

科技部補助專題研究計畫成果報告 期末報告

雙管球雙能量電腦斷層肝三相檢查產生虛擬未含對比劑相之影像品質與有效劑量降幅

計畫類別：個別型計畫
計畫編號：MOST 104-2314-B-040-012-
執行期間：104年08月01日至105年07月31日
執行單位：中山醫學大學醫學影像暨放射科學系(所)

計畫主持人：陳拓榮
共同主持人：田雨生
計畫參與人員：碩士班研究生-兼任助理人員：簡好芯
碩士班研究生-兼任助理人員：藍瑋承

中華民國 105 年 10 月 31 日

中文摘要：使用Rando 假體內置TLD評估CT肝三相掃描，造成的有效劑量為13.09-24.79 mSv。若不掃描未打對比劑相(Unenhanced phase)，則可減少24%的有效劑量。本研究也得到DLP轉換有效劑量的轉換因數，平均約在0.0235~0.0270 mSv×mGy⁻¹·cm⁻¹。它可應用到類似的CT肝三相掃描的有效劑量計算。Siemens CT的去碘劑處理影像，確實能去除大多數碘劑，虛擬重現原始未打對比劑病灶的影像。實驗考慮了假體體型、背景材料(fat、tissue、mix)、重組影像方法(FBP、IR)皆顯示重組後影像與原始未打對比劑病灶的影像，大致維持相當的CT值，其間並無顯著的差異。以優值(figure of merit)作為影像CNR與劑量二者的評估依據，可知Dual energy搭配IR影像的優值最好，而120 kV搭配FBP影像的優值最差。我們建議可使用雙能量動脈相掃描影像，重組虛擬的未打對比劑影像，以取代實際掃描的未打對比劑的肝臟掃描，以降低病人有效劑量。影像運算法採用IR取代FBP影像。

中文關鍵詞：虛擬影像、肝、雙能量、電腦斷層、有效劑量

英文摘要：The effective dose of CT liver triple-phase is 13.09-24.79 mSv, using the method of thermoluminescent dosimeters embedding in the Rando phantom. If the examination doesn't scan without contrast iodine image, unenhanced phase, the effective dose can be reduced by 24%. The conversion factor for DLP converted to effective dose was 0.0235~0.0270 mSv×mGy⁻¹·cm⁻¹. It can be applied to the effective dose calculation for similar CT liver triple-phase scan. The iodine-free image can be achieved from the virtual unenhanced protocol of dual-energy CT scan. The CT number kept roughly on the same level and remained similar tendency. There are no significant differences using the virtual images comparing to the actual unenhanced images after considering the phantom size, background material (fat, tissue, mix of fat and tissue), and construction methods (FBP and IR). The best image is produced by the combination of dual-energy and IR, and the worst image is produced by the combination of 120 kV and FBP, that judge by figure of merit using the CNR and effective dose. For the purpose of reduced patient's radiation dose, the study suggests that the actual unenhanced image can be instead of virtual unenhanced image produced by the dual-energy iodine-free protocol on the liver artery phase. The image construction method applied IR instead of FBP image.

英文關鍵詞：Virtual image, liver, dual energy, computed tomography, effective dose

科技部補助專題研究計畫成果報告

(期中進度報告/期末報告)

雙管球雙能量電腦斷層肝三相檢查產生虛擬未含對比劑相之影像品質與有效劑量降幅

Virtual non-enhanced images with dual-source dual-energy computed tomography and effective dose reduction in liver three-phase examination

計畫類別：個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：MOST 104 - 2314 -B - 040 - 012 -

執行期間：104 年 08 月 01 日至 105 年 07 月 31 日

執行機構及系所：中山醫學大學醫學影像暨放射科學系

計畫主持人：陳拓榮

共同主持人：田雨生

計畫參與人員：簡好芯、藍瑋承、賴南谷、賴柏宏

本計畫除繳交成果報告外，另含下列出國報告，共 0 份：

執行國際合作與移地研究心得報告

出席國際學術會議心得報告

出國參訪及考察心得報告

中 華 民 國 一 零 五 年 十 月

雙管球雙能量電腦斷層肝三相檢查產生虛擬未含對比劑相之影像品質與有效劑量降幅

Virtual non-enhanced images with dual-source dual-energy computed tomography and effective dose reduction in liver three-phase examination

目錄

目錄.....	I
表目錄.....	II
圖目錄.....	IV
中文摘要.....	VI
英文摘要.....	V
前言.....	1
目的.....	2
材料與方法.....	3
結果.....	10
分析與討論.....	14
結論.....	18
參考文獻.....	18

表目錄

表一 肝三相檢查與牙 X 光、一般診斷 X 光、其它部位 CT 檢查、天然背景輻射之有效劑量比較.....	2
表二 雙能量假體前後 A, B, C 三層內嵌 6 個模擬病灶之內容物.....	5
表三 雙能量假體前後 A, B, C 三層內嵌 6 個模擬病灶之物理特徵.....	5
表四 Siemens CT 掃描 Rando 劑量假體肝三相檢查之掃描設定參數.....	7
表五 掃描有體環含碘劑假體肝動脈相虛擬無對比劑相之掃描設定參數.....	8
表六 掃描無體環含碘劑假體肝動脈相虛擬無對比劑相之掃描設定參數.....	8
表七 Siemens CT 掃描不同尺寸 Catphan 假體之實驗掃描參數.....	8
表八 單次與雙次 Topo, 肝三相掃描造成的器官有效劑量貢獻與有效劑量.....	10
表九 有體環假體圈選 ROI 的面積.....	10
表十 沒有體環假體圈選 ROI 的面積.....	11
表十一 有體環腹部雙能量假體, 120 kV、雙能量掃描和虛擬之 FBP 影像 CT 值.....	11
表十二 有體環腹部雙能量假體, 120 kV、雙能量掃描和虛擬之 IR 影像 CT 值.....	12
表十三 無體環腹部雙能量假體, 120 kV、雙能量掃描和虛擬之 FBP 影像 CT 值.....	12
表十四 無體環腹部雙能量假體, 120 kV、雙能量掃描和虛擬之 IR 影像 CT 值.....	12
表十五 Siemens CT 單能量掃描之 Carphan 假體 CTP-404 模組結果.....	12
表十六 Siemens CT 雙能量掃描之 Carphan 假體 CTP-404 模組結果.....	13
表十七 單一和二次 Topogram, 肝三相掃描的有效劑量與轉換因數.....	14
表十八 有環假體, 廠商 CT 值、FBP 與 IR 傳統 120kV 和雙能量掃描之 CT 值比較.....	15
表十九 有環假體, 廠商 CT 值、FBP 與 IR 傳統 120kV 和雙能量掃描之 CT 值比較.....	15

表二十 有環和無環雙能量虛擬無對比劑影像和原始 120 kV 影像 CT 值比較.....	16
表二十一 Siemens CT 單能量掃描之 CNR.....	16
表二十二 Siemens CT 單能量及雙能量掃描之空間解析度(cy/cm)	17
表二十三 電腦斷層掃描之 CNR、有效劑量、和 FOM_{CNR}	17

圖目錄

圖一	類人形腹部假體外觀(左圖)與剖面器官位置與大小示意圖(右圖)	4
圖二	雙能量假體外觀(左圖)、上視剖面(中圖)與 A 層正視示意圖(右圖)	4
圖三	雙能量假體內嵌 6 個模擬病灶之位置標示	5
圖四	體環與 Catphan 假體外觀	6
圖五	本實驗流程與步驟方塊圖	9
圖六	左圖是 120 kV 動脈相影像，中圖是雙能量動脈相影像，右圖是未含對比劑的虛擬影像	11

摘要

使用 Rando 假體內置 TLD 評估 CT 肝三相掃描，造成的有效劑量為 13.09-24.79 mSv。若不掃描未打對比劑相(Unenhanced phase)，則可減少 24% 的有效劑量。本研究也得到 DLP 轉換有效劑量的轉換因數，平均約在 $0.0235\sim 0.0270 \text{ mSv}\times\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ 。它可應用到類似的 CT 肝三相掃描的有效劑量計算。Siemens CT 的去碘劑處理影像，確實能去除大多數碘劑，虛擬重現原始未打對比劑病灶的影像。實驗考慮了假體體型、背景材料(fat、tissue、mix)、重組影像方法(FBP、IR)皆顯示重組後影像與原始未打對比劑病灶的影像，大致維持相當的 CT 值，其間並無顯著的差異。以優值(figure of merit)作為影像 CNR 與劑量二者的評估依據，可知 Dual energy 搭配 IR 影像的優值最好，而 120 kV 搭配 FBP 影像的優值最差。我們建議可使用雙能量動脈相掃描影像，重組虛擬的未打對比劑影像，以取代實際掃描的未打對比劑的肝臟掃描，以降低病人有效劑量。影像運算法採用 IR 取代 FBP 影像。

關鍵字：虛擬影像、肝、雙能量、電腦斷層、有效劑量

Abstract

The effective dose of CT liver triple-phase is 13.09-24.79 mSv, using the method of thermoluminescent dosimeters embedding in the Rando phantom. If the examination doesn't scan without contrast iodine image, unenhanced phase, the effective dose can be reduced by 24%. The conversion factor for DLP converted to effective dose was $0.0235\sim 0.0270 \text{ mSv}\times\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$. It can be applied to the effective dose calculation for similar CT liver triple-phase scan. The iodine-free image can be achieved from the virtual unenhanced protocol of dual-energy CT scan. The CT number kept roughly on the same level and remained similar tendency. There are no significant differences using the virtual images comparing to the actual unenhanced images after considering the phantom size, background material (fat, tissue, mix of fat and tissue), and construction methods (FBP and IR). The best image is produced by the combination of dual-energy and IR, and the worst image is produced by the combination of 120 kV and FBP, that judge by figure of merit using the CNR and effective dose. For the purpose of reduced patient's radiation dose, the study suggests that the actual unenhanced image can be instead of virtual unenhanced image produced by the dual-energy iodine-free protocol on the liver artery phase. The image construction method applied IR instead of FBP image.

Key words: Virtual image, liver, dual energy, computed tomography, effective dose

雙管球雙能量電腦斷層肝三相檢查產生虛擬未含對比劑相之影像品質與有效劑量降幅

Virtual non-enhanced images with dual-source dual-energy computed tomography and effective dose reduction in liver three-phase examination

前言：

1、台灣肝癌盛行率高：

全球癌症統計資料指出，肝癌於男性好發癌症中排名第五，但其致死率卻高居第二；於女性中發生率排名第七，致死率排名第六，且其在亞洲地區有全球最高的發生率，平均每 10 萬人中，就有 35.5 位男性以及 12.7 位女性罹患肝癌^[1]。我國行政院衛生署 2012 年統計資料^[2]顯示，惡性腫瘤在全國死因中排名第一，占有 28.4% 的比例，而在所有惡性腫瘤中，肝癌的致死率排名第二，占有 18.9% 的比例。台灣肝癌盛行率高，本研究計畫對國人可能的實質幫助機會大。

2、醫療輻射曝露 CT 貢獻的有效劑量貢獻比例高，存在高風險：

電腦斷層儀(CT, computed tomography)憑藉著檢查速度快及影像品質佳，在醫院的診斷檢查量逐年遞增。從 1993 到 2006 年間，美國 CT 的檢查次數，平均每年以 11% 的速率成長；每千人的平均 CT 檢查次數，由 1993 年的 61 次，升高到 2006 年的 223 次。1982 年美國 X 光診斷平均造成的每位國民的有效劑量為 0.54 mSv，到 2006 年此值上升了近 6 倍，達到 3.0 mSv，其中 CT 貢獻了 1.5 mSv 的劑量^[3]。Berrington de González^[4]研究指出，若美國維持或增加 2007 年電腦斷層檢查頻率與掃描現況，則未來可能導致罹患癌症人數增加 29,000 人(95% uncertainty limits)。

聯合國^[5]調查發現全球 CT 使用的頻率僅為 5%，但造成的劑量卻為 34%。此說明電腦斷層造成的劑量大，應以謹慎的態度使用之。台灣健保局統計資料顯示，電腦斷層檢查人次，每年約以 10% 的速率增加，到 2008 年台灣 CT 的健保申請次數約 130 萬次，即每千人 57 次的 CT 檢查，此值雖低於美國 223 次(2006 年)，但已高出英國 21 次(2003 年)許多^[6]。依據 Chen 之研究，2008 年台灣 CT 造成的平均每位國民的有效劑量為 0.63 mSv，此值已較 1993 年台灣放射診斷造成的總劑量 0.23 mSv 高出許多^[6]。

3、CT 肝三相檢查造成的劑量較高：

臨床上，肝三相檢查分為三階段，第一階段為未施打顯影劑的未顯影相(unenhanced phase)，第二階段為施打顯影劑後的動脈相或門靜脈相(arterial or portal phase)，最後階段為延遲相(delayed phase)，為觀察顯影劑在體內不同時間的顯像程度，需重複掃描腹部，其掃描範圍分為(1)整個肝臟或至髂骨上脊，其單次掃描之有效劑量 3~5 mSv^[7,8]。(2)範圍為上橫膈至恥骨聯合，其有效劑量為 8~14 mSv^[8-11]。不同掃描範圍之有效劑量不同，肝三相檢查之有效劑量在 9~24 mSv

之間^[7,8]。肝三相檢查的高劑量與其它診斷檢查、天然背景輻射比較，如表一。

表一 肝三相檢查與牙 X 光、一般診斷 X 光、其它部位 CT 檢查、天然背景輻射之有效劑量比較

輻射來源	照射部位與說明	有效劑量(mSv)
牙科X光攝影 ^[12]	Dental panoramic	0.01
一般X光攝影 ^[12]	Skull	0.1
	Chest	0.1
	Abdomen	0.7
	Pelvis	0.6
	KUB (IVP)	3
	Barium enema	8
CT ^[12]	Head	2
	Chest	7
	Abdomen	10
	Pelvis	10
CT ^[7,8]	Liver 3-phase scan	9~24
PET/CT ^[13]	CT (whole body)	16.4
	PET	6.7
台灣天然背景輻射 ^[14]	Whole body	1.6
美國天然背景輻射 ^[12]	Whole body	3.1

由表一知相較其它檢查，肝三相檢查之有效劑量高許多，若能將劑量合理抑低(ALARA, as low as reasonably achievement)，可降低受檢者因輻射照射誘發致死癌症的風險。

目的：

1、虛擬的 CT 肝未含對比劑相檢查，可降低劑量：

對疑似有肝臟疾病的患者，做電腦斷層掃描時，臨床上通常選用肝臟三相^[15]做為檢查項目。肝臟三相檢查，主要依施打對比劑與掃描時間，分為三個相之影像。(1)首先為「未含對比劑之腹部相(pre-contrast phase or unenhanced phase)」影像，(2)接著靜脈注射對比劑，(i)等對比劑流進肝門靜脈後(注射後 35-40 s)，掃描「動脈相(late arterial phase)」或等注射後 70-80 s，掃描「門靜脈相(late portal phase)」影像，及(3)最後在注射後 6-10 min，掃描「延遲相(delayed phase)」影像^[16]。依期待觀察的目的，肝三相檢查依序可以是(1)、(i)、(ii)或是(1)、(i)、(3)。放射科醫師可經由觀察三相影像的差異與顯影程度，診斷肝臟是否有病灶，並判斷其特性。雙能量電腦斷層可使用雙能量影像重組，

應用去除碘對比劑影像技術，虛擬產生不(未)含對比劑的 CT 影像[17]，例如：由雙能量的(a)動脈相產生未含對比劑的影像(VUA, virtual unenhanced images generated from arterial images)、或(b)門靜脈相產生未含對比劑的影像(VUP, virtual unenhanced images generated from portal images)，以虛擬的影像替代實際掃描第一組未含對比劑影像(CU, conventional unenhanced)，如此可有效地減少肝三相檢查的劑量^[18-20]。

2、虛擬影像品質的最佳化：

一般 CT 影像以反投影法(FBP)輸出較為常見，但近年由於電腦運算速度提昇，使得疊代法(IR)也成為可能的替代影像^[21]。而雙能量 CT 產生動脈相(或門靜脈相、延遲相)時，也需有低能量(100 kVp)與高能量(140 kVp Sn)融合的比例問題^[22]，此比例將影響含對比劑相的影像品質，例如動脈相。本研究使用 Rando 假體模擬成人，以實驗評估有效劑量；另使用二種影像假體模擬含對比劑的含肝器官的腹部，以評估影像品質。實驗使用 CT 肝動脈相雙能量(100 /140 kVp Sn)掃描影像假體，以三種融合比例(30/70、50/50、70/30)搭配 FBP/IR 二種模式，共可輸出 6 種動脈相影像。另由動脈相影像虛擬出未含對比劑的 FBP/IR 二種 VUA 虛擬影像。我們將針對影像模擬之肝實質、低密度病灶(hypodense lesions)、高密度病灶(hyperdense lesions)處進行 Signal intensity (mean CT no.), noise, contrast, CNR, line pair 的分析。另外，搭配有效劑量的實驗，我們預期可以分析出：(1)動脈相較佳的融合比例影像，(2)低密度病灶的 VUA 虛擬 FBP/IR 影像何者較佳，(3)高密度病灶的 VUA 虛擬 FBP/IR 影像何者較佳。以期可以提供給臨床參考或使用。

材料與方法

1. Siemens 電腦斷層儀

西門子公司製造，型號為 Siemens, Somatom Definition Flash。儀器安裝中山醫學大學附設醫院，最近一次軟體更新時間在 2012 年。由於它裝載兩個 X-ray 管球，它能同時輸出兩種不同能量(100/Sn140 kVp)的掃描，也可使用單一能量雙管球掃描^[23]。陣列偵檢器為 64×0.6 mm，若搭載 Z-flying-Focus-Spot，則陣列偵檢器變為 2×64×0.6 mm。自動管電流調控系統為 CareDose4D，病人體態的設定為 Average。在肝三相檢查的動脈相(arterial phase)使用雙能量(管球 A:100 kVp，管球 B：Sn140 kVp)掃描。

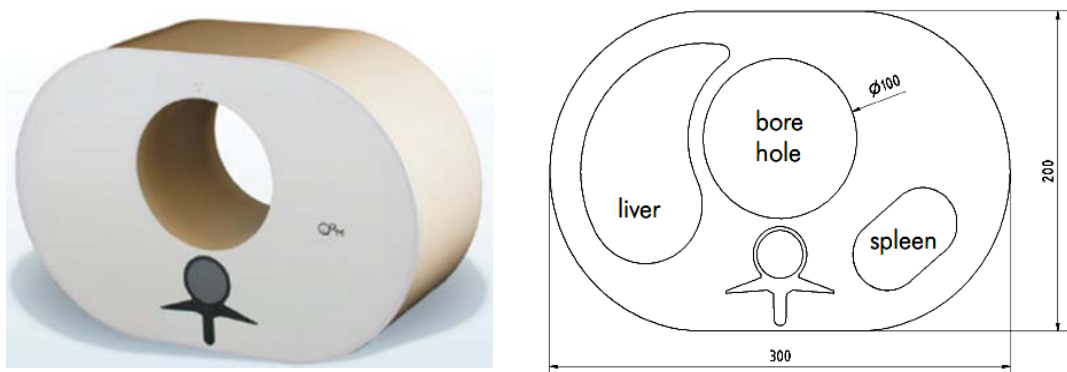
2. 擬人假體

假體一：評估劑量用，類人形 Rando 假體(Rando-woman, Phantom Laboratory, 163 cm tall and weighing 54 kg)，Rando 假體包含頭及軀幹，未含四肢，身體組織為模擬人體肌肉組織密度及等效原子數，骨頭為真人骨頭，肺部模擬真人肺部組織密度及等效原子數，每具 Rando 假體的骨頭皆些許差異。Rando

假體共分割為 35 層，每層 2.5 cm，每層假體皆均勻分布圓柱孔洞，孔洞尺寸為直徑為 5 mm、長度為 25 mm。本假體是向光田醫院商借。

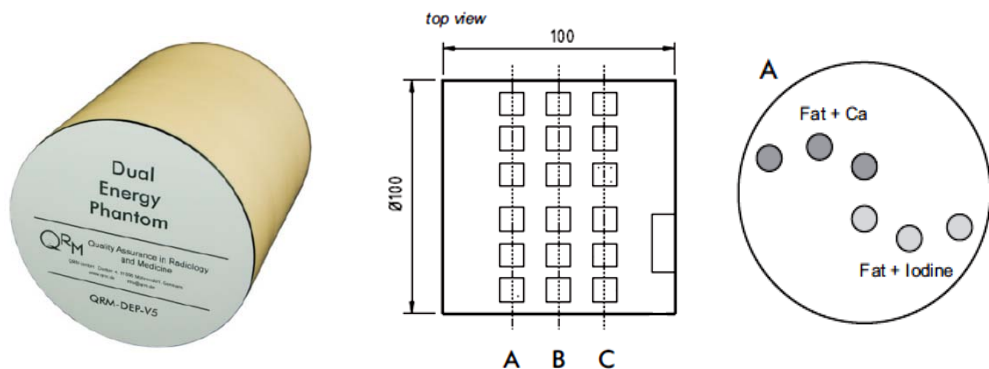
假體二：評估影像用，含碘腹部擬人假體，本研究採用：(1)類人形腹部假體 (Anthropomorphic abdomen phantom, QRM-Abdomen, QRM GmbH, Möhrendorf, Germany)。 (2)含碘劑假體 (Dual energy phantom - QRM-DEP-5V, QRM GmbH, Möhrendorf, Germany)。 (3)體環 (Obese ring, QRM-Extensionring with tissue-equivalent, QRM GmbH, Möhrendorf, Germany)，使用三者搭配模擬正常與胖的含碘腹部擬人假體。

- (1) 類人形腹部假體：質量 3.2 公斤，300 mm 寬×200 mm 高×100 mm 長(厚)，內含組織當量樹脂的填充物(base material resin)、肝(liver)、脾(spleen)、脊椎(spine)，中間有一 100 mm 直徑的圓柱孔洞，方便置入不同目的假體。例如本研究置入含碘劑的雙能量假體。類人形腹部假體外觀與剖面器官位置等示意圖如圖一。



圖一 類人形腹部假體外觀(左圖)與剖面器官位置與大小示意圖(右圖)

- (2) 雙能量假體：為一直徑(Ø)100 mm×高 100 mm 的圓柱假體，內嵌 18 個模擬病灶(lesion)，每個病灶大小為Ø10 mm×高 100 mm 的圓柱體，分別以 6 個一組的方式，散布嵌於此假體的前後三層(以下稱 A、B、C 三層)。此假體的外觀與剖面上視與正視示意圖，如圖二。



圖二 雙能量假體外觀(左圖)、上視剖面(中圖)與 A 層正視示意圖(右圖)

此雙能量假體在三層各內嵌 6 個模擬病灶，其內含物與物理特徵如下表：

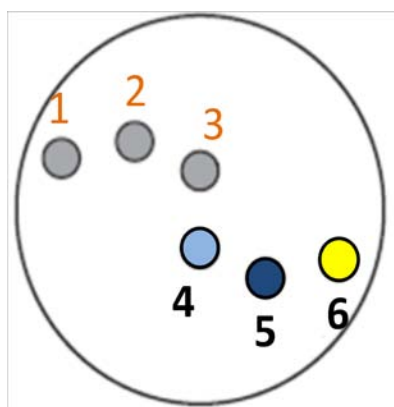
表二 雙能量假體前後 A, B, C 三層內嵌 6 個模擬病灶之內容物

Layer	1	2	3	4	5	6
A	Fat	Fat + Ca	Fat + Ca	Fat + I	Fat + I	Fat
B	Tissue	Tissue + Ca	Tissue + Ca	Tissue + I	Tissue + I	Tissue
C	Fat+Tissue	Fat+Tissue+Ca	Fat+Tissue+Ca	Fat+Tissue+I	Fat+Tissue+I	Fat+Tissue

表三 雙能量假體前後 A, B, C 三層內嵌 6 個模擬病灶之物理特徵

Layer	1	2	3	4	5	6
A	-104/-92 HU at 80/140 kV	45 HU at 120 kV	-50 HU at 120 kV	-49 HU at 120kV 1.72 mgI/cm ³	45 HU at 120kV 5.87 mgI/cm ³	-104/-92 HU at 80/140 kV
B	64/57 HU at 80/140 kV	207 HU at 120 kV	100 HU at 120 kV	105 HU at 120 kV 1.68 mgI/cm ³	208 HU at 120 kV 5.68 mgI/cm ³	64/57HU at 80/140kV
C	-19 HU at 120 kV	142 HU at 120 kV	30 HU at 120 kV	19 HU at 120 kV 1.50 mgI/cm ³	128 H U at 120 kV 6.36 mgI/cm ³	-19 HU at 120 kV

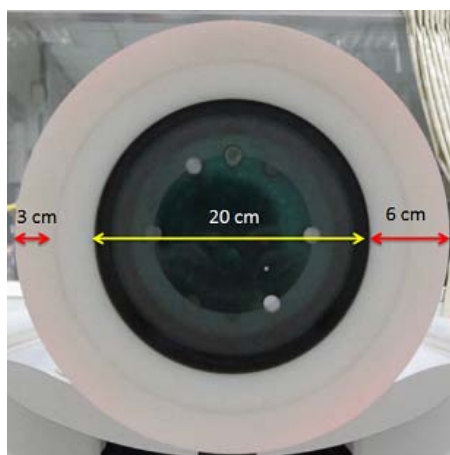
因為本研究為虛擬未含對比劑的影像，所以我們主要是專注於編號 4、5、6 的病灶。編號 4 表示含少量碘劑、編號 5 表示含多量碘劑、編號 6 表示不含碘劑的病灶，示意圖如圖三。



圖三 雙能量假體內嵌 6 個模擬病灶之位置標示

(3)體環：在類人形腹部假體外，還可加一層 50 mm 厚組織當量(tissue equivalent)的體環，400 mm 寬×300 mm 高×100 mm 長的中空體環，可填置類人形腹部假體，以模擬較胖的病患。

假體三：評估影像用，使用 Catphan 假體模擬人體含對比劑之肝與肝腫瘤組織。它為 CT 影像常用的影像品質評估假體(Catphan 600, the phantom laboratory)，我們使用 Catphan 假體之(1)CTP-404 分析 CT number 和 CNR，(2)CTP-528 用於分析空間解析度及調制轉換函數(MTF)，(3) CTP-486 分析 noise。另我們也預計設計體環，以模擬較胖的受檢者。Catphan 假體與其體環外觀如圖四。



圖四 體環與 Catphan 假體外觀

3. 熱發光劑量計、劑量校正儀器與計讀儀

本實驗使用 Solid Dosimetric Detector and Method Laboratory (Beijing, China)製造的熱發光劑量計(thermoluminescent dosimeter, TLD)，型號為 GR-200A (LiF:Mg,Cu,P)，進行輻射劑量評估，其尺寸為直徑 4.5 mm、厚度為 0.8 mm。考量本實驗所使用電腦斷層儀器的工作電壓為 120 kVp，我們使用診斷用 X 光機(Siemens, Axion Aristos Vx Plus)，設定管電壓 117 kVp 搭配 0.2 mmCu 濾片，以模擬 CT 的 X 光源，進行 TLD 計讀電量與劑量的校正。為修正一般 X 光管跟效應(heel effect)造成 X 光射束不均勻的影響，我們使用經過核能研究所校正的 RTI (RTI Electronics AB, Mölndal, Sweden)固態偵檢器，其偵檢頭與熱發光劑量計大小相近，進行 20×20 cm 射束視野(FOV)下熱發光劑量計各曝射位置的劑量度量，以確認不同熱發光劑量計個別的吸收劑量^[24,25]。經本實驗校正後的每顆 TLD 均有其各別的電量轉換吸收劑量因數^[25]。經 CT 掃描後的 TLD，使用 Harshaw 3500 型計讀儀(Thermo Fisher Scientific, Marietta, OH)，計讀 TLD 電量值^[24]。

4 組織加權因數與劑量計算

使用 ICRP 103 號報告^[26]建議的組織加權因數，做為有效劑量的計算依據。其中紅骨髓採用 Russel^[27]的紅骨髓(active marrow)質量比例值。ICRP 103 號報告「骨表面」的加權因數為 0.01，本實驗並無佈點，直接使用上述紅骨髓平均的吸收劑量。其它器官(remainder)的口腔黏膜(Oral mucosa)，因假體內亦無直接對應的孔洞可佈 TLD。本實驗採位置相當的「唾腺(Salivary Glands)」與「頷(Mandible)」之佈點平均值為之。

5. CT 掃描劑量假體參數

CT 掃描 Rando 假體之掃描參數設定，主要採用 Siemens 肝三相掃描的設定為之，即在：(1)未顯影相(unenhanced phase)使用單能量(120 kVp)掃描，(2)在動脈相(arterial phase)使用雙能量(管球 A:100 kVp, 管球 B:Sn140 kVp)掃描，(3)延遲相(delayed phase)使用單能量掃描。掃描條件詳如表四。另外，主要依據臨床檢查目的設定掃描範圍：(1)Unenhanced 及 Arterial phase：此兩相最主要是檢查整個肝臟，我們掃描範圍從上橫膈至整個肝臟，長度約 145 mm。(2)Delayed phase：此相之掃描範圍從上橫膈至恥骨聯合，長度約 400 mm，主要檢查肝臟和觀察是否有腫瘤遠端轉移。

表四 Siemens CT 掃描 Rando 劑量假體肝三相檢查之掃描設定參數

Topogram	PA(Dose I)			Lat + PA(Dose II)		
Scan mode	SE	DE	SE	SE	DE	SE
Phase	U	A	D	U	A	D
kV	120	100 Sn140	120	120	100 Sn140	120
Ref. mAs	210	230 178	210	210	230 178	210
Eff. mAs	132	140 112	189	85	87 75	108
CTDI _{vol} (mGy)	8.9	11.3	12.8	5.8	7.3	7.3
DLP (mGy×cm)	171	217	531	111	140	305
Scan length (mm)	176	176	400	176	176	401
Scan time (s)	4.6	8.9	9.5	4.6	8.9	9.5

註：

- (1)PA 代表 PA view，Lat+PA 代表 Lat+PA view。即以 Dose I 代表掃描單次 Topo，Dose II 代表掃描二次 Topo。
- (2)SE 代表 Single energy；DE 代表 Dual energy。
- (3)U 代表 Unenhanced phase；A 代表 Arterial phase；D 代表 Delayed phase。

6. CT 掃描含碘劑假體參數

掃描含碘劑假體，分包括：(1)體環者(外觀大小 400 mm 寬×300 mm 高×100 mm 長)和(2)不含體環者(外觀大小 300 mm 寬×200 mm 高×100 mm 長)的肝動脈

相虛擬無對比劑相之掃描。

表五 掃描有體環含碘劑假體肝動脈相虛擬無對比劑相之掃描設定參數

kVp	100/Sn140	120
ref. mAs	230/178	210
eff. mAs	149/126	120
scan time (s)	5.8	2.47
rotation time (s)	0.5	0.5
Pitch	0.6	0.8
collimation (mm)	32×0.6	128×0.6
slice thickness (mm)	5	5
FOV (mm)	440	440
AEC	on	on
care kV	-	semi
DLP	145.7	268.6
CTDI _v	12.04	21.43
Topograme	PA+Lat.	PA

表六 掃描無體環含碘劑假體肝動脈相虛擬無對比劑相之掃描設定參數

kVp	100/Sn140	120
ref. mAs	230/178	210
eff. mAs	75/67	120
scan time (s)	5.93	2.45
rotation time (s)	0.5	0.5
Pitch	0.6	0.8
collimation (mm)	32×0.6	128×0.6
slice thickness (mm)	5	5
FOV (mm)	320	320
AEC	on	on
care kV	-	on
DLP	77.6	102.4
CTDI _v	6.25	8.27
Topograme	PA+Lat.	PA

7. CT 掃描 Catphan 假體參數

表七 Siemens CT 掃描不同尺寸 Catphan 假體之實驗掃描參數

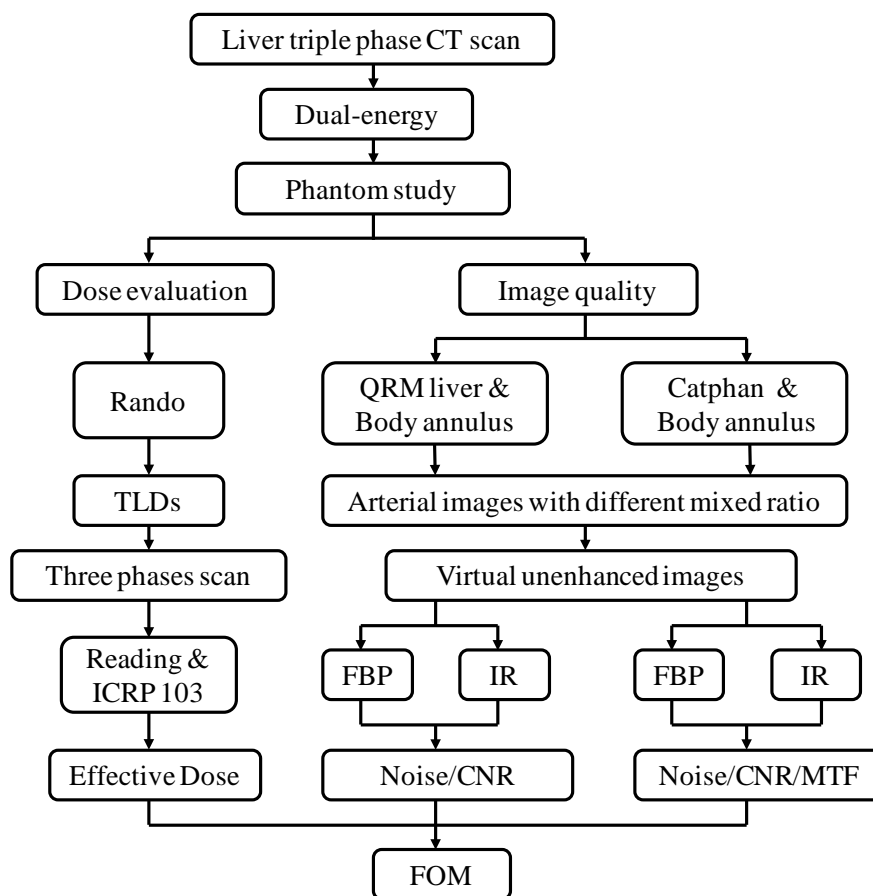
Topogram	Lat+ PA					
	Single Energy			Dual Energy		
Sacn mode	Zero	One	Two	Zero	One	Two
Annulus	Zero	One	Two	Zero	One	Two
kV	120	120	120	100/Sn140	100/Sn140	100/Sn140
Eff. mAs	80	102	138	85/74	109/91	152/123
CTDI _{vol} (mGy)	5.5	6.9	9.3	7.1	8.9	12.3
DLP (mGy×cm)	118	150	202	155	194	269

註：Zero 表示 Catphan 假體未增加體環，One 表示 Catphan 假體增加一層體環，Two 表示 Catphan 假體增加兩層體環。

8. 影像分析軟體

我們使用 Image J 軟體分析 CT 影像。Image J 由美國衛生研究院(National Institutes of Health, NIH)開發的免費影像分析軟體，透過圈選感興趣的區域 (Region of Interesting, ROI)，分析影像中的平均 CT number 與區域內的標準差(std)，並以標準差代表影像的雜訊(noise)。

8. 本研究架構流程圖



圖五 本實驗流程與步驟方塊圖

結果

一、肝三相掃描的有效劑量

使用表四的 CT 掃描參數，掃描內置 176 顆 TLD 的擬人劑量 Rando 假體，經度量計讀 TLD 後，整理各器官劑量貢獻與有效劑量如表七

表八 單次與雙次 Topo，肝三相掃描造成的器官有效劑量貢獻與有效劑量

Liver 3 phases	Un-enhanced		Arterial		Delayed	
Organ	Dose I	Dose II	Dose I	Dose II	Dose I	Dose II
Brain	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Salivary glands	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Thyroid	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
Oesophagus	0.03	0.02	0.04	0.03	0.03	0.02
Lung	0.49	0.25	0.62	0.34	0.50	0.27
Breast	0.27	0.14	0.34	0.20	0.27	0.15
Stomach	1.81	1.00	2.37	1.35	1.87	1.03
Liver	0.63	0.33	0.81	0.43	0.64	0.36
Colon	1.52	0.78	1.59	0.97	2.31	1.18
Bladder	0.01	0.01	0.02	0.01	0.86	0.38
Gonads	0.09	0.05	0.11	0.06	1.70	0.81
Skin	0.03	0.02	0.04	0.02	0.09	0.04
Remainder	1.03	0.55	1.38	0.72	1.48	0.76
Red bone marrow	0.33	0.18	0.43	0.24	1.29	0.64
Bone surface	0.02	0.01	0.03	0.02	0.07	0.03
ED (mSv)	6.28	3.36	7.81	4.42	11.13	5.70

以上並未扣減 Topo 掃描的劑量。

二、雙管球動脈相虛擬未含對比劑相的影像品質

研究使用 ImaeJ 圈選 CT 影像的 ROI 分析，因為：(1)含有體環(400 mm 寬×300 mm 高)和未含體環(300 mm 寬×200 mm 高)的假體，大小有別，造成影像呈現的 FOV 不同、(2)重組虛擬之影像，影像的像素(pixel)更動，為使比較的 ROI 面積一致，本研究統一圈選的方式如表八與表九。

表九 有體環假體圈選 ROI 的面積

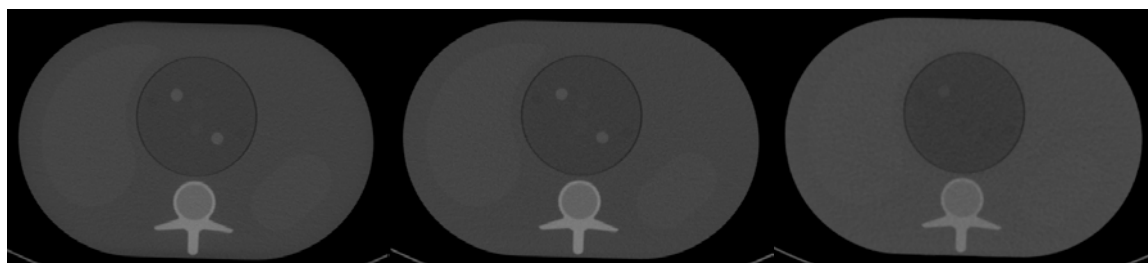
With obese-ring	原始影像	VNC 影像
image size (mm ²)	440×440	440×440

image size (pixel ²)	512×512	1024×1024
resolution (pixel/mm)	1.16	2.33
pixel size	0.86×0.86	0.43×0.43
ROI size (pixel)	7×7	13×13
ROI area	27.3	25.3

表十 沒有體環假體圈選 ROI 的面積

Without obese-ring	原始影像	VNC 影像
image size (mm ²)	320×320	320×320
image size (pixel ²)	512×512	1024×1024
resolution (pixel/mm)	1.6	3.2
pixel size	0.625×0.625	0.3125×0.3125
ROI size (pixel)	10×10	20×20
ROI area	31.3	30.9

傳統 120 kV 和雙能量(DE)照射後的動脈相影像，與使用雙能量動脈相影像，經 Siemens 去碘 protocol，重組後未含對比劑的虛擬影像(VNA)，三張均為 FBP 影像，如圖六。



圖六 左圖是 120 kV 動脈相影像，中圖是雙能量動脈相影像，右圖是未含對比劑的虛擬影像

針對編號 4、5 和 6，依表八與九所列圈選方法，做 CT 值平均值與雜訊分析。結果如下：

表十一 有體環腹部雙能量假體，120 kV、雙能量掃描和虛擬之 FBP 影像 CT 值

FBP	120-A	120-B	120-C	DE-A	DE-B	DE-C	VNA-A	VNA-B	VNA-C
lesion 4	-47.3	86.1	18.6	-46.3	86.1	9.5	-33.2	35.5	-66.8
lesion 5	19.9	163.3	90.3	13.0	155.8	84.2	-20.4	35.2	-60.4
lesion 6	-80.4	51.2	-11.1	-94.9	47.0	-9.9	-21.7	8.8	-75.7

表十二 有體環腹部雙能量假體，120 kV、雙能量掃描和虛擬之 IR 影像 CT 值

IR	120-A	120-B	120-C	DE-A	DE-B	DE-C	VNA-A	VNA-B	VNA-C
lesion 4	-45.3	83.7	18.0	-43.7	82.1	8.3	-31.5	35.1	-68.5
lesion 5	19.9	160.9	88.2	12.8	152.1	80.5	-19.6	28.6	-56.9
lesion 6	-78.7	50.4	-10.4	-91.5	43.4	-9.7	-21.8	15.1	-79.3

表十三 無體環腹部雙能量假體，120 kV、雙能量掃描和虛擬之 FBP 影像 CT 值

FBP	120-A	120-B	120-C	DE-A	DE-B	DE-C	VNA-A	VNA-B	VNA-C
lesion 4	-47.0	93.0	21.9	-57.6	95.5	8.6	-26.6	45.1	-83.3
lesion 5	29.9	183.5	109.3	24.9	177.2	102.7	-29.7	46.3	-56.0
lesion 6	-84.5	56.6	-14.7	-90.5	57.4	-18.2	-25.7	45.1	-97.9

表十四 無體環腹部雙能量假體，120 kV、雙能量掃描和虛擬之 IR 影像 CT 值

IR	120-A	120-B	120-C	DE-A	DE-B	DE-C	VNA-A	VNA-B	VNA-C
lesion 4	-45.4	91.6	19.7	-54.6	93.3	8.1	-25.6	46.8	-83.6
lesion 5	30.4	181.6	108.1	23.3	174.8	100.6	-34.4	46.5	-58.8
lesion 6	-83.1	54.9	-13.7	-88.4	55.4	-17.2	-27.6	48.7	-102.6

三、Catphan 度量 FBP 與 IR 影像的影像品質

Catphan 假體之 CT 掃描後重組 FBP 和 IR 影像比較 CT number 之實驗數據，我們分別記錄單能量及雙能量掃描使用兩種不同影像重組方法之實驗數據，雙能量掃描之影像主要是觀察 Mix 組，結果僅列上 Mix 組。

表十五 Siemens CT 單能量掃描之 Carphan 假體 CTP-404 模組結果

Scan mode Image	Annulus	Zero		One		Two	
	Material	Signal	Noise	Signal	Noise	Signal	Noise
Single	Teflon	909.0	8.3	898.1	13.9	874.2	20.1

Energy	Delrin	339.7	9.9	338.6	11.8	331.6	17.8	
FBP	Acrylic	126.8	7.4	128.2	14.0	127.4	15.4	
	Background	102.2	7.9	104.7	9.9	103.7	17.0	
	Water	4.8	6.2	5.3	10.3	3.6	17.2	
	Polystyrene	-29.5	7.8	-22.2	10.4	-18.0	17.6	
	LDPE	-82.0	7.3	-78.5	11.1	-75.9	16.1	
	PMP	-168.8	6.7	-165.9	11.8	-161.4	18.5	
	Air	-961.5	8.0	-950.1	11.7	-935.6	20.7	
Single Energy	Teflon	909.2	6.3	898.2	11.1	873.6	13.4	
	Delrin	339.6	7.4	339.1	8.1	332.0	11.6	
	Acrylic	126.7	5.0	127.5	9.6	126.7	9.3	
	Background	102.0	5.4	104.3	6.3	103.0	11.2	
	Water	4.5	4.1	5.1	7.0	3.7	11.5	
	IRIS	Polystyrene	-29.1	5.2	-22.5	6.9	-18.4	10.7
	LDPE	-81.9	5.2	-77.7	7.6	-75.5	10.8	
IRIS	PMP	-168.6	4.9	-165.6	7.7	-160.7	12.5	
	Air	-961.6	5.7	-950.0	7.5	-935.4	13.9	

表十六 Siemens CT 雙能量掃描之 Carphan 假體 CTP-404 模組結果

Scan mode	Annulus	Zero		One		Two		
Image	Material	Signal	Noise	Signal	Noise	Signal	Noise	
Dual Energy Mix	Teflon	933.3	9.1	927.5	10.4	915.9	17.9	
	Delrin	349.7	7.7	350.8	12.4	349.0	15.4	
	Acrylic	129.8	7.2	132.2	10.4	130.2	14.8	
	Background	104.8	5.4	105.2	8.6	104.1	13.7	
	Water	1.8	6.7	0.8	10.1	0.0	14.4	
	FBP	Polystyrene	-28.5	5.5	-25.4	10.7	-25.6	14.0
	LDPE	-85.6	5.9	-84.2	9.7	-83.8	14.1	
Dual Energy Mix IRIS	PMP	-175.3	6.3	-170.6	8.4	-173.1	15.7	
	Air	-998.5	7.2	-995.6	9.3	-987.1	13.5	
	Teflon	933.4	6.8	927.5	8.1	915.5	13.1	
	Delrin	349.5	5.7	350.5	8.8	348.7	10.8	
	Acrylic	129.7	4.8	131.7	7.5	129.7	9.2	
	Background	104.9	3.4	105.5	6.0	103.8	9.1	
	Water	1.5	4.7	0.2	6.8	-0.6	9.0	

Polystyrene	-28.9	3.6	-25.5	7.4	-25.5	9.2
LDPE	-85.6	3.7	-83.9	6.8	-83.2	9.1
PMP	-175.4	4.3	-170.9	5.6	-172.5	10.1
Air	-998.4	5.3	-995.4	5.6	-987.1	9.6

分析與討論

一、肝三相掃描的 DLP 轉換有效劑量因數與應用分析

經 TLD 度量 Topo 掃描的劑量，Rando-woman 肝三相掃描有效劑量扣減 Topo 造成的有效劑量修正後，整理如表十八。中山醫學大學附設醫院臨床肝三相參數對 Rando-woman 掃描，以 TLD 評估造成的有效劑量為 13.09-24.79 mSv。將對應掃描的 DLP 納入計算，可得三相和平均掃描的轉換因數，以利實際應用到臨床病人的肝三相劑量評估。DLP 轉換有效劑量因數的計算如表十八。

表十七 單一和二次 Topogram，肝三相掃描的有效劑量與轉換因數

Siemens Phase	Effective dose (mSv)		DLP (mGy·cm)		k (mSv×mGy ⁻¹ ·cm ⁻¹)	
	Dose I	Dose II	Dose I	Dose II	Dose I	Dose II
Topogram	0.06	0.11	-	-	-	-
Unenhanced	5.97	3.19	171	111	0.0349	0.0287
Artery	7.71	4.25	217	140	0.0356	0.0303
Delay	11.04	5.54	531	305	0.0208	0.0182
Total	24.79	13.09	919	556	0.0270	0.0235

Siemens CT 使用二次 Topo 掃描，可將 DLP 和有效劑量下降約一半，惟影像品質未做評估。

相較於肝三相檢查，Topo 掃描的有效劑量低。若能由雙能量動脈相產生虛擬的 Unenhanced phase，則不論使用單次或二次 Topo 檢查，皆可減少 24% 的有效劑量。

因 Rando-woman 的體型和真人的體型仍有所差異，為方便不同體型掃描之有效劑量估算，我們也計算得 DLP 轉換有效劑量的轉換因數。平均約在 0.0235~0.0270 mSv×mGy⁻¹·cm⁻¹。

二、雙管球動脈相虛擬未含對比劑相的影像品質分析

使用傳統 120 kV 和雙能量(DE)掃描後 FBP 與 IR 影像，三層編號 4、5、6 病灶 CT 值，與廠商宣稱值(nominal)比較，整理如下表。

表十八 有環假體，廠商 CT 值、FBP 與 IR 傳統 120kV 和雙能量掃描之 CT 值比較

With ring lesion	Nominal	FBP		IR	
	120 kV	120 kV	DE	120 kV	DE
A-4	-49.0	-47.3	-46.3	-45.3	-43.7
A-5	45.0	19.9	13.0	19.9	12.8
A-6	-98.0	-80.4	-94.9	-78.7	-91.5
B-4	105.0	86.1	86.1	83.7	82.1
B-5	208.0	163.3	155.8	160.9	152.1
B-6	60.0	51.2	47.0	50.4	43.4
C-4	19.0	18.6	9.5	18.0	8.3
C-5	128.0	90.3	84.2	88.2	80.5
C-6	-19.0	-11.1	-9.9	-10.4	-9.7
p value	-	0.125	0.044	0.134	0.049

表十九 有環假體，廠商 CT 值、FBP 與 IR 傳統 120kV 和雙能量掃描之 CT 值比較

Without ring lesion	Nominal	FBP		IR	
	120 kV	120 kV	DE	120 kV	DE
A-4	-49.0	-47.0	-57.6	-45.4	-54.6
A-5	45.0	29.9	24.9	30.4	23.3
A-6	-98.0	-84.5	-90.5	-83.1	-88.4
B-4	105.0	93.0	95.5	91.6	93.3
B-5	208.0	183.5	177.2	181.6	174.8
B-6	60.0	56.6	57.4	54.9	55.4
C-4	19.0	21.9	8.6	19.7	8.1
C-5	128.0	109.3	102.7	108.1	100.6
C-6	-19.0	-14.7	-18.2	-13.7	-17.2
p value	-	0.211	0.029	0.209	0.037

實驗結果顯示圈選 ROI 的 CT 值，大致和廠商宣稱值相當。若以 pair t-test 檢驗各組與廠商宣稱值間的 p value，則無論 FBP 或 IR，且無論是有無體環，在 120 kVp 管電壓下實驗掃描 CT 值和廠商宣稱值並無差異 ($p>0.05$)。但 DE 的掃描 CT 值，無論 FBP 或 IR，且無論是有無體環，則均顯示二組間有差異 ($p<0.05$)，這說明 DE 掃描後的重組影像偏離廠商宣稱值較多。

雙能量 CT 之去碘 Protocol，理想條件下即是去除掉碘劑濃度，恢復未

打對比劑的 CT 值。即在去碘劑後，編號 4 和編號 5 病灶的 CT 值，應和管電壓 120 kV 編號 6 病灶(無碘濃度)的 CT 值相當。本研究採計 120 kV 實驗的 CT 值為基準，而不以廠商宣稱 CT 值為標準。

將有環和無環的雙能量假體 A、B、C 三層，經單能量(120 kV)掃描當成是無碘的病灶標準，A 層是模擬脂肪(fat)、B 層是模擬組織(tissue)、C 層是模擬脂肪和組織混合(mix)。使用雙能量(DE)掃描編號 4 和 5 號含碘劑假體，經去碘系統運算可得虛擬的無對比劑影像，分析如表二十一。

表二十 有環和無環雙能量虛擬無對比劑影像和原始 120 kV 影像 CT 值比較

Phantom	Image	Protocol	lesion	Fat	Tissue	Mix	p value
With ring		120 kV	6	-80.4	51.2	-11.1	-
	FBP	VNA-DE	4	-66.8	35.5	-33.2	0.540
		VNA-DE	5	-60.4	35.2	-20.4	0.889
		120 kV	6	-78.7	50.4	-10.4	-
	IR	VNA-DE	4	-68.5	35.1	-31.5	0.461
		VNA-DE	5	-56.9	28.6	-19.6	0.837
120 kV		6	-84.5	56.6	-14.7	-	
Without ring	FBP	VNA-DE	4	-83.3	45.1	-26.6	0.229
		VNA-DE	5	-56.0	46.3	-29.7	0.946
		120 kV	6	-83.1	54.9	-13.7	-
	IR	VNA-DE	4	-83.6	46.8	-25.6	0.179
		VNA-DE	5	-58.8	46.5	-34.4	0.917
		120 kV	6	-83.1	54.9	-13.7	-

由雙能量掃描(1)含碘劑 lesion 4、(2)含碘劑 lesion 5，經系統運算得到的虛擬的影像，將脂肪(fat)、組織(tissue)、脂肪和組織混合(mix)之平均 CT 值和 120 kV 無對比劑病灶，以 pair t-test 分析，無論 FBP 或 IR 等各組，其 p-value 均大於 0.05，顯示重組後影像與原始未打對比劑病灶的影像，大致維持相當的 CT 值，其間並無顯著的差異。也就是或可使用雙能量虛擬影像，取代實際掃描的未打對比劑的肝臟掃描。

三、單能量與雙能量影像之 FBP 與 IR 影像的影像品質比較

分析 CNR (Contrast to Noise Ratio)

使用 CTP404 中壓克力與此區塊背景之 CT number 的平均值及其標準差，計算其 Contrast-to-Noise Ratio。

表二十一 Siemens CT 單能量掃描之 CNR

Siemens	Image	FBP			IRIS		
Scan mode	Ring	Zero	One	Two	Zero	One	Two
120 kV	Contrast	24.6	23.5	23.7	24.7	23.2	23.7
	Noise	7.9	9.9	17.0	5.4	6.3	11.2
	CNR	3.1	2.4	1.4	4.5	3.7	2.1
Dual Energy	Contrast	25.0	27.0	26.1	24.8	26.3	25.8
	Noise	5.4	8.6	13.7	3.4	6.0	9.1
	CNR	4.6	3.1	1.9	7.3	4.4	2.8

120 kV 與雙能量的對比(contrast)並無太大差別，雙能量略大於 120 kV；而在雜訊(noise)，雙能量小於 120 kV。而比較 FBP 和 IR 影像，對比並無不同；但在雜訊 IR 小於 FBP。綜合二種結果，Dual energy 搭配 IR 影像的 CNR 最好，而 120 kV 搭配 FBP 影像的 CNR 最差。

MTF 的評估

此數據為 AutoQA 分析 CTP528，所算出空間解析度，記錄其結果分別 50%、10% 的 MTF 之空間解析度(cy/cm)。部分數據由於 AutoQA 分析軟體無分析結果以—表示。

表二十二 Siemens CT 單能量及雙能量掃描之空間解析度(cy/cm)

Siemens	thickness	FBP			IRIS		
Scan mode	Ring	Zero	One	Two	Zero	One	Two
120 kV	0.5	2.99	3.40	2.99	2.99	3.40	2.99
	0.1	—	6.19	—	—	—	—
Dual energy	0.5	3.99	2.79	2.60	3.79	2.79	2.60
	0.1	—	—	4.80	—	—	5.01

表二十三 電腦斷層掃描之 CNR、有效劑量、和 FOM_{CNR}

Siemens	Image	FBP			IRIS		
Tube voltage	Ring	Zero	One	Two	Zero	One	Two
120 kV	CNR	3.1	2.4	1.4	4.5	3.7	2.1
	Eff. Dose (mSv)	2.4	3.1	4.1	2.4	3.1	4.1
	FOM_{CNR}	4.0	1.8	0.5	8.5	4.5	1.1
Dual Energy	CNR	4.6	3.1	1.9	7.3	4.4	2.8
	Eff. Dose (mSv)	2.0	2.5	3.5	2.0	2.5	3.5
	FOM_{CNR}	10.6	3.9	1.0	26.2	7.7	2.3

以 FOM_{CNR} 作為影像 CNR 與劑量二者的評估依據，可知 Dual energy 搭配 IR 影像的優值最好，而 120 kV 搭配 FBP 影像的優值最差。

結論

我們可以使用雙能量動脈相掃描影像，重組虛擬的未打對比劑影像，以取代實際掃描的未打對比劑的肝臟掃描，如此可減少 24% 的有效劑量。無論動脈相影像或重組的虛擬影像，建議以 IR 方法而不是 FBP 組像法。

參考文獻

1. Jemal A, Bray F, Center MM, Ferlay J, Ward E, Forman D, Global cancer statistics. *CA Cancer J Clin*, 2011. 61(2):69-90.
2. 衛福部—民國 101 年度死因統計，行政院衛福部：中華民國(ROC)。
3. NRPB, 2009, National Council on Radiation Protection and Measurements. *NRPB Report No. 160: Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*. Bethesda, MD.
4. Berrington de González A, Mahesh M, Kim KP, Bhargavan M, Lewis R, Mettler F, Land C, Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med*, 2009, 169:2071-7.
5. UNSCEAR, 2000, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Source and Effects of Ionizing Radiation. *UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly. Annex D: Medical Radiation Exposures*. United Nations, New York, NY.
6. Chen TR, Tyan YS, Teng PS, Chou JH, Yeh CY, Shao CH, Tung CJ, Population dose from medical exposure in Taiwan for 2008. *Med Phys*, 2011, 38(6): 3139-3148.
7. Altenbernd J, Heusner TA, Ringelstein A, Ladd SC, Forsting M, Antoch G. Dual-energy-CT of hypervascular liver lesions in patients with HCC: investigation of image quality and sensitivity. *Eur Radiol*. 2011;21(4):738-743.
8. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck X, Mussen E, Venstermans C, Termote JL. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology*. 2005;237(1):213-223.
9. Yu L, Liu X, Leng S, Kofler JM, Ramirez-Giraldo JC, Qu M, Christner J,

- Fletcher JG, McCollough CH. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. *Imaging in medicine*. 2009;1(1):65-84.
10. Hurwitz LM, Yoshizumi TT, Goodman PC, Frush DP, Nguyen G, Toncheva G, Lowry C. Effective dose determination using an anthropomorphic phantom and metal oxide semiconductor field effect transistor technology for clinical adult body multidetector array computed tomography protocols. *J Comput Assist Tomo*. 2007;31(4):544-549.
 11. Colli V, Mangini M, Strocchi S, Lumia D, Cani A, Boffano C, Cesarani F, Rizzi E, Ferrara RM, Andreis IA, Bruno J, Gozzi G, Cacciatori M, Ostinelli A, Vite C, Conte L, Fugazzola C. Performance assessment of four 64-slice computed tomographic devices for a typical clinical protocol. *J Comput Assist Tomo*. 2011;35(1):57-64.
 12. National Council on Radiation Protection and Measurements. Ionizing radiation exposure of the population of the United States. *NCRP: Report No. 160* (National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Maryland), 2009.
 13. Brix G, Lechel U, Glatting G, et al. Radiation exposure of patients undergoing whole-body dual-modality 18F-FDG PET/CT examinations, *J Nucl Med*, 2005, 46: 608-613.
 14. Lin YM, Chen CJ, and Lin PH, Natural Background Radiation Dose Assessment in Taiwan, *Environment International*, 1996,S45-S48.
 15. Hofer, M., CT Teaching Manual: A Systematic Approach to CT Reading. 2011: Thieme.
 16. Catalano, O., Proper terminology for multiple-phase helical CT of the liver. *Am J Roentgenol*, 2001. 176(2): 547-8.
 17. Heye T, Nelson RC, Ho LM, Marin D, Boll DT, Dual-Energy CT Applications in the abdomen, *Am J Roentgenol*. 2012;199(5): S64-S70.
 18. Zhang LJ, Peng J, Wu SY, Wang ZJ, Wu XS, Zhou CS, Ji XM, Lu GM., Liver virtual non-enhanced CT with dual-source, dual-energy CT: a preliminary study, *Eur Radiol*. 2010;20(9):2257-64.
 19. De Cecco CN, Darnell A, Macías N, Ayuso JR, Rodríguez S, Rimola J, Pagés M, García-Criado A, Rengo M, Laghi A, Ayuso C., Virtual

- unenanced images of the abdomen with second-generation dual-source dual-energy computed tomography: image quality and liver lesion detection., *Invest Radiol*. 2013;48(1):1-9.
20. Barrett T, Bowden DJ, Shaida N, Godfrey EM, Taylor A, Lomas DJ, Shaw AS., Virtual unenhanced second generation dual-source CT of the liver: is it time to discard the conventional unenhanced phase?, *Eur J Radiol*. 2012;81(7):1438-45.
 21. Seeram, E., *Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control*. 2001: W.B. Saunders.
 22. Kim, K.S., et al., Image fusion in dual energy computed tomography for detection of hypervascular liver hepatocellular carcinoma: phantom and preliminary studies. *Invest Radiol*, 2010. 45(3): p. 149-57.
 23. Sommer WH, Schenzle JC, Becker CR, Nikolaou K, Graser A, Michalski G, et al., Saving dose in triple-rule-out computed tomography examination using a high-pitch dual spiral technique. *Invest Radiol*, 2010, 45(2):64-71.
 24. Hsu FY, Lee WF, Tung, CJ, Lee JS, Wu TH, Hsu SM, Chen TR, Ambient and personal dose assessment of a container inspection site using a mobile X-ray system. *Appl Radiat Isot*, 2012, 70:456-61.
 25. Tyan YS, Li YY, Ku MC, Huang HH, Chen TR, The effective dose assessment of C-arm CT in hepatic arterial embolization therapy. *Br J Radiol*, 2013, 86, doi: 10.1259/bjr.20120551.
 26. ICRP, 2007, The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann ICRP* 37 (2-4).
 27. Russell WJ, Yoshinagah, Antoku S, Mizuno M. Active bone marrow distribution in the adult. *Br J Radiol*. 1966;39(466):735-9.

科技部補助計畫衍生研發成果推廣資料表

日期:2016/10/31

科技部補助計畫	計畫名稱: 雙管球雙能量電腦斷層肝三相檢查產生虛擬未含對比劑相之影像品質與有效劑量降幅
	計畫主持人: 陳拓榮
	計畫編號: 104-2314-B-040-012- 學門領域: 放射核醫
無研發成果推廣資料	

104年度專題研究計畫成果彙整表

計畫主持人：陳拓榮			計畫編號：104-2314-B-040-012-				
計畫名稱：雙管球雙能量電腦斷層肝三相檢查產生虛擬未含對比劑相之影像品質與有效劑量降幅							
成果項目			量化	單位	質化 (說明：各成果項目請附佐證資料或細項說明，如期刊名稱、年份、卷期、起訖頁數、證號...等)		
國內	學術性論文	期刊論文		0	篇	1. 李欣恩、杜美美、嚴志漢、田雨生、賴南谷、藍瑋承、陳拓榮，電腦斷層肝動脈相濾波反投影與疊代法影像後處理之探討，第11屆醫學影像暨放射科學研討會，2016.10.1，台北，陽明大學(Oral)。 2. 李秉豐、田雨生、杜美美、嚴志漢、賴南谷、藍瑋承、陳拓榮，電腦斷層肝動脈常規單能與雙能量掃描影像與劑量優值之比較-假體研究，2016.10.1，台北，陽明大學(Oral)。	
		研討會論文		2			
		專書		0			本
		專書論文		0			章
		技術報告		0			篇
		其他		0			篇
	智慧財產權及成果	專利權	發明專利	申請中	0	件	
				已獲得	0		
			新型/設計專利		0		
		商標權		0			
		營業秘密		0			
		積體電路電路布局權		0			
		著作權		0			
		品種權		0			
其他		0					
技術移轉	件數		0	件			
	收入		0	千元			
國外	學術性論文	期刊論文		0	篇		
		研討會論文		0			
		專書		0		本	
		專書論文		0		章	
		技術報告		0		篇	
		其他		0		篇	
	智慧財產權及成果	專利權	發明專利	申請中	0	件	

		已獲得	0		
		新型/設計專利	0		
		商標權	0		
		營業秘密	0		
		積體電路電路布局權	0		
		著作權	0		
		品種權	0		
		其他	0		
	技術移轉	件數	0	件	
		收入	0	千元	
參與計畫人力	本國籍	大專生	1	人次	
		碩士生	2		
		博士生	0		
		博士後研究員	0		
		專任助理	0		
	非本國籍	大專生	0		
		碩士生	0		
		博士生	0		
		博士後研究員	0		
		專任助理	0		
其他成果 (無法以量化表達之成果如辦理學術活動、獲得獎項、重要國際合作、研究成果國際影響力及其他協助產業技術發展之具體效益事項等，請以文字敘述填列。)					

科技部補助專題研究計畫成果自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現（簡要敘述成果是否具有政策應用參考價值及具影響公共利益之重大發現）或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

達成目標

未達成目標（請說明，以100字為限）

實驗失敗

因故實驗中斷

其他原因

說明：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形（請於其他欄註明專利及技轉之證號、合約、申請及洽談等詳細資訊）

論文： 已發表 未發表之文稿 撰寫中 無

專利： 已獲得 申請中 無

技轉： 已技轉 洽談中 無

其他：（以200字為限）

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性，以500字為限）

3. 我們使用Rando 假體內置TLD評估CT肝三相掃描，造成的有效劑量為13.09-24.79 mSv。若不掃描未打對比劑相(Unenhanced phase)，則可減少24%的有效劑量。本研究也得到DLP轉換有效劑量的轉換因數，平均約在0.0235~0.0270 mSv×mGy⁻¹·cm⁻¹。它可應用到類似的CT肝三相掃描的有效劑量計算。Siemens CT的去碘劑處理影像，確實能去除大多數碘劑，虛擬重現原始未打對比劑病灶的影像。實驗考慮了假體體型、背景材料(fat、tissue、mix)、重組影像方法(FBP、IR)皆顯示重組後影像與原始未打對比劑病灶的影像，大致維持相當的CT值，其間並無顯著的差異。以優值(figure of merit)作為影像CNR與劑量二者的評估依據，可知Dual energy搭配IR影像的優值最好，而120 kV搭配FBP影像的優值最差。我們建議可使用雙能量動脈相掃描影像，重組虛擬的未打對比劑影像，以取代實際掃描的未打對比劑的肝臟掃描，以降低病人有效劑量。影像運算法採用IR取代FBP影像。

4. 主要發現

本研究具有政策應用參考價值： 否 是，建議提供機關

（勾選「是」者，請列舉建議可提供施政參考之業務主管機關）

本研究具影響公共利益之重大發現： 否 是

說明：（以150字為限）

未來應從臨床病灶的診斷率進一步探討，若證實虛擬影像的診斷率，和真實未打對比劑影像的診斷率，則建議可應用到臨床肝影像掃描，以降低病人劑量。