有該 ^{227}Th 信號，但由於在這些高能量下計數率低和光子準直(衰變定位)不足，這種情況下的能量區域對於成像來說是次優的。因此，該 γ 相機已被最佳化用於偵測能量為約50至350 keV之光子，這意指實際上有幫助於有用信號的放射數量係低於圖5中所示數量。而不是使用能量接受窗口，該目前敘述而用於身體部位之放射性核素量化的設備、系統及方法依賴於光譜影像資料，亦即由用於該整個影像或用於該影像中之各個像素的能譜所組成之資料組。

【0105】 能譜模擬及擬合於測量資料

【0106】 該目前敘述而用於身體部位之放射性核素量化的設

備、系統和方法改善該影像質量、改善放射性核素分離並改善定量性能。該新方法係基於將理論模型擬合至每個 γ 影像中之所獲取的能譜。該理論模型敘述所偵測到之能譜看起來應該如何。該理論模型利用與輻射傳播有關的物理原理，以及用於該放射性核素之已知衰變資料，這些資料可在資料庫中找到。另外，使用已表徵的偵測器之相關特性。

【0107】 下文敘述該方法的發展：

【0108】 從放射源發射之光子可直接行進至該 γ 相機偵測器並被該 γ 相機偵測器吸收，或它們可在該患者中相互作用，改變方向並在被偵測到之前損失能量。其他可能的替代方案係高能光子在沒有相互作用之情況下通過該相機，或者在周圍的其他地方散射，隨後被該偵測器晶體所吸收。雖然沒有兩個偵測之光子具有與偵測器相同的原點和方式，其係可能如現在所敘述地對該光譜進行建模。該能譜已被建模為三個分量之總和：1)主要分量P，2)散射分量S和3)殘餘分量R，並根據：

$$\hat{N}(E) = P(E) + S(E) + R(E)$$

(3)

【0109】 該能譜的主要分量代表直接從該衰變位置行進至該偵測器並完全被該晶體所吸收之光子。該散射分量代表在去往該偵測器的途中改變方向和損失能量之光子。該第三個分量、即殘餘分量代表有助於該測量光譜的其他可能事件、例如在被偵測之前散射在該準直器或該相機的其他零件上之光子。下面將更詳細地討論這些單獨的零組件以及它們如何被建模。

【0110】 為說明該模型之操作，圖6顯示此已獲取之能譜來自患者體內的²²⁷Th和²²³Ra核素兩者之 γ 放射的此種所獲得之能譜(實線 - 具有雜訊)。合成能譜(實線 - 平滑)已擬合所獲得的資料。在圖6中，已擬合至該實際獲得資料之合成能譜已解釋了來自²²⁷Th和²²³Ra核素衰變事件兩者的初級光子，如上所述，這些光子有關已由該衰變位置行進並被該偵測器所吸收之光子。該合成能譜亦考慮該偵測器效率、偵測器能量分辨率及該患者中的光子衰減和散射以及殘餘 γ 射線貢獻。在

圖6中，基於逐個像素地計算之主要 ^{227}Th 分量(虛線)和主要 ^{223}Ra (虛線 - 單點劃線)使得這些放射性核素的空間分佈能夠呈現在所獲取之影像資料上；該主要分量的擬合參數分別等於 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 之活性。

【0111】 於圖6中，已考慮通過患者的 γ 射線之散射分量(虛線 - 三點劃線)和衰減，以及背景信號的殘餘(在圖6中未示出)。如此，因為已決定了對該主要貢獻以外之信號的貢獻並且還考慮了信號衰減之影響，所以改善該主要貢獻的準確性並且降低該雜訊少。如此，藉由基於逐個像素地施行模型擬合，其係可能獲得該二放射性核素之空間分佈的二維影像，並且在一個放射性核素之情況下可改善該影像品質。因此，總之，與依賴於能量窗獲取的傳統方法所獲得者相比，該方法論提供改善的影像品質、放射性核素分離、和計數統計雜訊之彈性。

【0112】 主要分量

【0113】 在理想情況下， γ 相機將偵測來自該放射性衰變的所有放射光子並以完美之準確度測量它們的能量。該能譜中之峰值將為非常窄，其高度與該放射性核素的活性和該放射概率成正比。然而，該偵測器並不理想。光子將僅以一定之概率偵測，這取決於它們的能量，且由於該偵測器之能量分辨率有限，該能譜將顯示以該光子能量為中心的寬峰值。再者，從內部來源所放射之光子將藉由散射和吸收而在該患者的組織中衰減，並藉此從該完全吸收峰值丟失。

【0114】 圖7代表該上述狀態。於圖7中，已模擬了該能量譜中之主要分量，以 ^{227}Th 為例。在圖7的頂部圖案中顯示理想之光譜，其中在此從 ^{227}Th 衰變所放射的所有光子都用完美之能量測量來偵測。在圖7的中間圖案中顯示能譜，其包括不完美之能量測量、亦即該 γ 相機的有限能量分辨率之影響。在圖7的下部圖案中顯示能譜，其包括能量分辨率、於10 cm深度處之光子衰減和偵測器效率的影響。如此，圖7說明該理想之光譜及該 γ 相機的能量分辨率、該偵測器效率、和光子衰減之衝擊。可看出該能量分辨率影響該光譜的視覺特徵，且該偵測器效率和光子衰減主要影響以cps / MBq / keV表示之絕對偵測值。

【0115】 用於放射性核素q(即 ^{227}Th 或 ^{223}Ra)的主要分量 P_q 已被建模為：

$$P_q(E) = \left(\sum_i \varepsilon(E_{q,i}) n_{\gamma,q,i} e^{-\mu(E_{q,i})d} G(E, E_{q,i}) \right)$$

(4)

在此 $\varepsilon(E_{q,i})$ 係用於光子能量 $E_{q,i}$ 之偵測器效率和 $n_{\gamma,q,i}$ 係來自核素q的衰變之光子i的放射產率，且 $e^{-\mu(E_{q,i})d}$ 係用於具有源自深度d之能量 E_i 的光子i之衰減因子，且 $G(E, E_{q,i})$ 係下面所敘述的等式(9)給出之能量分辨率函數。

【0116】 用於該混合²²⁷Th/²²³Ra光譜的主要分量因此已被建模為：

$$P(E) = \sum_q A_q P_q(E)$$

(5)

在此 A_q 係核素q之活性[MBq]，其係藉由將如上所述的模型擬合至所測量之光譜而得到。圖8顯示用於²²⁷Th和²²³Ra的主要分量以及它們之貢獻的和之例子。用於所顯示的資料， $A_{Th}=A_{Ra}=1\text{ MBq}$ 。在圖8中，用於²²⁷Th和²²³Ra之能譜模型的主要分量 P_q 已使用等式(4)計算，並使用等式(5)計算總和貢獻，具有相等之活性 $A_{Th}=A_{Ra}=1\text{MBq}$ 。星號(*)指示已假設²²³Ra與其子體處於平衡狀態。

【0117】 散射分量

【0118】 除了該主要光子以外，亦即直接從該衰變部位行進至該偵測器的光子之外，還存在來自於偵測之前在該患者中已經歷康普頓散射的光子之貢獻。所散射的光子產生不想要之信號貢獻，在某種意義上，它們不是源自放射性衰變的位置，並藉此於沒有放射性之位置產生 γ 影像中的計數。散射光子之能量總是低於散射的原始光子，且理論上可藉由測量其能量來區分主要光子。然而，如前一節所討論，該偵測器之能量分辨率大致上與充分辨別所需的能量分辨率不相稱。相反地，在用於身體部位之放射性核素量化的本設備、系統和方法中，已模擬該測量光譜中之來自散射光子的貢獻。這是通過計算藉由單個光子能量 $E_{q,i}$ 所產生之散射貢獻 $S_{q,i}(E)$ 的形狀可藉由以下表達式來逼近：

$$S_{q,i}(E) = \frac{1}{\left(1 - \left|\frac{E}{E_{q,i}}\right|\right)^{\gamma}}$$

(6)

在此 γ 係敘述由1到0之過渡的斜率(“銳度”)之參數。以類似於該

主要分量的方式，將全散射分量建模為放射性核素和放射能量之和，並根據下式藉由該放射產量和該偵測器效率來調變：

$$S(E) = \sum_q B_q S_q = \sum_q B_q (\varepsilon(E) \sum_i n_{\gamma,q,i} S_{q,i}(E)) \quad (7)$$

在此該等擬合參數 B_q 係散射幅度。該散射幅度係該測量光譜中的散射光子量之量度。圖9說明使用等式(7)以及它們的貢獻之和所計算的分別用於能量譜模型之 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的散射分量 S_q 。在此範例中，已採用 $B_{\text{Th}}=B_{\text{Ra}}$ 。該星號(*)指示 ^{223}Ra 已被假設為與其子體處於平衡狀態。

【0119】 殘餘分量

【0120】 該殘餘分量原則上應代表所有其他偵測到之光子，這些光子不能被認為是主要光子或已散佈在該患者體內的那些光子。例如，該殘留光子可代替地源自該準直器穿透和該偵測器晶體中之局部能量沈積、來自該偵測器頭、該準直器、沙發中的散射、或來自該掃描室中之其他地方的散射。此外，來自背景宇宙和地面輻射之貢獻可能會升高，背景濾除無法完全補償，下面討論背景濾除。這些貢獻被合併為一個殘餘分量，其已被建模為相對於能量的常數、亦即：

$$R(E) = C \quad (8)$$

【0121】 該方法顯然是該實際殘餘貢獻之簡化，然而，已發現足以獲得模擬的合成能譜對所獲取之能譜的所需擬合，且此種簡化也提供了計算效率。

【0122】 模擬輸入

【0123】 為了對該測量光譜建模並藉此確保該等擬合參數 A_q 準確地反映像素活性，需要建立固定式模型參數。核物理界在過去幾十年中已確定用於放射性核素之光子放射能量(E_q)、和概率(n_γ)、及半衰期($T_{1/2}$)。例如，可從國家核資料中心的NuDat 2接口收集相關之固定模型參數資料，<http://www.nndc.bnl.gov/nudat2/>。其他固定式參數包括那些與所使用的特定 γ 相機之光子衰減和特徵有關的參數、例如其光譜能量分辨率和偵測器效率。

【0124】 γ 相機能量分辨率

【0125】 如圖6及7中所顯示，該 γ 相機之有限能量分辨率導致該能譜中的特徵變寬。該 γ 相機之能量分辨率已使用高斯函數(E)進行分析建模，根據以下表達式具有以能量 $E_{q,i}$ 為中心的單位面積：

$$G(E, E_{q,i}) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma(E_{q,i})} e^{\frac{-[E-E_{q,i}]^2}{2[\sigma(E_{q,i})]^2}} \quad (9)$$

在此該標準偏差(寬度) σ 係與能量有關且已被建模為：

$$\sigma(E) = \sigma(E_{ref}) \sqrt{\frac{E}{E_{ref}}}$$

(10)

於此 $\sigma(E_{ref})$ 係在參考能量 E_{ref} 之已知能量分辨率。在此特定範例中， E_{ref} 被設定在236 keV，對應於來自 ^{227}Th 的最突出之光子放射的光子能量。在此參考能量下，該能量分辨率(E_{ref})被設定為8% - 如此在236keV下為8%。藉由手動調諧得到此值，以使該模型光譜中之236keV峰值的寬度與所測量光譜中之相應寬度相匹配。用於特定的 γ 相機，可進行類似之手動調諧過程，以模擬其能量分辨率，或可明確地測量它。

【0126】 偵測器效率

【0127】 該偵測器效率已被定義為在該完全吸收峰值中所偵測到的光子數與藉由該光源所放射之光子數的比。以非平凡之方式，該偵測器的效率取決於入射光子能量。為了確定這一點，使用蒙特卡羅模擬來模擬具有撞擊在該 γ 相機上之各種能量的單能量光子。由這些模擬，得出作為能量函數之相對效率，如圖10所說明。該相對效率曲線已標準化為236keV的單位。關於使用這種蒙特卡羅模擬之更多細節可在以下論文中找到：Michael Ljungberg、Sven-Erik Strand，用於模擬閃爍相機特徵的蒙特卡洛程式、生物醫學中之電腦方法和程式，1989年第29卷、第4期、第257-272頁、ISSN 0169-2607。

【0128】 為了將該相對效率轉換為絕對效率，對 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的已知活性(藉由 ^{227}Th 的衰變所產生)之樣品進行 γ 相機測量，在該偵測器與該來源之間沒有任何衰減和散射材料。該等測量係在四個不同的場

合進行，以致改變 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 之活性。如上所述(假設沒有衰減)地量化該活性，且通過在所有四個時間點調整兩種放射性核素的已知活性來決定該絕對效率。

【0129】 光子衰減

【0130】 如上面所討論，該光譜模型被分成主要分量和散射分量，且衰減的影響僅建模於該主要分量上。在深度 d 處從來源所放射之能量 E 的主要光子之衰減係藉由 $e^{-\mu(E)}$ 所給出，於光子能量 E 下，在此 μ 係該光源所在介質的線性衰減係數。線性衰減係數可在例如藉由NIST(美國國家標準與技術研究院)
<https://nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database>所編譯之數據庫中找到。

【0131】 平面式 γ 相機成像的主要缺點之一係於該突出部份方向(d)中的來源深度為未知的，且因此該衰減可為難以估計。然而，使用具有兩個相反突出部份之共軛視圖技術來獲取能譜，以減輕此問題。現在簡要地討論該共軛視圖技術：

【0132】 考慮分別來自該前皮膚表面和後皮膚表面而在深度 d_{ant} 和 d_{post} 的假設點來源，且於該來源位置處之患者／假體厚度為 $2d=d_{\text{ant}}+d_{\text{post}}$ 。該前突出部份和後突出部份中的計數量分別為 $N_{\text{ant}} = Ne^{-\mu d_{\text{ant}}}$ 和 $N_{\text{post}} = Ne^{-\mu d_{\text{post}}}$ ，且幾何平均值 N_{GM} 變為：

$$N_{\text{GM}} = \sqrt{N_{\text{ant}}N_{\text{post}}} = \sqrt{N^2 e^{-\mu(d_{\text{ant}}+d_{\text{post}})}} = Ne^{-\mu d}$$

(11)

【0133】 如此，該幾何平均值中之計數量僅取決於在該來源位置處的總厚度，且不取決於該深度方向中之來源位置。該共軛視圖方法論係藉由使用等式(5)對該主要光子建模來實現的，其中 d 作為在特定位置處之體模／患者的半厚度，並使用該共軛視圖技術將所建模之光譜擬合至所獲得的光譜。

【0134】 基於電腦斷層掃描(CT)定位器影像(“偵察”)決定於每個位置處之半厚度。施行一系列假體測量，以獲得作為該偵察影像中的像素值之函數的厚度之校準曲線。

【0135】 背景校正

【0136】 藉由減去在10h內所獲取的背景影像來施行所獲取之影像資料的背景校正，如下：

$$I_c = I_{acq} - \frac{t_{acq}}{t_{bkg}} I_{bkg} \quad (12)$$

於此 I_c 係背景校正影像， I_{acq} 係具有獲取持續時間 t_{acq} 之獲取影像，且 I_{bkg} 係具有獲取持續時間 $t_{bkg}(= 10h)$ 的背景影像。對每個像素和能量倉分別施行該背景扣除。

【0137】 空間濾波

【0138】 為了減輕該影像中之較差的訊號雜訊比之影響，在進一步處理和模型擬合之前應用空間濾波器。包括該背景的所有影像都用標準化的5×5平滑內核 k_s 進行旋繞。分別對每個能量倉施行該空間濾波。

【0139】 逐像素模型擬合

【0140】 該理論模型與該影像中之每個像素的擬合係使用利用IDL的MPFIT代碼庫之軟體來施行：用於IDL的MPFIT代碼庫，Craig B. Markwardt，係可在<https://www.physics.wisc.edu/~craigm/idl/fitting.html>獲得。總之，藉由使用Levenberg-Marquardt技術最小化 χ^2 值(模型和資料之間的平方偏差之加權和)，將所建模的合成能譜擬合至所獲得之能譜。該最小化器需要對每個擬合參數進行初始估計。基於預定能量窗口中的計數率和於此能量下之偵測器效率估計每個像素中的 A_{Th} 和 A_{Ra} 之初始估計。該最小化器還要求測量不確定性與每個資料點相關聯，以便在計算 χ^2 值時分配權重。針對每個像素和能量倉計算這些不確定性，並採取設原始資料的泊松統計且通過該背景校正和空間濾波傳播這些不確定性。

【0141】 結果

【0142】 圖11顯示總測量之 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 活性以及通過藉由等式(1)和(2)給出的建模所決定之相關理論值。該測量資料可很好地捕獲用於放射性核素(同位素)兩者的衰變和積累之速率。所測量和建模的活性之間的一致性指示目前所敘述之設備、系統和方法，基於含有放射性核素的身體部位之 γ 相機成像來提供身體部位的放射性核素量化。這在圖12中示例，其在該頂部二窗口中顯示使用能量窗口之前計數影像

(分別用於 ^{227}Th 和 ^{223}Ra 的成像之標準影像／典型 γ 相機影像)，且在該底部的兩個窗口中，使用目前所敘述之用於身體部位的放射性核素量化之方法顯示來自同一患者的活性影像。

【0143】 該以下範例有關本發明：

【0144】 範例1.一種用於身體部位之放射性藥物量化的設備，包含：

- 輸入單元；及
- 處理單元；

其中，該輸入單元被建構成向該處理單元提供身體部位之至少一個光子影像；

其中，該至少一個光子影像係藉由至少一個被建構成偵測 γ 射線及／或X射線的光子相機所獲取；

其中，該至少一個光子影像包含光譜能量資料，其包含由至少一放射性藥物之衰變所產生的資料；

其中，該輸入單元被建構成向該處理單元提供與該至少一放射性藥物之衰變相關聯的特徵光子放射能量和放射概率；

其中，該處理單元被建構成在該身體部位中之複數個空間位置決定該至少一放射性藥物的活性；

其中，對該複數個空間位置之一空間位置的決定，包含所生成之合成光譜與對應於該空間位置的至少一個光子影像中之至少一個位置的光譜能量資料所生成之實驗光譜的相關性；及

其中，該合成光譜之生成包含利用與該至少一放射性藥物的衰變相關聯之光子放射能量和放射概率；及

其中，該處理單元被建構成決定該身體部位中的至少一放射性藥物之空間分佈。

【0145】 範例2.根據範例1的設備，其中該輸入單元被建構成向該處理單元提供用於該至少一放射性藥物之衰變的半衰期，且其中該合成光譜之生成包含利用該至少一放射性藥物的衰變之半衰期。

【0146】 範例3.根據範例1-2之任一者的設備，其中該至少一放射性藥物包含第一放射性藥物及第二放射性藥物。

【0147】 範例4.根據範例3的設備，其中該第二放射性藥物係該第一放射性藥物之衰變的產物。

【0148】 範例5.根據範例3-4之任一者的設備，其中該輸入單元被建構向該處理單元提供相對開始時間獲取該至少一個光子影像之至少一個時間，該開始時間被定義為該第一放射性藥物尚未衰變以產生大量該第二放射性藥物的時間，且其中該合成光譜之生成包含利用相對該開始時間獲取該至少一個光子影像的至少一個時間。

【0149】 範例6.根據範例1-5之任一者的設備，其中該合成光譜之生成包含決定該身體部位中的光子之衰減。

【0150】 範例7.根據範例1-6之任一者的設備，其中該至少一光子影像包含第一影像及第二影像，其中該第一影像係由與獲取該第二影像之方向相反的方向所獲取。

【0151】 範例8.根據範例7的設備，其中該輸入單元被建構向該處理單元提供用於該複數個空間位置之身體部位的複數個總厚度；且其中該合成光譜之生成包含利用在該空間位置處的身體部位之總厚度。

【0152】 範例9.根據範例7-8之任一者的設備，其中該至少一個光子相機包含第一光子相機及第二光子相機。

【0153】 範例10.根據範例1-9之任一者的設備，其中該合成光譜之生成包含決定光譜能量散射分量。

【0154】 範例11.根據範例1-10之任一者的設備，其中該合成光譜之生成包含決定光譜能量殘餘分量。

【0155】 範例12.根據範例1-11之任一者的設備，其中該合成光譜之生成包含利用該至少一個光子相機的能量分辨率。

【0156】 範例13.根據範例1-12之任一者的設備，其中該合成光譜之生成包含利用該至少一個光子相機的光子偵測效率。

【0157】 範例14.一種用於身體部位之放射性藥物量化的系統，包含：

- 光子獲取單元；
- 根據申請專利範圍第1至13項之任一項的用於身體部位之放射性

藥物量化的設備；及

-輸出單元；

其中，該光子獲取單元包含至少一個光子相機，且其中該光子獲取單元被建構成提供該至少一個光子影像；及

其中，該輸出單元被建構成輸出一包含該身體部位中之至少一放射性藥物的空間分佈之影像。

【0158】 範例15.一種用於身體部位的放射性藥物量化之方法，包含：

(a)為處理單元提供身體部位的至少一個光子影像；其中，該至少一個光子影像係藉由被建構成偵測 γ 射線及／或X射線之至少一個光子相機所獲取；且其中，該至少一個光子影像包含光譜能量資料，該光譜能量資料包含已源自至少一放射性藥物的衰變之資料；

(b)為該處理單元提供與該至少一放射性藥物的衰變相關聯之特徵光子放射能量和放射概率；

(c)藉由該處理單元在該身體部位中的複數個空間位置處決定該至少一放射性藥物之活性，其中，對該複數個空間位置的一空間位置之決定包含：

(c1)生成合成光譜並使所生成的合成光譜與由用於該至少一個光子影像中的至少一個位置之光譜能量資料所生成的實驗光譜相關聯，該至少一個光子影像對應於該空間位置，且其中，生成該合成光譜包含利用與該至少一放射性藥物之衰變相關聯的光子放射能量和放射概率；及

(d)藉由該處理單元決定該身體部位中之至少一放射性藥物的空間分佈。

【0159】 在另一示範實施例中，提供一種電腦程式或電腦程式元件，其特徵在於被建構成在適當系統上執行根據該前述實施例之其中之一者的方法之方法步驟。

【0160】 因此，該電腦程式元件可被儲存在電腦單元上，其也可以為實施例的一部分。此計算單元可被建構成施行或或誘導施行上述

方法之步驟。再者，其可被建構成操作該上述設備及／或系統的零組件。該計算單元可被建構成自動地操作及／或執行使用者之訂單。可將電腦程式載入資料處理器的工作記憶體。因此，該資料處理器可被配備成執行根據該前述實施例之其中一者的方法。

【0161】 本發明之此示範實施例涵蓋從一開始就使用本發明的電腦程式和藉著更新將現有程式轉換為使用本發明之程式的電腦程式兩者。

【0162】 兩者，該電腦程式可為能夠提供所有必要之步驟，以實現如上所述的方法之示範實施例的程序。

【0163】 根據本發明之另一示範實施例，提出一種電腦可讀媒體、諸如CD-ROM、USB棒等，其中該電腦可讀媒體具有儲存在其上的電腦程式元件，該電腦程式元件係按前一節被敘述。

【0164】 電腦程式可被儲存及／或分佈在合適之媒體上、諸如光學儲存媒體或與其他硬體一起提供或作為其他硬體的一部分所提供之固態媒體，但也能以其他形式分佈、諸如經由該互聯網、或其他有線或無線的電信系統。

【0165】 然而，該電腦程式亦可透過諸如全球資訊網之網絡呈現，並可從此一網絡下載到資料處理器的工作記憶體。根據本發明之另一示範實施例，提供一種可用於下載電腦程式元件的媒體，該電腦程式元件被配置來施行根據本發明之前述實施例的其中一者之方法。

【0166】 必須注意的是，參考不同之主題描述了本發明的實施例。特別地是，參考方法類型申請專利範圍敘述一些實施例，而參考裝置類型申請專利範圍敘述其他實施例。然而，熟諳此技術領域者將從以上和以下敘述中收集，除非另有通知，否則除了屬於一種類型主題之特色的任何組合之外，還考慮與本申請案一起揭示之不同主題相關的特色間之任何組合。然而，所有特色可組合在一起，提供的協同效果不僅僅是特色的簡單總結。

【0167】 雖然已在該等圖面及前面之敘述中詳細說明和敘述本發明，此說明及敘述將被考慮為是說明性或示範性的而非限制性的。本發明不受限於所揭示之實施例。通過研究該等圖面、揭示內容和申

請專利範圍附屬項，那些熟諳此技術領域者在實踐所要求保護的發明時可理解和實現所揭示之實施例的其他變型。

【0168】 在該等申請專利範圍中，該“包含”一詞不排除其他元件或步驟，且不定冠詞“一(a)”或“一(an)”不排除複數個。單個處理器或其他單元可實現該等申請專利範圍中所重新引用之若干項的功能。在相互不同之申請專利範圍附屬項中重新引用某些措施這一事實並不指示這些措施的組合不能被使用於獲益。該等申請專利範圍中之任何參考符號不應被解釋為限制該範圍。

【符號說明】

- 10 設備
- 20 輸入單元
- 30 處理單元
- 40 資料庫
- 100 系統
- 110 γ 獲取單元
- 120 輸出單元
- 130 γ 相機
- 200 方法

申請專利範圍

1. 一種用於身體部位之放射性藥物量化的設備(10)，包含：
一輸入單元(20)；及
一處理單元(30)；
其中，該輸入單元被建構向該處理單元提供一身體部位之至少一個 γ 影像；
其中，該至少一個 γ 影像係藉由被建構偵測 γ 射線及／或X射線的至少一個 γ 相機所獲取；
其中，該至少一個 γ 影像包含光譜能量資料，其包含由至少一放射性藥物之衰變所產生的資料；
其中，該輸入單元被建構向該處理單元提供與該至少一放射性藥物之衰變相關聯的特徵光子放射能量和放射概率；
其中，該處理單元被建構在該身體部位中之複數個空間位置決定該至少一放射性藥物的一活性；
其中，對該複數個空間位置之一空間位置的決定，包含所生成之合成光譜與對應於該空間位置的至少一個 γ 影像中之至少一個位置的光譜能量資料所生成之實驗光譜的相關性；及
其中，該合成光譜之生成包含利用與該至少一放射性藥物的衰變相關聯之光子放射能量和放射概率；
其中，該處理單元被建構決定該身體部位中的至少一放射性藥物之一空間分佈；及
其中，該至少一放射性藥物包含一第一放射性藥物及一第二放射性藥物。
2. 如申請專利範圍第1項的設備，其中該輸入單元被建構向該處理單元提供用於該至少一放射性藥物之衰變的一半衰期，且其中該合成光譜之生成包含利用該至少一放射性藥物的衰變之該半衰期。
3. 如申請專利範圍第2項的設備，其中該第二放射性藥物係該第一放射性藥物之衰變的一產物。
4. 如申請專利範圍第3項之任一項的設備，其中該輸入單元被建構向該處理單元提供相對開始時間獲取該至少一個 γ 影像之至少一

個時間，該開始時間被定義為該第一放射性藥物尚未衰變以產生大量該第二放射性藥物的時間，且其中該合成光譜之生成包含利用相對該開始時間獲取該至少一個 γ 影像的至少一個時間。

5. 如申請專利範圍第1-4項之任一項的設備，其中該合成光譜之生成包含決定該身體部位中的光子之一衰減。
6. 如申請專利範圍第1-4項之任一項的設備，其中該至少一 γ 影像包含一第一影像及一第二影像，其中該第一影像係由與獲取該第二影像之方向相反的方向所獲取。
7. 如申請專利範圍第6項的設備，其中該輸入單元被建構向該處理單元提供用於該複數個空間位置之身體部位的複數個總厚度；且其中該合成光譜之生成包含利用在該空間位置處的身體部位之一總厚度。
8. 如申請專利範圍第6項之任一項的設備，其中該至少一個 γ 相機包含一第一 γ 相機及一第二 γ 相機。
9. 如申請專利範圍第1-4項之任一項的設備，其中該合成光譜之生成包含決定一光譜能量散射分量。
10. 如申請專利範圍第1-4項之任一項的設備，其中該合成光譜之生成包含決定一光譜能量殘餘分量。
11. 如申請專利範圍第1-4項之任一項的設備，其中該合成光譜之生成包含利用該至少一個 γ 相機的一能量分辨率。
12. 如申請專利範圍第1-4項之任一項的設備，其中該合成光譜之生成包含利用該至少一個 γ 相機的一光子偵測效率。
13. 一種用於身體部位之放射性藥物量化的系統(100)，包含：
一光子獲取單元(110)；
根據申請專利範圍第1至12項之任一項的用於一身體部位之放射性藥物量化的一設備(10)；及
一輸出單元(120)；
其中，該光子獲取單元包含至少一個 γ 相機(130)，且其中該光子獲取單元被建構提供該至少一個 γ 影像；及
其中，該輸出單元被建構輸出包含該身體部位中之至少一放射

性藥物的空間分佈之一影像。

14. 一種用於身體部位的放射性藥物量化之方法(200)，包含：
 - (a) 為一處理單元(30)提供(210) 一身體部位的至少一個 γ 影像；其中，該至少一個 γ 影像係藉由被建構成偵測 γ 射線及／或X射線之至少一個 γ 相機所獲取；且其中，該至少一個 γ 影像包含光譜能量資料，該光譜能量資料包含已源自至少一放射性藥物的衰變之資料；
 - (b) 為該處理單元提供(220)與該至少一放射性藥物的衰變相關聯之特徵光子放射能量和放射概率；
 - (c) 藉由該處理單元在該身體部位中的複數個空間位置處決定(230)該至少一放射性藥物之活性，其中，對該複數個空間位置的一空間位置之決定包含：
 - (c1)生成(240)一合成光譜並使所生成的該合成光譜與由用於該至少一個 γ 影像中的至少一個位置之光譜能量資料所生成的實驗光譜相關聯，該至少一個 γ 影像對應於該空間位置，且其中，生成該合成光譜包含利用與該至少一放射性藥物之衰變相關聯的光子放射能量和放射概率；及
 - (d) 藉由該處理單元決定(250)該身體部位中之至少一放射性藥物的一空間分佈；其中，該至少一放射性藥物包含一第一放射性藥物及一第二放射性藥物。
15. 一種電腦程式元件，用於控制如申請專利範圍第1至12項之其中一項的設備及／或如申請專利範圍第13項之系統，當由一處理器執行時，該電腦程式元件被建構成執行如申請專利範圍第14項的方法。
16. 一種電腦可讀媒體，其儲存如申請專利範圍第15項之程式元件。

圖式

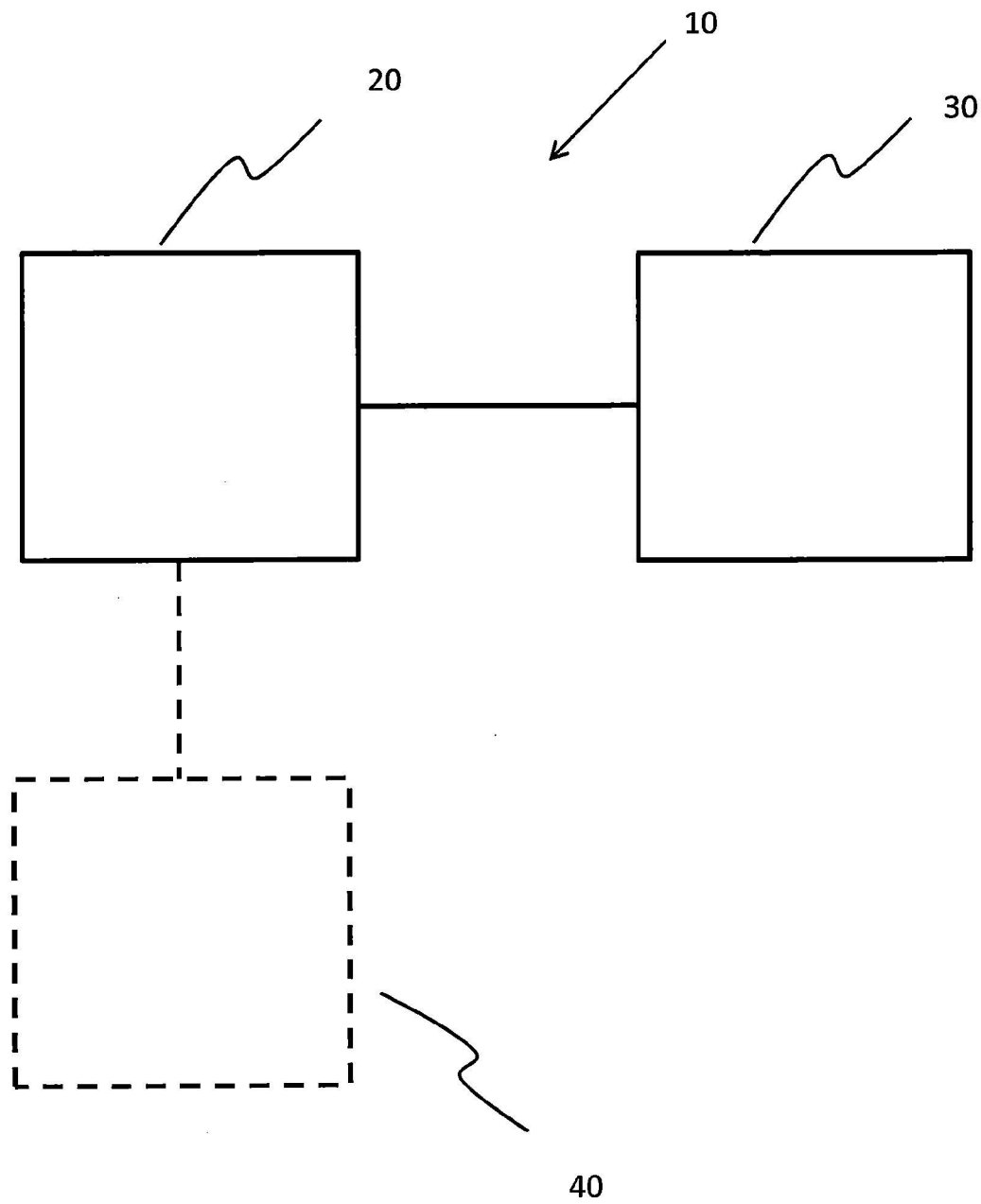


圖 1

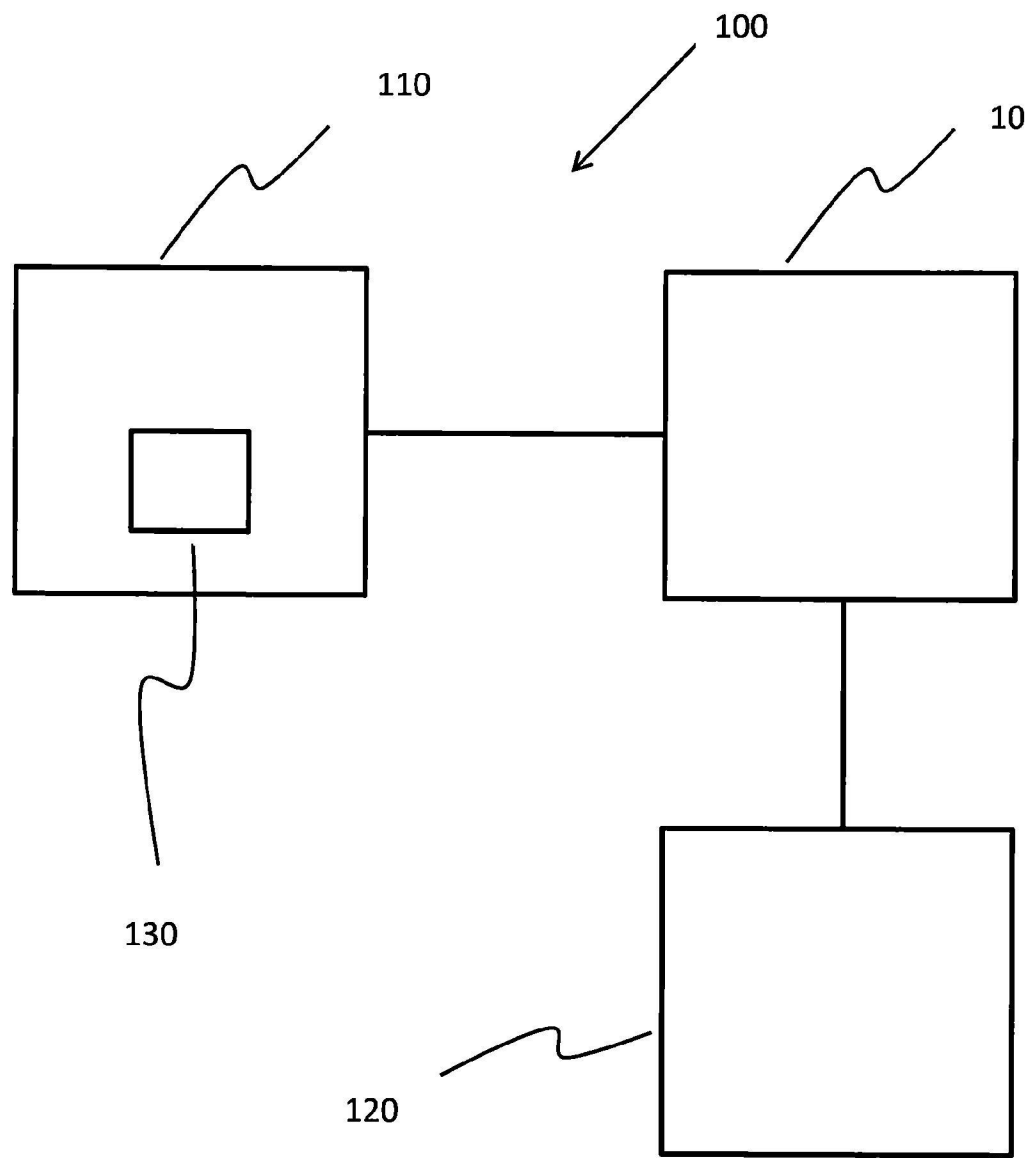


圖 2

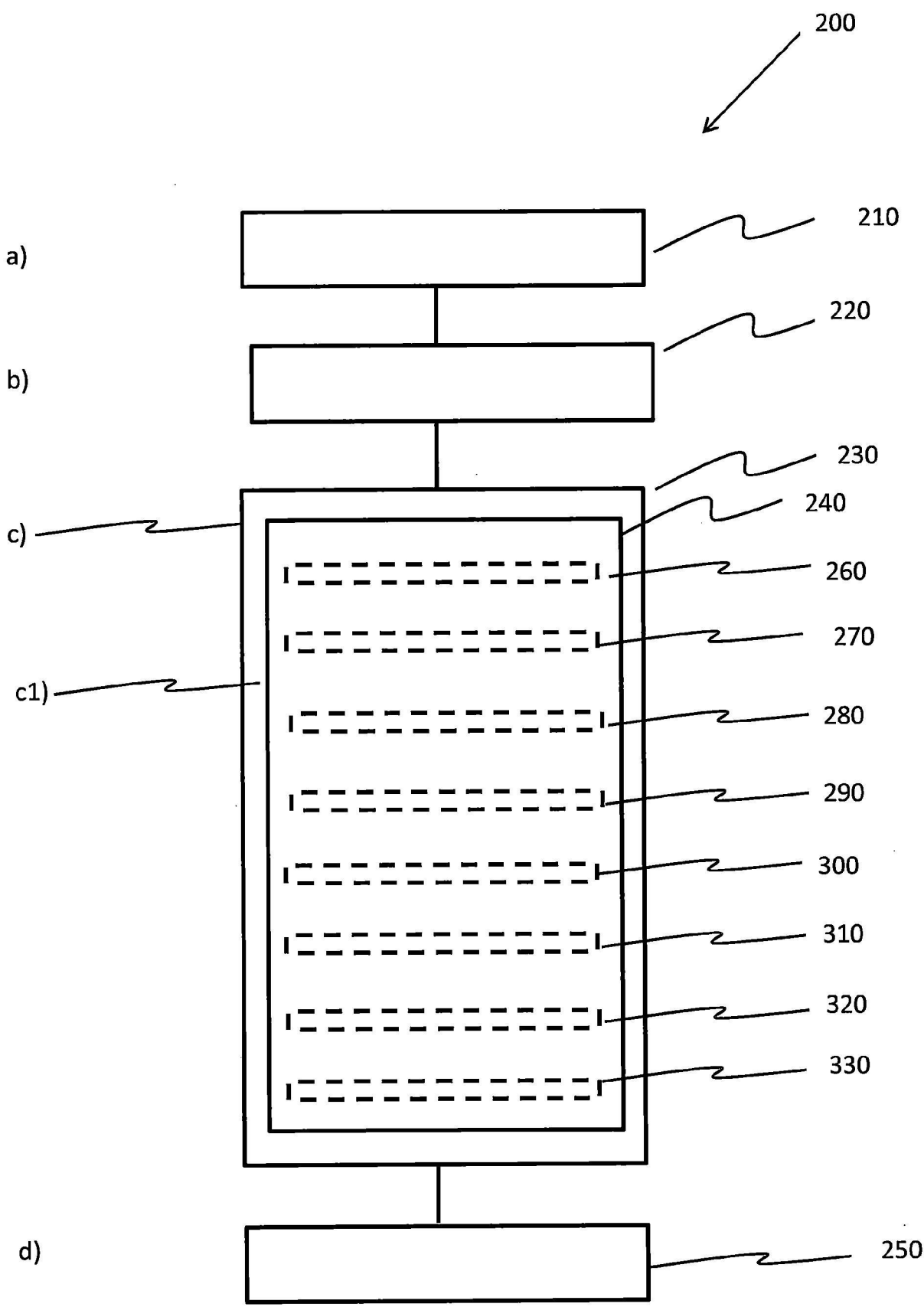


圖 3

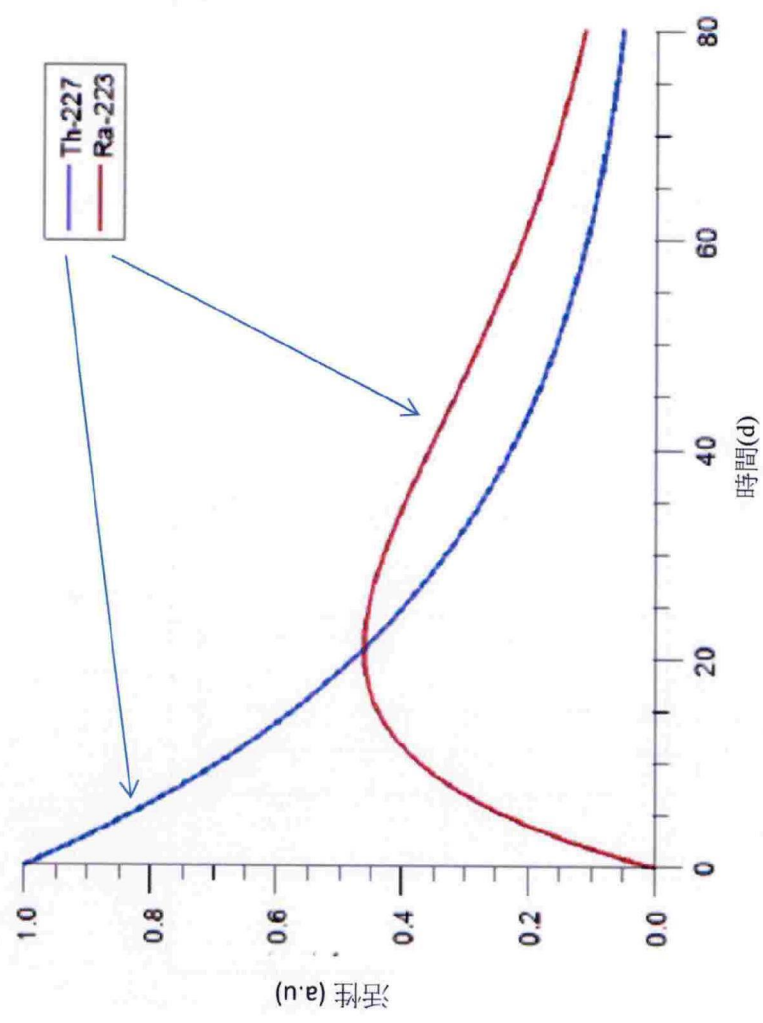


圖 4

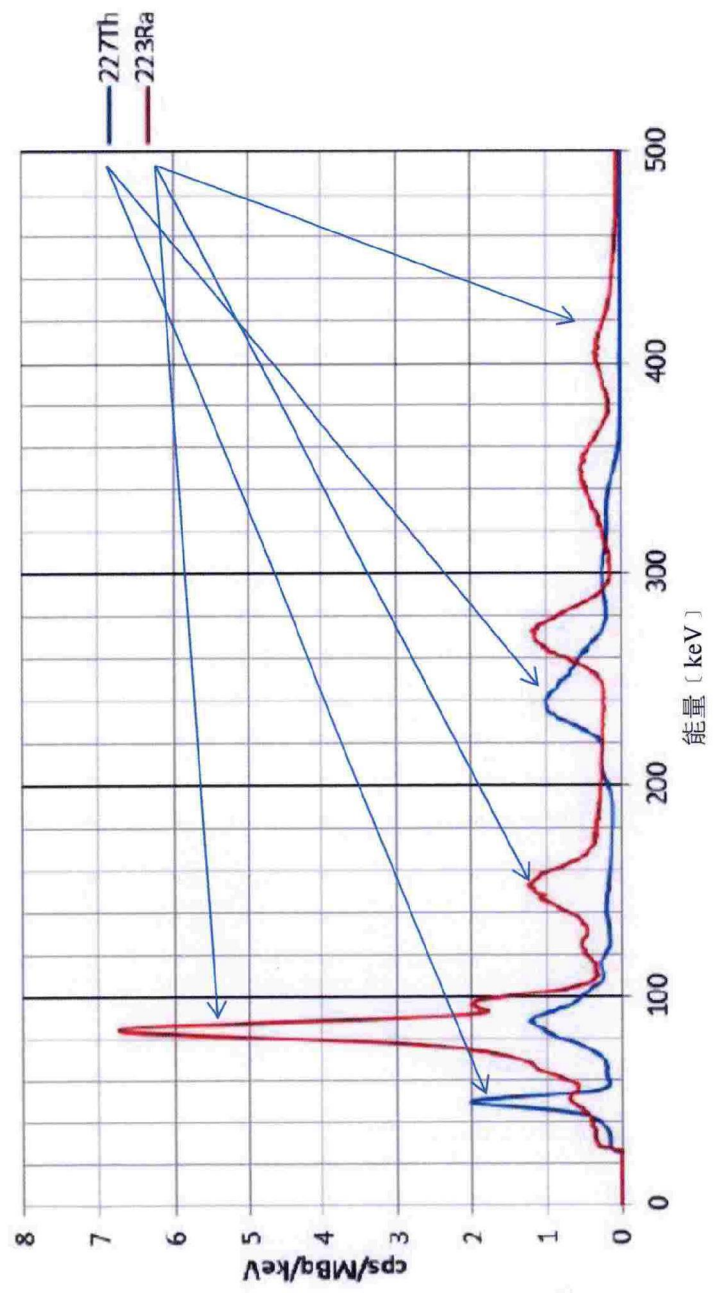


圖 5

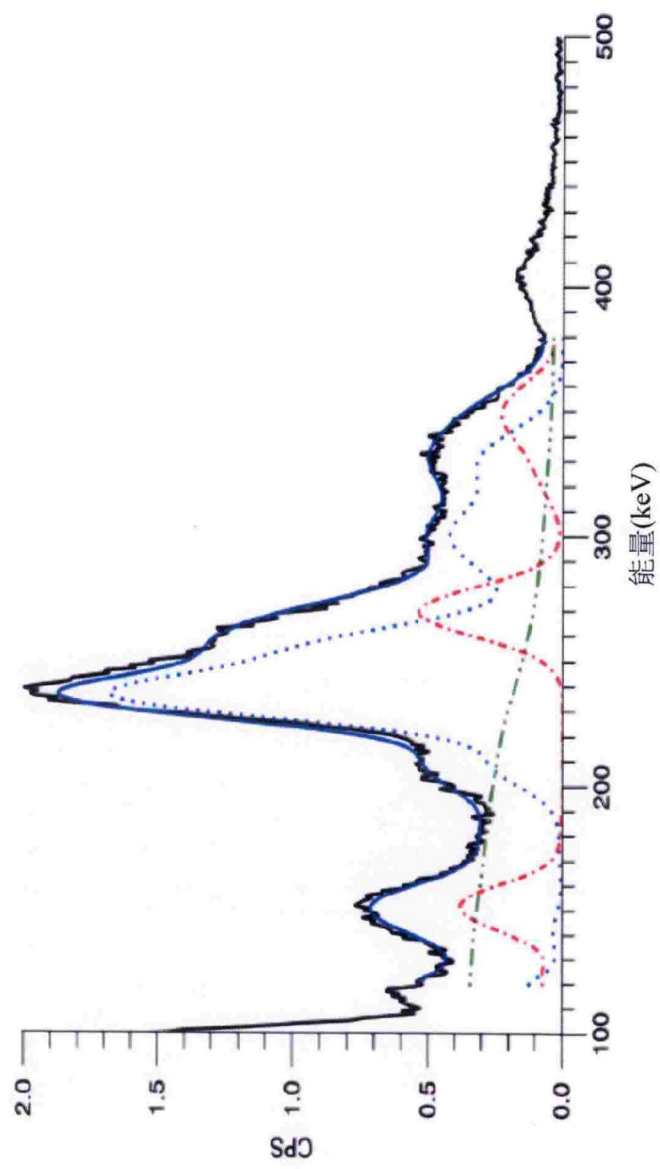


圖 6

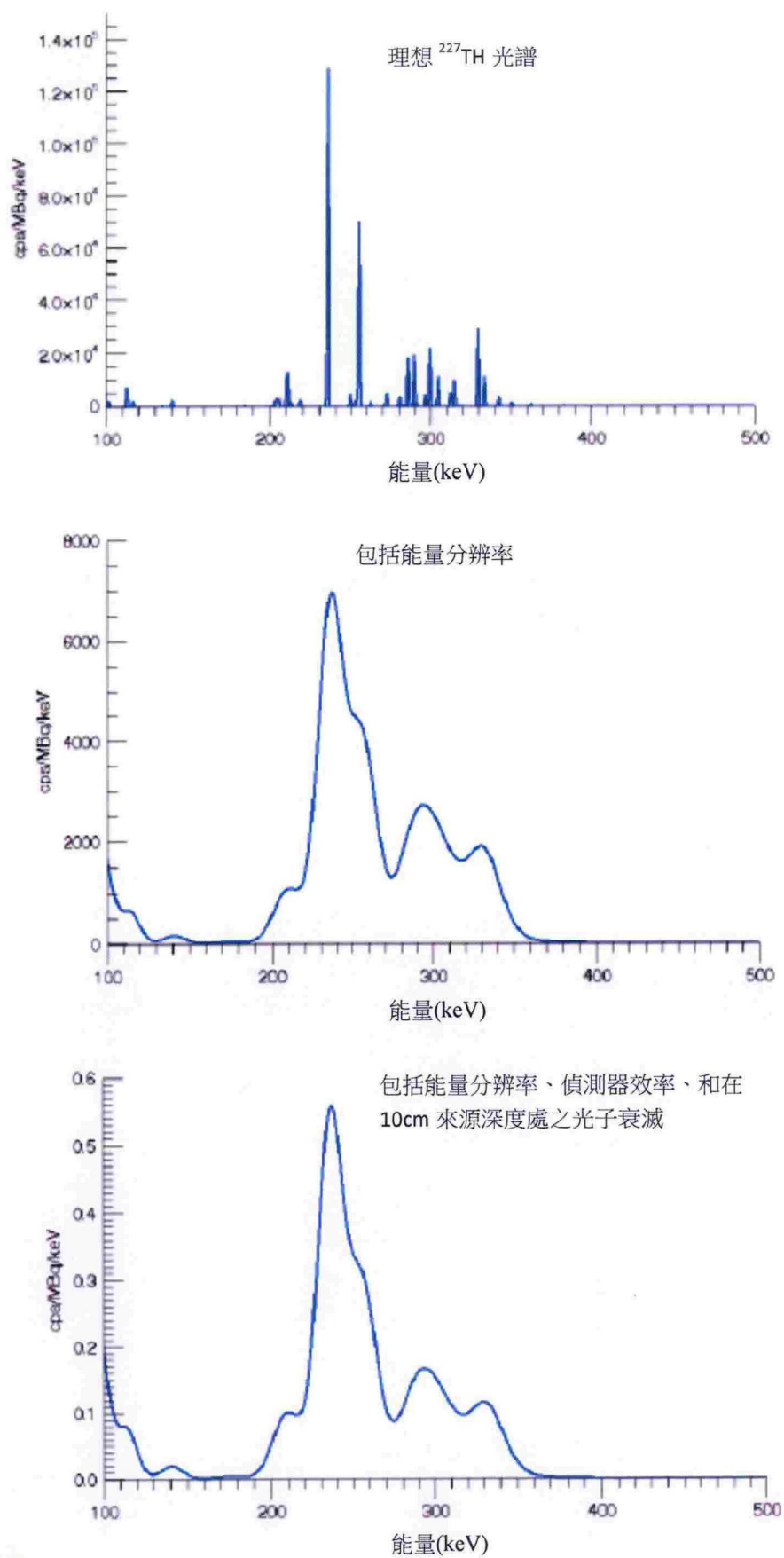


圖 7

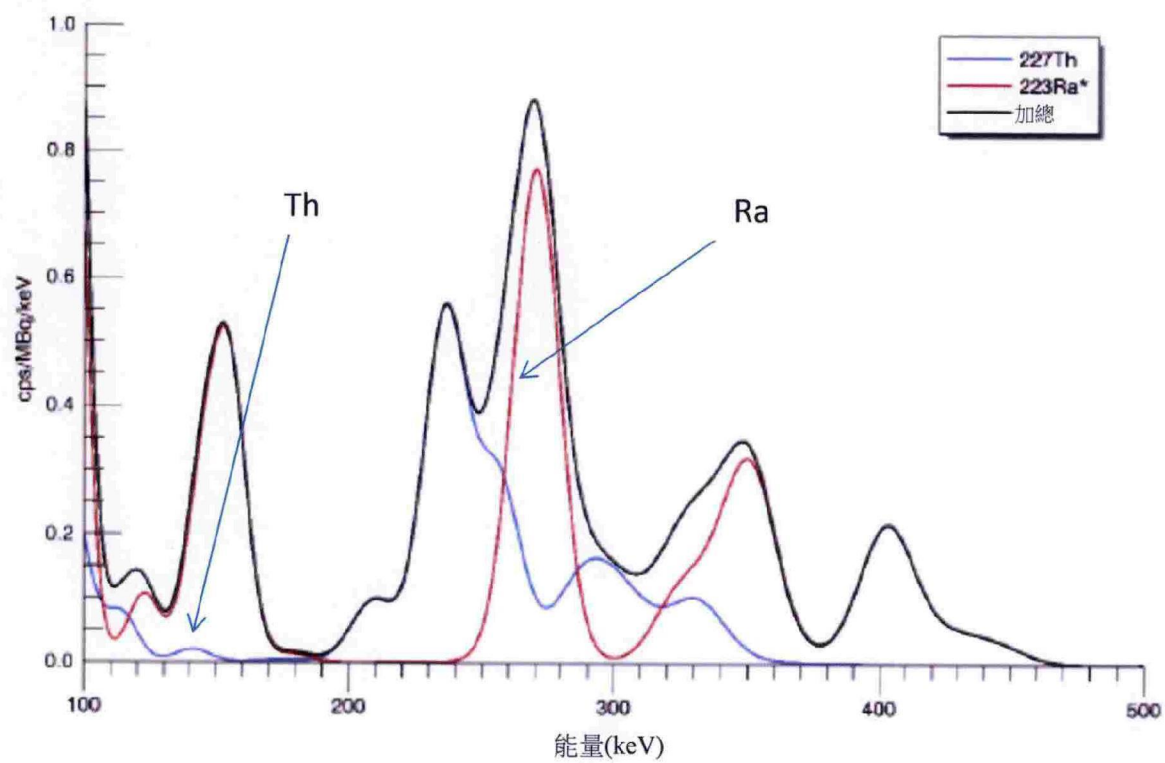


圖 8

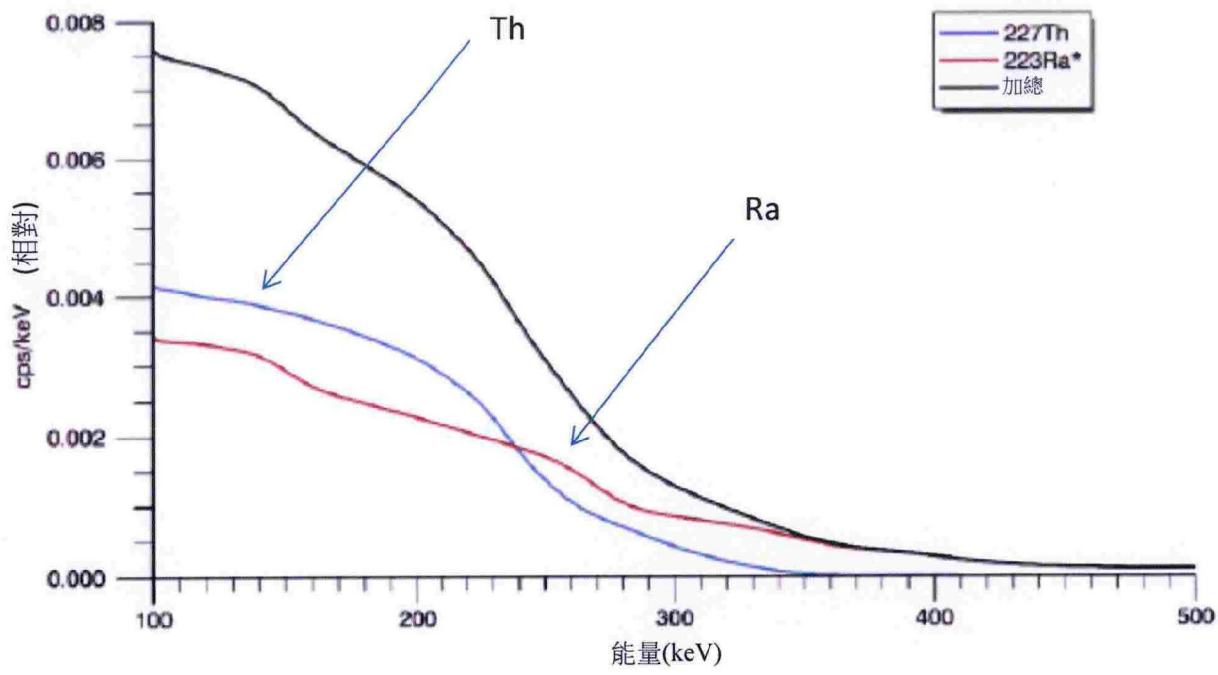


圖 9

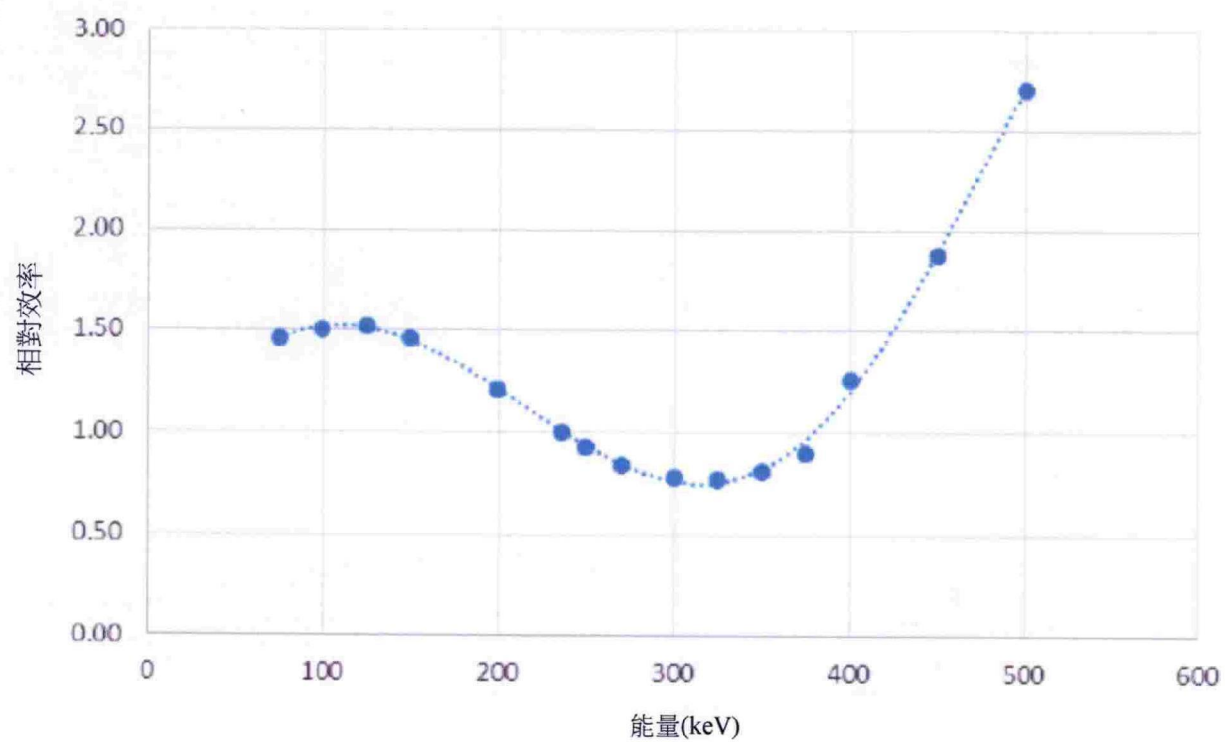


圖 10

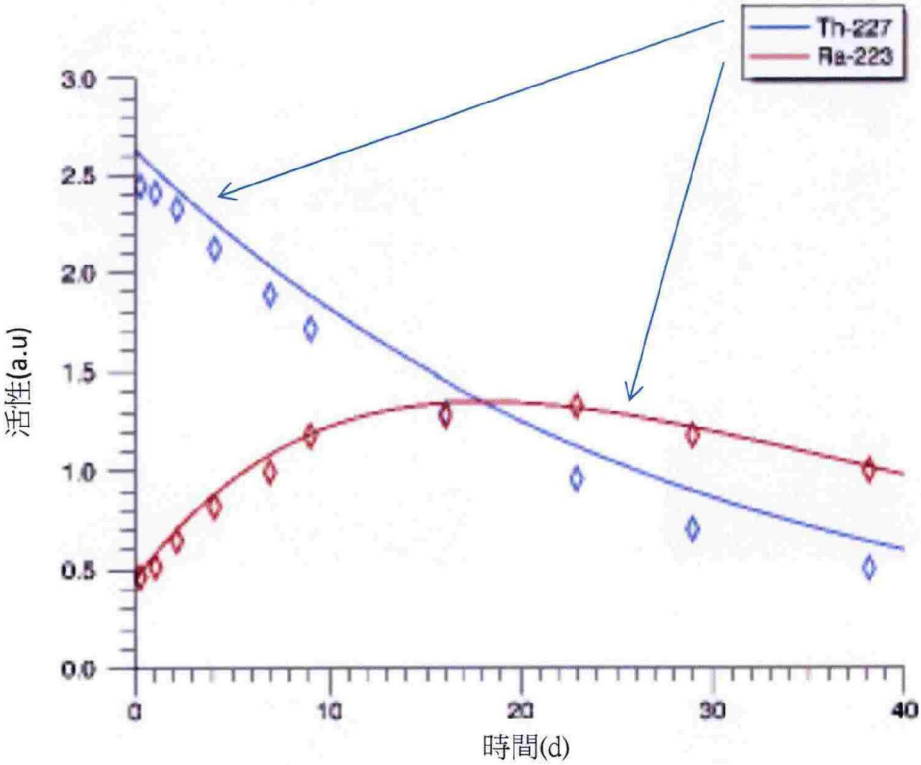


圖 11

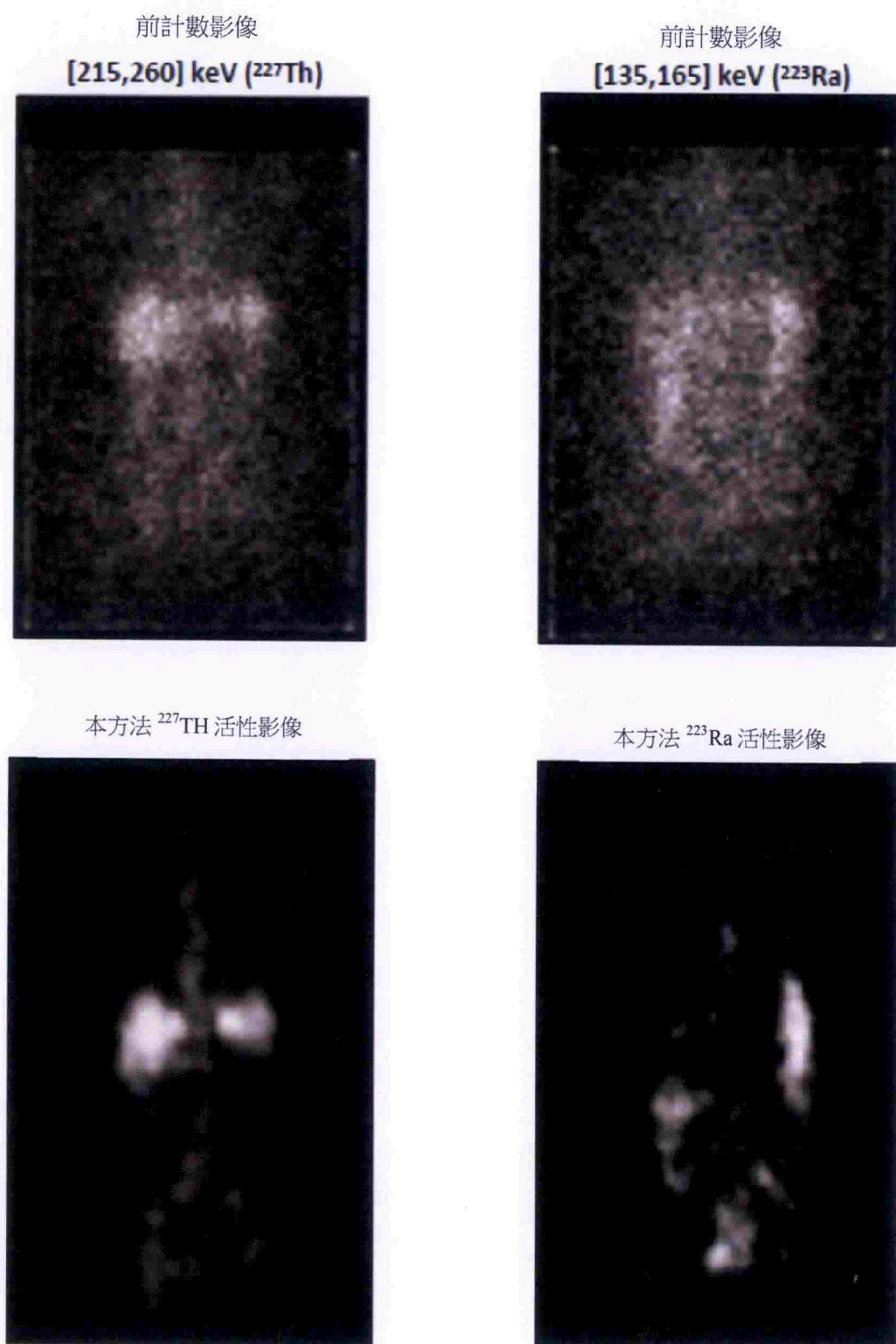


圖 12

衰變	衰變之模式	半衰期	註解
$^{227}\text{Th} \rightarrow ^{223}\text{Ra}$	Alpha	18.7 d	-
$^{223}\text{Ra} \rightarrow ^{219}\text{Rn}$	Alpha	11.4 d	-
$^{219}\text{Rn} \rightarrow ^{215}\text{Po}$	Alpha	4.0 s	-
$^{215}\text{Po} \rightarrow ^{211}\text{Pb}$	Alpha	1.8 ms	無光子放射
$^{211}\text{Pb} \rightarrow ^{211}\text{Bi}$	Beta minus	36 min	-
$^{211}\text{Bi} \rightarrow ^{207}\text{Tl}$	Alpha	2.1 min	-
$^{207}\text{Tl} \rightarrow ^{207}\text{Pb}$	Beta minus	4.8 min	無光子放射
^{207}Pb	NA	NA	^{207}Pb 為穩定的

NA - 不適用

表 1