

財團法人 中華民國輻射防護協會

輻射防護簡訊

第 155 期

出刊日期 109 年 2 月 15 日

本期內容 CONTENT

國民醫療有效劑量評估

1

自 19 世紀中期科學家倫琴發現 X 光至今，X 光已成為協助醫生診斷與治療時不可或缺的幫手，也是醫療行為中最常見的輻射源之一。作者在文章中整理幾篇國際報告來介紹公眾曝露與醫療曝露，並闡述國民醫療劑量評估之重要性。

醫療劑量評估程式 PCXMC 介紹與應用

5

醫療輻射對國民造成的劑量有評估的必要性，然而物理模型之實驗量測很難得到器官劑量和病人劑量，因此臨床診斷參考水平多使用劑量指標，本文簡介 PCXMC 醫療劑量計算軟體，該軟體係能銜接臨床劑量指標及病人有效劑量的商業化計算劑量的程式。

訓練班課程

8

公告本會各項訓練班開課時間

輻協新聞廣場

9

各項證照考試資訊、國內產官學界最新消息、以及近日全球輻防新聞 全球輻防新聞

醫療劑量評估程式 VirtualDose 介紹與應用

18

本文簡介 VirtualDose 醫療劑量計算軟體，包含針對介入性診療與 CT 領域之軟體使用介面、劑量計算報告與臨床應用，並介紹 CT 檢查之劑量計算方式與其他 CT 劑量評估程式。

醫療劑量評估程式 CT-Expo 介紹與應用

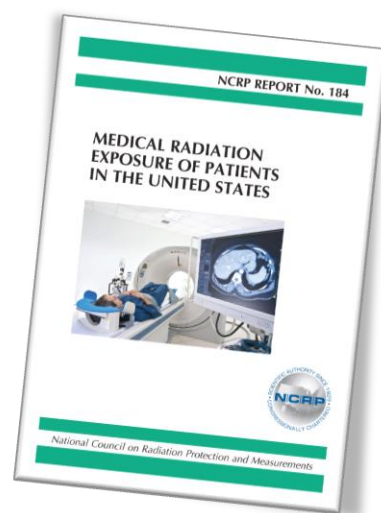
22

本文簡介 CT-Expo 劑量計算軟體的起源與使用的假體，再逐一說明軟體中四種不同介面的使用方法與時機，透過臨床醫院的電腦斷層掃描參數，展示運算結果，最後則針對 CT-Expo 劑量計算的準確性議題進行闡述。

國民醫療有效劑量評估

作者 李孟秦、簡佳玉

清華大學核子工程與科學研究所



前言

自十九世紀中期科學家倫琴發現 X 光至今，X 光已成為協助醫生診斷與治療時不可或缺的幫手，也是醫療行為中最常見的輻射源之一。一般民眾普遍認為不管任何輻射都是具有危害性的，特別是在進行放射性檢查或治療時，未具有完整輻射安全概念的民眾很容易因此而恐慌。但其實輻射一直都存在於日常生活中，除了醫療曝露外，自然環境中之地表輻射、氡氣與飛航時之宇宙射線也都是般民眾會接觸到的輻射，因此以下將整理幾篇國際報告來介紹公眾曝露 (public exposure) 與醫療曝露 (medical exposure) 之來源，並闡述國民醫療劑量評估之重要性。

公眾曝露與醫療曝露

根據聯合國原子輻射效應科學委員會 (UNSCEAR, The United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation) 於 2008 年發表關於游離輻射來源與影響之報告，全球公眾曝露之來源包括有天然背景輻射 (氡氣、宇宙射線與地面輻射)、醫療曝露與由食品中攝入之輻射曝露

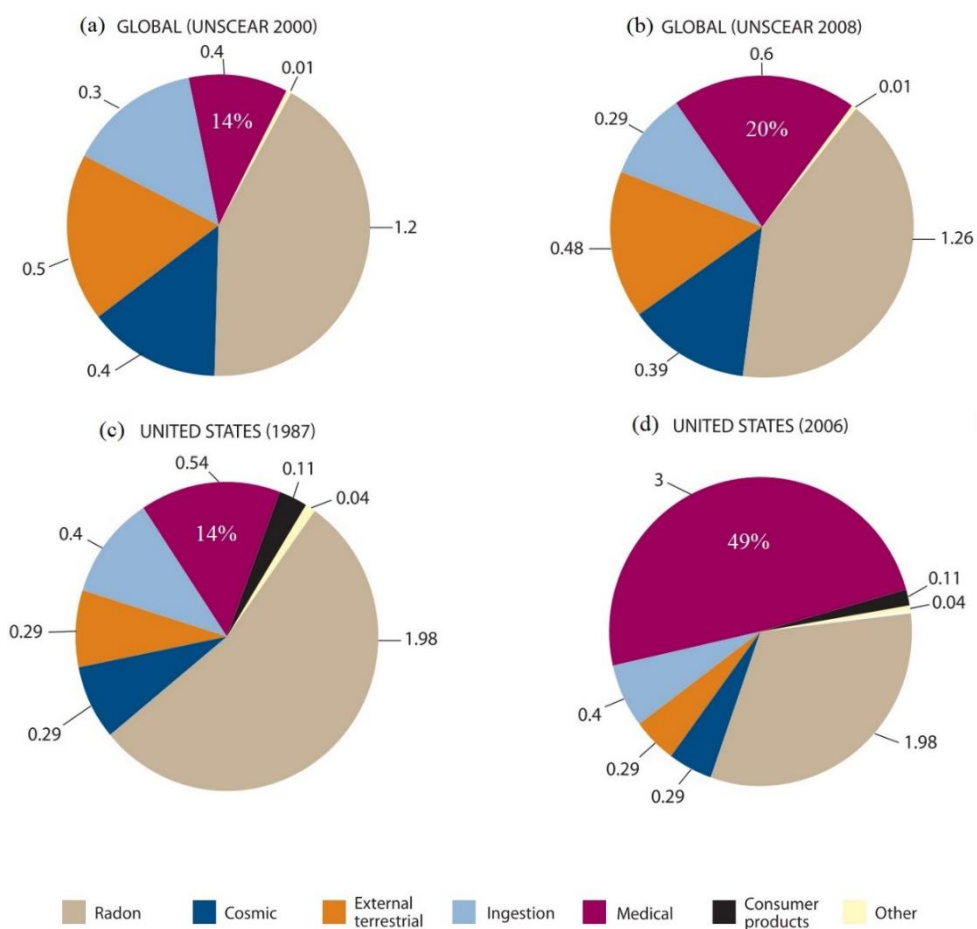


圖 1、UNSCEAR 於 2008 年發表針對全球(a)(b)與美國(c)(d)之公眾曝露來源 (參考文獻 1)

· 若比較 2000 年與 2008 年統計之全球醫療曝露占比 (圖 1 中(a)與(b))，可發現於八年間醫療曝露由原先的 14% 增長為 20%，表示民眾之醫療曝露隨著醫學影像檢查的進步與普遍化而有逐漸升高的趨勢。除了調查全球公眾曝露以外，UNSCEAR 亦針對美國、英國與德國進行公眾曝露的調查，其中最具有代表性的為美國。美國於 1987 年與 2006 年的統計結果中可發現，其醫療曝露佔比於十九年內提升了 35%，於 2006 年之醫療曝露更是占了公眾曝露將近一半的比例 (圖 1 中(c)與(d))。隨著醫療曝露人口逐年增加，建立醫療人員及患者對於輻射劑量防護之觀念是必須的，除此之外，也應適當地給予民眾正確的

醫療輻射劑量概念。因此，評估醫療曝露所造成之有效劑量極具重要性。美國輻射防護委員會(NCRP, The National

Council on Radiation Protection and Measurements) 是一個非營利性的團隊，負責傳播輻射的基本概念、量測方法並介紹輻射科學之研究發展、評估與應用，對於公眾關心的輻射問題也會作出適當回應。關於上述之醫療有效劑量，NCRP 於 2009 年發表第 160 號報告，針對 2006 年以前美國國人醫療曝露造成之有效劑量進行評估，並於 2019 年發表第 184 號報告，統計經過十年後 (自 2006 年至 2016 年) 美國醫療有效劑量之變化。

美國醫療有效劑量之變化

針對 NCRP 第 160 號報告與第 184 號報告中美國醫療曝露造成之有效劑量貢獻占比進行比較，可發現電腦斷層掃描 (CT, computed tomography) 於 2006 年 (圖 2 中(a)) 與 2016 年 (圖 2 中(b)) 統計之數據結果中皆位居第一，

其所貢獻之劑量成長幅度最大，於十年之間由 50% 提升為 62%。排名第二者為核子醫學造影(nuclear medicine)，於十年內貢獻之劑量增長了 7%，其餘如一般診斷 X 光與傳統透視攝影 (Radiography & Fluoroscopy)、心臟介入性攝影檢查(Cardiac Interventional Fluoroscopy) 以及非心臟介入性攝影檢查 (Noncardiac Interventional Fluoroscopy) 等，十年內提升之幅度並不大。

NCRP 第 184 號報告指出自 2006 年至 2016 年統計結果發現，上述五項放射性檢查之美國醫療曝露造成之有效劑量皆有下降的趨勢 (圖 3)，以下將針對各項檢查，分別探討其劑量下降之原因。

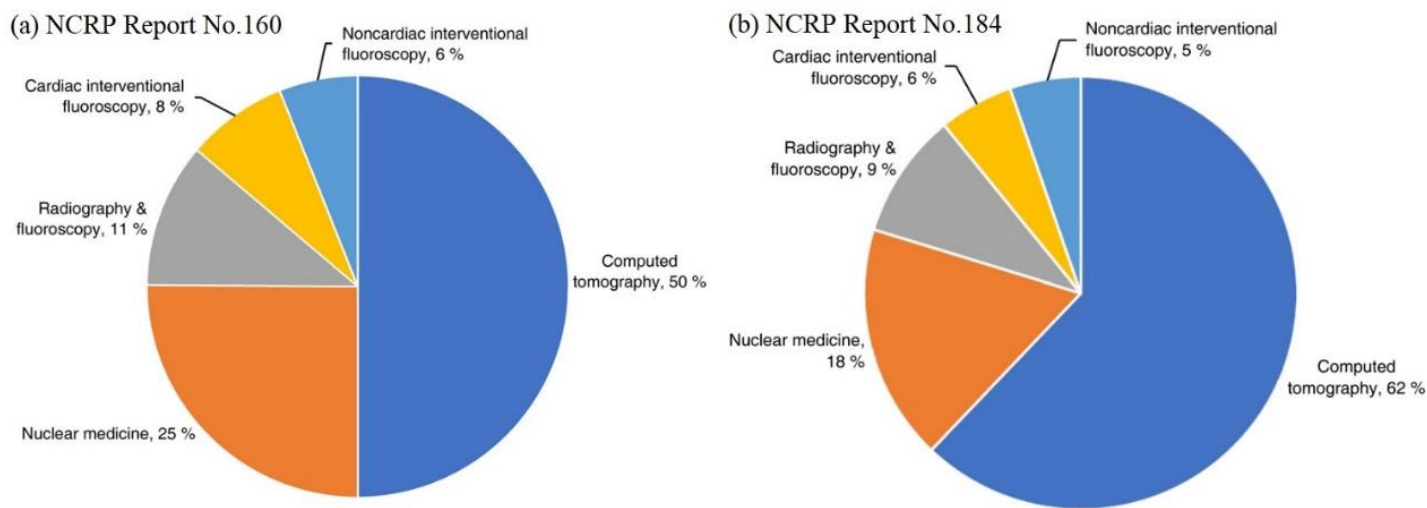


圖 2、NCRP 於 2009 年(a)與 2019 年(b)發表針對美國醫療有效劑量之貢獻占比

■ 電腦斷層掃描

造成電腦斷層掃描於十年內劑量下降的主要原因為掃描技術的進步。現今採用雙射源 (dual-source) 或雙能量 (dual-energy) 之高階電腦斷層掃描儀來進行檢查的比例越來越多，再加上自動曝光控制技術 (AEC, automatic exposure control) 與影像後處理技術的提升，使得 CT 於此十年間有劑量下降的趨勢。

■ 核子醫學造影

核子醫學造影劑量降低的主要原因涉及放射性藥物使用傾向的改變，如進行心肌灌注造影 (myocardial perfusion imaging) 時，選用較高劑量之鉅-201 來造影的比例降低，而使用相對低劑量之鎂-99m 來成像的比例則提高。

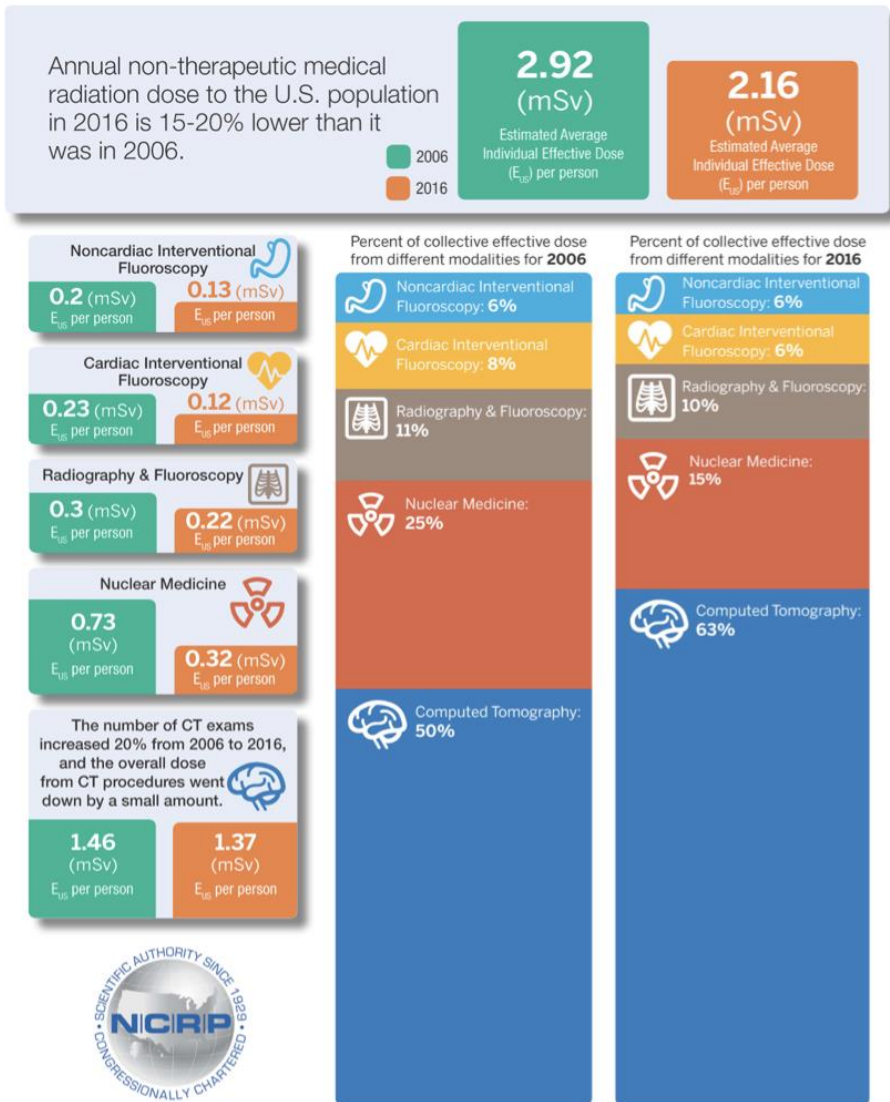
■ 一般診斷 X 光與傳統透視攝影

由於一般診斷 X 光與傳統透視攝影檢查人次占所有放射性檢查之 74%，其數量龐大以致於十年內有微幅的人次降低即可造成劑量的下降。除此之外，由於乳房攝影設備由傳統底片逐漸被數位影像所取代，於相同影像品質下數位乳房攝影可有效地降低劑量。

■ 心臟與非心臟介入性診療

造成介入性診療劑量降低原因之一為儀器設備的優化，例如由傳統影像增強管改良為固態平板檢測器，使得劑量減少。其次則是由於電腦斷層血管攝影術 (CTA, computed tomography angiography) 的發展，導致介入性診療之操作人次降低。另外，非侵入性的 MRI 與超音波也逐漸取代腦部、肝臟等介入性血管檢查。

U.S. Medical Radiation Doses Are Decreasing



Note: When current data are compared with NCRP Report 160 utilizing ICRP weighting factors from ICRP Publication 60, the results are the same except for Nuclear Medicine (0.41 mSv), Computed Tomography (1.45 mSv) and total dose (2.33 mSv). For more detail, please see Figure 14.2 in the report.

圖 3、自 2006 年至 2016 年統計之美國醫療曝露造成之有效劑量變化

何謂國民醫療有效劑量？

吸收劑量的定義為物質吸收之輻射能量或其當量，而有效劑量則是人體各組織器官平均吸收劑量與輻射加權因數及組織加權因數之乘積和，以毫西弗(mSv)為單位。有效劑量值並非用於判斷是否為可接受特定輻射量的指標，也不是為了計算通過某種放射程序後之輻射風險，而是用來度量曝露於不同放射源下所造成之潛在機率效應。若是要了解群體受到輻射曝露之輻射效應程度，會使用集體有效劑量，其定義為目標群體人數與群體中受輻射源曝露之平均有效劑

量之乘積，單位為人西弗(person-Sv)。NCRP 報告中使用集體有效劑量來比較在不同輻射源下群體之輻射曝露劑量情況，並將各項檢查之集體有效劑量加總後，除以國民總人口數，作為國民醫療有效劑量指標，亦稱作平均個人有效劑量(average individual effective dose)，單位為毫西弗(mSv)。

台灣之國民醫療有效劑量

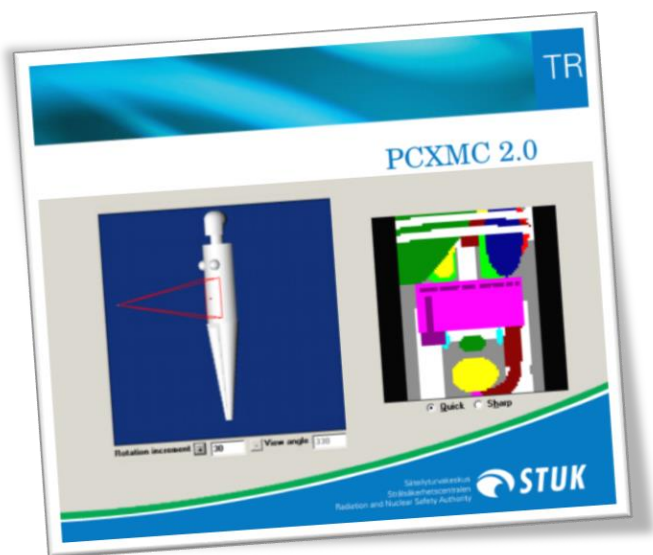
X 光診斷程序以及放射治療的統計數據是衡量國家放射學與醫療水準的指標之一，其反應出醫療規模、儀器設備和人

力配置的差異，開發程度不同的國家，其各自的醫療曝露劑量差異也很大。台灣醫療資源充沛，人才水準高，醫療水平在世界平均值之上，更應有完善的全國醫療輻射曝露評估統計，提升國人醫療輻射概念。未來期望能透過全國醫療程序劑量調查，參照 NCRP 報告之國民有效劑量概念，發展屬於台灣國人之醫療劑量評估報告，並在合理抑低之原則下給予各機關修正指引與參考。



參考文獻

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), 2008. UNSCEAR 2008 Report: Sources and effects of ionizing radiation.
2. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP), 2009. NCRP Report 160: Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States.
3. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP), 2019. NCRP Report 184: Medical radiation exposure of patients in the United States.



醫療劑量評估程式 PCXMC 介紹與應用

作者 李孟秦
清華大學核子工程與科學研究所

前言

由美國輻射防護委員會 (NCRP, The National Council on Radiation Protection and Measurements) 報告中我們了解，醫療輻射對國民造成的劑量有評估的必要性，然而物理模型之實驗量測很難得到器官劑量和病人劑量，因此臨床診斷參考水平多使用劑量指標，不同診斷設備或檢查目的不同，在臨床上會有不同表達的劑量指標，例如，一般 X 光，會使用皮膚入射劑量 (ESD)，介入性診療使用劑量面積乘積 (DAP) (有些國家又稱為 KAP) 等等。而 PCXMC 就是一個能銜接臨床劑量指標及病人有效劑量的商業化計算劑量的程式。

PCXMC 介紹

PCXMC 為芬蘭 STUK 公司所開發的模擬計算軟體，針對臨床醫療之一般 X 光檢查以及透視攝影檢查，經由蒙地卡羅法模擬輻射在人體的傳輸與能量沉積，來計算病患的器官劑量及有效劑量。目前最新版本為 2015 年更新的 PCXMC 2.0 版本。

程式操作步驟

步驟一

依據臨床操作條件設定 X 光輸出，此處的操作條件即為臨床攝影參數 (KV、FOV、SID 等等)，這些參數可設計出虛擬射束的基本幾何形狀 (操作介面如圖 1)，也就是構成劑量給予的來源；而程式內建的假體為 Cristy 等人於 1987 年提出之依年齡分為新生兒、1 歲、5 歲、10 歲、15 歲以及成年人六種雌雄同體之數學假體 (ORNL/TM-8381 報告) (假體資訊請見表 1)，操作者可選擇數學假體的年齡，修正其身高、體重，程式將以等比例調整內部器官的大小，最後操作者只需定義照野位於照射目標器官的位置，便完成模擬設定。

表 1、PCXMC 內建假體資訊
(資料來源：PCXMC 2.0 User's Guide, STUK)

Age (y)	Height (cm)	Weight (kg)
Newborn	50.9	3.4
1y	74.4	9.2
5y	109.1	19.0
10y	139.8	32.4
15y	168.1	56.3
Adult	178.6	73.2

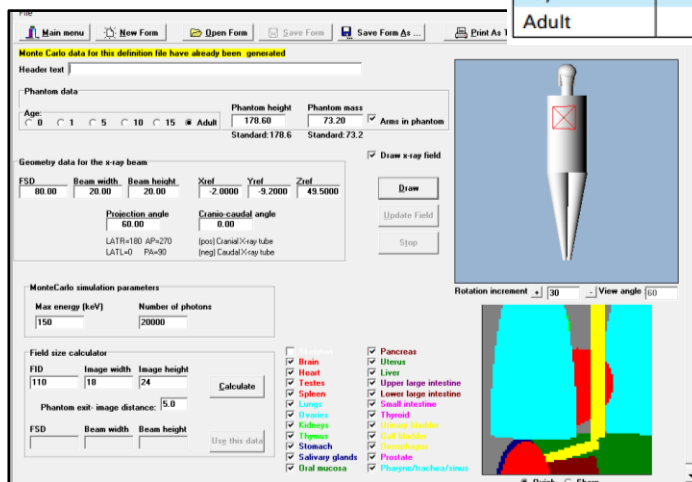


圖 1、PCXMC 設定 X 光輸出操作介面

步驟二

依據 X 光輸出儀器預設之最大能量以及光子數，使用模擬光子在人體中的隨機作用，由於最大能量限制為 150 keV，因此只考慮光電效應、康普吞散射和同調散射等 3 種作用，依據各作用在各點的能量沉積，計算人體器官的吸收劑量。

步驟三

由於各廠牌機型 X 光機條件設定不同，會產生不同的 X 光能譜，PCXMC 程式根據 Birch 和 Marshal(1979)的理論，使用 X 光射束能量、X 光管陽極靶角度以及 X 光機濾片材料厚度來建立 X 光能譜(操作介面如圖 2)，其中濾片的 X 光作用數據取自 McMaster(1969)的研究結

步驟四

最後需要輸入所進行檢查之劑量指標 (操作介面如圖 3)。這些劑量指標包括：入射空氣克馬(Kair, mGy)為 X 射線束的中心軸進入患者的點上在無反向散射(backscatter)的情況下量測而得；空氣克馬面積乘積(PKA · KAP 或 DAP, mGy · cm²)和入射表面劑量(ESD)考量了患者反向散射輻射的貢獻，反向散射因子(BSF)取決於 X 射線光譜和光束大小，其數值通常約為 1.3-1.6 (PCXMC 參考 ICRU 2005 年報告)；若沒有臨床的劑量指標測量值，則可以根據 X 射線管電流時間乘積(mAs)使用 PCXMC 內部合理的估算入射空氣克馬值。PCXMC 計算的器官劑量與劑量指標成正比。

圖 2、PCXMC 產生 X 光能譜操作介面

圖 3、PCXMC 輸入劑量指標之操作介面

PCXMC 劑量報告

圖 4 為 PCXMC 模擬計算出來的完整劑量報告，其結果包含 29 個器官的平均吸收劑量(毫戈雷(mGy))，以及分別使用 ICRP 103 號報告(2007)和 ICRP60 號報告(1991)組織加權因子計算而得的有效劑量(毫西弗(mSv))。

國外臨床之 PCXMC 應用

在醫療輻射防護方面，許多臨床研究會使用 PCXMC 模擬計算來評估病人劑量，例如，比較不同技術之間的劑量，或是評估醫院區域內病人劑量概況，這裡將介紹兩個使用 PCXMC 計算劑量的研究文獻。

參考文獻 2 探討較新式的胸部數位斷層掃描(digital tomosynthesis)和其他胸部 X 光相關檢查對病人造成之有效劑量比較。胸部數位斷層掃描屬於一般檢查，並不是電腦斷層掃描(CT)。與傳統的胸部 X 射線照相技術不同，胸部數位斷層透過有限角度連續照射之形式，從一組 x 光射束移動路徑獲取的投影中重建出多個截面影像。文獻中收集來自瑞典某醫學中心 40 位接受胸部數位斷層掃描之病人資料與照射投影等參數(掃描方式如圖 5)，每個投影角度皆使用 PCXMC 進行病人劑量評估。結果顯示進行胸部數位斷層掃描之病人有效劑量平均為 0.13 毫西弗，雖然劑量約

為傳統的胸部 X 光照相的 2~3 倍，卻只有電腦斷層掃描(CT)的 2%。針對細微肺部疾病的檢測，例如肺結核，病人可以不必接受較高劑量的 CT 檢查，而達到一樣的診斷效果。

參考文獻 3 則是針對 2006 年美國國家癌症研究中心統計之 113 例介入性治療肝栓塞程序，進行有效劑量評估。對於臨床介入性診療程序而言，病人劑量會隨著操作時間增加，但因操作繁瑣程度因情況而異，醫師僅能透過機器之劑量指標做判斷，但如前言提到，此數值並不能代表病人劑量。近年介入性治療程序應用越來越廣泛，因此評估病人

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	43.100734	0.5	(Scapulae)	293.628776	1.3
Adrenals	49.968428	8.0	(Clavicles)	9.792638	13.4
Brain	0.027800	42.1	(Ribs)	337.819429	0.6
Breasts	15.544082	4.8	(Upper arm bones)	10.974473	4.6
Colon (Large intestine)	0.427045	21.0	(Middle arm bones)	17.703755	4.8
(Upper large intestine)	0.664203	23.3	(Lower arm bones)	0.791717	22.0
(Lower large intestine)	0.113337	32.3	(Pelvis)	0.204526	20.1
Extrathoracic airways	0.253251	47.7	(Upper leg bones)	0.000309	100.0
Gall bladder	3.811872	12.6	(Middle leg bones)	0.000000	NA
Heart	172.378103	1.6	(Lower leg bones)	0.000000	NA
Kidneys	5.857383	6.3	Skin	21.453177	1.1
Liver	9.904485	2.3	Small intestine	0.550898	10.8
Lungs	196.228511	0.8	Spleen	35.254987	4.2
Lymph nodes	32.125845	1.0	Stomach	21.618482	4.6
Muscle	21.594924	0.2	Testicles	0.000000	NA
Oesophagus	91.366072	3.5	Thyroid	38.243534	9.5
Oral mucosa	0.092590	98.6	Thyroid	1.913017	47.3
Ovaries	0.057940	100.0	Urinary bladder	0.003541	100.0
Pancreas	33.545399	4.6	Uterus	0.142562	67.9
Prostate	0.000000	NA			
Salivary glands	0.226719	43.6	Average dose in total body	29.881915	0.1
Skeleton	72.429975	0.5	Effective dose ICRP60 (mSv)	39.276023	0.7
(Skull)	0.384538	17.6	Effective dose ICRP103 (mSv)	41.936043	0.7
(Upper Spine)	1.256008	14.8			
(Middle Spine)	349.959563	0.9			
(Lower Spine)	4.162527	9.6	Abs. energy fraction (%)	75.176877	

圖 4(左)、PCXMC 輸入劑量指標之操作介面



圖 5、胸部數位斷層掃描示意圖

(資料來源：itnonline.com)

劑量(E)與儀器上劑量指標(PKA)的關係也日益重要。該文獻蒐集了 113 例程序的病人資訊，以及各儀器廠牌的曝露及射束幾何參數，使用 PCXMC 來評估有效劑量(E)，計算有效劑量與各儀器劑量指標的比值(E/PKA)，並統計 113 例程序的有效劑量分佈。結果顯示有效劑量(E)約 2.0–255 毫西弗，有效劑量與各儀器劑量指標的比值(E/PKA)落在 0.12–0.33 (mSv/Gy cm²)之範圍，此

比值又稱為轉換因子 (conversion factor)，能快速將臨床劑量指標推估至病人有效劑量。另外文獻中也探討比值 (E/PKA)與病人體重呈現指數下降之趨勢，可供臨床參考。由於病患體型，操作者技術及程序複雜度等都會增加介入性診療劑量，造成病人劑量是腹部電腦斷層劑量水平的 5 倍甚至更多，因此有評估此類程序有效劑量的必要性並應給予合理規範。

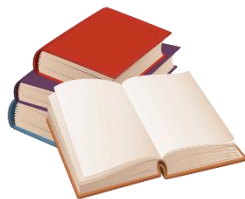
結語

隨著大眾對醫療輻射曝露意識的抬頭，醫生和監管機構對監控放射劑量的認知也日益提高。PCXMC 是一個已廣泛運用在計算醫療輻射造成之有效劑量的程式，考慮的參數完整，具可靠性與評估價值，然其在操作介面步驟繁瑣，內建模擬假體較保守，造成臨床使用效率不高，因此有近年 VirtualDose 等劑量程式的出現，給予使用研究者不同選擇。



參考文獻

1. Tapiovaara Markku, Siiskonen Teemu. PCXMC. A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. STUK-A231. Helsinki 2008, 49 pp. <https://www.stuk.fi/palvelut/pcxmc-a-monte-carlo-program-for-calculating-patient-doses-in-medical-x-ray-examinations>
2. Magnus Båth, Angelica Svalkvist, Alexa von Wrangel, Heidi Rismyhr-Olsson, Åke Cederblad, Effective dose to patients from chest examinations with tomosynthesis, Radiation Protection Dosimetry, Volume 139, Issue 1-3, April-May 2010, Pages 153–158, <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq092>
3. Dauer, L.T., Thornton, R., Boylan, D.C., Holahan, B., Prins, R., Quinn, B. and St. Germain, J. (2011), Organ and effective dose estimates for patients undergoing hepatic arterial embolization for treatment of liver malignancy. Med. Phys., 38: 736-742. <https://doi.org/10.1118/1.3533685>



訓練班課程(109 年度)

放射性物質或可發生游離
輻射設備操作人員研習班

A 組 36 小時-許可類

A1 高雄 文化大學推廣部

1 月 8 日~1 月 15 日

A2 新竹 帝國經貿大樓

1 月 22 日~1 月 29 日

B 組 18 小時-登記類

B1 高雄 文化大學推廣部

1 月 16 日~1 月 18 日

B2 台北 建國大樓

2 月 19 日~2 月 21 日

B3 台中 文化大學推廣部

2 月 20 日~2 月 22 日

B4 新竹 帝國經貿大樓

3 月 6 日~3 月 8 日

B5 高雄 文化大學推廣部

3 月 20 日~3 月 22 日

B6 台北 建國大樓

4 月 10 日~4 月 12 日

B7 台中 文化大學推廣部

4 月 24 日~4 月 26 日

輻射防護專業人員訓練班：
輻防員(108 小時) / 輻防師
(144 小時)

員 37 期

新竹 帝國經貿大樓

第一階段

109 年 7 月 1 日~3 日

109 年 7 月 6 日~7 日

第二階段

109 年 7 月 8 日~10 日

109 年 7 月 13 日~14 日

第三階段

109 年 7 月 27 日~31 日

第四階段

109 年 8 月 3 日~6 日

輻射防護繼續教育訓練班
(3/6 小時)

新竹 清華大學

3 月 11 日(上午&下午)

台北 建國大樓

3 月 15 日(上午&下午)

高雄 科學工藝博物館南館

3 月 29 日(上午&下午)

台中 文化大學推廣部

4 月 16 日(上午&下午)

鋼鐵建材輻射偵檢人員訓
練班

鋼 1 高雄 文化大學推廣部

3 月 27~3 月 28 日

鋼 2 新竹 帝國經貿大樓

4 月 17~4 月 18 日

上課地點

台北

建國大樓：台北市館前路
28 號

新竹

帝國經貿大樓：新竹市光復
路二段 295 號 20 樓

台中

文化大學推廣部：台中市西
屯區台灣大道三段 658 號

高雄

國立科學工藝博物館-南館：
高雄市三民區九如一路
797 號
文化大學推廣部高雄教育
中心：高雄市前金區中正
四路 215 號 3 樓

課程安排問題，請聯絡本會，電話 (03) 572-2224

分機 313 李貞君 (繼續教育)；

314 林珣汶 (專業人員)；

315 邱靜宜 (鋼鐵建材、放射性物質與游離輻射設備)

傳真 (03) 572-2521315



輻防新聞廣場

最新證照考試日期與榜單

- ➔ 行政院原子能委員會 109 年第 1 次「輻射防護專業測驗」及「操作人員輻射安全證書測驗」公告及簡章。[訊息連結](#)

109 年第 1 次「輻射防護專業測驗」及「操作人員輻射安全證書測驗」，定於 109 年 5 月 9 日舉行，報名日期為 109 年 2 月 17 日至 3 月 6 日，相關事項請點選下方→(相關連結)詳閱簡章。

相關連結：[輻防及輻安測驗](#) (發布日期 109 年 1 月 22 日)

國內新聞

- ➔ 聯合報新聞「時隔 9 年 福島第一核電廠所在地雙葉町部分地區將解禁」。[訊息連結](#)

日本朝日新聞報導，在 2011 年 3.11 東京電力福島第一核電廠事故中，唯一全町持續處於避難狀態的福島縣雙葉町，其部分地區將在明年 3 月上旬解除國家避難指示。做為輻射量相對較高、嚴格限制出入的「返家困難區域」，這也將是首度解除避難指示。

解除避難指示的地區，包括預定明年 3 月 14 日全線重啟的 JR 常磐線·雙葉站及其站前，還有位在雙葉町東北部、共計約 200 公頃的濱野、兩竹兩個地區；範圍相當於町面積的 4%。

位在返家困難區域內的雙葉站及其站前，目前被指定為進行除汙及整備基礎建設的「特定復興再生據點區域」。

而在濱野及兩竹兩個地區，則是進行著工業區及農地的整備，並在避難指示解除後將推動產業重啟。然而，有關居民返家的部分，由於供水系統等生活基礎建設尚未完善，目標將在 2022 年春天重新開放居住。(發布日期 108 年 12 月 20 日)

- ➔ 原能會發布對 12 月 22 日媒體報導有關原能會對核四廠外海斷層管制資訊公開之回應說明。[訊息連結](#)

有關 12 月 22 日媒體報導，提及原能會審查評估報告對核四廠外海斷層只有位置，無斷層長度文字敘述資料；以及沒有要求經濟部澄清乙情，實有誤解，謹澄清說明如下：

一、原能會對核能電廠安全管制資訊，一向秉持資訊公開原則，公布於對外網站上。原能會在謝曉星主委上任後，對經濟部於 102 年提送之「核四地質調查安全評估報告」之安全評估報告(即報載之 SER，為 Safety Evaluation Report 之英文簡稱)，已上網公布於原能會對外網站。

二、有關報導指稱「原能會審查評估報告卻只有圖顯示 90 公里活動斷層的位置，文字敘述資料卻刪掉」，以及質疑原能會蓄意不將斷層長度的重要資料載明

在報告部分，原能會對經濟部所提「核四地質調查安全評估報告」，係以核安管制角度，針對經濟部評議小組審查結論進行平行檢視，逐一審查經濟部及台電公司處理經濟部評議小組審查意見之合理性與妥適性，並就後續應辦理之調查事項提出綜合評估，納入安全管制要求。原能會之安全評估報告主要為綜整審查過程與重點，以及審查結論與管制要求，對於送審報告內容，亦會就前述報告撰寫之目的，擇要記載。針對經濟部送審報告中所載外海斷層分布位置與長度資訊部分，原能會審查重點在於對相關地質資訊檢視與後續海域調查工項之適切性，並確認已依經濟部評議小組及本會委員意見，納入後續海域調查工項執行內容。原能會於報告中已載明外海斷層之事證，並將斷層分布之圖面(內含長度比例尺)列於報告內，以為佐參，此已達到記載審查管制要項之目的。未將文字敘述資料部分納入報告，並不會影響外海斷層應調查之事實，以及原能會對此外海斷層後續調查結果之安全管制。原能會針對核四外海斷層議題，均以核安管制角度，如實依審定結果公布，並無也不需蓄意隱瞞。

三、報載指稱原能會沒有就此要求經濟部澄清部分，如前所述，原能會報告中已敘明外海斷層之事證，本會委員並要求經濟部依其評議小組意見進行海域調查工作，以及須補充海域調查所發現諸線型(斷層)線型構造與過去在此一區域所發生的地震海嘯之關聯性，相關內容詳參原能會安全評估報告報告內容。因此，報載所述原能會沒有要求經濟部澄清，亦非事實。

四、另有關「核四地質調查安全評估報告」，其為經濟部之文件，依經濟部函文表示該報告已解密，原能會亦已函請經濟部依權責考量將其公開。

五、原能會作為核能安全監督機關，一定會秉持資訊公開原則，將相關資訊公布。並以守護核安為最高原則，嚴格執行安全管制監督作業，以為民眾安全把關。(發布日期 108 年 12 月 22 日)

➡ 中時報導「核廢處理進行式 政治不該凌駕專業」。 [訊息連結](#)

日前經濟部沈榮津部長表示擁核團體不願面對核廢料的問題，中華民國核能學會表示，去年九合一選舉後，行政院斬釘截鐵指稱核廢料問題無解，因此無法推動民眾期待的「以核養綠」政策；核廢處理與處置是專業問題，但在台灣早已變成政治問題。

去年「以核養綠」和「降低火電」兩項公投通過後，證明非核家園並非全民共識，民進黨的能源政策因此急轉彎，行政院長賴清德表態非核家園不再限定 2025 年，經濟部長沈榮津也表示會重新評估核二核三延役的可能性，核電重回我國能源選項，帶來擁核與反核雙方的激烈討論。

中華民國核能學會今(27)日表示，針對民眾關注的核廢料處置問題作深度探討，政府全力發展綠色再生能源，但非核家園應建立在低碳電力供應無虞的前提下穩健執行，目前台灣面臨夏日可能缺電、全年高空汗、高碳排和能源安全的壓力下，政府應坦然面對能源困境，表示核電除了低碳排放，發電盈餘還可做為發展綠能的動力，「核電延役、以核養綠」才是目前最務實的選項。

原子能委員會放射性物料管理局資料指出，我國針對用過核子燃料的管理策略採廠內水池貯存、廠內乾式貯存、依「放射性廢料管理方針」推動最終處置等三步驟。

物管局資料顯示，目前國際使用的技術以「濕式冶金 PUREX 分離程序」為主，將銻與鈾元素分別自核廢溶液中萃取出來，可進一步製成核燃料循環利用；用過核子燃料的輻射強度需 20 萬年才能降至天然鈾礦的水平，但當後續採用群分離及核轉換 (P&T) 技術處理，其輻射強度便可在數百年內就降至天然鈾礦的水平。

不管是核安維護或是核廢處理，高階用過燃料與低階核廢都可透過現址核電廠暫存處理，而暫存於蘭嶼的低階核廢，可運回本島的原移出地繼續暫存；我國現行做法已行之有年，若在未來確定採行最終處置和過燃料透過再利用後，現址存儲場如蘭嶼，核廢便可順利淨空。

核能學會今日就核廢相關議題展開討論，強調核廢處理一直都不是技術性的問題，學會已於 12 月 23 日發文邀請政院高層撥冗參加，相信有助於我國未來的核廢處理與處置，但目前尚未看到政院官員報名出席。(發布日期 108 年 12 月 27 日)

➡ 香港經濟日報報導「【福島核災】核反應堆報廢成本達 5700 億料 40 年內完成」。 [訊息連結](#)

日本福島核災發生 8 年，日本政府在報廢核電廠上面臨多項重大挑戰。日本政府周五 (27 日) 宣布第 5 度更改報廢核電廠的路線圖，將核燃料棒的清除工作再推遲 5 年。由於上述清理工作為關鍵步驟，政府與東京電力 (簡稱東電) 公司預料，將於 30 至 40 年內完成報廢福島核電廠的工作，所需成本達 8 萬億日圓 (約 5,694 億港元)。

日本福島核災發生 8 年，日本政府在報廢核電廠上面臨多項重大挑戰。日本政府周五 (27 日) 宣布第 5 度更改報廢核電廠的路線圖，將核燃料棒的清除工作再推遲 5 年。由於上述清理工作為關鍵步驟，政府與東京電力 (簡稱東電) 公司預料，將於 30 至 40 年內完成報廢福島核電廠的工作，所需成本達 8 萬億日圓 (約 5,694 億港元)。

日本政府估計，福島核電廠的報廢成本達 8 萬億日圓，再加上賠償費、鄰近地區及中期儲存設施的排污費，總報廢成本將高達 22 萬億日圓 (1.56 萬億港元)。

由於核電廠第 1 至 6 號核反應堆內有多達 4,741 枝燃料棒，熔化後會釋出輻射。日本政府定於 2031 年徹底清除全數 4,741 枝燃料棒，由於日本已多次押後第 1、2 號核反應堆的清理工作，因此需作額外準備工作，以抑制輻射外洩。

另外，日本每年需要超過 1 萬名工人清理核電廠，由於日本近年的人口老化及少子化問題嚴重，預料國內勞動力不足，亦將為核電廠持續數十年的報廢工程帶來挑戰。(發布日期 108 年 12 月 27 日)

➡ 巴士的報報導「福島核電站反應堆內部視頻首次公開:輻射依然強烈」。 [訊息連結](#)

福島核電站發生重大核洩漏事故迄今已經八年多、快九年了。26 日，日本原子能規制委員會公開了核電站 3 號反應堆內部的畫面。

在 2011 年「3·11」大地震及海嘯引發福島核洩漏事故後，毀損嚴重的第一核電站三座核反應堆中至今仍存有 4700 多根乏燃料棒。由於儲存它們的冷卻池沒有覆蓋，一旦發生地震、海嘯或洪水，污水將可能外泄，導致燃料棒熔化，釋放大量放射性物質。

根據 27 日公佈的更新方案，從廢棄反應堆中清出所有乏燃料棒並轉移至乾燥、

安全地點存放的作業，計劃在 2031 年完成。其中，3 號反應堆的清理作業今年 4 月已經開始，計劃在 2021 年 3 月清出全部 566 根乏燃料棒；1 號和 2 號反應堆的清理作業原定去年開始，但被一再延遲，現在設定為最早 2024 年、最遲 2028 年啟動。

「清除轉移乏燃料棒」還只是核電站「清污」工作的一部分。核電站內將近 1000 個用於儲存乏燃料棒的冷卻水箱中現在有 120 萬噸放射性污水，同時每天增加 170 噸，如何處理這些污水也是一大難題——根據日本政府近期草擬的方案，可能將採取「放水入海」、「蒸汽入空」或兩者結合的方式排放污水，但由於其安全性受到質疑，「東京電力公司」遲遲不敢開始作業。

「清污」作業最棘手的任務，則是清理留存在 1、2、3 號核反應堆內的熔融燃料，據測算大約為 880 噸，規模六倍於美國迄今發生的最嚴重核泄漏事故——1979 年「三里島核事故」後遺留的熔融燃料。

根據最新的方案，清除熔融燃料的作業計劃在 2021 年從 2 號反應堆開始，而 1 號、3 號反應堆分別由於放射性物質濃度和水平面過高問題，仍無法確定開工時間。

而即便是將所有熔融燃料「取出」，如何處置它們和其它受污染的建築材料等有害「垃圾」，依然讓日方深感頭疼，迄今都沒有制定具體的方案。日方說，可能要 2028 年才會擬定有害「垃圾」的處置方案。

只有當全部「清污」作業完成後，才能實現福島第一核電站的「報廢」。這麼算下來，即便到 2031 年、也就是核事故發生 20 年後，都無法完成。(發布日期 108 年 12 月 28 日)

➡ 原能會發布「全台灣 15 處貯存場被鎖定你中獎了嗎」及相關媒體報導之回應說明。[訊息連結](#)

有關臉書刊載「全台灣 15 處貯存場被鎖定你中獎了嗎」及相關媒體報導內容，原能會本於放射性廢棄物安全主管機關職責，謹就相關內容，回應說明如下：

一、核廢料設施為高度鄰避設施，是世界各核能國家所面臨共通的問題。國內核廢處置的困難不在於技術問題，而是在於民眾溝通及核廢場址選定的問題，地方政府與民眾反彈，沒有任何地方願意接受核廢料，使得國內核廢料問題確實很難解決。現階段，國內無論是核廢料貯存或是處置問題，均遭遇瓶頸，行政院已要求經濟部與台電公司積極檢討核廢料設施選址之社會溝通機制，並加強與地方政府協商、及與地方民眾溝通。惟有強化公眾溝通，取得共識與認同，核廢困境才能有所突破。

二、台電公司為因應無法如期於 105 年 3 月選定低放處置設施場址，於 105 年 12 月向原能會提報「放射性廢棄物最終處置替代/應變方案之具體實施方案」，規劃以集中貯存設施作為「核廢中繼站」。原能會已於 106 年 2 月審定，要求台電公司應依低放處置計畫之替代/應變方案原規劃時程推動辦理，自 106 年 3 月起 8 年內完工啟用集中貯存設施。惟集中貯存設施僅為中繼站，台電公司仍應依放射性物料管理法等要求，積極推動低放最終處置計畫。

三、國內核廢料貯存及處置設施的選址作業係由經濟部及台電公司負責，原能會已函請經濟部督促台電公司，應依循公正的組織體、公開的參與程序、客觀的標準之原則辦理集中式貯存設施之選址作業，並以全台灣地區(含離島)作為選址範

圍，原能會對於設施地點並無任何預設立場。原能會另也要求台電公司應擴大民間社會對選址作業的參與及討論，積極進行當地居民及利害關係人之溝通，充分尊重當地居民的意願，顧及其權益並徵得同意，俾使集中式貯存設施方案能順遂推動。

四、行政院國家永續發展委員會「非核家園推動專案小組」已於 108 年 3 月 15 日第四次會議，決議要求台電公司積極推動興建「放射性廢棄物中期暫時貯存設施」，並展開社會溝通，以儘早遷移蘭嶼核廢料，並順遂核電廠後續除役作業。

五、原能會作為核廢料安全主管機關，針對集中貯存設施之選址，已於 106 年 3 月修訂發布「集中式放射性廢棄物貯存設施場址規範」，可供台電公司作為場址評選之依循，以妥善辦理集中式貯存設施的選址作業。

六、核廢料安全貯存與處置是專業問題，也是社會大眾高度關注的焦點。原能會作為全民的原能會、核安的守護者，除將持續秉持安全至上之管制原則外，也會站在社會大眾的角度思考問題、處理問題，讓民眾可以安心、放心。(發布日期 109 年 1 月 1 日)

➡ 新唐人電視台報導「美科學家實驗清理高空核輻射」。 [訊息連結](#)

美國在進行至少三個清理高空輻射帶的實驗。一個已經在軌道上，另外兩個計畫於 2021 年啟動，目標蒐集資料如何釋放地球磁場環繞輻射帶中困住的高能電子。

高空核試驗對輻射帶的影響

美國 1962 年 7 月 9 日的海星一號 (Starfish Prime) 核試驗，在 400 公里高空引爆了一枚 140 萬噸的核彈。美國當時認為衛星的軌道與核彈有著安全距離，可是在試驗結束幾個月後，衛星一顆顆接連出現問題，包括世界第一顆通信衛星電星 (Telstar)。

科學家才意識到，原來被困在地球的磁場中的來自放射性殘骸的高能電子，帶來了他們沒有預料到的後果——不斷破壞衛星的電子部件和太陽能板。

雖然冷戰期之後，美國和俄羅斯都停止了核試驗，但是國際社會擔心朝鮮不一定遵守這一規則。一來他們擁有核武器，二來他們目前在軌道上沒有任何一顆可用的衛星！

模仿極光原理

新西蘭奧塔哥大學 (University of Otago) 的太空物理學家羅傑 (Craig Rodger) 告訴《科學雜誌》 (Science Magazine)，其實大自然就有這種清理輻射的過程：比如來自深空或閃電的電波會將位於范艾倫輻射帶內的高能電子擊落至地球的上層大氣，使其失去能量，通常產生極光這一自然現象。

羅傑說，核試驗導致輻射帶中電子的數量是范艾倫輻射帶內的幾百萬倍，自然過程不足以清除這樣大量的輻射。因此科學家在考慮人為干預。

地面發射電波清理

一些研究者考慮從地面向輻射帶發射無線電波進行清除。物理學家已經用美國海軍的低頻天線塔進行了測試。另外阿拉斯加的「高頻主動極光研究計畫」 (High-frequency Active Auroral Research Program)，和波多黎各的阿雷西博天文臺的大天線也是候選的對象。

也有人認為發射一個繞行地球的太空器，在更靠近目標輻射帶的地方進行清掃工作將更有效。目前有一個類似的設備在研究可行性。2019 年 6 月，美國空軍發射了一部 DSX 偶極天線，號稱是「漂浮在太空中最大的人造物體」，有一塊美式足球場那麼長。這個設備搭載的儀器在測量從范艾倫輻射帶被電波擊落的粒子的情況。

送電波發射器升空

另一個洛斯阿拉莫斯國家實驗室 (Los Alamos National Lab) 和美國宇航局 (NASA) 戈達德太空飛行中心 (Goddard Space Flight Center) 的合作組在規劃第二個實驗。他們計畫於 2021 年 4 月發射一部體積較小的低頻電波發射器升空檢驗其清除輻射的能力。

該實驗的負責人里夫斯 (Geoff Reeves) 說，他們希望小巧的設備比巨大的天線效果好，如果可行，他們將增大功率。

在空中造出磁控管

第三個實驗聽上去更加雄心勃勃：美國海軍研究實驗室計畫於 2021 年夏季發射一枚火箭，將 1.5 千克銀原子注入電離層。被陽光電離後，銀原子將成為一個發射電波的移動環形等離子體——形成一個太空中的磁控管 (微波爐中產生微波的裝置)。

人為干預清理的風險

科學家將考察這些措施哪種最有效，不過這些措施也有風險。比如，大型的清理設備可能會向上層大氣一次性傾注大量高能粒子，導致類似太陽能量爆發造成的地磁風暴，會干擾飛機的導航和通訊。

還可能產生大量氮氧化物和氫氧化物，有破壞臭氧層的風險。

「我們不知道後果有多嚴重。」美國愛荷華大學 (University of Iowa) 的太空物理學家傑恩斯 (Allison Jaynes) 說。

除了清理輻射帶，這些技術也有其他用途。傑恩斯說，比如在太空船升空和降落地球經過輻射帶的過程中為其開道，清理出一條沒有輻射的通道讓載人太空器通過，減少宇航員接受的輻射。(發布日期 109 年 1 月 2 日)

➡ TVBS 健康 2.0 報導「隨身攜能量石保健強身?小心高輻射劑量先受害」。 [訊息連結](#)

日前媒體報導，中國傳出一名父親將據稱能保平安的深海能量石送給女兒隨身攜帶，結果女孩不僅無故流鼻血，在機場通關時觸發輻射增測器的事件。後來發現是能量石惹禍，居然檢出帶有很高輻射劑量率。醫師提醒，高劑量能量石小心輻射強會致癌，即便是低劑量也無法證明對健康有益。

能量石最有可能是放射性同位素

南投醫院放射腫瘤科醫師宋時雨醫師表示，從新聞內容推測，這能量石真實身分，最有可能是放射性同位素。放射性同位素指的是本身就會不斷放出放射線的物質，有人為製造的也有天然的。

人造能量多用於核子醫學

人造的放射性同位素目前廣泛運用於醫療和工業上，例如放射治療，核子醫學，化工產業和儀器測定。

天然能量以鐳最有名

天然放射性同位素最有名的就是已被發現一百多年的鐳了，百年前的人們因為不了解輻射，曾將鐳當成健康成份。商人將鐳添加到各種食物和用品，製造出能量水，能量牙膏，能量化妝品等等產品大賣特賣。

過度曝露小心致癌

直到後來人們才發現過度的輻射曝露，其壞處除了皮膚黏膜受損，更可能抑制骨髓造血功能，還有現在更為人所知的增加罹癌風險。

微量天然同位素不需擔心

宋時雨表示，其實在我們的生活周遭用品飲水食物，無處不有微量天然同位素，例如食物中的鉀 40。

但和前述的鐳不同，日常生活自然接觸到的大都是低劑量率同位素，所產生的劑量極低，屬於背景輻射，無須擔心。據原能會資料，台灣每人每年接受的天然背景輻射劑量約為 1.62 毫西弗。

無法證低劑量能量石對健康有益

目前科學上無法證實極低劑量輻射對人體健康的傷害，但刻意購買一顆高輻射劑量率的能量石隨身攜帶，不僅是觀念落伍了百年，還是花錢找罪受的事情了。

(發布日期 109 年 1 月 7 日)

➡ TVBS 健康 2.0 報導「乳房 X 光攝影會得到甲狀腺癌？國健署駁斥：輻射劑量低」。 [訊息連結](#)

網路流傳著，乳房 X 光攝影會得到甲狀腺癌？國健署引述包美國放射學會的聲明，駁斥乳房攝影會增加罹患甲狀腺癌說法，乳房 X 光攝影的照射範圍是胸部，甲狀腺並不在照野內，吸收輻射劑量非常低，相當於在自然背景輻射暴露 30 分鐘。

包括美國放射學會、乳房攝影醫學會及美國醫學物理學會等學會，皆提出聲明駁斥乳房攝影會增加罹患甲狀腺癌說法。

乳房 X 光照射的範圍

乳房 X 光攝影的輻射劑量低，照射的範圍不只針對乳頭周遭，偵測範圍從乳房組織擴及到腋下。若戴上甲狀腺防護鉛套不只圈住脖子，也會遮蓋到胸部上方，很可能會影響攝影結果，若需重複攝影就會暴露於更多的輻射劑量中，因此建議接受乳房 X 光攝影時不需要使用甲狀腺防護鉛套。

最有效發現乳癌的方法

國健署指出，乳房 X 光攝影是目前國際上最具科學實證，可以有效提早發現，並改善預後的乳癌篩檢方法，目前國內專家意見也強調乳房 X 光攝影的安全性，呼籲婦女勿輕信謠言而不接受乳房 X 光攝影檢查。

低劑量輻射無明影致癌效應

根據原能會資料顯示，台灣地區每人每年接受的天然背景輻射劑量約為 1.62 毫西弗，而一次乳房 X 光攝影檢查約接受 0.7 毫西弗劑量，美國保健物理學會 (Health Physics Society, HPS) 指出，每年接受低於 50 毫西弗劑量之輻射，並無明顯健康(致癌)效應發生。(發布日期 109 年 1 月 7 日)

- 蕃薯藤新聞報導「原能會監測台灣海域輻射，確保台灣平安」。
[訊息連結](#)

(中央社訊息服務 20200122 10:37:57)行政院原子能委員會(原能會)輻射偵測中心為保障民眾在台灣海域活動的輻射安全，執行台灣及各個離島包含金門、馬祖、澎湖、蘭嶼以及東沙、南沙的海水放射性檢測，自 106 年至 108 年止，已完成海水 452 件，檢測結果皆符合國家法規標準。

台灣四面環海，海洋是國人非常重要的食物來源，原能會重視民眾的食安，也進行海產物放射性檢測，自 106 年至 108 年止，已完成海生物 312 件，檢測結果皆符合國家法規標準。

輻射偵測中心已確認台灣海域環境及海洋食品的輻射安全，請民眾放心，也可以放心的品嚐台灣海鮮喔。相關檢測報告定期在原能會官網公布，(<https://www.aec.gov.tw/trmc/monitoring/project.html>)，歡迎有興趣的民眾上網查詢。訊息來源：行政院原子能委員會(發布日期 109 年 1 月 22 日)

- 中央廣播電台報導「東奧聖火傳遞 日本福島保證無輻射威脅」。
[訊息連結](#)

日本福島縣(Fukushima)政府今天(21 日)向今年奧運會聖火傳遞的參與者和觀眾保證，他們不必擔心輻射暴露問題。位於福島的第一核電廠(Fukushima Daiichi nuclear power plant)在 2011 年的 311 大地震中嚴重受創，大量輻射外洩。

為期 4 個月的 2020 奧運聖火傳遞，將在 3 月 26 日於福島的足球訓練場 J-Village 出發，此地 2011 年核災時曾作為前線救災應變中心。

根據福島縣去年 12 月的調查結果顯示，在福島的聖火路線沿線超過 2 萬 4,000 個監測點中，距離東京東北方 240 公里的飯館村(Iitate village)中一處監測點測到的最高數值，為每小時 0.77 微西弗(microSievert)。

在該處停留 4 個小時，輻射暴露量會來到 3.08 微西弗(或 0.003 毫西弗, millisievert)，尚遠低於日本政府設定的 1 毫西弗標準。日本政府將核災後公眾年輻射暴露量目標保持在 1 毫西弗以下。

相較之下，搭機往返東京和紐約一趟，飛機乘客會暴露於 0.1 到 0.2 毫西弗的輻射量。

福島縣政府在聲明中表示，「這不會為聖火傳遞帶來任何問題。」

飯館村的輻射量約高於東京市區輻射量的 20 倍。根據監測日本核能的原子能規制委員會(Nuclear Regulation Authority)網站顯示，今天(21 日)在東京所測得的輻射量為每小時 0.037 微西弗。

2011 年 3 月 11 日，規模 9 的地震以及後續引發的大海嘯襲擊日本東部，造成自 1986 年車諾比(Chernobyl)事件以來的最嚴重核災。

南韓選手表示，計畫在今年夏天自己攜帶輻射偵測器與食物，其他國家選手也可能效法。

福島段的奧運聖火傳遞將進行 3 天至 3 月 28 日，屆時將有超過 260 人傳遞火炬，直至 7 月 24 日東京奧運開幕前夕，聖火將穿越日本群島。(發布日期 109 年 1 月 21 日)

- 科技新報報導「如何存放核廢料？研究：不鏽鋼桶或許非最佳選擇」。
[訊息連結](#)

核廢料依照輻射量可分為高、中、低 3 種，雖然各國處理與方法不盡相同，但都會遵照嚴格程序謹慎處理，避免危及人類和環境，不過現在科學家發現，目前常用的不鏽鋼密封桶或許不是存放核廢料的首選，在材料的交互作用下，不鏽鋼

的降解速度超乎預期。

用過核燃料是指經受過放射線照射、使用過的核燃料，這些燃料無法繼續維持核反應，但依然含有大量的放射性元素，因此如何處理核廢料皆是各國十分頭疼的問題。

用過核燃料剛從反應器退出時，由於含有較高的餘熱與放射性，故第一階段先採水池濕式貯存，待冷卻一段時間後，第二階段再移到戶外的乾式貯存設施繼續貯存，以空氣自然對流冷卻方式排除餘熱，不需要冷卻水循環動力，也可解決燃料池塞不下、避免水侵蝕金屬密封等問題，待 40 年後再進入最後階段，回收處理鈾與鈾等可利用的物質，或建造最終處置場，永久處置用過核燃料。

其中不管是乾式貯存還是最終的再處理、最終處置，為降低戶外環境輻射量，不鏽鋼都是層層防護的重點，像是乾式貯存就有不鏽鋼密封鋼桶 (TSC)、鋼板與鋼筋混凝土製成的混凝土護箱 (VCC)、外加屏蔽 (AOS) 多層防護；再處理過程中，放射性核廢料融在固體玻璃、或是陶瓷後，也會裝在不鏽鋼桶內。

只不過最近美國俄亥俄州立大學 (Ohio State University, OSU) 科學家也發現，看似相當穩定、堅不可摧的不鏽鋼密封鋼桶在某些狀況下，好像也不是那麼可靠。

根據 OSU 發表在《Nature Materials》的研究，科學家模擬尚處在停擺狀態的美國尤卡山核廢料處置庫環境，將陶瓷、玻璃緊密貼合不鏽鋼並浸泡在溶液中 30 天，發現由於化學溶液變化與密閉空間的酸鹼變化，以及材料的交互作用，不管是不鏽鋼與玻璃化核廢料的介面，還是不鏽鋼與陶瓷化核廢料的介面，皆有出現局部的腐蝕。

科學家發現，當玻璃和陶瓷置於溶液時，它們會與不鏽鋼發生交互作用，進而加速腐蝕速度，尤其是玻璃化與陶瓷化的核廢料，OSU 材料科學工程的研究助理工程師 Xiaolei Guo 表示，它們反而創造一種具超級腐蝕性的環境，開始破壞周圍的材料。

因此不鏽鋼出現局部且嚴重的腐蝕，玻璃也有出現裂紋與腐蝕情形，科學家認為，這可能是因為鐵與矽的親和力高，偏偏不鏽鋼是由鐵、鎳和鉻製成，矽則是玻璃的關鍵元素。Xiaolei 指出，現有模式或許無法安全地保存核廢料，可能還要尋找新的方案。(發布日期 109 年 2 月 4 日)

即時訊息與法令更新

➡ 輻射偵測中心發佈 108 年 12 月
輻安預警自動監測月報。
[訊息連結](#)

輻安預警自動監測月報-108 年 12 月。

[相關連結](#) (發布日期 109 年 1 月 9 日)

➡ 輻射偵測中心發佈執行 108 年
度台灣海陸域環境輻射調查計畫
報告。[訊息連結](#)

台灣海陸域環境輻射調查計畫 108 年度執行報告。

[相關連結](#) (發布日期 109 年 2 月 5 日)

醫療劑量評估程式 VirtualDose 介紹與應用

作者 簡佳玉

清華大學核子工程與科學研究所



前言

美國輻射防護委員會(The National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP) 184 號報告¹指出，美國醫療曝露中，一般診斷 X 光 (radiography) 與傳統透視 (fluoroscopy) 之檢查數量最多，而電腦斷層掃描(computed tomography, CT)則貢獻最高之集體有效劑量，因此，評估以上醫療檢查之劑量是相當重要的。本文將簡介 VirtualDose 醫療劑量計算軟體，包含針對介入性診療 (interventional radiology, IR)與 CT 領域之軟體使用介面、劑量計算報告與臨床應用，並介紹 CT 檢查之劑量計算方式與其他 CT 劑量評估程式。

VirtualDose 簡介

VirtualDose 是由美國紐約 Virtual Phantoms 公司所開發的軟體，其團隊主要由倫斯勒理工學院與佛羅里達大學之研究員所組成，並與中國科學技術大學合作開發符合亞洲人體型之假體。VirtualDose 醫療劑量計算軟體具有三大特點：

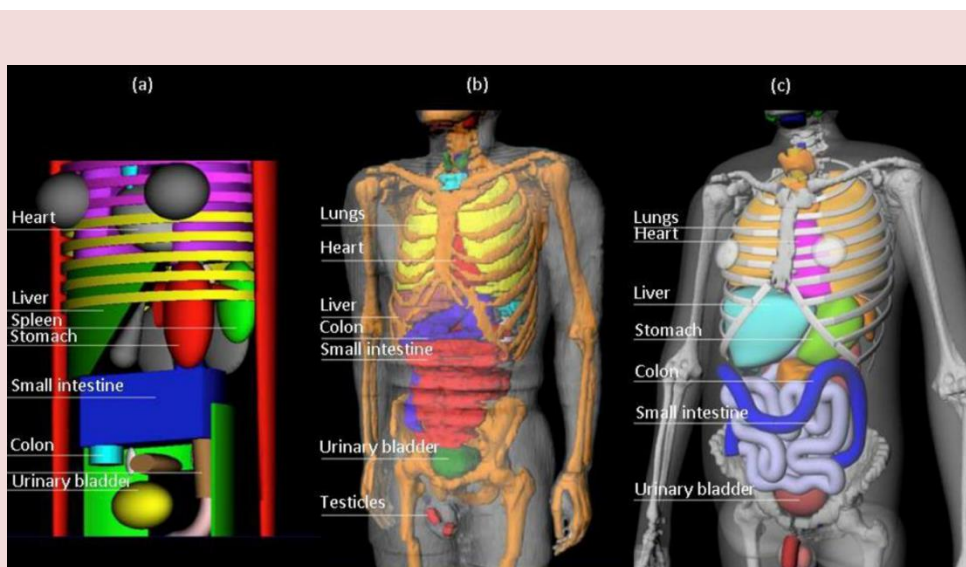


圖 1、各種假體種類：(a)數學假體 (b)體素假體 (c)擬真假體
(資料來源：參考文獻 2)

一、劑量計算方式：

主要使用蒙地卡羅模擬程式 MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended)來模擬真實射束情況(於 IR 領域中包含能譜、準直與濾片設計等，於 CT 領域則考慮 CT 機型、濾器與劑量計算指數等參數)，並計算假體之器官劑量與全身有效劑量 (effective dose)。

二、假體的設計：

有別於傳統模擬所使用之數學假體 (stylized phantoms)或體素假體(voxel phantoms)，VirtualDose 使用更接近真實人體之擬真假體(hybrid phantoms)如圖 1。擬真假體結合了數學假體與體素假體之優點，不但於計算時具有較大之可變性(flexible)，更透過 CT 或核磁共振影像作為基底來計算各器官劑量。

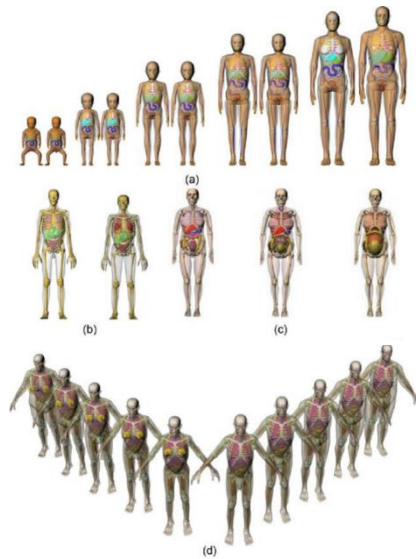


圖 2、VirtualDose 假體：(a)未成年 (b)成人 (c)孕婦 (d)五種肥胖程度成人假體 (資料來源：參考文獻 3)

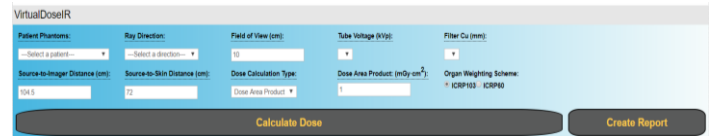


圖 3、VirtualDose-IR 之操作介面

VirtualDose 開發之擬真假體共有 25 種類型，包含有新生兒 (0 歲)、1 歲、5 歲、10 歲、15 歲之未成年、一般成人與五種不同肥胖程度之男性與女性假體，並針對懷孕婦女設計 3 個月、6 個月與 9 個月孕期之假體 (圖 2)。

三、軟體即服務 (software as a service, SaaS)：

VirtualDose 使用軟體即服務的技術，SaaS 最大的特色在於軟體本身並沒有

被下載到用戶的硬盤，而是儲存在廠商的雲端或者伺服器。使用者僅需透過瀏覽器即可操作，藉由簡單網頁介面與下拉式選單可快速設定參數並計算出醫療檢查所造成之器官劑量與全身有效劑量。

VirtualDose 主要分為兩大介面，VirtualDose-IR 可用於介入性診療 (IR)，而 VirtualDose-CT 主要用於 CT 檢查，兩者皆可計算醫療檢查所造成之器官劑量與全身有效劑量。

VirtualDose-IR 之介紹與應用

VirtualDose-IR 係針對介入性放射診療程序來進行劑量計算，於網頁介面中除了可選擇合適的假體體型外，亦可設定檢查程序中所使用之參數，包含射束方向 (ray direction)、照野大小 (field of view)、管電壓 (tube voltage)、銅濾片厚度、距離資訊與劑量輸出值 (圖 3)。其中，部分參數於設定時受到限制 (表 1)，如射束方向無前後向 (AP, anterior posterior) 或 30 度斜向角。

表 1、VirtualDose-IR 參數設定表 (資料來源：參考文獻 4)

Parameter name	Values
Beam direction	Posterior anterior (PA), left anterior oblique, 45° (LAO), right anterior oblique, 45° (RAO), left lateral (LLAT), right lateral (RLAT) and cranial, 45° (CRAN)
Field of view (FOV)	40 cm × 40 cm, 30 cm × 30 cm, 20 cm × 20 cm, 10 cm × 10 cm
Tube voltage	55 kVp, 60 kVp, 70 kVp, 80 kVp, 90 kVp, 100 kVp, 110 kVp, 120 kVp
Filtration	3.5 mm Al + 0 mm Cu, 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu, 3.5 mm Al + 0.2 mm Cu, 3.5 mm Al + 0.3 mm Cu

且僅可設定正方形照野等，主要是因為 VirtualDose-IR 是為了介入性放射診療而設計，因此多數參數皆依照常規程序來進行界定，如此便可適當簡化諸多診療變因，快速估計常規診療程序中所造成之劑量。

比較 VirtualDose-IR 與 PCXMC，雖然使用較真實之擬真假體來進行劑量評估，但是參數設定方面卻比 PCXMC 來得簡易許多，為了評估 VirtualDose-IR 是否能夠準確計算介入性診療程序所造成之劑量，Huo 等人於 2019 年文獻中使用相同診療程序，將 VirtualDose-IR 與 2015 年 Foerth 等人使用 TLD 量測之結果進行比較如圖 4，發現雖然各器官劑量不完全相同，但差異均小於 30%且全身有效劑量之結果相同（使用 ICRP103 報告計算之全身有效劑量(E103)皆約等於 22 毫西弗），表示 VirtualDose-IR 有能力準確評估介入性診療程序所造成之劑量。

CT 有效劑量之計算方式

目前國際上應用最廣泛的 CT 劑量計算方式是透過量測 CT 劑量指數 (computed tomography dose index, CTDI)來轉換為有效劑量。CTDI 是指在 CT 檢查中受檢者接收一定範圍內之平面輻射劑量，一般以直徑 16 與 32 公分之圓柱狀充水假體進行測量，前者代表頭部與四肢(head and limbs)，後者則代表軀幹(body)。

現今最常使用之 CTDI 分別為 CTDI₁₀₀、CTDI_w (weighted CT dose index)與 CTDI_{vol} (volume CT dose index)。CTDI₁₀₀ 是指沿受檢者 Z 軸方向正負 50 毫米內之平面輻射劑量積分值；CTDI_w 則是於 XY 平面中，將正中心與四周之 CTDI₁₀₀ 作加權處理，考慮輻射均勻性來取得平均劑量；CTDI_{vol} 則為了因應螺旋式 CT 掃描，將 CTDI_w 除以螺距(pitch)來代表整個掃描容積之平均劑量。

為了取得 CT 掃描程序中所造成之有效劑量，會將 CTDI_{vol} 乘以 CT 掃描範圍來得到劑量長度乘積 (dose-length product, DLP)，接著根據不同之 CT 機型、掃描部位與受檢者年齡等，將 DLP 乘以不同之轉換因子，則可取得 CT 掃描程序中所造成之有效劑量。

VirtualDose-CT 之介紹與應用

VirtualDose-CT 操作介面中，除了可直接匯入 DICOM(digital imaging and communications in medicin)檔案以外，亦可自行選擇假體體型、掃描部位、CT 廠牌機型、射束與濾器資訊，並輸入 CTDI_w、螺距與掃描範圍來取得有效劑量（圖 5）。

於圖 5 中可發現 VirtualDose-CT 之劑量輸入值是使用 100 mAs 下之 CTDI_w，此設定主要是根據 Turner 等人於 2010 年之研究⁵。該研究發現若直接使用 CTDI_w 來計算劑量，則不同

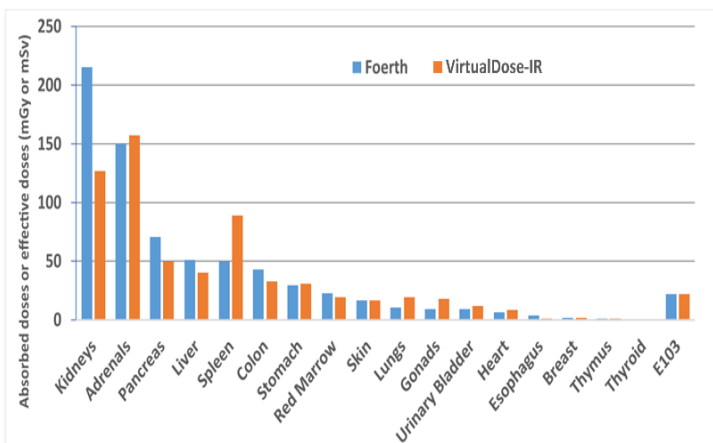


圖 4、於相同介入性診療程序下，VirtualDose-IR 與量測結果之劑量比較圖（資料來源：參考文獻 4）

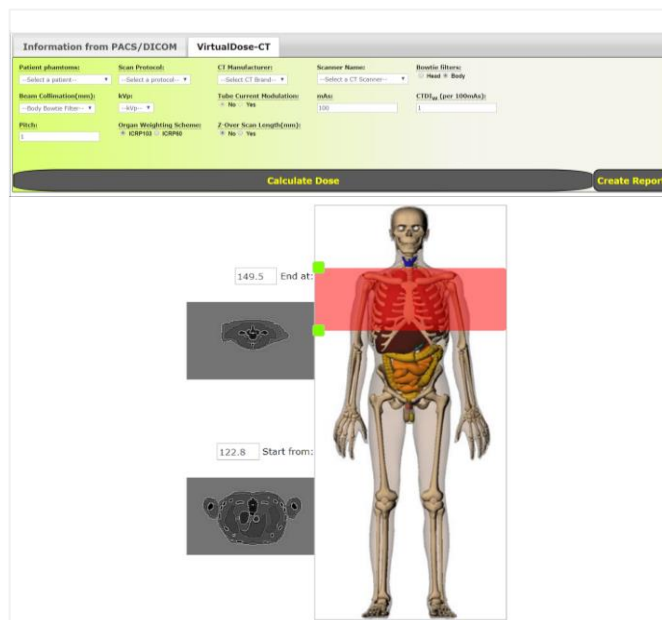


圖 5、VirtualDose-CT 之操作介面

CT 廠牌機型所得的劑量結果會有極大差異，而若將 $CTDI_w$ 歸一化至固定 mAs 下，所得之劑量結果較不易受 CT 廠牌機型而變化。因此，VirtualDose-CT 於 MCNPX 模擬中，僅以 GE LightSpeed Pro 16 與 Siemens SOMATOM Sensation 16 兩種 CT 掃描儀作為模型，套用至各種新型 CT 掃描儀，藉由歸一化之 $CTDI_w$ 來降低機型對劑量造成的影響。

VirtualDose-CT 相較於其他 CT 劑量評估軟體來說，使用較趨近於真實的擬真假體，並於模擬模型上作了適當地簡化，為了評估 VirtualDose-CT 是否能準確計算 CT 劑量，Ding 等人於 2015 年³ 將 VirtualDose-CT、ImPACT 與

CT-Expo 三款 CT 劑量計算軟體於相同 CT 檢查程序下進行比較，最終結果指出使用數學假體來評估 CT 劑量存在著極大的計算誤差，而使用擬真假體計算 CT 劑量之 VirtualDose-CT 能夠得到較為準確的劑量數值。

其他 CT 劑量評估程式

關於 CT 劑量評估程式的演進，早期國際上大多使用數學假體或體素假體來評估 CT 劑量，此類軟體有 ImPACT、CT-Expo、ImpactDose、NCICT 與 WINDOSE 等，而現今為了能夠更符合臨床實際狀況，有越來越多文獻指出應使用擬真假體評估 CT 劑量才可更趨近於真實情況。因此 2009 年美國發展了 VirtualDose-CT，而日本也於 2012 年

開發了 WAZA-ARI，兩者皆使用擬真假體來計算 CT 劑量。由此可知，擬真假體用於劑量計算的技術是目前的一種趨勢，期望未來能有更多趨近於真實臨床狀況並可準確評估劑量的軟體出現。

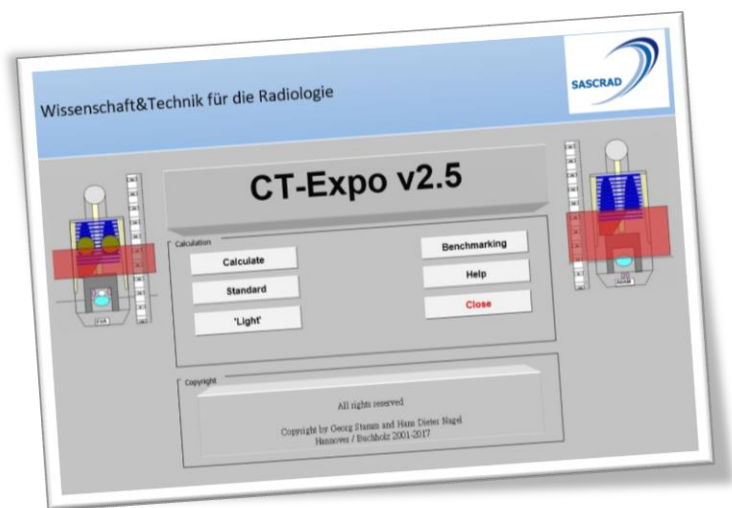
結語

醫療診斷的進步與普遍化意味著醫療曝露對於公眾的影響越來越不可忽視，針對介入性診療與電腦斷層檢查來說，VirtualDose 能夠快速且準確地評估檢查程序所造成的劑量。Virtual Phantoms 開發擬真假體來計算劑量成為此領域中的先驅，如何能夠更趨近於真實並取得準確的劑量數值將是未來發展或改良劑量計算程式的一大目標。



參考文獻

1. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP), 2019. NCRP Report 184: Medical radiation exposure of patients in the United States.
2. Sutto, M., Maldera, A., Maddalo, M., Colombo, P., Torresin, A., 2016. Equivalent dose estimation to overweight and obese patients undergoing abdominal CT scan with dose adaptation. European Congress of Radiology (ECR 2016). Poster C-1718.
3. Ding, A., Gao, Y., Liu, H., Caracappa, P.F., Long, D.J., Bolch, W.E., Liu, B., Xu, X.G., 2015. VirtualDose: A software for reporting organ doses from CT for adult and pediatric patients. Phys. Med. Biol. 60, 5601–5625.
4. Huo, W., Pi, Y., Feng, M., Qi, Y., Gao, Y., Caracappa, P.F., Chen, Z., Xu, X.G., 2019. VirtualDose-IR: A cloud-based software for reporting organ doses in interventional radiology. Phys. Med. Biol. 64.
5. Turner, A.C., Zankl, M., Demarco, J.J., Cagnon, C.H., Zhang, D., Angel, E., Cody, D.D., Stevens, D.M., McCollough, C.H., McNitt-Gray, M.F., 2010. The feasibility of a scanner-independent technique to estimate organ dose from MDCT scans: Using $CTDI_{vol}$ to account for differences between scanners. Med. Phys. 37, 1816–1825.



醫療劑量評估程式 CT-Expo 介紹與應用

作者 詹前軒

清華大學生醫工程與環境科學研究所

前言

在醫學掃描儀器的進步與發展下，電腦斷層已成為醫療放射診斷中不可或缺的利器。然而，隨著電腦斷層使用便利性與普及率的提升，伴隨而來的是醫療輻射曝露逐年遞增。根據美國輻射防護委員會(The National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP) 第 184 號報告指出，電腦斷層掃描(Computed Tomography, CT)檢查的人平均有效劑量超過整體醫療輻射曝露的一半，由此可見，正確評估電腦斷層檢查劑量極為重要。CT-Expo 是一套電腦斷層掃描劑量計算軟體，提供輻射檢查劑量給一般民眾與醫療從業人員參考。本文將簡介 CT-Expo 劑量計算軟體的起源與使用的假體，再逐一說明軟體中四種不同介面的使用方法與時機，透過臨床醫院的電腦斷層掃描參數，展示運算結果，最後則針對 CT-Expo 劑量計算的準確性議題進行闡述。

CT-Expo 簡介

CT-Expo 是由德國團隊所開發的劑量計算軟體，透過蒙地卡羅模擬與訪查資料庫建構而成。軟體程式計算建立於微軟 Excel 介面下進行，最早的資料庫由德國團隊於 1999 年藉由測量不同廠牌

的管球特性與調查醫療院所使用的掃描程序建構而成。此軟體定期出版更新，目前最新的版本為 v2.5，資料庫中的廠牌型號涵蓋 Siemens、GE、Toshiba、Hitachi 等各種電腦斷層掃描儀，軟體程式的介面分為 Calculate、Standard、Light、Benchmarking 四種模式，每一種模式使用的時機點不盡相同，後續將分項討論。CT-Expo 可計算逐次電腦斷層掃描的有效劑量(Effective dose)與器官劑量(Organ dose)，其中的劑量轉換因子可選擇國際放射防護委員會(International Commission on Radiological Protection,

ICRP) 第 60 號或第 103 號報告，除此之外，也能提供加權電腦斷層劑量指標($CTDI_w$, weighted computed tomography dose index)、體積電腦斷層劑量指標($CTDI_{vol}$, volume computed tomography dose index)與劑量長度乘積(DLP, dose-length product)等資訊。

在假體的設計上，CT-Expo 所使用的是數學假體，假體中包含肺臟、肝臟、膀胱、睪丸與卵巢等器官，分成成人、孩童與嬰兒(baby)三大類型，每個類型皆有男女之分，掃描定位皆以骨盆腔底部為基準點，往上掃描(頭部方向)為正，往下掃描(腳部方向)為負。

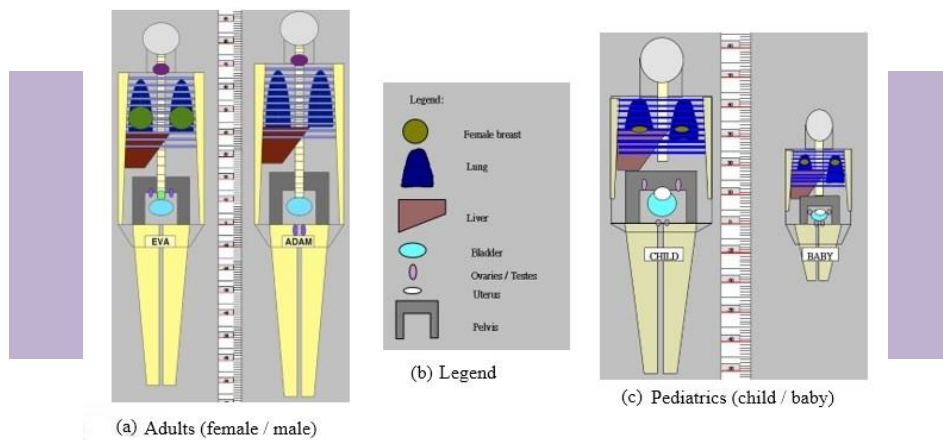


圖 1、假體資訊：(a)成人假體 (b)器官示意圖 (c)孩童/嬰兒假體

(資料來源：參考文獻 2)

➤ CT-Expo 程式介面 – Calculate

Calculate 程式介面所需輸入的參數最為繁瑣，但自由度也相對較高。此程式介面總共分為七個部分：

1. 首先選擇族群與性別，分為成人、孩童與嬰兒三種類型。
2. 根據掃描的範圍決定掃描的長度，輸入數值皆以骨盆腔底部為基準。
3. 選取所使用的電腦斷層掃描型號，每種型號皆有內建的掃描參考數值，分為頭部與身體兩大類，頭部與身體的掃描資料庫透過量測 16 公分與 32 公分的聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)假體建立而成。
4. 決定電腦斷層的掃描模式，內附三種型式提供使用者勾選，分別為針

對頭頸部的身體模式(Body mode for head/neck region)、螺旋狀掃描模式(Spiral mode)與縱向劑量調控(Longitudinal dose modulation)。第一種型式起因於程式內建設定頭部與頸部掃描使用頭部(Head)掃描資料庫，胸腹部則為身體(Body)的掃描資料庫，然而有些掃描參數設計並非如此。第二三種型式則根據掃描的部位而有所不同，螺旋狀掃描模式與縱向劑量調控在現今的電腦斷層掃描使用上極為頻繁，前者能加快掃描速度，後者即為自動管電流調控(ATCM, automatic tube current modulation)，機器能根據病患的體厚給予適當的劑量資訊。

5. 輸入電腦斷層掃描協議(protocol)的相關參數，包含管電壓、管電流、準直儀大小、重組切片厚度等。
6. 程式計算的結果，包括加權電腦斷層劑量指標等劑量資訊。
7. 程式計算的結果，包括有效劑量及器官劑量等資訊，可選擇 ICRP 第 60 號或第 103 號報告。

以台灣某間醫療院所的成人男性腹部含骨盆電腦斷層協議為例：掃描範圍從橫膈膜至骨盆腔底部(約 45 公分)，使用奇異公司 Revolution CT (small body) 進行掃描，掃描參數如圖 2 所示，根據 ICRP103 報告，有效劑量計算結果為 9.6 毫西弗。

The screenshot shows the 'Calculate' software interface with the following sections:

- 1. Age Group / Gender:** Adult, male.
- 2. Scan Range:** Scan Range z from 0 to 45 cm, L 45 cm.
- 3. Scanner Model:** General Electric, Revolution CT (small body).
- Scanner Data for Scan Region "Body":**

n CTDI _w [mGy/mAs]	U_{ref} [kV]	$P_{B,H}$	k_{CT}	k_{OB}	ΔL [cm]
0.056	120	0.34	0.65	1.29	1.6
- 4. Select mode:** Body mode for head/neck region (unchecked), Spiral mode (checked), Longitudinal (z-axis) dose modulation (adults only) (checked).
- 5. Scan Parameters:**

U [kV]	I [mA]	t [s]	Q_{el} [mAs]	Q [mAs]	$N \cdot h_{col}$ [mm]	TF [mm]	h_{rec} [mm]	p	Ser.
120			280	280	20.0	27.5	10.0	1.38	1
- 6. Results:**

Dose Values per Scan or per Series*				
CTDI _w [mGy]	CTDI _{vol} [mGy]	SSDE [mGy]	DLP* [mGy*cm]	E* [mSv]
20.3	14.7	19.3	702	9.6

CTDI and DLP values refer to 32cm body phantom. Effective dose E refers to ICRP 103.
- 7. Effective Dose:**

Dose Values per Examination		
DLP [mGy*cm]	E [mSv]	D _{uterus} [mSv]
702	9.6	n.a.

Effective dose E refers to ICRP 103.
- Tissue or Organ H_T per Series [mSv]:**

Tissue or Organ	H _T per Series [mSv]	Tissue or Organ	H _T per Series [mSv]
Brain	0.0	Upp. large int.	17.5
Salivary glands	0.0	Thymus	0.6
Thyroid	0.1	Spleen	17.8
Breasts	0.0	Pancreas	14.5
Oesophagus	0.6	Adrenals	14.7
Lungs	4.8	Kidneys	18.5
Liver	17.6	Small intest.	16.6
Stomach	18.1	Uterus	0.0
Low. Large int.	17.0	Prostate	20.6
Testicles	8.3	Gall bladder	14.5
Ovaries	0.0	Heart	3.9
Bladder	20.6	ET tissue	0.1
Bone marrow	8.6	Oral mucosa	0.0
Bone surfaces	13.1	Lymph nodes	10.4
Skin	7.5	Muscle	10.4
		Eye lenses	0.0

圖 2 - Calculate 程式介面：以台灣某間醫療院所的成人男性腹部含骨盆電腦斷層協議為例

➤ CT-Expo 程式介面 - Standard

Standard 程式介面與 Calculate 模式所需輸入的參數皆相同，差別在於 Standard 模式可一次評估多次掃描，在臨床醫療院所實際執行上，施打對比劑(contrast medium)的電腦斷層檢查，為了觀察對比劑在器官中的代謝情形，需重複掃描二次以上，而每次掃描的參數設定也會有所不同，利用 Standard 模式可在一次計算中執行，而 Calculate 模式則需重複輸入運算。除此之外，德國團隊根據訪查蒐集的資料，將不同醫療院所相似的檢查統一建立資料庫，利用此模式所計算的結果也可和訪查的結果相比較，提供使用者劑量差異的百分比。

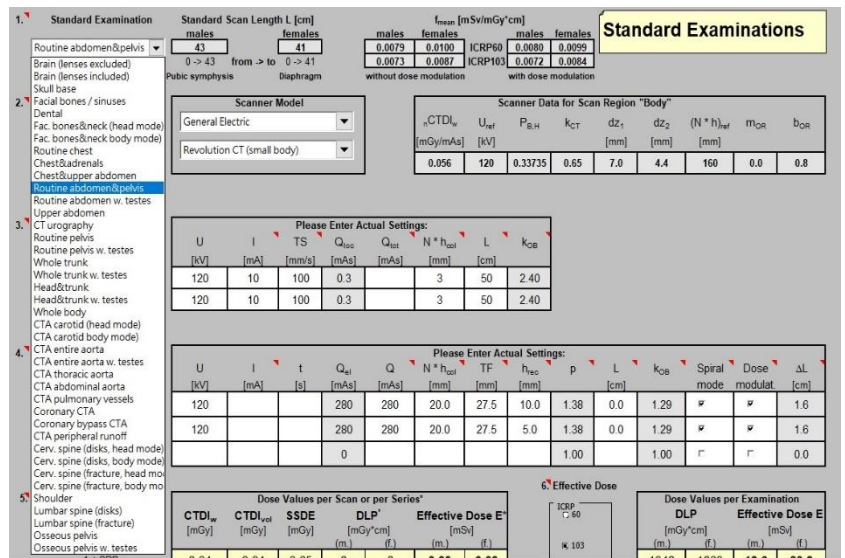


圖 3、Standard 程式介面

➤ CT-Expo 程式介面 - Light

Light 程式介面為四者中最簡化的，程式已預先將常用的檢查建成資料庫，供使用者直接下拉選單選取，若所需評估的掃描協議不在內建的資料庫中時，則無法使用此種模式計算。Light 程式介面只需輸入體積電腦斷層劑量指標(CTDI_{vol})與劑量長度乘積(DLP)兩項資訊即可計算，除此之外，程式運行時會利用劑量長度乘積除上體積電腦斷層劑量指標，計算掃描的長度，當掃描長度大於協議中內建的長度時，程式會跳出不建議使用此簡易模式的警示。

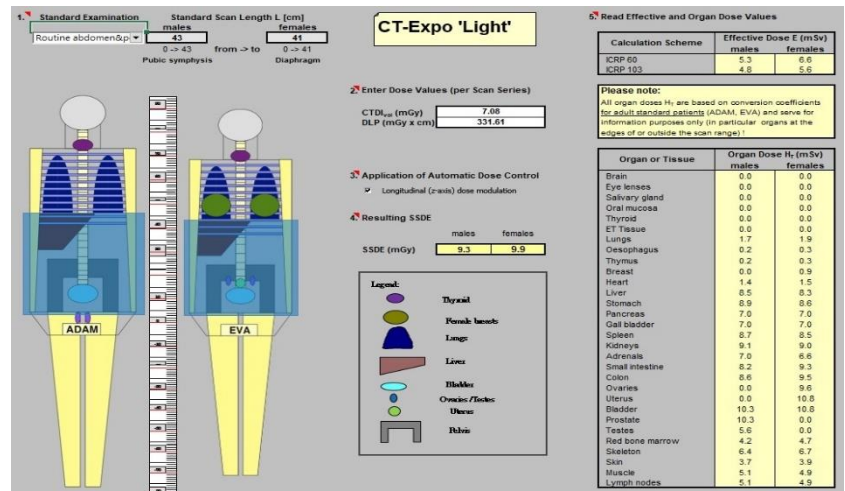


圖 4、Light 程式介面

➤ CT-Expo 程式介面 - Benchmarking

Benchmarking 模式應用於預先評估掃描協議時使用，此模式建立了多種較為頻繁使用的掃描協議，使用者可輸入待評估的協議參數資訊，此模式的計算結果能顯示與訪查資料劑量的差異性，此差異亦可利用長條圖呈現。此外，也可比較掃描長度(scan length)、序列數量(number of series)、螺距(pitch)、切片厚度(slice thickness)等參數資訊差異，提供使用者建構最適化的電腦斷層掃描協議。

Standard Examinations		Scan Parameters										Dose Values				Relative Values ^E				
Name	Abbr.	U [kV]	I [mA]	t [s]	Q _{vol} [mAs]	Q _{ref} [mAs]	N * h _{ref} [mm]	TF [mm]	h _{ref} [mm]	p	L [cm]	CTDI _{vol} [mGy]	CTDI _{ref} [mGy]	DLP [mGy*cm]	E [mSv]	CTDI _{vol} [mGy]	CTDI _{ref} [mGy]	DLP [mGy*cm]	E [mSv]	
Routine Brain	BRN	140	209	1.5	309	309	10	12	10	1	11.5	1	64.0	64.0	787	1.6	112%	114%	80%	80%
Facial Bone / Sinuses	FB+NS	120	170	1.5	255	255	5	5	5	1	9.6	1	37.2	37.2	395	1.2	91%	101%	88%	89%
Facial B.+Neck (Head)	FB+NB(H)	120	50	1.5	75	75	3	6	3	2	19	1	6.2	3.1	63	0.5	29%	17%	16%	17%
Routine Chest	CHE	140	240	0.75	180	180	10	10	10	1	31	1	21.6	21.6	711	16.0	117%	140%	141%	153%
Routine Abdomen (tot.)	ABD+PE	140	240	0.75	180	180	10	10	10	1	37	1.5	21.6	21.6	1261	21.8	103%	121%	102%	110%
Routine Pelvis	PEL	140	240	0.75	180	180	10	10	10	1	20	1	21.6	21.6	474	6.7	93%	107%	75%	82%
Liver / Kidneys	LJKI	140	240	0.75	180	180	10	10	10	1	17	2	21.6	21.6	819	17.2	101%	119%	133%	144%
Whole Trunk	TRUNK	140	240	0.75	180	180	10	10	10	1	68	1	21.6	21.6	1509	29.0	113%	136%	102%	110%
CTA Thoracic Aorta	ATH	140	240	0.75	180	180	10	10	10	1	23	1	21.6	21.6	539	12.5	120%	154%	124%	132%
CTA Abdominal Aorta	AAB	140	240	0.75	180	180	10	10	10	1	25	1	21.6	21.6	582	11.1	115%	147%	115%	127%
CTA Pulmonary Vessels	PV	140	240	0.75	180	180	8	8	8	1	16	1	21.6	21.6	379	9.4	124%	161%	163%	177%
Osseous Pelvis	OP	140	240	0.75	180	180	10	10	10	1	22	1	21.6	21.6	517	7.2	74%	81%	87%	94%
Cervical Spine (Head)	CSP(H)																			
Cervical Spine (Body)	CSP(B)	140	206	2	412	412	2	2	2	1	4	1	49.3	49.3	207	2.9	135%	140%	144%	155%
Lumbar Spine	LSP	140	206	2	412	412	3	3	3	1	7.2	1	49.3	49.3	370	6.2	126%	128%	158%	170%
Average (unweighted)		137	214	1.1	220	0	7.8	8.0	7.8	1.1	22.2	1.1	28.6	28.4	615.2	10.2	104%	119%	109%	117%

圖 5、Benchmarking 程式介面

表 1、CT-Expo 計算結果與熱發光劑量計量測數值 (資料來源：參考文獻 3)

Protocols	Organs	Mean organ dose (mGy)			
		TLD (Fixed mAs)	TLD (TCM)	CT-Expo (Fixed mAs)	CT-Expo (TCM)
Head	Brain (mGy)	41.5	32.02	40.3	30.2
	Eye lens (mGy)	52	40.65	51.1	39.1
	Chest	Lung (mGy)	20	9.18	18.6

*TCM = Tube Current Modulation.

準確性議題

劑量評估程式計算的結果與真實情況存在著些微差異，以 CT-Expo 程式而言，不確定因素包含兩大類，第一部分的偏差為訪查與測量所建構的資料庫數據，此數據將利用於計算加權電腦斷層劑量指標、體積電腦斷層劑量指標與劑量長度乘積等劑量資訊，若資料庫中的數據與真實狀況有所落差，將造成劑量計算的不準確。第二部分的偏差為假體資訊，因 CT-Expo 程式利用數學假體進行模擬計算，數學假體的器官組成與真實情況仍存在著不同，此部分也將影

響後續劑量計算的結果。綜合而言，CT-Expo 劑量評估程式對於有效劑量的評估存在著±20 到±30%的誤差。在過去已發表的國際文獻中亦探討關於 CT-Expo 的準確性議題，參考文獻 3 利用假體進行實驗，將 CT-Expo 計算結果與熱發光劑量計(TLD)量測數值相比較，如表 1 所示，結果顯示無論是頭部或胸部的電腦斷層掃描檢查，腦部、水晶體與肺部等危及器官劑量，CT-Expo 的計算結果與量測值相較，皆有良好的準確性。

結語

醫學影像帶給醫療診斷便利性的同時，不可忽視的是伴隨而來的輻射劑量，在眾多的醫學影像中，又以電腦斷層掃描造成的劑量貢獻占比最高。CT-Expo 程式軟體建構在眾人所熟悉的微軟 Excel 介面下，四種不同的程式介面提供使用者根據自身需求選用，在簡單與便利的操作中，提供輻射工作人員準確的評估電腦斷層掃描造成的輻射劑量。



參考文獻

1. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP), 2019. NCRP Report 184: Medical radiation exposure of patients in the United States.
2. Stamm, G., Nagel, H.D., 2017. User' s Guide for CT-Expo v2.5: A tool for dose evaluation in computed tomography.
3. Gharbi, S., Labidi, S., Mars, M., Chelli, M., Meftah, S., Ladeb, M.F., 2018. Assessment of organ dose and image quality in head and chest CT examinations: a phantom study. J. Radiol. Prot. 38, 807–818.

發行人
張似璵

執行編輯
陳 璋

編輯委員
尹學禮
江祥輝
劉代欽
蔡惠予
魯經邦



出版單位

財團法人中華民國輻射防護協會

行政院新聞局 出版事業登記證
局版北市誌字 第柒伍零號

地址

30017 新竹市光復路二段 295 號 15 樓之 1

03-5722224 電話 | 03-5722521 傳真

01486683 統編

rpa.newsletter@gmail.com 電郵 | www.rpa.org.tw 網站