

利用異質乳房假體進行乳房攝影中鎢靶能譜之

平均乳腺劑量評估

Using heterogeneous mammographic phantoms for
mean glandular dose estimation for tungsten anode

spectra in mammography

研究生：賴冠任 (Kuan-Jen Lai)

指導教授：吳杰 博士 (Jay Wu, Ph.D.)

國立陽明大學

生物醫學影像暨放射科學系

碩 士 論 文

Department of Biomedical Imaging and Radiological Sciences

National Yang-Ming University

Master Thesis

中華民國一〇八年七月

July, 2019

致謝

碩士生涯這一路上走的不易，走的時間比別人長一些，卻有更多的體悟與成長。誠摯的感謝指導教授吳杰老師這兩年來的教導，在研究的路上總是像座燈塔引領我走向正確的方向，對於學術研究總是十分嚴謹與專業，著實令我進步許多。感謝吳東信老師給予我的協助，教我許多做人處事的道理與人際關係應對。感謝俊元學長總是熱心協助我的實驗，工作再忙都會陪著我們一起看是否有需要幫忙的，真的很感謝。

在實驗室的生活暨快樂又充實，感謝芳蕙時常在研究上幫忙我許多，不吝於提點我、幫我解惑，令我獲益良多；感謝大隻在行政事務的協助，以及生活中的大小事都能與你討論溝通；感謝博傑、昀蓁總是與我分享有趣的事物，為我忙碌的生活增添了許多的快樂，謝謝有你們聽我嘮叨，也會給予我一些新的見解；感謝怡汝貼心的為我分憂解勞，是很細心的小幫手。感謝我最要好的朋友們美箴、婉婷陪伴我走過所有低潮艱辛，即便我們三人各自忙碌，卻總是願意撥空與彼此見面談心，分享彼此心裡的感受，陪伴彼此一起成長，有妳們真好。最後，感謝我最偉大的媽媽，總是督促的我前進、成長，也總是關心著我的所有事情，妳是我背後最大的溫暖與支撐，沒有妳就沒有我；感謝我的爺爺、奶奶、爸爸總是在我回家準備好料讓我心滿意足，每次回家都準備一堆東西讓我帶回台北；感謝我的弟弟、妹妹傾聽我吐苦水，可以跟你們分享一切很紓壓，我愛你們。謝謝所有在碩士生涯中曾經幫忙過我的人，滴水之恩必當湧泉以報，我由衷感激。

摘要

乳房X光攝影(Mammography)為乳房篩檢主要診斷工具，隨著乳房篩檢普遍化，乳房攝影的劑量也被人所關注。臨床上常利用乳腺劑量轉換因子(Normalized glandular dose coefficient, DgN)作為評估平均乳腺劑量(Mean glandular dose, MGD)之指標。現今臨床使用均勻混和假體模擬求得的DgN，然而其未符合實際女性乳腺異質分布，可能造成劑量有所差異，因此本研究的目的在於建構三層異質乳房假體(Three-layer heterogeneous mammographic phantom, THEP)，以探討乳腺分布對於DgN的影響。

THEP的各層可分別設定25%、50%與75%的乳腺比例，以模擬異質乳腺分布的情況。我們利用蒙地卡羅技術模擬W/Rh、W/Ag、W/Al X光能譜於22~36 kVp、3~9 cm CBT在不同乳腺分布情況下的DgN，以評估異質乳腺分布下，DgN與乳腺比例、乳房厚度、管電壓與半值層的關係。

DgN與乳房厚度、乳腺比例成反比，與kVp、HVL成正比。當乳房厚度為4 cm、平均乳腺比例為50%時，W/Al、W/Rh、W/Ag的異質DgN差異分別為36.2%、38.5%與36.4%。當乳房厚度為4 cm時，乳腺下移與乳腺上移的DgN分別較乳腺均勻分佈低估15.0%與高估13.9%；當乳房厚度為8 cm時，乳腺下移與乳腺上移的DgN分別較乳腺均勻分佈低估27.1%與高估23.7%。

THEP可以考量乳房厚度與乳腺分布，並且可與傳統乳腺劑量評估系統接軌，以提供臨床快速與準確的MGD評估。

關鍵字: 乳房攝影、乳腺劑量轉換因子、平均乳腺劑量、蒙地卡羅

Abstract

Mammography is the most effective modality for the early detection of breast cancer, and it is routinely performed in many countries worldwide. The dose of mammography is also concerned. The normalized glandular dose coefficients (DgN) is often used clinically as an indicator for evaluating the mean glandular dose (MGD). Current dosimetry methods in mammography assume that the breast is comprised of a homogeneous mixture of glandular and adipose tissues. However, it does not correspond the heterogeneous distribution of female breast, which may cause dose differences. The purpose of this study was to construct a three-layer heterogeneous mammographic phantom (THEP) to investigate the effects of glandular distribution on DgN.

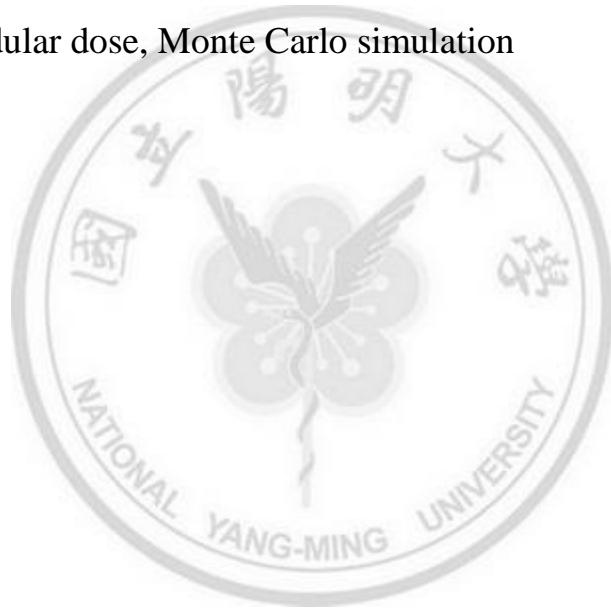
The glandular fraction of the THEP core layers can be set to 25%, 50%, and 75% to simulate heterogeneous distributed. We simulated the DgN of W/Rh、W/Ag、W/Al target/filter combinations at 22-36 kVp and 3-9 cm CBT in different glandular distributions. Then assessed the relationship between DgN and glandular fraction, breast thickness, tube voltage and half-value layer under heterogeneous glandular distributions.

DgN is inversely proportional to breast thickness and glandular fraction, and is proportional to kVp and HVL. When the breast thickness was 4 cm and the average glandular fraction was 50%, the heterogeneous DgN differences of W/Al, W/Rh, and W/Ag were 36.2%, 38.5%, and 36.4%, respectively. When CBT was 4 cm, the DgN of the glandularity in the superior and inferior directions has

overestimated by 13.9% and underestimated by 15.0%. When CBT was 8 cm, the DgN of the glandularity in the superior and inferior directions has overestimated by 23.7% and underestimated by 27.1%.

In conclusion, the THEP can consider breast thickness and glandular distribution and can be integrated with traditional breast dose assessment systems to provide clinical rapid and accurate MGD assessment.

Keywords: Mammography, normalized glandular dose coefficients, mean glandular dose, Monte Carlo simulation



目錄

	頁次
致謝.....	i
摘要.....	ii
Abstract.....	iii
目錄.....	v
圖目錄.....	vii
表目錄.....	xi
1. 前言.....	1
1.1. 研究背景.....	1
1.2. 研究目的.....	3
1.3. 碩論架構.....	4
2. 文獻回顧.....	6
2.1. 使用簡易均質假體評估乳腺劑量.....	6
2.1.1. Dance et al.....	6
2.1.2. Wu et al.....	9
2.1.3. Boone.....	10
2.2. 複雜異質乳房假體發展.....	11
2.2.1. 電腦軟體模擬.....	11
2.2.2. 醫學影像模擬.....	11
2.2.3. 其他方式產生.....	16
2.3. 其他儀器乳腺劑量評估方法.....	17
2.3.1. 數位乳房斷層攝影(DBT).....	17
2.3.2. 三維乳房專用電腦斷層(bCT).....	19
3. 材料與方法.....	21

3.1. 三層異質乳房假體.....	21
3.2. 乳房攝影儀器幾何.....	22
3.3. 蒙地卡羅技術.....	23
3.3.1. 輸入參數.....	24
3.4. 能譜產生.....	27
3.5. 乳房吸收劑量模擬.....	29
3.6. 空氣克馬(Air Kerma)模擬.....	30
3.7. 乳腺劑量轉換因子計算.....	31
3.8. 壓克力假體驗證.....	33
4. 結果.....	37
4.1. 簡易均質假體之乳腺劑量轉換因子驗證.....	37
4.2. 三層異質假體之乳腺劑量轉換因子.....	40
4.2.1. THEP DgN與乳腺比例.....	40
4.2.2. THEP DgN與CBT.....	42
4.2.3. THEP DgN與管電壓.....	44
4.2.4. THEP DgN與半值層.....	47
4.3. 臨床常見條件下THEP之DgN.....	50
4.4. 壓克力假體驗證.....	53
5. 討論.....	56
5.1. 三層異質假體之乳腺劑量轉換因子.....	56
5.2. 壓克力假體驗證.....	62
5.3. 臨床實際應用.....	63
6. 結論.....	65
7. 參考文獻.....	67

圖目錄

頁次

圖 1-1、美國癌症學會統計2018年男女癌症新發生率與死亡率。	1
圖 1-2、乳房解剖構造圖。	2
圖 1-3、實驗流程圖。	5
圖 2-1、標準假體與蒙地卡羅模擬示意圖，左圖為一半徑為8公分之半圓柱體；右圖為蒙地卡羅模擬幾何結構。	6
圖 2-2、假體幾何，為長、短軸分別為9、8公分之半橢圓柱體。	9
圖 2-3、蒙地卡羅模擬假體幾何， R_1 =包含皮膚之乳房半徑； R_2 為扣除皮膚之乳房半徑，兩者相減為皮膚厚度。輻射照野外之假體可能產生背射散影響乳腺劑量。	10
圖 2-4、乳房假體示意圖。(a)為側面圖、(b)為俯視圖，其中AT (Adipose tissue)代表脂肪區域；FGT (Fibroglandular tissue)代表乳腺區域。	12
圖 2-5、左圖為乳房CT切面原始影像，右圖為組織分割結果。	13
圖 2-6、三維精密乳房假體，包含乳房後脂肪、輸乳管與乳小葉、乳腺內脂肪、乳腺組織、皮下脂肪、Cooper's ligament和皮膚。	14
圖 2-7、乳房假體內乳腺劑量分佈，左圖為病患特異性假體、右圖為BreastSimulator模擬之異質假體。	15

圖 2-8、羊毛紙堆乳房假體示意圖。(a)側面圖；(b)俯視圖。	16
圖 2-9、MLO view模擬圖。	18
圖 2-10、bCT蒙地卡羅幾何模擬，(a)為側面圖；(b)為俯視圖。	20
圖 3-1、(a) 三層異質假體模型，半徑為8.5 cm之半圓柱體，外層為0.4 cm之皮膚層，(b) 乳腺劑量模擬之幾何示意圖。	22
圖 3-2、蒙地卡羅技術示意圖。	23
圖 3-3、變形卡填寫範例。	25
圖 3-4、利用Moritz讀取之3D幾何結構。左圖: THEP縱向圖、右圖: 整體幾何結構圖。	27
圖 3-5、當管電壓為30 kVp時，不同靶極組合的能譜分佈。	28
圖 3-6、空氣克馬模擬，一半徑為1.45公分之圓柱形游離腔。	31
圖 3-7、乳腺分布示意圖。(a)為乳腺上移；(b)為乳腺集中；(c)為乳腺下移的情況。	32
圖 3-8、三層壓克力假體，單層置放8顆TLD，TLD交錯排列。	34
圖 3-9、三層壓克力假體實際照射擺放位置。	35
圖 3-10、TLD之計讀設備，其包含了TLD計讀儀本身、外接電腦操作系統以及外接氮氣冷卻系統。	36
圖 4-1、W/Ag靶極/濾片組合在能量26~34 kVp、乳腺比例25%、50%、75% THOPs 於乳房壓迫厚度3、5、7 cm下的乳腺劑量轉換因子與Boone比較。	37

圖 4-2、W/Rh靶極/濾片組合在能量26~34 kVp、乳腺比例 25%、50%、75% THOPs 於乳房壓迫厚度3、5、7 cm下的乳腺劑量轉換因子與Boone比較。.....	38
圖 4-3、W/Al靶極/濾片組合在能量26~34 kVp、乳腺比例 25%、50%、75% THOPs 於乳房壓迫厚度3、5、7 cm下的乳腺劑量轉換因子與Boone比較。.....	39
圖 4-4、(a)、(b)為W/Al靶極/濾片組合；(c)、(d)為W/Rh靶極/ 濾片組合；(e)、(f)為W/Ag靶極/濾片組合在28 kVp、0.510 mm Al、乳房壓迫厚度3~9 cm，不同乳 腺比例下之乳腺劑量轉換因子。.....	41
圖 4-5、(a)為W/Al靶極/濾片組合；(b)為W/Rh靶極/濾片組 合；(c)為W/Ag靶極/濾片組合在30 kVp、0.549 mm Al，平均乳腺比例為50%時，七種不同乳腺組織分 佈於不同乳房壓迫厚度下之乳腺劑量轉換因子。.....	43
圖 4-6、三種靶極/濾片組合在50%平均乳腺比例的情況下，不 同能量、乳腺組織分佈情況之DgN :(a)、(c)、(e) 3~6 cm的小乳房；(b)、(d)、(f) 7~9 cm的大乳房。.....	46
圖 4-7、三種靶極/濾片組合在50%平均乳腺比例的情況下，32 kVp、不同半值層與乳腺組織分佈情況之 DgN :(a)、(c)、(e) 3~6 cm的小乳房；(b)、(d)、(f) 7~9 cm的大乳房。.....	49
圖 4-8、W/Al靶極/濾片組合於管電壓22~30 kVp、0.368 mm Al、CBT 4 cm於平均乳腺比例為50%條件下，乳腺 分佈不同之乳腺劑量轉換因子。.....	50

圖 4-9、W/Rh靶極/濾片組合於管電壓22~30 kVp、0.510 mm Al、CBT 4 cm於平均乳腺比例為50%條件下，乳腺 分佈不同之乳腺劑量轉換因子。	51
圖 4-10、W/Ag靶極/濾片組合於管電壓22~30 kVp、0.580 mm Al、CBT 4 cm於平均乳腺比例為50%條件下，乳腺 分佈不同之乳腺劑量轉換因子。	51
圖 4-11、TLD計讀中產生之輝光曲線。	53
圖 4-12、實際臨床乳房攝影儀器照射PMMA假體影像。	54
圖 5-1、W/Rh靶極組合於28 kVp、0.546 mm Al時，平均50% 乳腺比例下不同組織分佈在不同乳房厚度下的乳腺 劑量轉換因子。	56
圖 5-2、W/Rh靶極/濾片組合於28 kVp、0.546 mm Al時，不同 乳房厚度在不同乳腺比例下的乳腺劑量轉換因子。	57
圖 5-3、乳房於不同深度能量沉積示意圖。	58
圖 5-4、小乳房(3 cm)於22 kVp、0.368 mm Al時，27種乳腺分 佈情況下之乳腺劑量轉換因子。	60
圖 5-5、大乳房(9 cm)於36 kVp、0.661 mm Al時，27種乳腺分 佈情況下之乳腺劑量轉換因子。	61

表目錄

	頁次
表 2-1、乳房壓迫厚度為2~11 cm在半值層為0.30~0.60 mm Al 條件下之g-factor (mGy/mGy).....	7
表 2-2、乳腺比例範圍0.1%~100%、乳房壓迫厚度2~11 cm於 半值層為0.35 mm Al情況下之c-factor.....	8
表 2-3、不同靶極組合下之乳腺劑量轉換因子須乘上s-factor校 正.....	8
表 3-1、乳房組織的元素組成與密度.....	21
表 3-2、乳腺組織於不同乳腺比例下的元素組成與密度.....	22
表 3-3、實驗變形卡.....	25
表 3-4、不同靶極/濾片組合、管電壓下之半值層(mm Al).....	28
表 3-5、利用PMMA模擬女性乳房假體.....	33
表 4-1、三種靶極/濾片組合於不同條件與不同乳腺分布下， 乳腺劑量轉換因子比較.....	52
表 4-2、TLD 校正因子.....	54
表 4-3、壓克力假體與不同方法於不同乳腺分布之DgN比較.....	55
表 5-1、以MCNP模擬實際壓克力假體幾何與THEP假體之 DgN與TLD結果比較.....	62
表 5-2、W/Al靶極/濾片組合在平均乳腺比例為50%時，不同 乳房厚度、乳腺組織分佈與簡易均質假體間乳腺劑 量轉換因子之比值.....	63

表 5-3、W/Rh靶極/濾片組合在平均乳腺比例為50%時，不同
乳房厚度、乳腺組織分佈與簡易均質假體間乳腺劑
量轉換因子之比值64

表 5-4、W/Ag靶極/濾片組合在平均乳腺比例為50%時，不同
乳房厚度、乳腺組織分佈與簡易均質假體間乳腺劑
量轉換因子之比值64



1. 前言

1.1. 研究背景

根據美國癌症協會(American Cancer Society) 2018年的統計資料顯示¹，女性癌症死亡率中乳癌高居第二，發生率亦逐年上升達30%；台灣女性乳癌死亡率由2011年之第四位於2016年上升至第三位，發生率皆為第一位，可見無論國內外，乳癌為女性最常見且好發之癌症。圖1-1為美國癌症學會統計2018年男女癌症新發生率與死亡率及各自人數。乳癌除了局部侵犯乳房組織外，也有經由血液或淋巴液轉移至身體其他器官之可能，進而危害生命安全，因此若惡性腫瘤能透過篩檢及早發現、及早治療，可使病患之治癒與存活率上升。

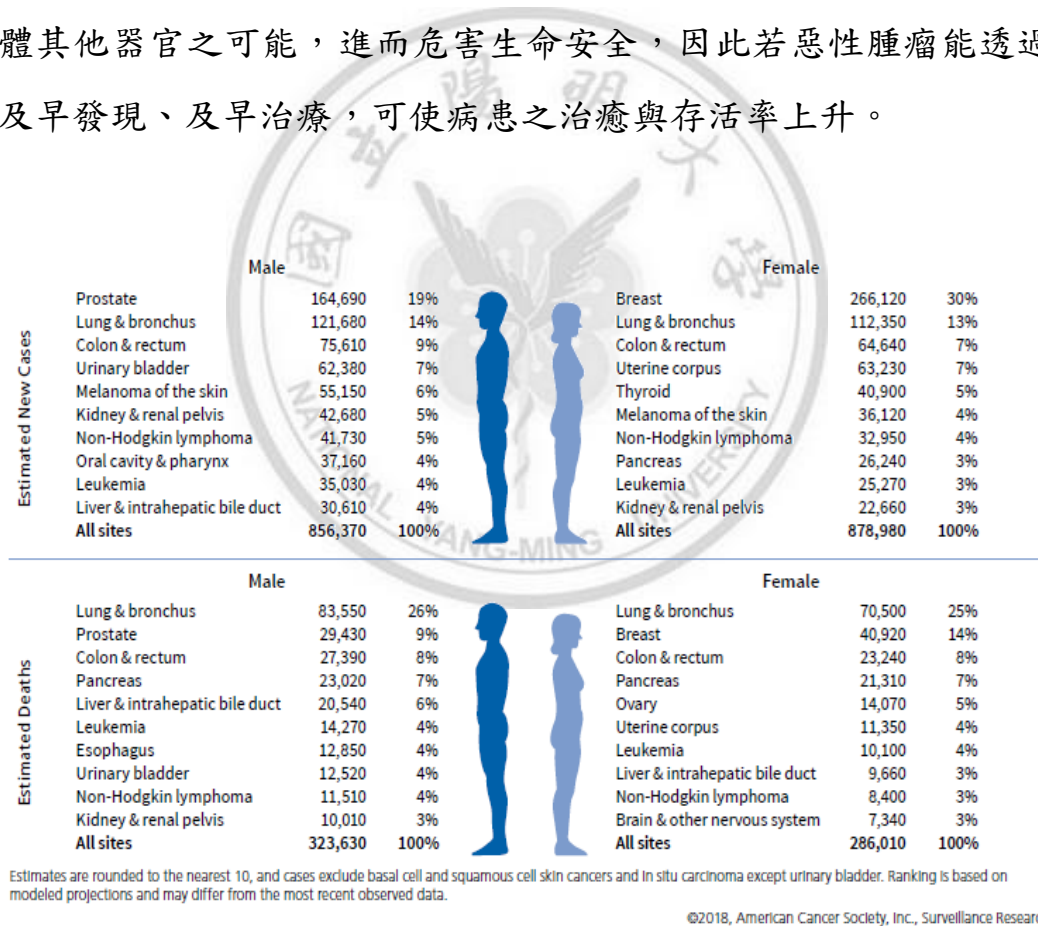


圖 1-1、美國癌症學會統計2018年男女癌症新發生率與死亡率。

乳房主要由乳腺、乳管、脂肪組織及結締組織所構成，其中有神經、血管、淋巴管分布。乳腺由15~20個腺葉組成，以乳頭為中心呈放射線狀排列，如圖 1-2所示。當乳房組織細胞產生不正常增生、分裂而有所變異，即形成惡性腫瘤。在癌症統計報告中，乳癌組織型態大部分(約85%)發生在乳腺組織，以侵襲性管道癌佔最多數，其他型態有黏液性癌、侵襲性小葉癌、侵襲性乳頭狀癌、非特定上皮癌等。國民健康署鑒於45-69歲婦女為我國婦女罹患乳癌之高峰，因此提供45-69歲及40-44歲具乳癌家族史婦女每兩年接受一次乳房攝影檢查，以利於早期發現乳癌徵兆。

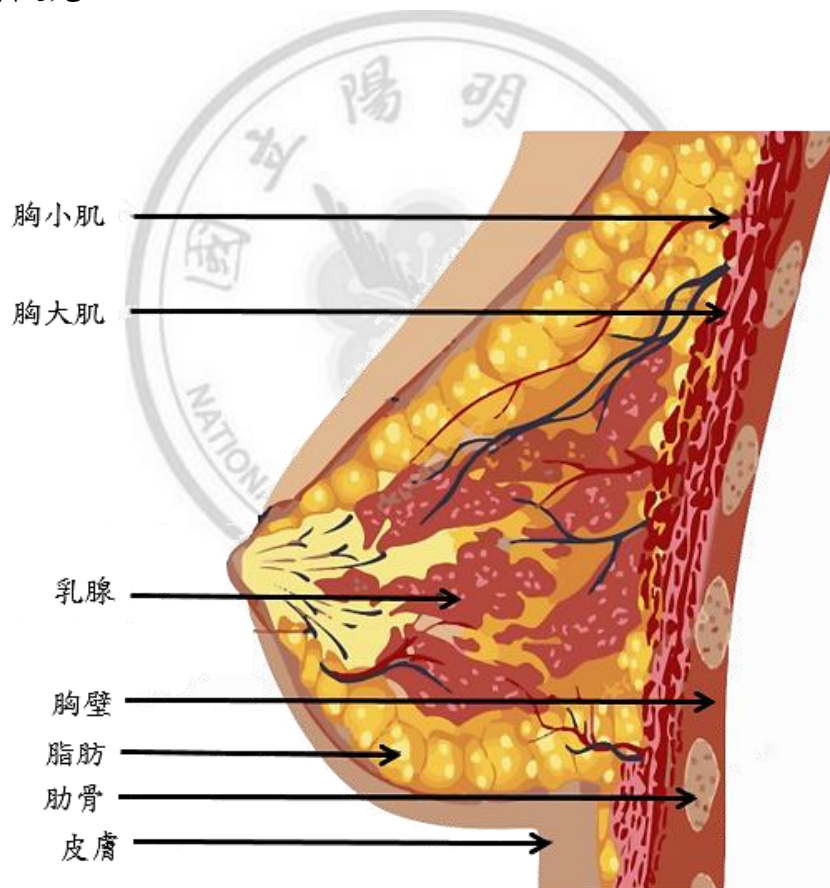


圖 1-2、乳房解剖構造圖。

(圖片修改自來源: <https://www.dephotos.cn/14869973/stock-illustration-anatomy-of-the-breast-vector.html>)

臨床上以乳房攝影(Mammography)為乳房篩檢之主要診斷工具，其辨識乳房原位癌中微小鈣化點(Microcalcification)與腫塊(Mass)的敏感度與特異性高²。隨著乳房篩檢普遍化，除了要求良好的影像品質外，乳房攝影所造成的輻射劑量也為人所關注；因乳腺為輻射敏感的組織，由ICRP 103號報告中的組織加權因素從ICRP 60號報告之0.05增加為0.12更可知³，年輕女性之乳腺較緻密，乳房攝影所造成的乳腺劑量，亦可能導致輻射誘導致癌之風險⁴。因此，準確的乳房劑量評估是十分重要的議題。

現今臨床乳房攝影劑量評估主要以平均乳腺劑量(Mean glandular dose, MGD)為指標⁵，然而平均乳腺劑量難以直接量測，主要是利用乳腺劑量轉換因子(Normalized glandular dose, DgN)與入射乳房表面皮膚之空氣克馬(Incident air Kerma)相乘而求得。目前臨床所使用的乳腺劑量轉換因子是以乳腺、脂肪組織均勻混和假體進行蒙地卡羅模擬而得，並未考慮乳房中組織分佈真實情況。

1.2. 研究目的

本研究為了能以簡易、快速之方式評估平均乳腺劑量，以均質假體進行延伸，建構三層異質乳房假體(Three-layer heterogeneous mammographic phantom, THEP)，形成簡易異質乳房並利用蒙地卡羅模擬現今數位乳房攝影(Digital Mammography)常用鎢(Tungsten, W)靶，搭配不同濾片(銻(Rh)、銀(Ag)、鋁(Al))，求得乳腺劑量轉換因子。

三層異質乳房假體將乳房分為上、中、下三層，可利用不同乳腺比例之搭配，獲得不同乳腺組織分佈情況，與簡易均質假體相比更能符合乳房組織，藉由三層異質乳房假體的蒙地卡羅模擬與驗證，建立

乳腺劑量轉換因子表，進而將研究結果與臨床接軌，提供臨床使用，以增進臨床乳房攝影劑量與癌症風險評估的準確度與便利性，以期對病患福祉與輻射醫學領域有所貢獻。

1.3. 碩論架構

本篇碩論主要分為前言、文獻回顧、材料與方法、結果、討論與結論等部分。前言主要論述乳房解剖構造、常見患病組織區域，以及乳癌的發生率、死亡率及嚴重性，並提出乳房攝影為主要篩檢工具與乳腺劑量評估標準。文獻回顧主要以乳房假體的發展與乳腺劑量評估方法為大方向進行探討，乳房假體從過去僅有簡單均質假體，逐漸隨著科技與醫療儀器發展，可透過不同方式形成複雜異質假體，如由提取影像資訊再以電腦軟體進行模擬；抑或是利用3D列印出女性乳房假體，進而模擬女性真實乳房解剖構造。乳腺劑量評估方法由計算簡易均質假體於乳房攝影之乳腺劑量，進而延伸計算評估DBT與bCT的乳腺劑量，包括評估了不同的儀器幾何構造與使用假體幾何皆有所不同。

在材料與方法中，主要分為五個階段，第一階段為建構THEP之蒙地卡羅幾何結構，填寫相關幾何、組織密度等資訊；第二階段進一步建構乳房攝影幾何，限制射束範圍與確立THEP、圓餅型游離腔置放位置等。第三階段為整理不同靶極/濾片組合在不同管電壓下的能譜，並進行不同乳房壓迫厚度、管電壓、半值層等條件下的蒙地卡羅模擬。第四階段將蒙地卡羅模擬結果加以計算求得不同乳腺分布情況下的DgN。最後第五階段實際於壓克力假體中置放熱發光劑量計(TLD)進行乳房攝影照射，計讀TLD並求得劑量結果，實驗流程圖如圖 1-3。



圖 1-3、實驗流程圖。

在結果中，首先將THEP中填入相同乳腺比例之組織以模擬簡易均質假體進行蒙地卡羅模擬，並將模擬結果與過去學者之結果進行比較以驗證蒙地卡羅的幾何、能譜等正確性。接著列出各參數例如乳房壓迫厚度、乳腺分布、攝影參數(kVp、HVL、靶極/濾片組合)與DgN之間的關係圖表呈現，進而觀察箇中差異以及趨勢。在討論中，探討實驗所呈現結果背後成因、物理意義，以及DgN差異比例、趨勢、與他人結果比較等等。結論為本實驗建立THEP並以此假體進行蒙地卡羅模擬求得不同攝影參數、乳腺分布情況下的DgN，且以熱發光劑量計進行驗證，未來期許將研究結果與臨床接軌，使乳腺劑量評估更加準確，並於最後延伸構想未來展望，以及對於此研究有所貢獻之人表達誠摯的感謝。

2. 文獻回顧

2.1. 使用簡易均質假體評估乳腺劑量

目前臨床所使用的乳腺劑量轉換因子是以簡易均質假體進行蒙地卡羅模擬而得，多位學者提出不同評估乳腺劑量之方法且被各國作為評估乳腺劑量之標準，下列將介紹各學者提出之計算公式及其所使用的簡易均質乳房假體。

2.1.1. Dance et al

現今英國⁶、歐洲⁷與國際原子能機構(International Atomic Energy Agency, IAEA)⁸皆使用Dance之標準方法評估平均乳腺劑量。作者使用之乳房假體為一半徑為8公分之半圓柱體，假體厚度範圍為2~11公分，外層有5 mm之屏蔽區域(shield region)，內層為脂肪、乳腺各50%均勻混和組織，如圖 2-1，射源至影像接受器之距離為60公分。

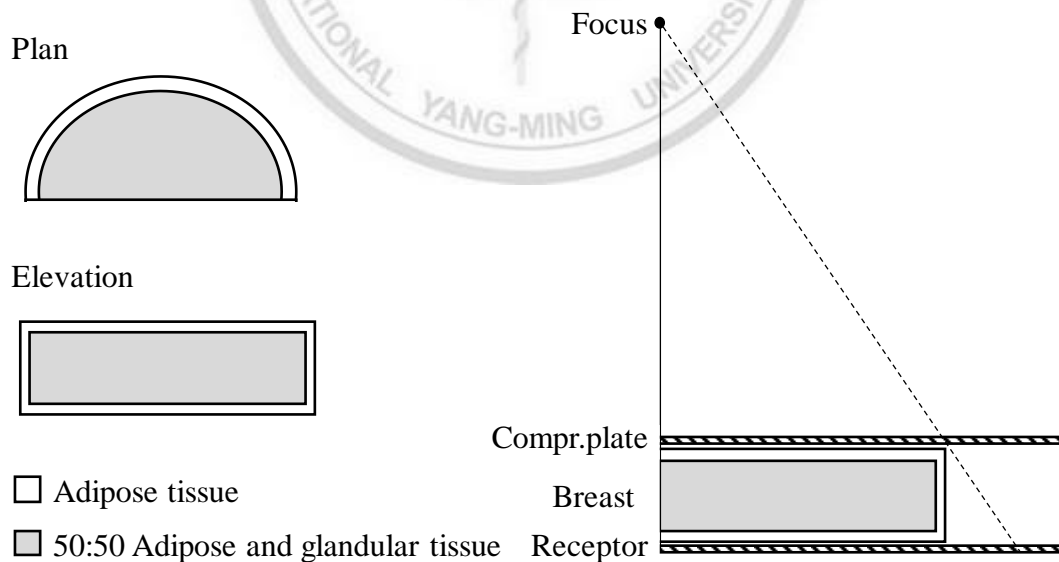


圖 2-1、標準假體與蒙地卡羅模擬示意圖，左圖為一半徑為8公分之半圓

柱體；右圖為蒙地卡羅模擬幾何結構。

Dance (2000)⁹基於其1990發表文獻(Dance, 1990)¹⁰之乳腺劑量計算公式進行修改，除了50%之乳腺比例外，增加考慮了不同乳房半徑(7、10、12.5、14.5、17.5 cm)、乳腺比例(1%、10%、25%、75%)、不同靶極/濾片組合之情況，以各參數如 g 、 c 、 s 去評估對乳腺劑量造成之影響，乳腺劑量計算如下：

$$D = Kgcs \quad (1)$$

其中 K 為乳房假體表面入射空氣克馬； g 為50%乳腺比例乳房假體在特定半值層下的乳腺劑量轉換因子； c 為校正不同乳腺比例之因子； s 為考慮不同靶極/濾片組合之因子。各因子值列於表 2-1~表 2-3。隨著醫療儀器設備發展，Dance增加因子用於計算乳房斷層攝影之乳腺劑量¹¹。

表 2-1、乳房壓迫厚度為2~11 cm在半值層為0.30~0.60 mm Al條件下之 g -factor (mGy/mGy)

Breast thickness (cm)	HVL (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.390	0.433	0.473	0.509	0.543	0.573	0.587
3	0.274	0.309	0.342	0.374	0.406	0.437	0.466
4	0.207	0.235	0.261	0.289	0.318	0.346	0.374
4.5	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
5	0.164	0.187	0.209	0.232	0.258	0.287	0.310
6	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
7	0.114	0.130	0.145	0.163	0.177	0.202	0.224
8	0.098	0.112	0.126	0.140	0.154	0.175	0.195
9	0.0859	0.0981	0.1106	0.1233	0.1357	0.1543	0.1723
10	0.0763	0.0873	0.0986	0.1096	0.1207	0.1375	0.1540
11	0.0687	0.0786	0.0887	0.0988	0.1088	0.1240	0.1385

表 2-2、乳腺比例範圍0.1%~100%、乳房壓迫厚度2~11 cm於半值層為0.35

mm Al情況下之c-factor

HVL (mm Al)	Breast Thickness (cm)	Breast glandularity				
		0.1%	25%	50%	75%	100%
0.35	2	1.123	1.058	1.000	0.943	0.891
0.35	3	1.196	1.090	1.000	0.919	0.842
0.35	4	1.244	1.112	1.000	0.903	0.816
0.35	5	1.272	1.121	1.000	0.890	0.801
0.35	6	1.294	1.132	1.000	0.886	0.793
0.35	7	1.308	1.138	1.000	0.886	0.788
0.35	8	1.312	1.140	1.000	0.884	0.786
0.35	9	1.319	1.145	1.000	0.884	0.786
0.35	10	1.319	1.144	1.000	0.881	0.785
0.35	11	1.322	1.142	1.000	0.882	0.784

表 2-3、不同靶極組合下之乳腺劑量轉換因子須乘上s-factor校正

Spectrum	s-factor	Maximum error (%)
Mo/Mo	1.000	3.1
Mo/Rh	1.017	2.2
Rh/Rh	1.061	3.6
Rh/Al	1.044	2.4
W/Rh	1.042	2.1

2.1.2. Wu et al

在美國主要以Wu et al (1991¹², 1994¹³)或是Boone提出之方法作為乳腺劑量評估之標準方法。Wu以長軸(a)為9 cm、短軸(b)為8 cm之半橢圓柱體，假體厚度範圍為3~8 cm，外層為4 mm皮膚，內層填入乳腺、脂肪組織分別為0%、50%、100%均勻混和組織進行蒙地卡羅模擬，假體幾何如圖 2-2所示，射源至假體表面距離為60公分。

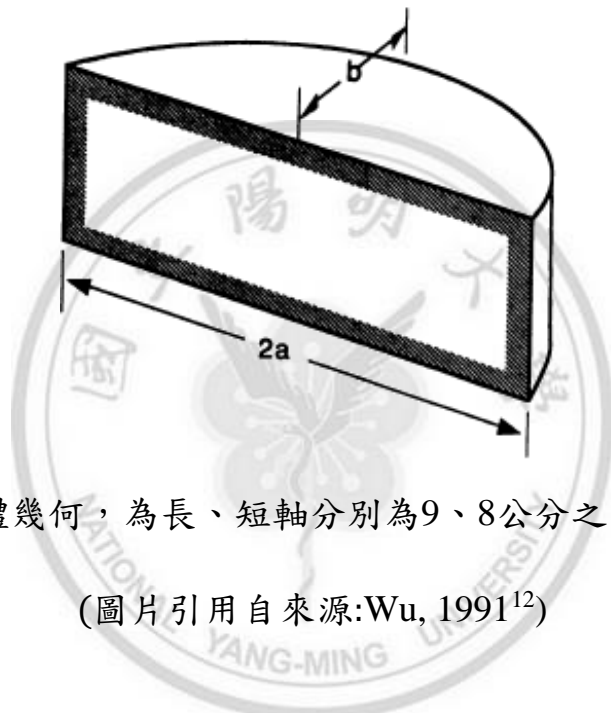


圖 2-2、假體幾何，為長、短軸分別為9、8公分之半橢圓柱體。

(圖片引用自來源:Wu, 1991¹²)

Wu et al提出了D_{gN} (normalized average glandular dose)之概念來評估乳腺劑量，其計算公式如下：

$$D_g = D_{gN} \times X_{ESE} \quad (2)$$

其中D_g為乳腺劑量、D_{gN}為乳腺劑量轉換因子、X_{ESE}為入射皮膚曝露。Wu模擬不同靶極/濾片組合、管電壓、半值層與乳房組成比例等條件以建立一系列乳腺劑量轉換因子。

2.1.3. Boone

Boone (1999)¹⁴延伸計算乳房壓迫厚度範圍2~12 cm以及過去學者未提及之高能(120 keV)乳腺劑量轉換因子，且與過去學者使用的乳房假體稍有不同的是，Boone進一步考慮了背散射對乳腺劑量之影響，如圖 2-3所示，且提出了G值之概念，以該值評估簡易均質乳房假體中乳腺之吸收劑量。

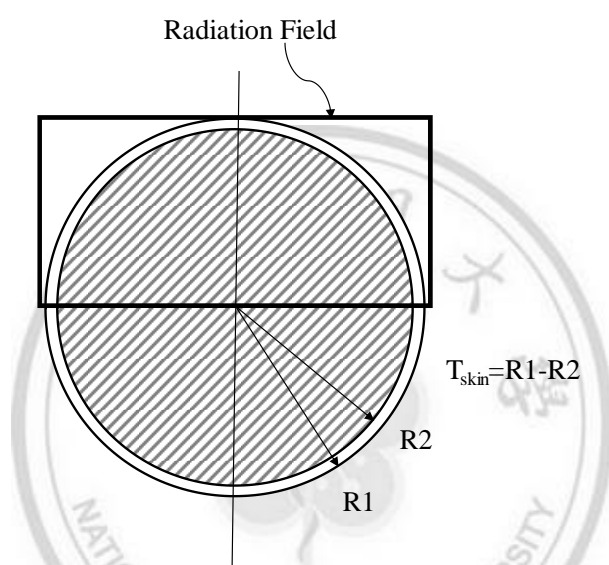


圖 2-3、蒙地卡羅模擬假體幾何，R1=包含皮膚之乳房半徑；R2為扣除皮膚之乳房半徑，兩者相減為皮膚厚度。輻射照野外之假體可能產生背射散影響乳腺劑量。

Boone (2002)¹⁵提出將單能乳腺劑量轉換因子加權計算多能X光能譜以得到多能乳腺劑量轉換因子，以符合臨床上所使用之乳房攝影條件，擬合公式如下：

$$pDgN = \frac{\sum_{E=E_{\min}}^{E_{\max}} \Phi(E)g(E)DgN(E)}{\sum_{E=E_{\min}}^{E_{\max}} \Phi(E)g(E)} \quad (3)$$

其中 $\Phi(E)$ 為每個能量下之通量、 $g(E)$ 為將通量轉換為曝露之轉換值， $DgN(E)$ 為單能之乳腺劑量轉換因子。

2.2. 複雜異質乳房假體發展

Yaffe¹⁶收集了2831位女性之臨床醫學影像，其中包括191筆CT影像與2640筆乳房攝影影像，分析結果發現80%女性乳腺比例小於27%且95%女性乳腺比例小於45%，進而顯示簡易均質假體未符合女性實際乳腺，因此模擬擬真女性乳房假體之研究蓬勃發展。

2.2.1. 電腦軟體模擬

Dance (2005)¹⁷利用電腦模擬高解析度乳房體素假體(High resolution voxel phantom)，此假體以大小為400 μm 的體素所組成，作者模擬出八種乳房假體，其壓迫厚度範圍為4~8 cm、乳腺比例為25%~100%，假體內由體素隨機形成如真實乳房各組織之三維分布。基於乳腺分布之不同，可造成體素假體與均質假體之平均乳腺劑量轉換因子差異高達43%。

2.2.2. 醫學影像模擬

Bakic (2002)¹⁸使用軟體模擬出不同大小之乳房假體，且參照乳房組織切片與臨床醫學影像，粗略定義脂肪及腺體組織區域，形成未壓迫乳房假體(圖 2-4)，並透過不同物質密度及超音波聲速，利用楊氏模量(Young's modulus) 加以計算模擬出乳房壓迫假體，以符合實際乳房攝影之情形。

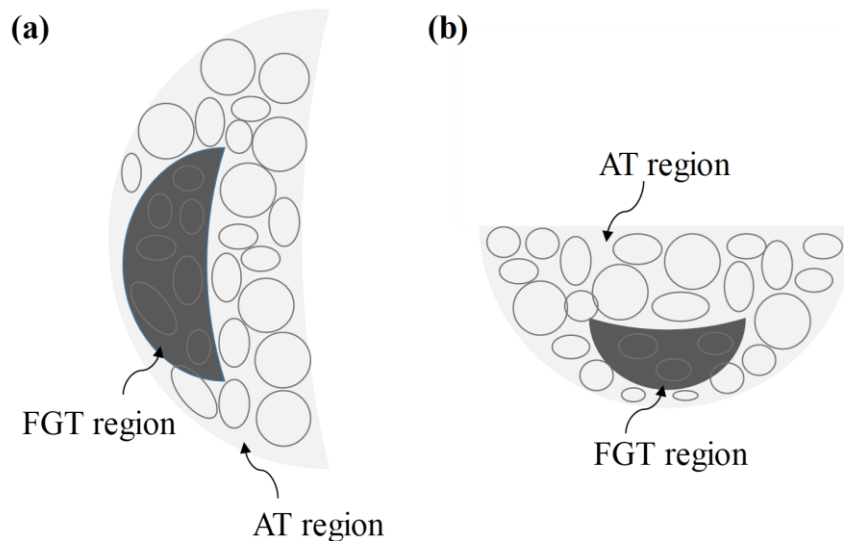


圖 2-4、乳房假體示意圖。(a)為側面圖、(b)為俯視圖，其中AT (Adipose tissue)代表脂肪區域；FGT (Fibroglandular tissue)代表乳腺區域。

近年來科技發展日新月異，隨著數位乳房斷層攝影(Digital Breast Tomosynthesis, DBT)、三維乳房專用電腦斷層(Three-dimensional (3D) dedicated breast CT, bCT)與磁振造影(Magnetic Resonance Imaging, MRI)之發展，使人們可透過三維影像更加了解乳房解剖構造。

Zankl (2005)¹⁹利用女性乳房標本進行電腦斷層(Computed tomography, CT)掃描，將影像以不同灰階值閾值進行組織分割，呈現真實乳腺分布，以上述資訊建立八個壓迫厚度範圍為4~7 cm之體素壓迫乳房假體，如圖 2-5。作者利用蒙地卡羅模擬出14種乳房攝影常用條件(HVL 0.28~0.50 mm Al)下的乳腺劑量轉換因子，並與前人結果進行比較。可發現作者結果與前人所作結果在乳腺集中於乳房上部之結果吻合，反之若乳腺分布於乳房下部，兩者差異可能達40%，由結果可知乳腺分布可造成相當之影響。

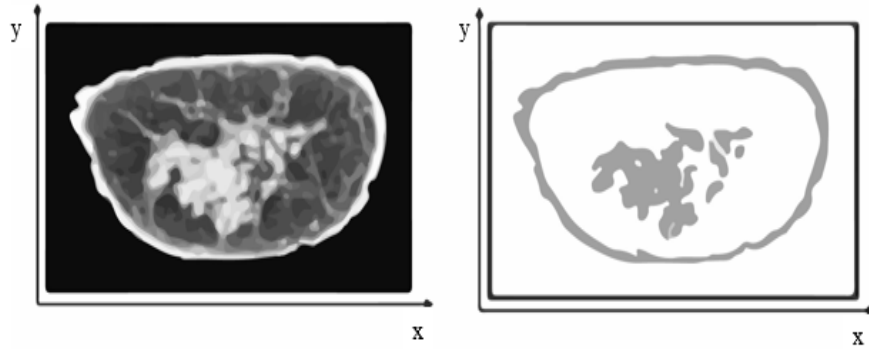


圖 2-5、左圖為乳房CT切面原始影像，右圖為組織分割結果。

(圖片引用自來源: Zankl, 2005¹⁹)

Hernandez (2015)²⁰收集219位病患之bCT影像，由bCT取得乳腺分布資訊並以雙高斯分布去分配乳房假體中之乳腺分布，建構含有女性三維乳腺分佈之乳房壓迫假體，以蒙地卡羅模擬單能乳腺劑量轉換因子，並加權得出多能乳腺劑量轉換因子(pDgN)且與過去均質假體結果進行比較。由研究結果顯示過去簡易均質假體較複雜異質假體所得乳腺劑量轉換因子高估約30%，且不同靶極/濾片組合也會造成差異有所不同(Mo/Mo:平均高35.3%；W/Rh:平均高24.2%)。

Wang (2017)²¹為了更準確評估中國女性之平均乳腺劑量，利用中國女性乳房參數包括乳房大小、壓迫厚度、乳腺比例等，建立一系列的三維精密乳房假體(3D detailed breast model)，如圖 2-6，且將乳房假體結合至中國女性參考人假體(Chinese reference adult female whole-body voxel phantom, CRAF)以考慮背散射之影響。作者以蒙地卡羅進行不同乳腺比例(5%, 25%, 50%, 75%, 100%)、CBT (3~6 cm)之模擬。三維精密乳房假體模擬結果與均質假體結果比較，乳腺劑量轉換因子差異為低5.4% ~ 38.0%。

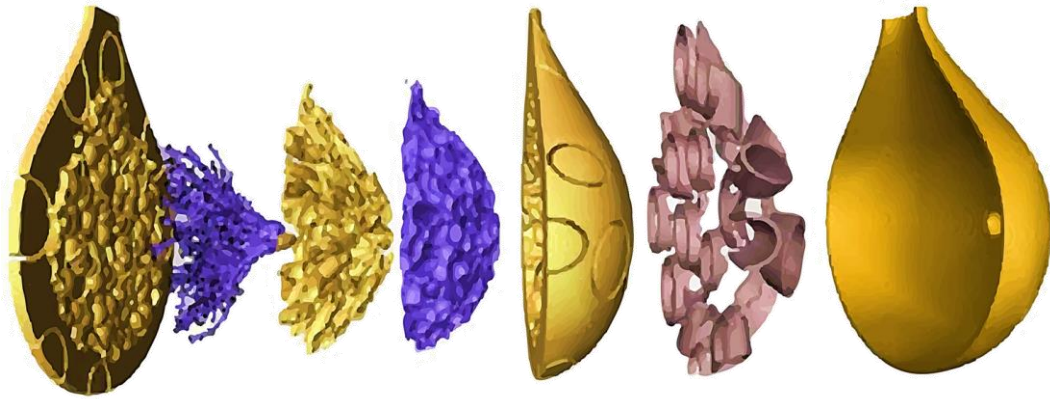


圖 2-6、三維精密乳房假體，包含乳房後脂肪、輸乳管與乳小葉、乳腺內脂肪、乳腺組織、皮下脂肪、Cooper's ligament和皮膚。

(圖片引用自來源: Wang, 2017²¹)

Sarno (2018)²²為了比較均質與異質假體之間乳腺劑量的差異，首先開發了四個有著不同幾何構造之均質假體，也利用20位病患的高解析度bCT影像建構具病患特異性異質假體，以及由BreastSimulator軟體模擬之異質假體。利用蒙地卡羅方法獲得不同乳房假體之MGD並加以計算不同均質假體與病患特異性之異質假體之比例，可發現不同幾何構造之均質假體造成差異有所不同。作者也評估具病患特異性之異質假體與BreastSimulator軟體模擬之異質假體於乳房攝影的平均乳腺劑量，在相同條件下(W/AI、30 kVp、CBT為6.86 cm、乳腺比例為16%)，病患特異性異質假體和BreastSimulator模擬之異質假體的乳腺劑量差異為33%，可看出即便同為異質乳房假體，仍會因乳腺分布位置不同造成相當之差異，異質假體乳腺劑量分布圖如圖 2-7所示。

Glandular dose, 10^{-13} mGy/photon

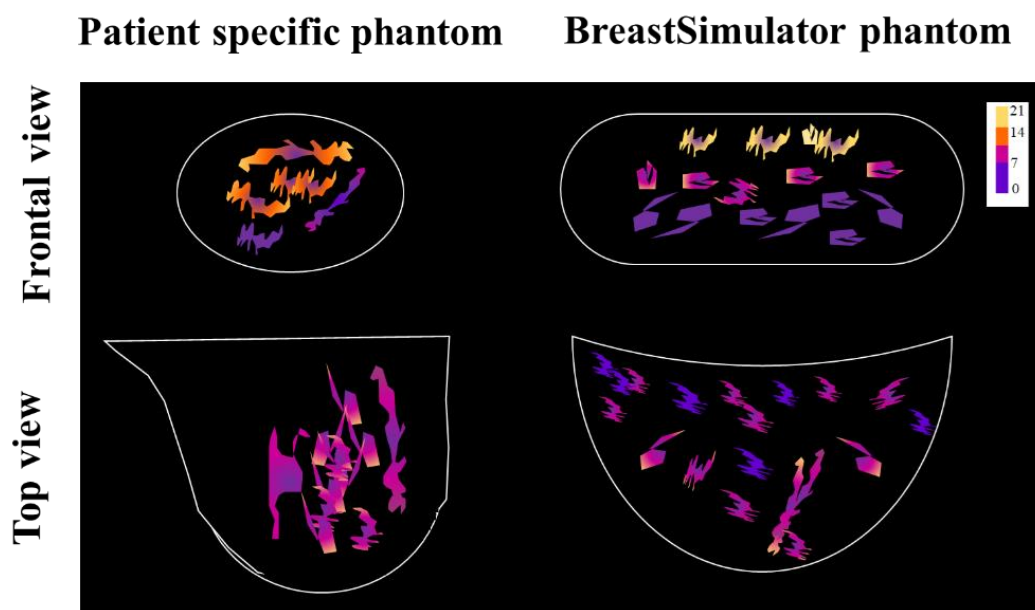


圖 2-7、乳房假體內乳腺劑量分佈，左圖為病患特異性假體、右圖為 BreastSimulator 模擬之異質假體。

乳房磁振造影(MRI)相較於乳房攝影對於軟組織病灶的診斷有其優勢，但乳房攝影可較準確偵測出鈣化點，若將兩者組合評估可更準確診斷乳房疾病。Garcia (2018)²³透過病患MRI影像提取女性乳房形狀以及其體積，進而了解內部組織分佈，並利用有限元素方法進行乳房假體變形，以建立具病患特異性有限元素生物動力學模型(patient-specific finite element-based biomechanical model)。Yamamuro (2018)²⁴利用來自25~85歲日本女性的331張MLO view影像，建立逐步多元回歸分析模型(stepwise multiple regression analysis model)，以多個因子如年齡、CBT、身高與BMI等因素預測乳腺以及平均乳腺劑量。

2.2.3. 其他方式產生

透過科技發展，Kiarashi (2015)²⁵利用bCT所取得影像，製作延伸的心臟-軀幹虛擬乳房模型(XCAT (extended cardiac-torso) virtual phantom)，以當今最先進之技術與3.175 mm厚之乳房組織等效塑料線材(breast tissue-equivalent plastic materials)進行3D列印(3D printing)，3D列印儀器以雙噴嘴分別噴出能代表乳腺與脂肪之塑料，層層堆疊使得不同3D列印假體有不同的組成(Doublet)，也可透過單一代表乳腺之塑料進行3D列印並以與脂肪等效材料如蜂蠟、透明樹脂等材質進行空隙填充(Singlet)，形成擬真乳房假體。結果顯示單一材料較雙重材料之假體更接近真實情況。

物理假體模型為評估乳房成像系統之重要工具，但多數複雜異質假體之製作耗費成本較高，為了能夠以較快速且成本較低之方式建構乳房假體，並將其運用於乳房攝影及DBT，Ikejimba (2017)²⁶透過將乳腺、脂肪、血管及韌帶等組織分割，以逐片噴墨打印的方式製作乳房假體。利用將含碘油墨噴至與脂肪為等效線性衰減係數之羊皮紙上，進而增加其衰減，形成符合乳腺的線性衰減係數，將羊毛紙層層堆疊來建構擬真乳房假體(圖 2-8)。此種假體再現性高，適合應用於2D或3D之乳房成像系統。

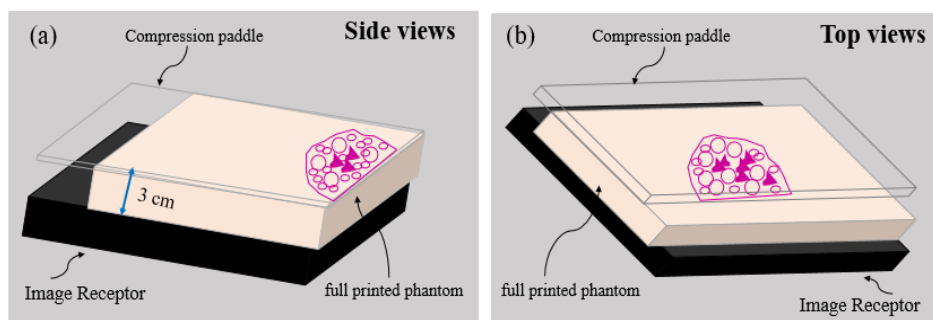


圖 2-8、羊毛紙堆乳房假體示意圖。(a)側面圖；(b)俯視圖。

上述複雜異質假體研究由於乳腺比例及乳房壓迫厚度適用案例範圍小，仍未能廣泛使用於臨床，因多數結果只證明複雜異質假體與簡易均質假體有所差異，未建構完整平均乳腺劑量轉換因子查找表可參照；且複雜異質假體尚未有標準化劑量量測方法，主要仰賴各學者研發之特定方法，且通常都是以個體劑量評估，未能評估女性群體通用劑量評估，且未有實用已開發之假體可供臨床估算劑量，無法作為參考水平與劑量規範之用^{27,28}。

2.3.其他儀器乳腺劑量評估方法

2.3.1. 數位乳房斷層攝影(DBT)

二維影像能提供之資訊有限，且組織重疊可能造成放射科醫師對於影像判讀有所干擾，不易精確判斷；而數位乳房斷層攝影(Tomosynthesis, DBT)是透過多角度之照射獲得乳房影像並利用電腦進行重組，獲得三維影像，有助於降低組織重疊所造成之遮蔽，並提升影像判讀之正確性。隨著DBT逐漸普及運用於乳房檢查，其所造成之劑量也須如乳房攝影一般評估乳腺劑量。

多數研究乳腺劑量以CC view為主，然而DBT大多使用MLO view進行照相，因此Sechopoulos等人²⁹以蒙地卡羅模擬DBT在頭尾向(Cranio-Caudal, CC)以及中外斜向(Medio-Lateral Oblique, MLO)之乳腺劑量與乳腺劑量轉換因子，且設計出MLO之乳房假體，如圖 2-9，同時考慮不同乳房大小、乳房組成與X光能譜對於乳腺劑量可能造成之影響。並提出以相對乳腺劑量(Relative Glandular Dose, RGD)的概念去評估DBT的乳腺劑量，計算公式如下：

$$D_g = X_{CR} \times DgN_0 \times \sum_{\alpha=\alpha_{MIN}}^{\alpha_{MAX}} RGD(\alpha) \quad (4)$$

其中 D_g 為乳腺總劑量(mGy)、 X_{CR} 是入射空氣暴露、 DgN_0 為零度角時的平均乳腺劑量轉換因子、 $RGD(\alpha)$ 為 α 角度下之相對乳腺劑量，將不同角度下之 RGD 加總即可得到DBT之乳腺總劑量。透過MLO之乳房假體可望更加準確評估DBT之乳腺劑量。

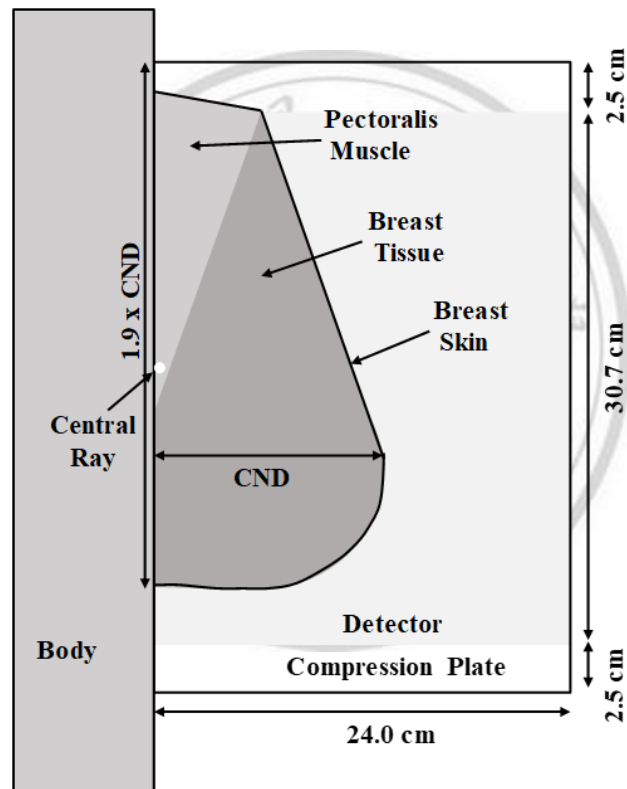


圖 2-9、MLO view模擬圖。

2.3.2. 三維乳房專用電腦斷層(bCT)

三維乳房專用電腦斷層(Three-dimensional (3D) dedicated breast CT, bCT)為較新穎之儀器，其照射方式為婦女俯臥於檯子上，並將單個乳房自然懸吊於洞口，檯子下方有X光管球旋轉360度進行照射與影像接收板收集影像，影像可藉由電腦重建高解析度三維立體影像資訊。Boone等人³⁰提出利用蒙地卡羅搭配不同參數如X光能譜、乳房假體直徑(10~18 cm)、乳房組成與掃描幾何建立出bCT的平均乳腺劑量轉換因子(DgN_{CT})進而評估bCT所造成之乳腺劑量，學者以單能進行模擬，再利用加權計算多能能譜的DgN_{CT}，計算方式如下：

$$DgN_{CT} = \frac{\int_{E=0}^{E=E_{max}} \Phi(E)F(E)dE}{\int_{E=0}^{E=E_{max}} \Phi(E)K(E)dE} \quad (5)$$

其中 $\Phi(E)$ 為光子通量($\text{photons}/\text{mm}^2$)； $F(E)$ 為單位通量下的乳腺劑量($\mu\text{Gy}/10^6 \text{photons}/\text{mm}^2$)； $K(E)$ 為空氣克馬。

在bCT中，乳房假體通常以未壓迫懸吊之均勻混和圓柱體或半橢圓柱體進行模擬，並利用游離腔模擬等中心空氣克馬(圖 2-10)，進而計算在bCT下的平均乳腺劑量³¹，如下式。模擬等中心空氣克馬時並未置放乳房及身體假體。

$$MGD_{bCT} = K_{ISO} \times DgN_{CT} \quad (6)$$

其中 K_{ISO} 為等中心空氣克馬； DgN_{CT} 為bCT的平均劑量轉換因子； MGD_{bCT} 為bCT的平均乳腺劑量。

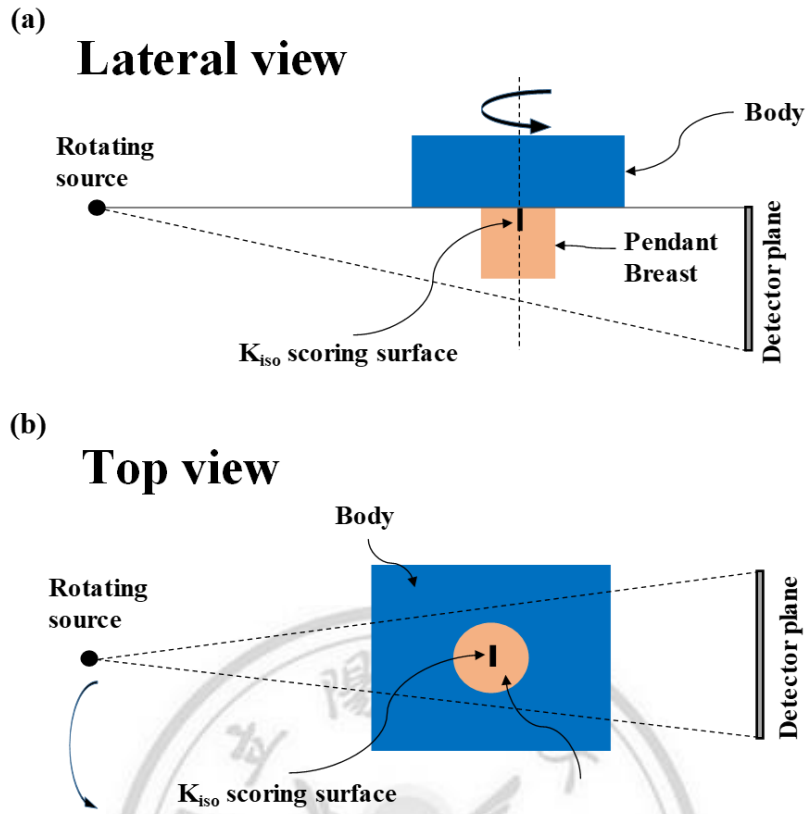


圖 2-10、bCT蒙地卡羅幾何模擬，(a)為側面圖；(b)為俯視圖。

3. 材料與方法

3.1. 三層異質乳房假體

本研究建立三層異質乳房假體 (Three-layer heterogeneous mammographic phantom, THEP)，以模擬女性進行乳房攝影頭尾向 (Cranio-Caudal view, CC view) 時之壓迫乳房。此假體為半徑為8.5 cm 之半圓柱體，高度為3~9 cm以模擬不同的乳房壓迫厚度 (Compressed Breast Thickness, CBT)，外層包覆著0.4 cm之皮膚層，如圖 3-1左圖所示。假體內部均分為三等份成為上、中、下三層，分別可填入不同乳腺比例如25%、50%、75%，透過不同排列組合得出異質乳腺分布。

當平均乳腺比例為50%之情況下，三層乳腺比例為50%:50%:50% 為乳腺均勻分佈、25%:75%:50% 或50%:75%:25% 為乳腺集中分布、25%:50%:75% 為乳腺下移、75%:50%:25% 為乳腺上移。THEP中乳房組織之元素組成比例及密度是基於Hammerstein³²等人所提出之資料，如表 3-1，再加以計算而得。表 3-2為THEP中25%、50%、75%乳腺比例下乳腺組織的元素組成與密度。

表 3-1、乳房組織的元素組成與密度

組織	密度 (g/cm ³)	組成(重量百分比 %)			
		¹ H	⁶ C	⁷ N	⁸ O
脂肪 (Adipose)	0.93	11.2	61.9	1.7	25.1
乳腺 (Glandular)	1.04	10.2	18.4	3.2	67.7
皮膚 (Skin)	1.09	9.8	17.8	5.0	66.7

表 3-2、乳腺組織於不同乳腺比例下的元素組成與密度

乳腺比例	密度 (g/cm ³)	組成(重量百分比 %)			
		¹ H	⁶ C	⁷ N	⁸ O
25%	0.9553	11.0	51.0	2.1	35.7
50%	0.9819	10.7	40.1	2.5	46.4
75%	1.0100	10.5	29.28	2.9	57.0

3.2. 乳房攝影儀器幾何

乳腺劑量利用MCNP 5 (Monte Carlo N-Particles version 5) 軟體模擬以點射源的X光照射乳房假體後其內部之能量沉積。射源至偵檢器距離(source-to-detector distance, SID)為65 cm，錐形射束角度為24與19度，照野為24×30 cm²，假體底部與偵檢器之空氣間隔為1.2 cm，並於THEP後方放置30×20×40 cm³的長方體以模擬軀幹，如圖 3-1所示。

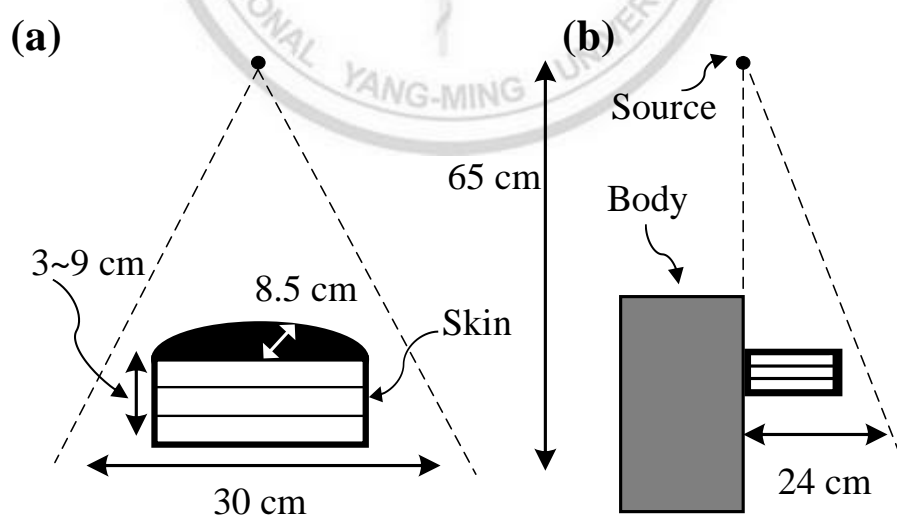


圖 3-1、(a) 三層異質假體模型，半徑為8.5 cm之半圓柱體，外層為0.4 cm 之皮膚層，(b) 乳腺劑量模擬之幾何示意圖。

3.3. 蒙地卡羅技術

蒙地卡羅(Monte Carlo)是一個廣泛應用於醫學物理方面之技術，可應用於包括放射診斷、放射治療及核子醫學等，其利用隨機亂數決定粒子行走的路徑與在介質中之作用模式，並由射源開始至結束追蹤每個粒子並記錄其結果(圖 3-2)，須藉由大量粒子模擬劑量使準確性愈高並降低誤差。

MCNP 5是一種多功能、連續能量、廣義幾何的模擬軟體，由美國洛斯阿拉摩士國家實驗室(Los Alamos National Laboratory, LANL)所研發，可以模擬中子、光子與電子等粒子模式，其中中子的模擬能量範圍為 10^{-11} MeV ~20 GeV，光子的能量範圍為1 keV~100 GeV，電子的能量範圍為1 keV~1 GeV。MCNP5可藉由叢集電腦的平行運算大量的減少模擬所需時間。本實驗中所使用的叢集式電腦系統(PC-Cluster)運算是藉由40個節點數的結合，來完成大量的粒子模擬並有效的減少運算時間。

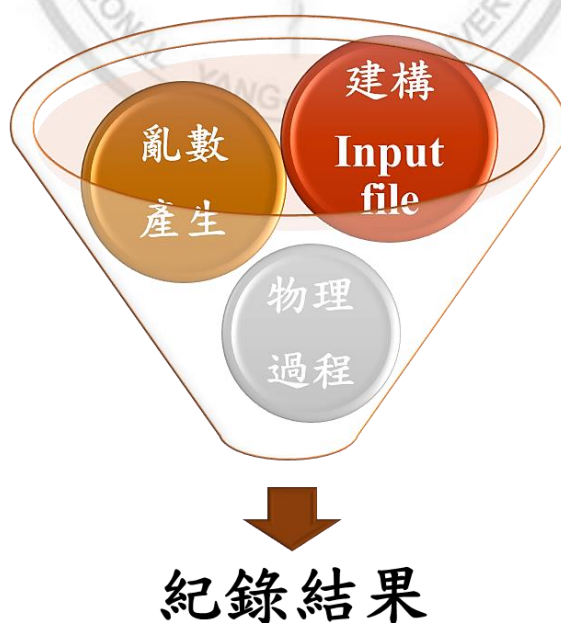


圖 3-2、蒙地卡羅技術示意圖。

3.3.1. 輸入參數

進行蒙地卡羅模擬前，須建立輸入檔(input file)，輸入檔中每行字不可超過80個字元，輸入檔基本架構為單元卡(Cell Cards)、面卡(Surface Cards)、資料卡(Data Cards)等，接下來將簡介上述基本架構及其相關內容。

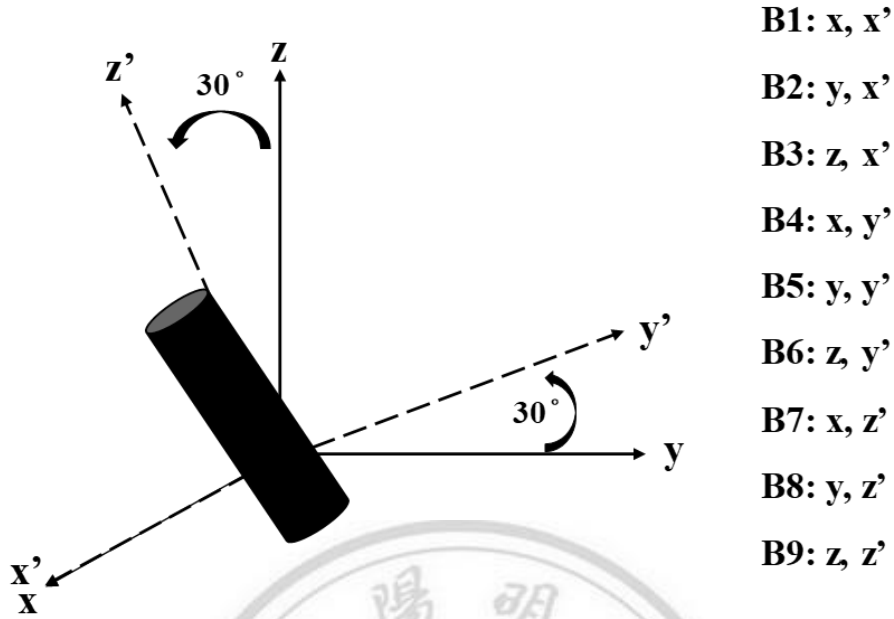
3.3.1.1. 單元卡(Cell Cards)

主要功能為定義空間，利用面卡所設定的不同x、y、z上平面、圓柱或其他幾何形狀，可定義出蒙地卡羅幾何結構以及其各自意義，加以設定其空間範圍與體積大小，例如+代表平面上或外；而-代表平面下或內，#代表排除該編號之單元卡。單元卡須填寫填入各單元之材料卡編號與密度，也可以設定各單元於計數的重要性(IMP)。本實驗針對光子的重要性依三層假體一~三層分別加權1、4、8，藉由增加二、三層之重要性來降低統計誤差。

3.3.1.2. 面卡(Surface Cards)

主要功能為定義平面或其他幾何，分別有不同代號可使用，例如P為平面、SO為球體、CX為X軸上之圓柱、SQ為橢球等等，非平面之幾何形狀還須填寫半徑、等中心點之位置等相關資訊。形狀變形可以透過填寫變形卡達成需要之旋轉角度，變形卡填寫方式如圖 3-3。射源為四面八方發射輻射，本實驗為了規範X光射束的照射範圍，撰寫變形卡，其寫法如表 3-3，變形卡將射束以角度24度與19度設限射束形成三角錐狀。

Transformation Card



- B1: x, x'
- B2: y, x'
- B3: z, x'
- B4: x, y'
- B5: y, y'
- B6: z, y'
- B7: x, z'
- B8: y, z'
- B9: z, z'

*tr1 x y z B1 B2 B3 B4 B5 B6 B7 B8 B9

No translation of origin Rotation matrix in degrees

圖 3-3、變形卡填寫範例。

表 3-3、實驗變形卡

變形卡	旋轉中心點			角度差異						
	(x, y, z)	x, x'	y, x'	z, x'	x, y'	y, y'	z, y'	x, z'	y, z'	z, z'
*tr1	(15, 0, 0)	12	90	78	90	0	90	102	90	12
*tr2	(-15, 0, 0)	12	90	78	90	0	90	78	90	12
*tr3	(0, 24, 0)	0	90	90	90	19	71	90	109	19

3.3.1.3. 資料卡(Data Cards)

資料卡分為六個部分，包含材料卡(Materials Card)、模式卡(Mode Card)、射源卡(Source Card)、記錄卡(Tally Card)、重要卡(Important Card)與截止卡(Cutoff Card)。材料卡可定義材質編號、名稱、密度、元素組成比例，若在元素組成比例前加上負號，則代表重量百分比。射源卡可定義射源位置、粒子類型(1代表中子；2代表光子；3代表電子)、射束方向、射束能量、單能或能譜分佈、粒子數。記錄卡有多種計數形式(F1~F8)，可取決於最終期望得到之結果進行定義，如F2為記錄表面通量(Surface Fluence)、F6為記錄能量沉積(Energy Deposition)、F8為記錄脈衝高度(Pulse Height)等等。本實驗主要使用Tally各單元卡之F6來記錄每單位質量造成的劑量沉積與空氣克馬結果，並將結果加以計算得出乳腺劑量轉換因子。截止卡可設定一能量值，若低於截止卡之能量，則不予以紀錄。

將輸入檔撰寫完成後，可利用Moritz讀取實際實驗建構之MCNP輸入檔，Moritz可呈現出不同方向(x, y, z)的剖面圖以及整體幾何之3D結構圖，如圖 3-4。由圖 3-4左圖呈現THEP縱向圖，看出各空間以不同顏色呈現，如THEP第一層為深藍色、第二層為淺綠色、第三層為淺藍色，皮膚層為紅色；點選不同顏色且垂直交錯之線條，可於不同方向剖面圖中確定各平面之位置。圖 3-4右圖主要呈現出整體幾何結構圖，紫色為軀幹，紅色半圓柱體為THEP，射束範圍也以紅線描繪。

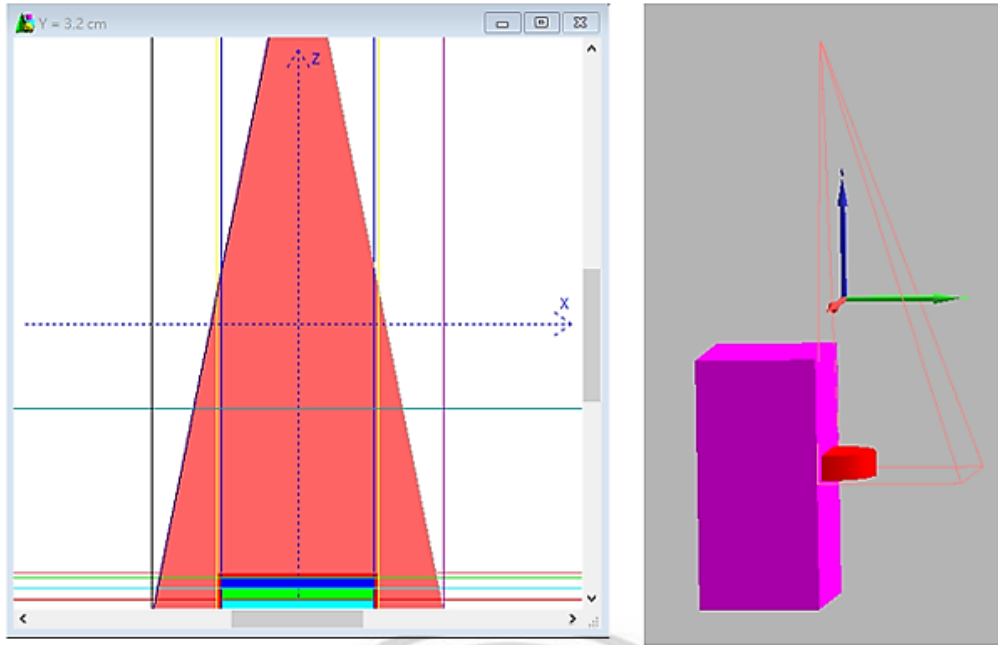


圖 3-4、利用Moritz讀取之3D幾何結構。左圖: THEP縱向圖、右圖: 整體幾何結構圖。

3.4.能譜產生

本實驗使用之能譜為Boone et al (Boone 1997)³³所提出的鎢靶能譜 (tungsten anode spectral model using interpolating polynomials, TASMIP)，其利用多項式擬合求得乳房攝影能譜，可自行選擇所需之靶極與濾片材質，本研究以鎢(Tungsten, W)靶搭配厚度為50 μm 、65 μm 、80 μm 、95 μm 之銻(Rhodium, Rh)、銀(Silver, Ag)濾片及厚度為0.5 mm、0.65 mm、0.75 mm、0.85 mm之鋁(Aluminum, Al)濾片產生乳房攝影能譜，當管電壓為30 kVp時，不同靶極組合的能譜分佈如圖 3-5所示。管電壓範圍由22至36 kVp，以2 kVp作為間隔，不同管電壓下之半值層如表 3-4。利用上述能譜進行乳房吸收劑量與空氣克馬之模擬，以計算乳腺劑量轉換因子。

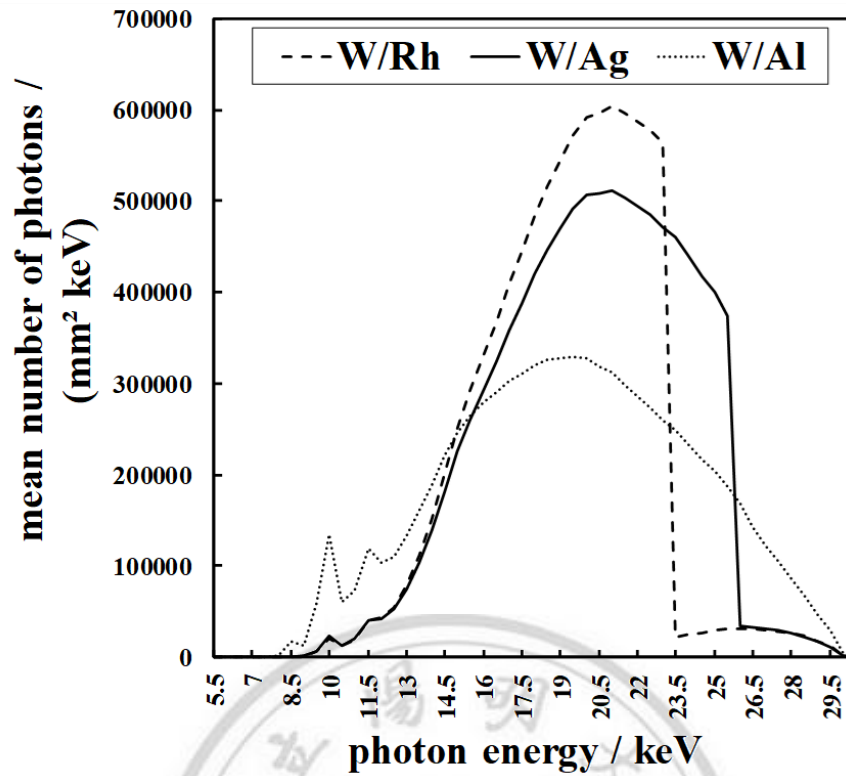


圖 3-5、當管電壓為30 kVp時，不同靶極組合的能譜分佈。

表 3-4、不同靶極/濾片組合、管電壓下之半值層(mm Al)

管電壓(kV)	靶極組合	濾片厚度	半值層(mm Al)
22	W/ Rh	50 μ m~95 μ m	0.377~0.510
	W/ Ag	50 μ m~95 μ m	0.368~0.506
	W/ Al	0.5 mm~0.85 mm	0.249~0.368
24	W/ Rh	50 μ m~95 μ m	0.428~0.586
	W/ Ag	50 μ m~95 μ m	0.419~0.586
	W/ Al	0.5 mm~0.85 mm	0.275~0.416
26	W/ Rh	50 μ m~95 μ m	0.460~0.622
	W/ Ag	50 μ m~95 μ m	0.471~0.667
	W/ Al	0.5 mm~0.85 mm	0.302~0.465

	W/ Rh	50 μm~95μm	0.482~0.640
28	W/ Ag	50 μm~95μm	0.510~0.712
	W/ Al	0.5 mm~0.85 mm	0.330~0.510
	W/ Rh	50 μm~95μm	0.499~0.655
30	W/ Ag	50 μm~95μm	0.541~0.740
	W/ Al	0.5 mm~0.85 mm	0.356~0.549
	W/ Rh	50 μm~95μm	0.516~0.667
32	W/ Ag	50 μm~95μm	0.565~0.758
	W/ Al	0.5 mm~0.85 mm	0.383~0.590
	W/ Rh	50 μm~95μm	0.532~0.678
34	W/ Ag	50 μm~95μm	0.586~0.776
	W/ Al	0.5 mm~0.85 mm	0.409~0.629
	W/ Rh	50 μm~95μm	0.548~0.690
36	W/ Ag	50 μm~95μm	0.606~0.792
	W/ Al	0.5 mm~0.85 mm	0.434~0.661

3.5.乳房吸收劑量模擬

本研究利用MCNP 5，進行蒙地卡羅模擬，將三層異質乳房假體置於照野中，假體後方放置一 $30 \times 20 \times 40 \text{ cm}^3$ 之長方體以模擬身體造成之散射，如圖 3-1右圖所示，模擬上述X光能譜造成乳房的能量沉積，平均乳腺吸收劑量定義如下：

$$MGD = \frac{\sum_i G(E)_i \times E_i}{(\sum_i V \times \rho_i) \times f_g} \quad (7)$$

其中 E_i 為第 i 層的能量沉積、 G 為均質假體中能量沉積於乳腺的比例， V 為THEP中每一層的體積、 ρ_i 為第 i 層的密度、 f_g 為THEP的乳腺重量百分比，其中 G 值定義為：

$$G(E) = \frac{f_g \frac{\mu_{en}}{\rho}(E)_g}{f_g \frac{\mu_{en}}{\rho}(E)_g + (1-f_g) \frac{\mu_{en}}{\rho}(E)_a} \quad (8)$$

其中 f_g 為乳腺之重量百分比，而 $(1-f_g)$ 為脂肪之重量百分比、 $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_g$ 及 $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_a$ 分別為乳腺及脂肪組織之質能吸收係數。每一個案例模擬五千萬顆光子，模擬的作用包含：合調散射、光電效應、康普吞散射，二次電子的動能則視為局部能量沉積³⁴，光子截止能量(cut off energy)為5 keV。

3.6. 空氣克馬(Air Kerma)模擬

我們參考CNMC Model 303 (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, USA)建構圓餅型游離腔，其幾何結構為一半徑1.45 cm、高0.2 cm³⁵，內部填充空氣之圓柱體，其置放位置於距離射源65-T cm的THEP表面等高處(T為乳房假體厚度)，如圖 3-6，隨著乳房厚度增加，平板型游離腔與射源距離減少。模擬時移除乳房假體與身體假體，以避免乳房組織造成之回散射，且因X光能譜已考慮加入壓迫板後之射束品質，故不額外模擬壓迫板。

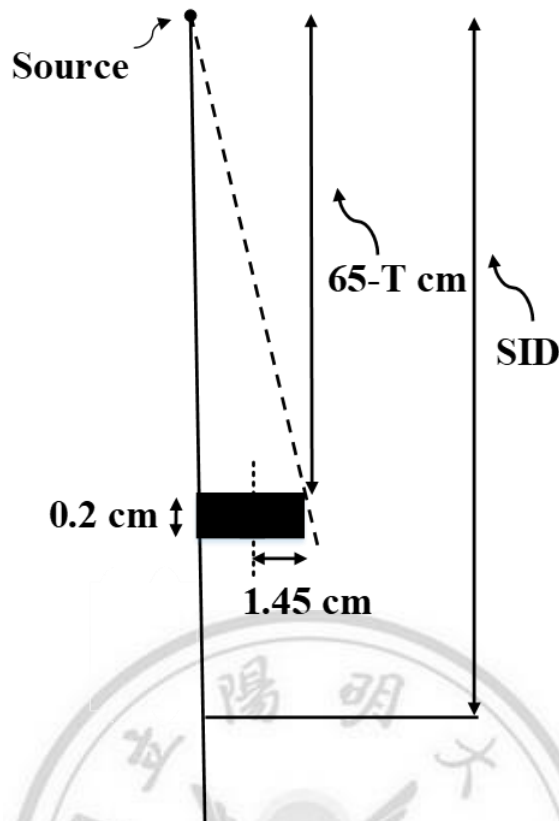


圖 3-6、空氣克馬模擬，一半徑為1.45公分之圓柱形游離腔。

3.7. 乳腺劑量轉換因子計算

本研究將三層異質假體內各層分別以25%、50%與75%乳腺比例之組織加以混和排列，產生27種排列組合之乳腺分佈，並利用三種靶極組合(W/Rh、W/Ag、W/Al)於管電壓22~36 kVp搭配上上述濾片厚度產生不同半值層(W/Rh: 0.377 mm Al~0.690 mm Al、W/Ag: 0.368 mm Al~0.792 mm Al、W/Al: 0.249 mm Al~0.661 mm Al)與3~9 cm乳房壓迫厚度之乳房假體進行模擬，以建立各條件下之乳腺劑量轉換因子，其計算公式如下：

$$DgN = \frac{MGD}{K} \quad (9)$$

其中MGD為平均乳腺劑量、K為空氣克馬。

為了驗證蒙地卡羅模擬程式與幾何結構的正確性，我們將THEP內各層填入相同乳腺比例之組織，以獲得25%、50%、75%的三層均質乳房假體(Three-layer homogeneous mammographic phantom, THOP)，模擬不同靶極/濾片組合、管電壓(26~34 kVp)、半值層與乳房壓迫厚度(3、5、7 cm)的乳腺劑量轉換因子，並與Boone等人的結果³⁶進行比對。

進一步藉由改變THEP中各層之乳腺比例，模擬乳腺上移、乳腺集中、與乳腺下移情況(圖 3-7)下的乳腺劑量轉換因子，觀察乳房組織在不同乳腺分佈的情況下，是否對乳腺劑量轉換因子有影響，並建立DgN與乳腺比例、乳房壓迫厚度(3~9 cm)、管電壓(22~36 kVp)與半值層的關係。

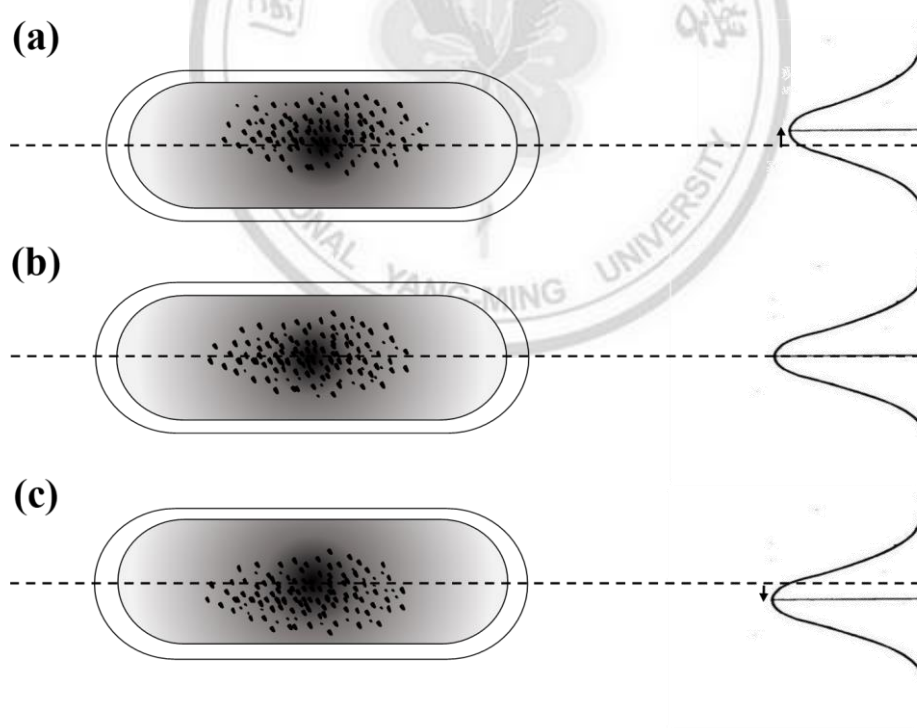


圖 3-7、乳腺分布示意圖。(a)為乳腺上移；(b)為乳腺集中；(c)為乳腺下移的情況。

3.8. 壓克力假體驗證

本實驗為了驗證THEP，我們參考Dance (2000)⁹以不同厚度壓克力 (poly(methyl methacrylate), PMMA) 模擬不同乳腺比例之乳房假體，如表 3-5。壓克力假體驗證中主要模擬4 cm厚之壓迫乳房厚度，並透過表 3-5 值內插計算後，概略以1.1 cm厚PMMA作為25%乳腺比例單層乳房假體、1.2 cm厚PMMA作為50%乳腺比例單層乳房假體、1.3 cm厚PMMA作為75%乳腺比例單層乳房假體，各單層乳房假體皆鑽了多個深度為2 mm之圓洞，以置放熱發光劑量計(Thermoluminescent Dosimeter, TLD)。將各單層乳房假體排列組合成乳腺上移、乳腺下移、乳腺均勻分布情況下之三層異質假體，PMMA等效厚度為3.6 cm。

表 3-5、利用PMMA模擬女性乳房假體

乳房厚度(cm)	Glandularity (%)	PMMA等效厚度(cm)
2.0	100	1.9
3.0	72	2.8
4.0	50	3.6
5.0	33	4.3
6.0	21	5.0
7.0	12	5.6
8.0	7	6.3
9.0	4	7.0
10.0	3	7.8
11.0	3	8.6

在平均50%乳腺比例下，模擬3種乳腺組織分佈，分別為乳腺下移、乳腺均勻分布與乳腺上移的情況。單層PMMA假體置放8顆熱發光劑量計，利用TLD在吸收輻射能後，會將能量暫存於熱發光磷質中，再透過加熱輻射照射後的TLD，吸收的輻射能被激發使其發射光，並加以計讀其計數與計算劑量，TLD型號為TLD-100H，置放TLD位置三層有所交錯無重疊以減少劑量誤差，如圖 3-8。

三層壓克力假體使用台北馬偕紀念醫院的乳房攝影照射，儀器型號為Hologic Selenia[®] Dimensions[®]，照射條件設為W/Rh靶極/濾片組合、管電壓為28 kVp，以右側頭尾向(RCC view)進行照射，SID儀器固定為70 cm，照野為24×29 cm²，如圖 3-9。



圖 3-8、三層壓克力假體，單層置放8顆TLD，TLD交錯排列。



圖 3-9、三層壓克力假體實際照射擺放位置。

照射後TLD須置放一天使其較穩定，隔天再進行計讀，計讀相關設備如圖 3-10所示。TLD計讀儀的型號為REXON UL-320 TLD Reader；TLD迴火爐的型號為Thermolyne™ Type 47900 (Model F47925)。由於計讀TLD時須加熱，為了降溫須外接氮氣使其冷卻。計讀過程首先將TLD放入TLD計讀儀中，並開啟REXON UL-320的程式，進入計讀操作介面。選取適當profile後開始計讀，計讀完成後須填入TLD編號，並於全部TLD計讀完成後，輸出TLD計讀資訊。將各顆TLD計數乘上其各自校正因子可得出劑量，校正因子於PMMA驗證實驗前先計算，由X光照射後並將照射劑量除以各顆TLD計數而得。TLD經迴火後可重新進行照射，迴火過程以TLD迴火爐高溫240°連續加熱10分鐘，將殘存訊號清除後，即可使用。



圖 3-10、TLD之計讀設備，其包含了TLD計讀儀本身、外接電腦操作系統以及外接氮氣冷卻系統。



4. 結果

4.1. 簡易均質假體之乳腺劑量轉換因子驗證

圖 4-1~圖 4-3顯示了三種靶極/濾片組合在管電壓26~34 kVp (以2 kVp為間隔)、乳房壓迫厚度3、5、7 cm下，利用25%、50%、75% THOPs求得之乳腺劑量轉換因子，並與Boone³⁶之結果進行比對。W/Ag靶極/濾片組合在乳房壓迫厚度分別為3、5、7 cm情況下，當乳腺比例為50%，乳腺劑量轉換因子平均差異分別為-2.6%、-2.4%、-1.7%；在25%乳腺比例下，平均差異分別為1.0%、1.7%、2.6%；然而當乳腺比例上升至75%乳腺，平均差異稍微上升至-6.5%、-7.2%、-5.5%。

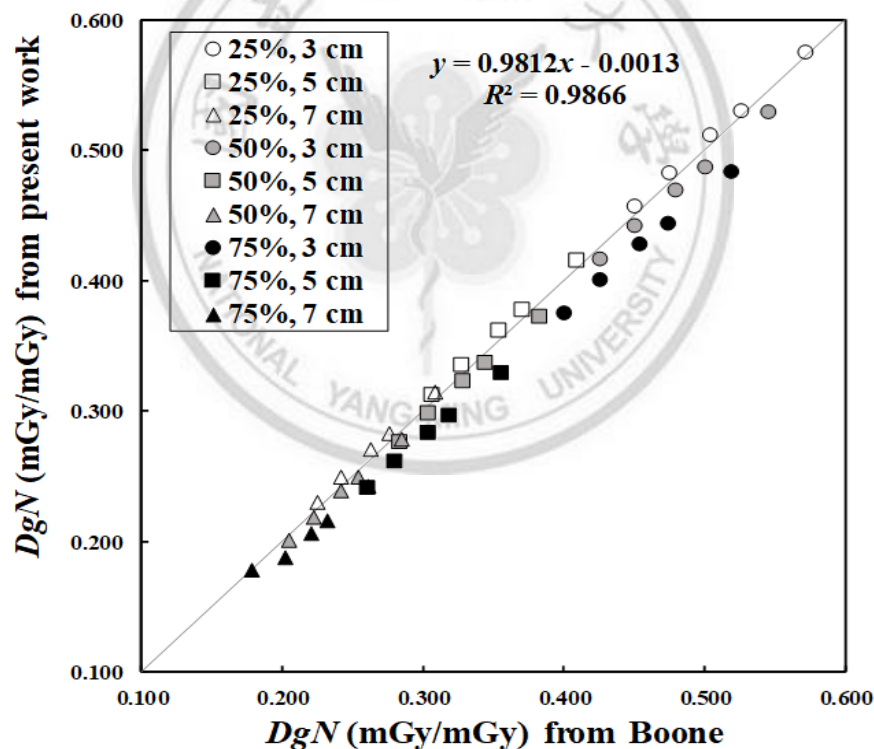


圖 4-1、W/Ag靶極/濾片組合在能量26~34 kVp、乳腺比例25%、50%、75% THOPs 於乳房壓迫厚度3、5、7 cm下的乳腺劑量轉換因子與Boone比較。

W/Rh靶極/濾片組合在乳房壓迫厚度分別為3、5、7 cm情況下，當25%乳腺比例下，平均差異分別為1.5%、2.0%、2.7%；在乳腺比例為50%，乳腺劑量轉換因子平均差異分別為-2.3%、-2.1%、-1.5%；然而當乳腺比例上升至75%乳腺，平均差異稍微上升至-5.1%、-4.7%、-3.7%。

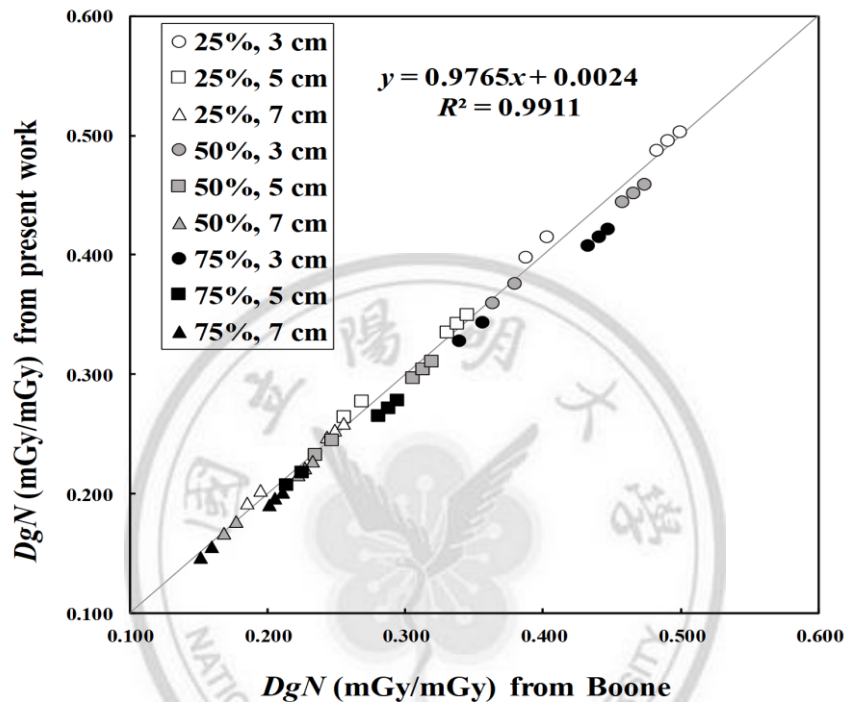


圖 4-2、W/Rh靶極/濾片組合在能量26~34 kVp、乳腺比例25%、50%、75% THOPs 於乳房壓迫厚度3、5、7 cm下的乳腺劑量轉換因子與Boone比較。

W/Al靶極/濾片組合在乳房壓迫厚度分別為3、5、7 cm情況下，當25%乳腺比例下，DgN平均差異分別為4.4%、5.6%、6.5%；當乳腺比例為50%，DgN平均差異分別為0.6%、1.5%、2.1%；當乳腺比例上升至75%乳腺，DgN平均差異為-2.2%、-1.1%、-0.4%。

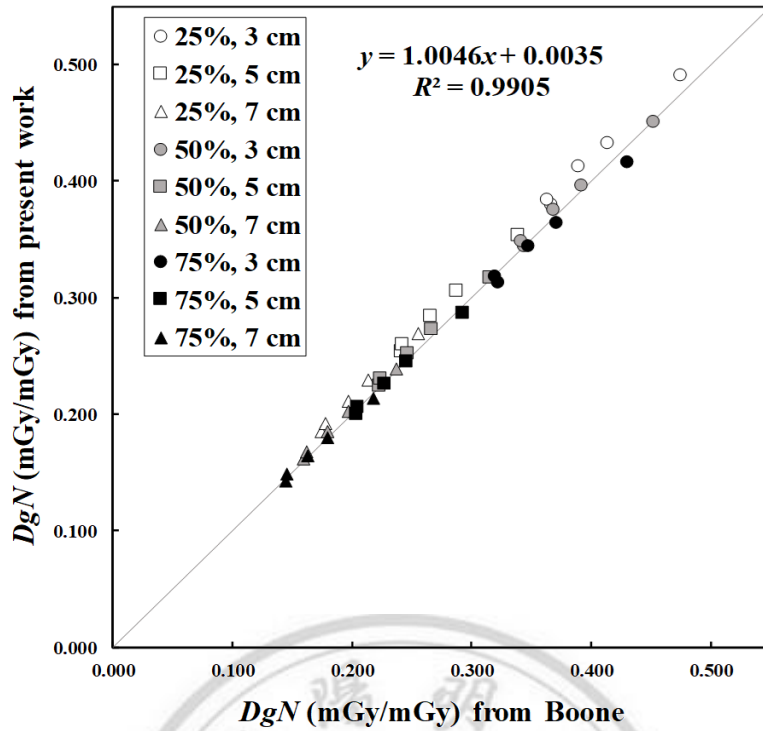


圖 4-3、W/Al靶極/濾片組合在能量26~34 kVp、乳腺比例25%、50%、75% THOPs 於乳房壓迫厚度3、5、7 cm下的乳腺劑量轉換因子與Boone比較。

圖 4-1~圖 4-3線性擬合的結果分別為 $y = 0.9812x - 0.0013$ 、 $y = 0.9765x + 0.0024$ 、 $y = 1.0046x + 0.0035$ ，我們的結果與Boone等人的結果相當一致， R^2 達0.9866、0.9911、0.9905，表示線性度良好，且沒有顯著差異($p=0.727$ 、0.821、0.800)。

4.2. 三層異質假體之乳腺劑量轉換因子

4.2.1. THEP DgN與乳腺比例

圖 4-4為三種靶極/濾片組合(W/Al、W/Rh、W/Ag)在管電壓28 kVp、0.510 mm Al、乳房壓迫厚度3~9 cm，不同乳腺比例下之乳腺劑量轉換因子。隨著乳腺比例上升DgN隨之下降，此外乳房壓迫厚度亦與DgN成反比。由圖中可看出不同靶極/濾片組合因各自能譜差異，即便在相同管電壓及半值層條件下，乳腺劑量轉換因子也有些許不同。

在相同CBT與乳腺比例之下，不同的數據點代表三層乳房假體內各層填入不同的乳腺比例，因此造就乳腺劑量轉換因子的不同。在乳房壓迫厚度同為4 cm下，平均乳腺比例為41.67%時，DgN的差異於W/Al最大可達44.2%；於W/Rh最大可達47.0%；於W/Ag最大可達44.5%。平均乳腺比例為50%時，DgN的差異於W/Al最大可達36.2%；於W/Rh最大可達38.5%；於W/Ag最大可達36.4%。平均乳腺比例為58.34%時，DgN的差異於W/Al最大可達30.7%；於W/Rh最大可達32.7%；於W/Ag最大可達31.0%。

在乳房壓迫厚度同為8 cm下，平均乳腺比例為41.67%時，DgN的差異於W/Al最大可達89.0%；於W/Rh最大可達94.7%；於W/Ag最大可達89.8%。平均乳腺比例為50%時，DgN的差異於W/Al最大可達75.3%；於W/Rh最大可達80.8%；於W/Ag最大可達75.9%。平均乳腺比例為58.34%時，DgN的差異於W/Al最大可達65.8%；於W/Rh最大可達71.0%；於W/Ag最大可達66.5%。

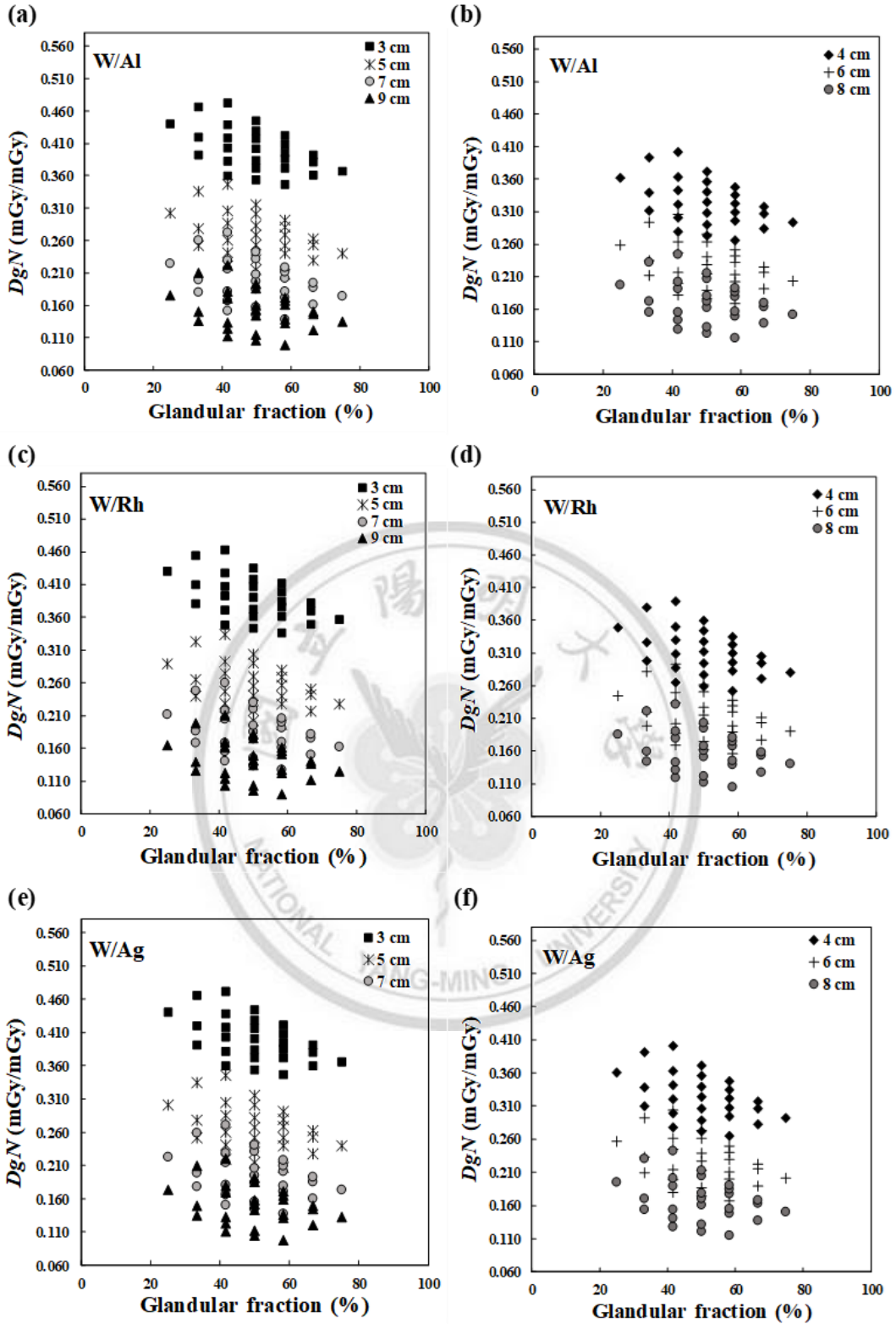


圖 4-4、(a)、(b)為W/Al靶極/濾片組合；(c)、(d)為W/Rh靶極/濾片組合；
 (e)、(f)為W/Ag靶極/濾片組合在28 kVp、0.510 mm Al、乳房壓迫厚度3~9
 cm，不同乳腺比例下之乳腺劑量轉換因子。

4.2.2. THEP DgN與CBT

圖 4-5為三種靶極/濾片組合(W/Al、W/Rh、W/Ag)在30 kVp、0.549 mm Al、乳房壓迫厚度3~9 cm，平均乳腺比例50%情況下七種不同乳腺組織分佈之乳腺劑量轉換因子。隨著乳房壓迫厚度增加，乳腺劑量轉換因子逐漸下降；而當平均乳腺比例相同時，乳腺劑量轉換因子隨著第一層假體乳腺比例之增加，呈現上升之趨勢。當乳腺下移時，DgN較乳腺均勻分布時的DgN低，而當乳腺上移時，DgN則呈現上升之趨勢。

在乳腺集中時，有兩種情況，一種是25%:75%:50%，代表乳腺偏下集中；一種是50%:75%:25%，代表乳腺偏上集中，當THEP在乳腺偏上集中時，會因為第一層乳腺比例較高使得DgN較大，在CBT為4 cm時，W/Al、W/Rh、W/Ag乳腺偏上集中的DgN較乳腺偏下集中的DgN分別高16.3%、17.7%、16.6%。在CBT為8 cm時，W/Al、W/Rh、W/Ag乳腺偏上集中的DgN較乳腺偏下集中的DgN分別高34.0%、37.8%、35.3%。

在W/Al靶極/濾片組合，CBT 3~9 cm情況下，因乳腺組織分佈不同產生之DgN的差異分別可達19.3%、25.3%、30.3%、34.5%、38.4%、41.5%、44.0%；在W/Rh靶極/濾片組合，CBT 3~9 cm情況下，因乳腺組織分佈不同產生之DgN的差異分別可達20.4%、27.0%、32.5%、37.2%、41.0%、44.0%、46.5%；在W/Ag靶極/濾片組合，CBT 3~9 cm情況下，因乳腺組織分佈不同產生之DgN的差異分別可達19.8%、25.9%、31.1%、35.5%、39.4%、42.4%、45.0%。

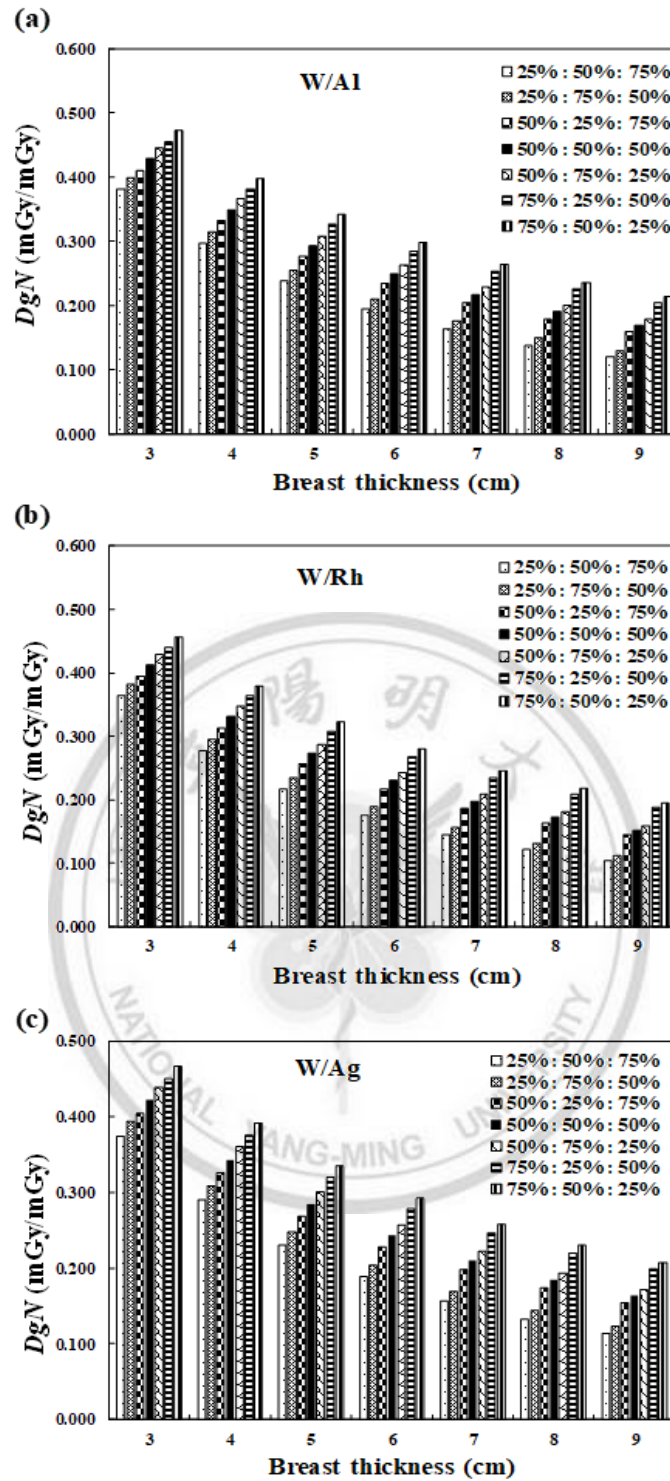


圖 4-5、(a)為W/Al靶極/濾片組合；(b)為W/Rh靶極/濾片組合；(c)為W/Ag靶極/濾片組合在30 kVp、0.549 mm Al，平均乳腺比例為50%時，七種不同乳腺組織分佈於不同乳房壓迫厚度下之乳腺劑量轉換因子。

4.2.3. THEP DgN與管電壓

圖 4-6為W/Al、0.465 mm Al；W/Rh、0.578 mm Al；W/Ag、0.658 mm Al、管電壓範圍26~34 kVp、平均乳腺比例為50%於不同乳腺組織分佈之乳腺劑量轉換因子，且進一步去呈現了不同乳房壓迫厚度大小之結果。圖 4-6(a)、(c)、(e)乳房壓迫厚度為3~6 cm，定義為小乳房；圖 4-6(b)、(d)、(f)乳房壓迫厚度為7~9 cm，定義為大乳房。乳腺劑量轉換因子隨著管電壓增加，會隨之增加，有上升之趨勢；而其與乳房壓迫厚度成反比。

在W/Al靶極/濾片組合，當管電壓為26 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低18.8%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高17.1%；大乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低30.2%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高25.9%。當管電壓為30 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低17.2%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高15.6%；大乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低27.9%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高24.4%。然而，當管電壓上升為34 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低16.1%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高14.4%；大乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低26.1%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高22.7%。

在W/Rh靶極/濾片組合，當管電壓為26 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低18.1%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高16.4%；大乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低29.7%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高25.9%。當管電壓為30 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低17.9%，在乳腺上移時

會較乳腺均勻分佈平均高16.0%；大乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低29.3%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高25.6%。然而，當管電壓上升為34 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低17.4%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高15.8%；大乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低28.6%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高25.2%。

在W/Ag靶極/濾片組合，當管電壓為26 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低16.8%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高15.3%；大乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低28.1%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高24.6%。當管電壓為30 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低16.3%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高14.9%；大乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低27.3%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高24.0%。然而，當管電壓上升為34 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低15.9%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高14.6%；大乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低26.8%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高23.6%。由上述結果可見當CBT較大時，乳腺分布對DgN所造成的影響較大，但當管電壓愈高，乳腺分布對於DgN的影響微幅下降。

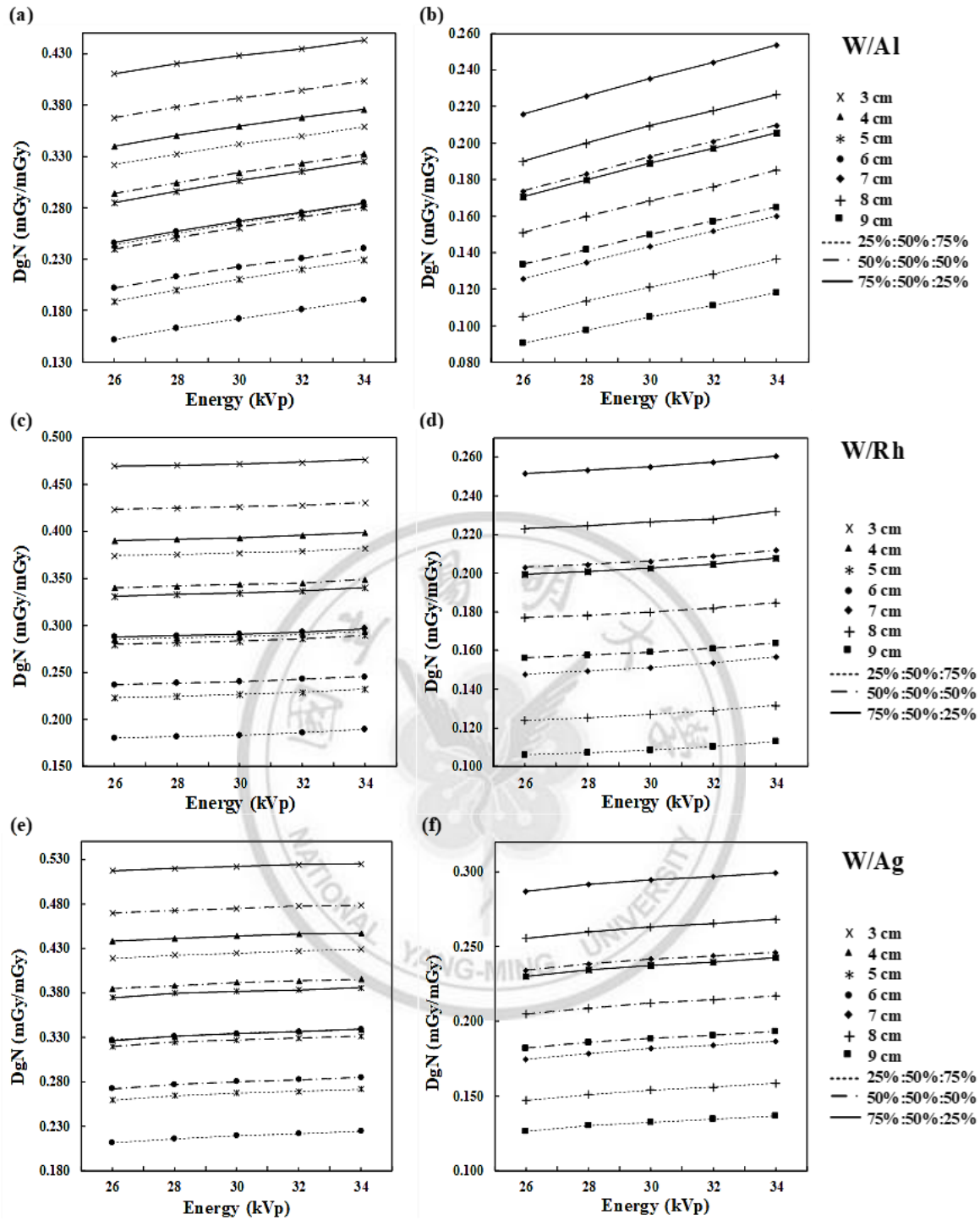


圖 4-6、三種靶極/濾片組合在50%平均乳腺比例的情況下，不同能量、乳腺組織分佈情況之DgN:(a)、(c)、(e) 3~6 cm的小乳房；(b)、(d)、(f) 7~9 cm的大乳房。

4.2.4. THEP DgN與半值層

圖 4-7為三種靶極/濾片組合在32kVp、50%平均乳腺比例下，小乳房與大乳房於不同半值層的乳腺劑量轉換因子，可觀察出隨著半值層增加，乳腺劑量轉換因子隨之增加。

在W/Al靶極/濾片組合，當半值層為0.469 mm Al時，在小乳房(4 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低15.0%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高13.9%。在中乳房(6 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低21.5%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高19.3%。在大乳房(8 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低27.1%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高23.7%。

當半值層為0.590 mm Al時，在小乳房(4 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低14.2%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高13.0%。在中乳房(6 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低20.8%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高18.6%。在大乳房(8 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低26.3%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高23.1%。

在W/Rh靶極/濾片組合，當半值層為0.578 mm Al時，在小乳房(4 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低15.9%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高14.8%。在中乳房(6 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低23.5%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高20.6%。在大乳房(8 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低29.1%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高25.3%。

當半值層為0.667 mm Al時，在小乳房(4 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低15.1%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高

14.0%。在中乳房(6 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低22.5%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高20.3%。在大乳房(8 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低28.6%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高25.1%。

在W/Ag靶極/濾片組合，當半值層為0.639 mm Al時，在小乳房(4 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低14.8%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高13.5%。在中乳房(6 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低21.4%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高19.2%。在大乳房(8 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低27.6%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高23.8%。

當半值層為0.758 mm Al時，在小乳房(4 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低13.6%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高12.7%。在中乳房(6 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低20.7%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高18.8%。在大乳房(8 cm)情況下，乳腺下移的DgN比乳腺均勻分佈低26.4%；乳腺上移的DgN比乳腺均勻分佈高23.4%。表示當乳房壓迫厚度較大時，乳腺分布對於DgN的影響更為顯著，導致乳腺劑量轉換因子差異較大；然而，當半值層增加時，乳腺分布對DgN影響逐漸下降。

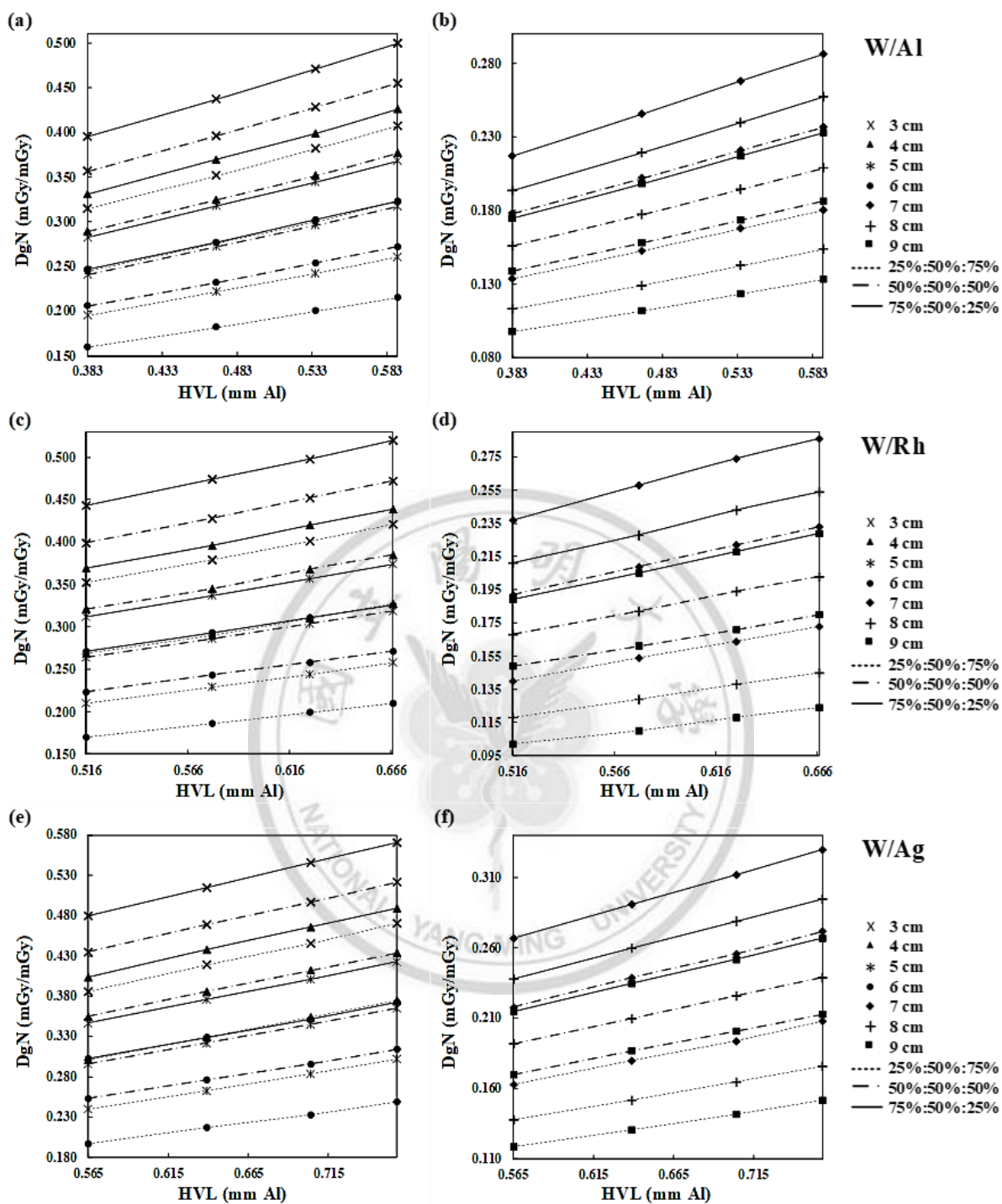


圖 4-7、三種靶極/濾片組合在50%平均乳腺比例的情況下，32 kVp、不同半值層與乳腺組織分佈情況之DgN:(a)、(c)、(e) 3~6 cm的小乳房；(b)、(d)、(f) 7~9 cm的大乳房。

4.3. 臨床常見條件下THEP之DgN

臨床上最常見的乳房壓迫厚度為4 cm~6 cm³⁷，並於乳房攝影常用靶極/濾片組合為W/Rh與W/Al、管電壓為26~30 kVp。圖 4-8~圖 4-10 呈現出W/Al、W/Rh、W/Ag在管電壓22~30 kVp (以2 kVp為間隔)、CBT 4 cm於平均乳腺比例為50%時，不同乳腺分佈情況的DgN，並以盒鬚圖(boxplot)呈現。盒鬚圖由上至下橫線代表的意義為最大值、上四分位數、中位數、下四分位數與最小值。中間打x處為平均值，而o處代表不同數據點。W/Al乳腺上移與乳腺偏上集中的DgN平均差10.8%；乳腺下移與乳腺偏下集中的DgN平均差6.8%。W/Rh乳腺上移與乳腺偏上集中的DgN平均差9.9%；乳腺下移與乳腺偏下集中的DgN平均差6.7%。W/Ag乳腺上移與乳腺偏上集中的DgN平均差9.2%；乳腺下移與乳腺偏下集中的DgN平均差6.5%。可看出即便同為乳腺分布較乳腺均勻分布較上移或下移，仍會因位置上差異而使乳腺劑量轉換因子有約10%的差異。

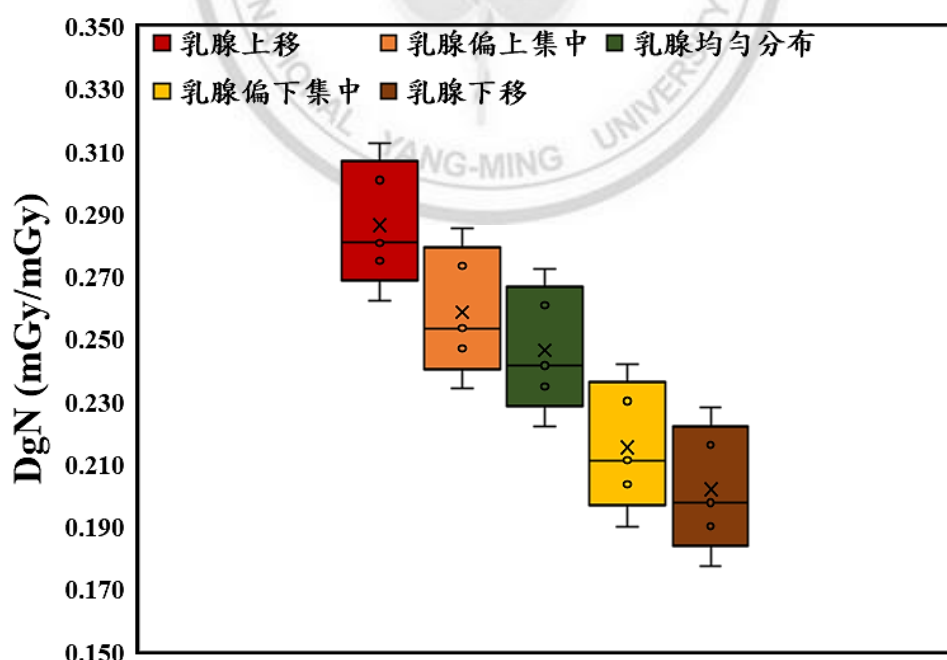


圖 4-8、W/Al靶極/濾片組合於管電壓22~30 kVp、0.368 mm Al、CBT 4 cm於平均乳腺比例為50%條件下，乳腺分佈不同之乳腺劑量轉換因子。

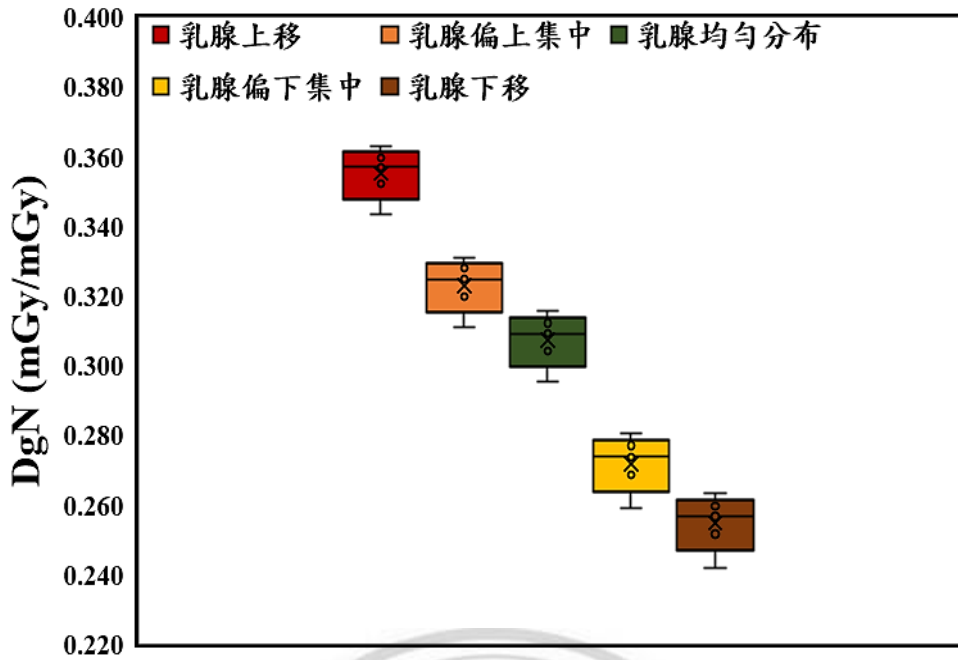


圖 4-9、W/Rh 靶極/濾片組合於管電壓 22~30 kVp、0.510 mm Al、CBT 4 cm 於平均乳腺比例為 50% 條件下，乳腺分佈不同之乳腺劑量轉換因子。

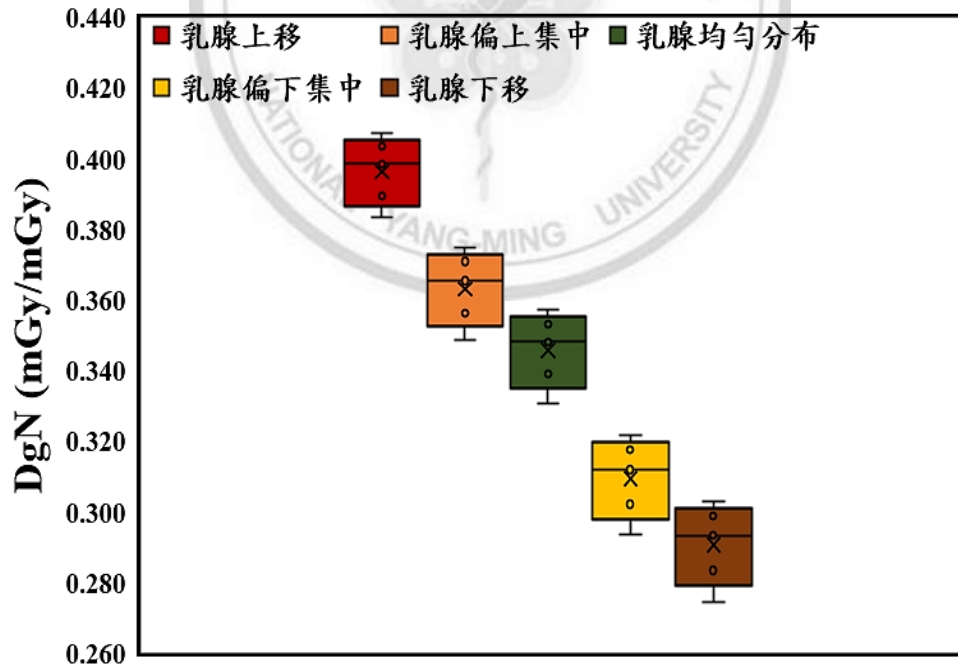


圖 4-10、W/Ag 靶極/濾片組合於管電壓 22~30 kVp、0.580 mm Al、CBT 4 cm 於平均乳腺比例為 50% 條件下，乳腺分佈不同之乳腺劑量轉換因子。

臨床上以W/Rh、W/Al靶極/濾片組合使用頻率較高，且適用於CBT小於7 cm之乳房，使用管電壓範圍約為26~30 kVp；而W/Ag靶極/濾片組合適合於CBT大於7 cm之乳房，使用管電壓範圍約為27~36 kVp。表4-1列出了50%平均乳腺比例於三種常用的臨床條件下³⁸，乳腺上移與乳腺下移所造成的乳腺劑量轉換因子差異。

DgN在26 kVp、W/Al、0.423 mm HVL、4 cm CBT；30 kVp、W/Rh、0.563 mm HVL、6 cm CBT與36 kVp、W/Ag、0.679 mm HVL、8 cm CBT在乳腺上移的情況下，分別較乳腺均勻分布的DgN高15.6%、21.3%、23.0%；而當乳腺下移時，DgN則分別較乳腺均勻分布的DgN低17.8%、23.8%、26.5%。由結果可見，當乳房壓迫厚度較大時，DgN因乳腺分佈不同所造成的差異愈大，與上述結果相符，且無論乳房攝影條件為何，皆會因乳腺分佈位置不同使得DgN有所高估或低估，皆有可能造成劑量評估有所誤差。

表 4-1、三種靶極/濾片組合於不同條件與不同乳腺分布下，乳腺劑量轉換因子比較

靶極組合	kVp	HVL (mm Al)	CBT	DgN (mGy/mGy)			差異(%)	
				superior	uniform	inferior	superior	inferior
W/Al	26	0.423	4	0.318	0.275	0.226	15.6	-17.8
W/Rh	30	0.563	6	0.285	0.235	0.179	21.3	-23.8
W/Ag	36	0.679	8	0.278	0.226	0.166	23.0	-26.5

4.4. 壓克力假體驗證

將照射後的TLD以TLD計讀儀計測完成後，按下Mode功能列下拉選項中的Run sample會呈現出如圖 4-11，左側列出TLD各自編號以及其計數值，中間呈現單顆TLD的輝光曲線，可看出隨著加熱溫度升高至100~200°C時，會將TLD中暫存能量放出，此加熱釋出螢光的過程稱為熱發光(Thermoluminescence, TL)，將加熱溫度與TLD釋出TL數量可繪製出輝光曲線。

接著將各類TLD計數乘上其各自校正因子(表 4-2)，可得出劑量的資訊³⁹，並將各層PMMA假體劑量加以計算可得出不同乳腺分布情況下之DgN值，如表 4-3。實際利用臨床乳房攝影儀器照射PMMA假體所得之醫學影像如圖 4-12。

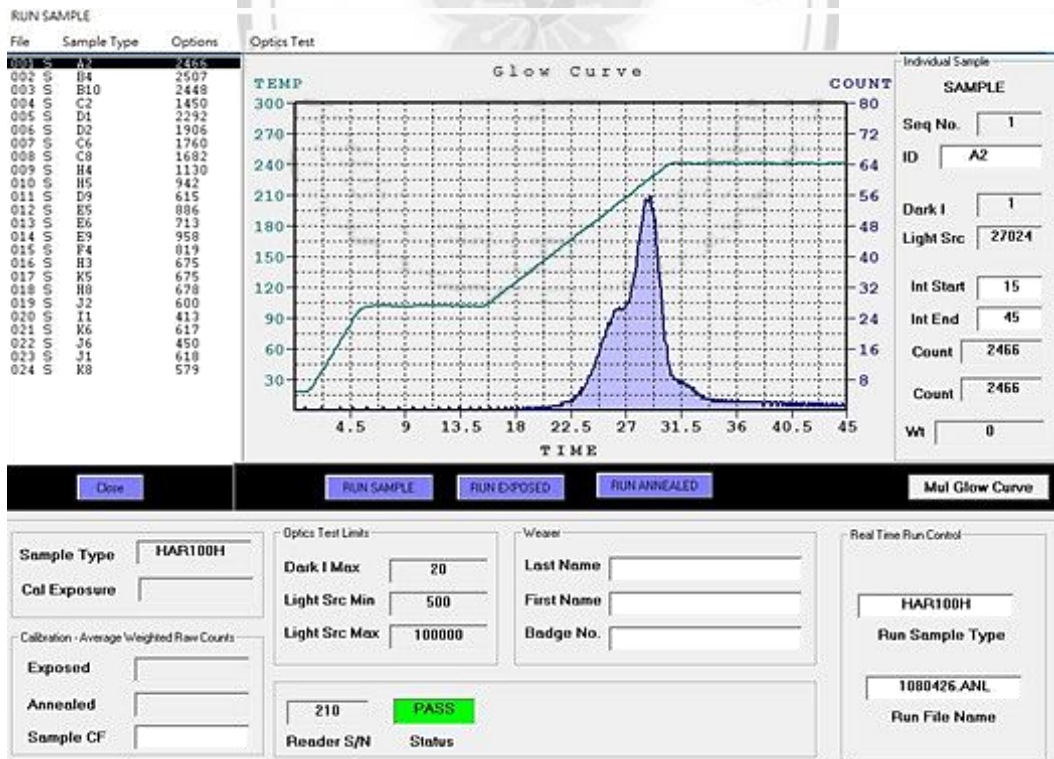


圖 4-11、TLD計讀中產生之輝光曲線。

表 4-2、TLD 校正因子

TLD 校正因子 (mGy / count)										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A		5.42E-04				7.94E-04	9.54E-04			7.32E-04
B		5.09E-04		5.41E-04	8.82E-04					5.47E-04
C		8.21E-04				6.48E-04		6.32E-04		
D	5.23E-04	6.18E-04				6.27E-04		7.62E-04	9.20E-04	
E	5.68E-04		6.78E-04		6.72E-04	8.69E-04	6.53E-04		6.16E-04	5.29E-04
F				6.99E-04					7.70E-04	
G		6.48E-04	4.84E-04				5.93E-04			
H			8.91E-04	4.84E-04	6.00E-04	4.88E-04		4.81E-04	1.00E-03	
I	1.02E-03	6.59E-04				6.76E-04				7.39E-04
J	5.75E-04	6.25E-04				7.48E-04				
K	4.95E-04				5.10E-04	5.50E-04		4.95E-04	5.25E-04	

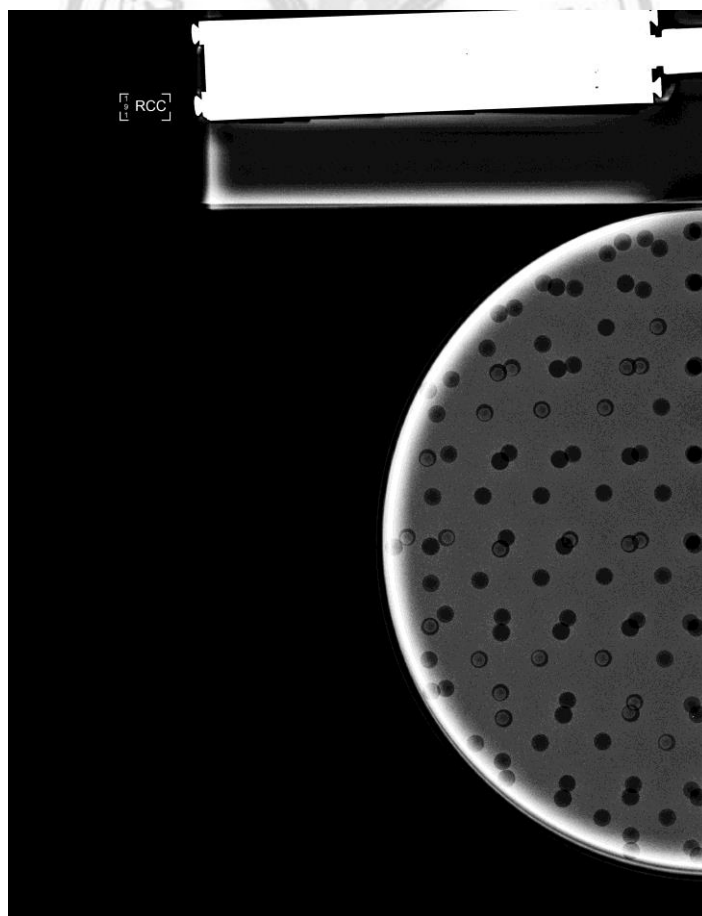


圖 4-12、實際臨床乳房攝影儀器照射PMMA假體影像。

表 4-3 呈現在 W/Rh 靶極/濾片組合於 28 kVp、0.546 mm Al 條件下，以不同方法，例如以 THEP 進行 MCNP 模擬、PMMA 壓克力假體中 TLD 以及乳房攝影儀器呈現出的劑量加以計算求得不同乳腺分布下的 DgN 值⁴⁰。可從結果看出不同方法的 DgN 皆有相似趨勢，乳腺上移相較乳腺均勻分布較高；乳腺下移相較乳腺均勻分布較低，僅有 TLD 於乳腺上移之 DgN 除外。乳房攝影儀器與 TLD 的 DgN 在乳腺上移情況下與 MCNP 的 DgN 分別差異為 -2.63%、-29.4%；在乳腺均勻分布情況下與 MCNP 的 DgN 分別差異為 1.56%、-17.9%；在乳腺下移情況下與 MCNP 的 DgN 分別差異為 7.33%、-21.1%。乳房攝影儀器理應無法區分不同乳腺分佈，因每次照射皆為相同 3.6 cm 的 PMMA 假體，但乳房攝影偵檢器是自行偵測乳腺，儘管手動調整相同攝影條件，所產生之劑量仍有所差異。乳腺下移時儀器計算出的入射空氣暴露大於乳腺均勻分布與乳腺上移之數值，而計算出符合趨勢之數據。

表 4-3、壓克力假體與不同方法於不同乳腺分布之 DgN 比較

攝影條件	乳腺分佈	不同方法之 DgN (mGy/mGy)			與 MCNP 之差異 (%)	
		MCNP	TLD	儀器	TLD	儀器
		THEP				
W/Rh、 28kVp、 0.546mm Al	Superior (75% :50% :25%)	0.377	0.266	0.367	-29.4%	-2.63%
	Uniform (50% :50% :50%)	0.328	0.269	0.333	-17.9%	1.56%
	Inferior (25% :50% :75%)	0.274	0.216	0.294	-21.1%	7.33%

5. 討論

5.1. 三層異質假體之乳腺劑量轉換因子

研究指出乳房壓迫厚度與DgN呈負相關，主要的原因為隨著乳房壓迫厚度增加乳房體積大幅上升，即使乳房接收劑量些微增加，但因乳房體積上升，乳房總重量相對增加，導致每單位質量吸收劑量減少，MGD與乳腺劑量轉換因子值因此下降，如圖 5-1所示。除此之外，乳腺比例與DgN呈反比，主要是因為乳腺比例低時，會有較高的脂肪比例導致較高的百分深度劑量⁹，由圖 5-2可見乳腺劑量轉換因子在不同CBT下皆會隨著乳腺比例增加而減少。

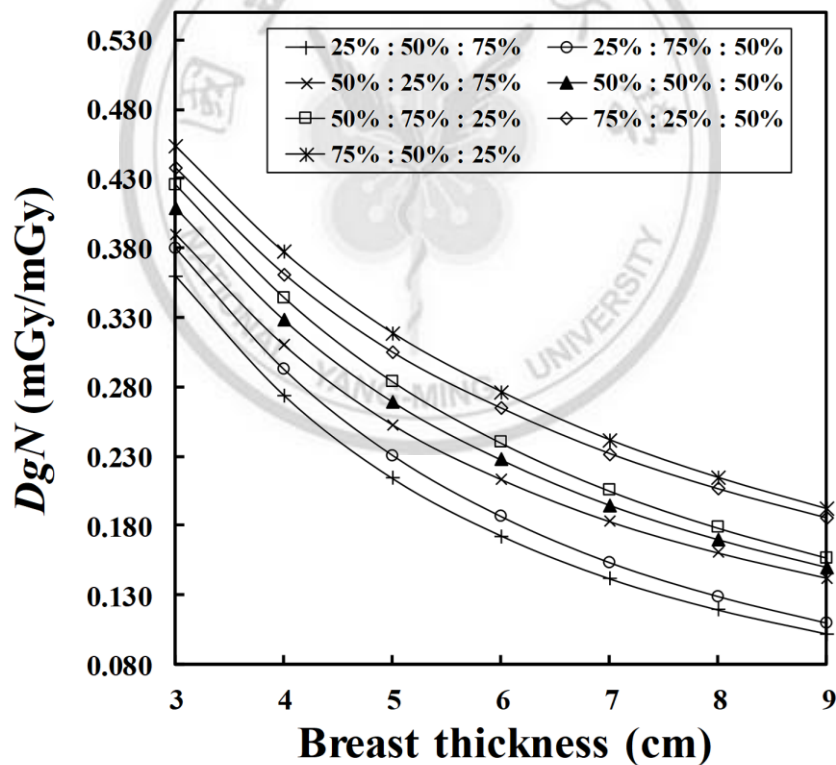


圖 5-1、W/Rh靶極組合於28 kVp、0.546 mm Al時，平均50%乳腺比例下

不同組織分佈在不同乳房厚度下的乳腺劑量轉換因子。

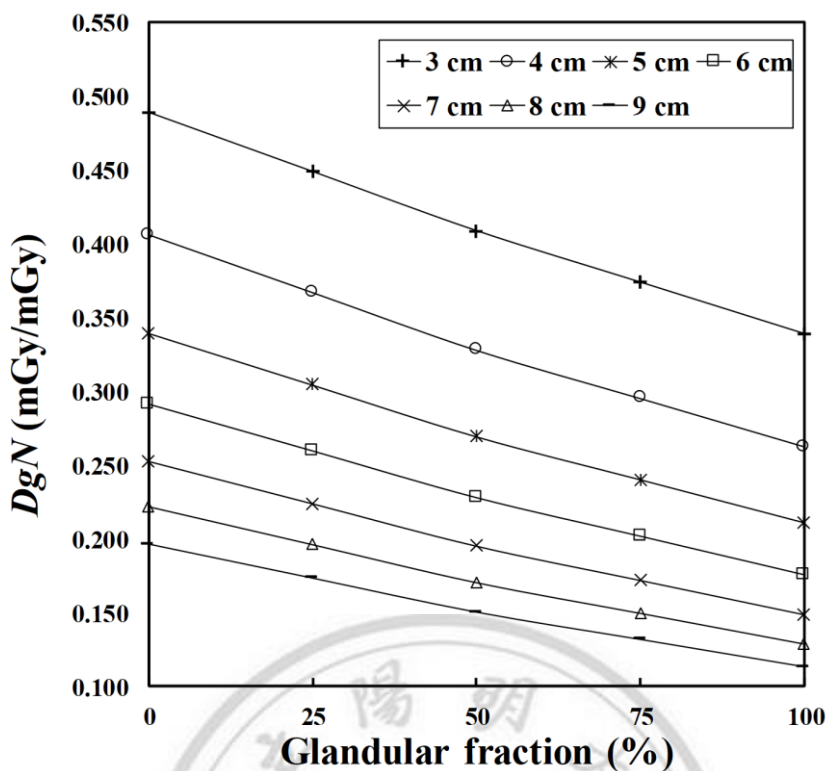


圖 5-2、W/Rh靶極/濾片組合於28 kVp、0.546 mm Al時，不同乳房厚度在不同乳腺比例下的乳腺劑量轉換因子。

本研究之乳腺劑量轉換因子是由三層異質乳房假體模擬求得，包括三種靶極/濾片組合(W/Al、W/Rh、W/Ag)在管電壓22~36 kVp、不同HVL、CBT 3~9 cm下，平均乳腺比例為50%時，27種不同乳腺分佈情況的DgN，上述結果於附錄A。THEP在50%平均乳腺比例時，可以產生七種不同的乳腺分佈，其中50%:50%:50%代表乳腺均勻分佈，此種狀況可以與傳統的乳腺劑量評估系統接軌；25%:50%:75%代表乳腺分佈主要分布於乳房下1/3處；75%:50%:25%代表乳腺分佈主要分布於乳房上1/3處。25%:75%:50%與50%:75%:25%則代表乳腺集中分布於乳房中間，另有兩種較少見之乳腺分佈為50%:25%:75%、75%:25%:50%。隨著乳腺分佈的不同，乳腺劑量轉換因子也有顯著的差異。

當THEP第一層乳腺比例為25%時，因為乳腺吸收劑量較低，進而導致乳腺劑量轉換因子值較低；反之當THEP第一層乳腺比例為75%時，平均乳腺吸收劑量也較高導致乳腺劑量轉換因子值較高。在乳腺集中分布的情況下，亦會因第一層乳腺比例較高而有較大的DgN，主要原因為乳房攝影之能量範圍為低能量X光，光子射束照進乳房後進行光電效應並產生能量沉積，且其隨著穿透乳房厚度增加，光子射束會因指數衰減使得能量逐漸降低導致深度劑量減少(圖 5-3)，被衰減的光子會於局部沉積其所有的能量，THEP的第一層較接近乳房表面，光子通量較高能量沉積也較多，若此層有較高的乳腺比例則對MGD的貢獻會大幅上升。在臨床的CC view中，乳腺下移或乳腺集中分布較常出現，也就意味著使用均勻假體產生的DgN會高估病人的MGD。

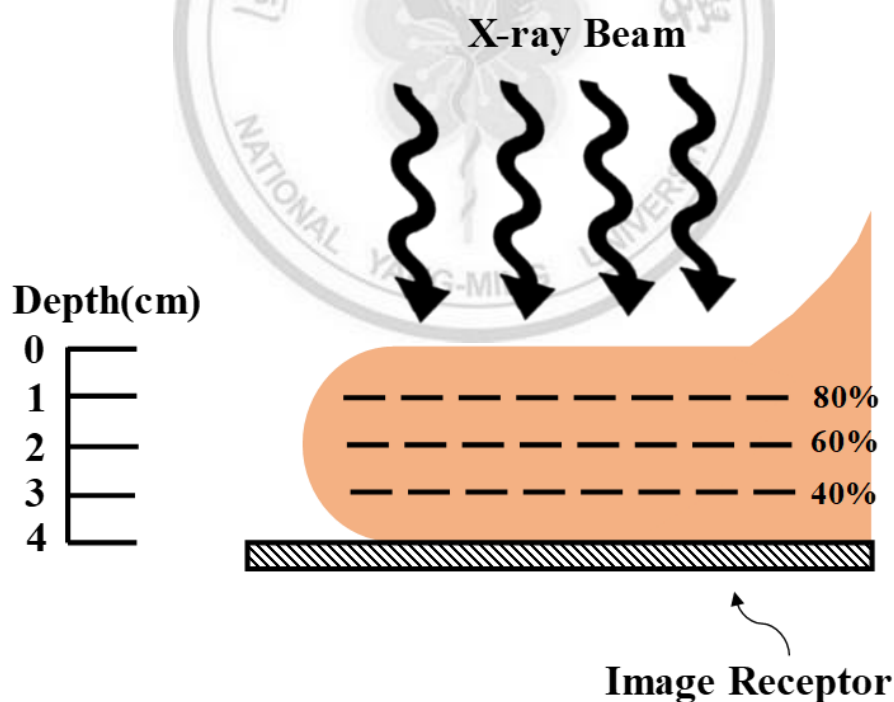


圖 5-3、乳房於不同深度能量沉積示意圖。

乳房攝影因應不同乳房大小、乳腺比例可調整X光管球的管電壓與HVL。隨著管電壓增加，沉積於乳房中的能量亦隨之增加，使得乳房吸收劑量上升，造成乳腺劑量轉換因子值有上升的趨勢，此現象無論在乳腺上移或乳腺下移的情況均會發生。然而，管電壓較高時，乳腺分布對於DgN的影響略微下降，主要的原因為脂肪與乳腺質量能量吸收係數的差異下降。

臨床上為了提升影像對比²，並減少低能量X光所造成的皮膚劑量，常使用不同厚度、材質的濾片以過濾低能光子，並提升平均光子能量，當X光能譜的半值層上升時，DgN亦隨之上升，同樣地，當半值層上升時，乳腺分布對於DgN的影響亦逐漸下降，可能是當半值層上升代表低能量光子愈少，使射束品質增加，提升平均光子能量而使差異減小。

Hernandez等人利用bCT所提供的組織參數獲得女性三維乳腺分佈建構複雜異質假體，並探討女性乳腺可能會有較乳腺中心分佈有10%乳房壓迫厚度之位移，乳腺上移及下移導致乳腺劑量轉換因子與乳腺均勻分佈值有28.5%高估與-22.1%低估之差異²⁰，此討論面向與本實驗提及之乳腺上移與下移概念有其一致性，我們的結果與其也有同樣的趨勢，如表 4-1所示，可更加確信乳腺位移使乳腺組織分佈有所差異會導致乳腺劑量轉換因子有高估或低估的情況，差異之程度有別可能因乳房壓迫假體幾何設計與使用X光能譜不同所致。

然而我們的結果包含3~9 cm的乳房壓迫厚度，其中大乳房的乳腺分布對於DgN的影響更為顯著，在9 cm大乳房之差異可達-29.2%~25.4%，反之在3 cm小乳房之差異僅-11.2%~10.3%，主要是因為當乳房愈大，光子在乳房中衰減的比例愈高，因此乳腺分布的位置顯著的影響乳腺中的能量沉積。在小乳房情況下，無論乳腺上移或乳腺下移，光子衰減及能量沉積差異不大；而在大乳房情況下，因其相較小乳房距離射源較近，當乳腺上移，THEP第一層能量沉積較多；當乳腺下移，會因光子已多數衰減而能量沉積較少，使得DgN值差異較大，如圖 5-4~圖 5-5所示。由上述結果可知，利用簡易均質假體所產生的乳腺劑量轉換因子來評估MGD，可能產生30%的誤差，我們所提出的THEP能考量乳房厚度與乳腺分布，可以更準確的評估DgN與MGD。

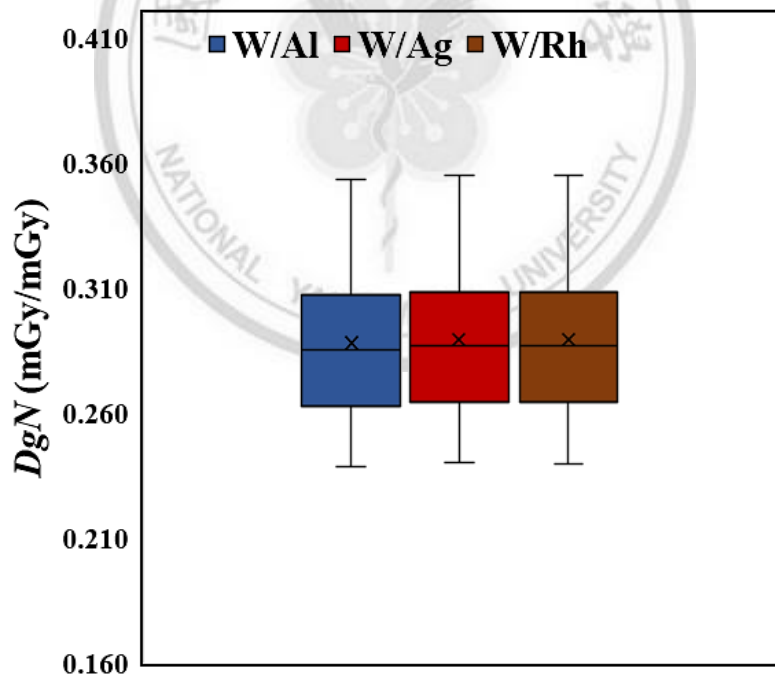


圖 5-4、小乳房(3 cm)於22 kVp、0.368 mm Al時，27種乳腺分佈情況下之
乳腺劑量轉換因子。

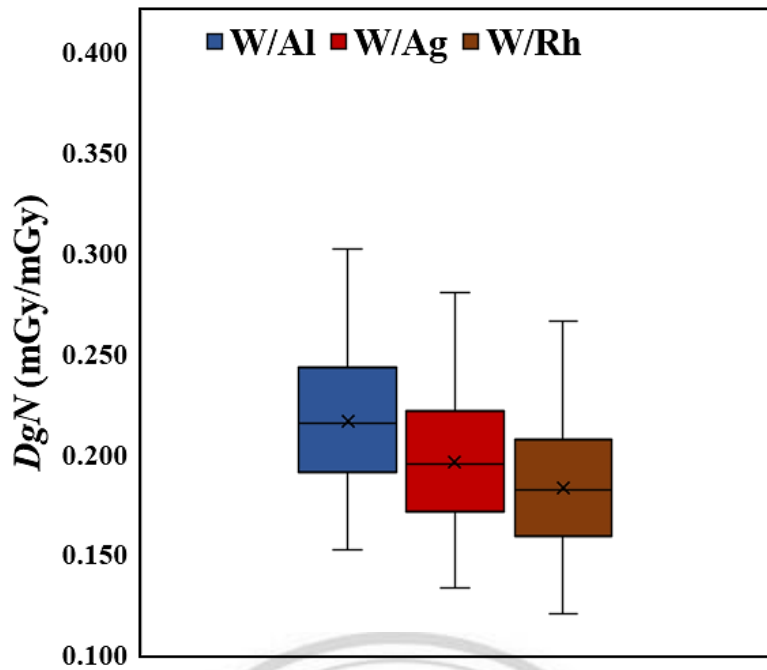


圖 5-5、大乳房(9 cm)於36 kVp、0.661 mm Al時，27種乳腺分佈情況下之
乳腺劑量轉換因子。

為了與傳統的乳腺劑量評估系統接軌，本研究使用25%、50%、75%的乳腺(glandularity)，然而乳腺是放射科醫師利用乳房攝影的二維投影資訊評估求得²⁴，會顯著的高估真實的乳腺比例¹⁶，若將利用bCT或MRI乳房影像所求得的體積腺體比例(Volumetric Glandular Fraction, VGF)帶入，可能會高估DgN進而產生乳腺劑量評估上的誤差，THEP中三層的乳腺比例可利用MLO的影像或是Tomosyntheis的資料按比例求得。

除此之外，皮膚層的厚度對於乳腺劑量評估的影響頗為重要⁴¹，Dance乳房模型的外層(shield region)厚度為5 mm¹⁰、Boone所使用乳房模型的皮膚厚度為4 mm¹⁴，然而Huang等人⁴²與Vedantham等人⁴³利用bCT影像求得乳房皮膚層的平均厚度約為1.45 mm，較薄皮膚層MGD值會較高，因低能量光子被皮膚衰減的較少，皮膚層愈厚會導致光子的額外衰減，進而使DgN值降低，不同厚度皮膚造成MGD差異可達27%^{34,41}。

5.2. 壓克力假體驗證

壓克力假體驗證是利用壓克力假體各層置放TLD進行驗證，然而PMMA假體與THEP仍有所差異，包括乳房假體各層厚度、材質密度等等，都會對能量衰減、劑量沉積造成影響。因此我額外以MCNP進行實際壓克力假體之幾何與臨床相同攝影條件模擬，結果如表 5-1。可觀察出TLD與MCNP模擬THEP之DgN差異較顯著主要可能因乳房假體不同所導致；而MCNP模擬PMMA假體之DgN與TLD結果差異較小是因兩者皆由相同幾何之乳房假體進行模擬與照射。由結果也可看出利用TLD進行壓克力假體驗證結果並未如預期，可能因為假體本身挖洞數量過多，造成假體重量或劑量沉積有所影響；以及每次進行乳房攝影照射時並無法有完全相同之劑量給予、假體材質及厚度與THEP不相同等原因所造成。

表 5-1、以MCNP模擬實際壓克力假體幾何與THEP假體之DgN與TLD結果比較

攝影條件	乳腺分佈	不同方法之 DgN (mGy/mGy)			與 TLD 之差異(%)	
		MCNP THEP	TLD	MCNP PMMA	MCNP THEP	MCNP PMMA
W/Rh、 28kVp、 0.546mm Al	Superior (75% :50% :25%)	0.377	0.266	0.356	41.7%	33.82%
	Uniform (50% :50% :50%)	0.328	0.269	0.308	21.9%	14.37%
	Inferior (25% :50% :75%)	0.274	0.216	0.248	26.82%	14.65%

5.3.臨床實際應用

為了將本研究與臨床銜接應用，我們可將三層異質假體的乳腺劑量轉換因子與過去學者Boone所做簡易均質假體之乳腺劑量轉換因子相除，得出於不同乳房厚度、乳腺組織分佈在50%平均乳腺比例於三種臨床常見乳房攝影條件下之比值，分別為W/Al、26 kVp、0.423 mm HVL；W/Rh、30 kVp、0.563 mm HVL與W/Ag、34 kVp、0.660 mm HVL在不同CBT與不同乳腺分布之DgN與Boone的DgN之比值，如表 5-2~表 5-4所示。未來病患進行檢查後，可將現行臨床之數據依不同乳腺組織比例再乘上比值，即可修正乳腺組織分佈不均之問題，更能有效評估病患進行乳房攝影檢查後之乳腺劑量。

表 5-2、W/Al靶極/濾片組合在平均乳腺比例為50%時，不同乳房厚度、

乳腺組織分佈與簡易均質假體間乳腺劑量轉換因子之比值

CBT (cm)	三層異質假體乳腺組織分佈					
	25:50:75	25:75:50	50:25:75	50:75:25	75:25:50	75:50:25
3	0.87	0.91	0.95	1.04	1.07	1.11
4	0.83	0.88	0.95	1.06	1.11	1.16
5	0.79	0.85	0.94	1.06	1.14	1.20
6	0.76	0.82	0.95	1.06	1.18	1.23
7	0.73	0.78	0.95	1.06	1.21	1.26
8	0.70	0.75	0.95	1.05	1.22	1.27
9	0.68	0.73	0.96	1.05	1.25	1.29

表 5-3、W/Rh靶極/濾片組合在平均乳腺比例為50%時，不同乳房厚度、

乳腺組織分佈與簡易均質假體間乳腺劑量轉換因子之比值

CBT (cm)	三層異質假體乳腺組織分佈					
	25:50:75	25:75:50	50:25:75	50:75:25	75:25:50	75:50:25
3	0.86	0.91	0.93	1.02	1.04	1.08
4	0.82	0.87	0.92	1.03	1.07	1.12
5	0.78	0.84	0.92	1.03	1.10	1.16
6	0.75	0.81	0.92	1.03	1.14	1.19
7	0.72	0.78	0.92	1.03	1.16	1.21
8	0.69	0.75	0.92	1.03	1.18	1.23
9	0.67	0.72	0.93	1.02	1.20	1.25

表 5-4、W/Ag靶極/濾片組合在平均乳腺比例為50%時，不同乳房厚度、

乳腺組織分佈與簡易均質假體間乳腺劑量轉換因子之比值

CBT (cm)	三層異質假體乳腺組織分佈					
	25:50:75	25:75:50	50:25:75	50:75:25	75:25:50	75:50:25
3	0.88	0.91	0.94	1.01	1.03	1.07
4	0.84	0.89	0.93	1.03	1.06	1.11
5	0.80	0.86	0.92	1.03	1.09	1.14
6	0.78	0.84	0.93	1.04	1.12	1.17
7	0.75	0.81	0.93	1.04	1.15	1.20
8	0.72	0.78	0.93	1.04	1.17	1.22
9	0.70	0.76	0.93	1.04	1.19	1.24

6. 結論

本實驗建構三層異質乳房假體，利用MCNP 5模擬三層均質乳房假體並將結果與過去簡易均質假體之結果比較以進行驗證，乳腺劑量轉換因子之差異皆在可接受範圍內。目前臨床上對於計算乳腺劑量轉換因子的乳腺劑量模擬，皆是利用簡易均質假體進行劑量模擬，未考慮乳房中組織分佈情況，而本研究之三層異質乳房假體，透過於假體內填入不同乳腺比例之搭配，獲得不同乳腺組織分佈情況，形成簡易異質乳房，並利用蒙地卡羅模擬W/Rh、W/Ag、W/Al靶極/濾片組合、22~36 kVp搭配不同半值層、乳房壓迫厚度3~9 cm下，乳腺均勻分布、集中分布、與乳腺上移、下移的DgN。

結果顯示，DgN與乳房厚度、乳腺比例成反比；與kVp、HVL成正比。在平均乳腺比例為50%時，DgN於不同乳腺比例的差異於W/Al最大可達36.2%；於W/Rh最大可達38.5%；於W/Ag最大可達36.4%。乳房愈大乳腺分布對於DgN的影響也愈顯著，大乳房乳腺下移的DgN較乳腺均勻的DgN低27.1%；而乳腺上移的DgN較乳腺均勻的DgN高23.7%。在CBT為4 cm時，W/Al、W/Rh、W/Ag 乳腺偏上集中的DgN較乳腺偏下集中的DgN分別高16.3%、17.7%、16.6%。當管電壓為26 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低16.8%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高15.3%；然而，當管電壓上升為34 kVp時，小乳房乳腺下移的DgN會較乳腺均勻分佈平均低15.9%，在乳腺上移時會較乳腺均勻分佈平均高14.6%。當管電壓愈高，乳腺分布對於DgN的影響下降。我們提出的三層異質乳房假體，可考量乳房厚度與乳腺分布，並與傳統的乳腺劑量評估系統接軌，以提供臨床快速與準確的MGD評估。

本研究中THEP中皮膚層的厚度為4 mm，相較於1.45 mm較厚，可能會有低估MGD的情況，未來可進一步模擬不同皮膚厚度，如1.45 mm的THEP以及增加模擬不同皮下脂肪層厚度的THEP，令THEP更加接近真實乳房組成。本研究利用TLD進行壓克力假體的驗證結果不理想，代表實驗設計可能有所問題，未來可以將壓克力假體上鑽的洞減少，或改以利用膠片進行劑量驗證。目前我們建立的THEP內層乳腺比例僅有25%、50%、75%，未來可增加模擬如0.1%、15%亦或100%的乳腺比例，進而使乳腺劑量轉換因子更加完整，以進一步提升DgN的準確性。

Acknowledgments

感謝台北馬偕醫院放射線部杜俊元學長與余宛君學姊提供協助，讓我能使用醫院乳房攝影儀器進行壓克力假體驗證。感謝信誠壓克力實業社協助客製化製作壓克力假體以供實驗使用。感謝若嵐學姊協助解答實驗相關問題以助實驗之進行與數據計算。感謝芳蕙協助蒙地卡羅輸入檔相關撰寫與除錯問題。感謝吳杰老師給予蒙地卡羅與乳房相關專業知識作為研究之基石，本文部分內容參考自賴冠任、吳杰共同撰寫之論文手稿。

7. 參考文獻

1. Siegel RL, Miller KD, Jemal A. Cancer statistics, 2018. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*. 2018;68(1):7-30.
2. Mahesh M. The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition [published online ahead of print 2013/07/01]. *Medical physics*. 2013;40(7).
3. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103 [published online ahead of print 2007/12/18]. *Annals of the ICRP*. 2007;37(2-4):1-332.
4. RMK MA, England A, McEntee MF, Mercer CE, Tootell A, Hogg P. Effective lifetime radiation risk for a number of national mammography screening programmes [published online ahead of print 2018/07/07]. *Radiography (London, England : 1995)*. 2018;24(3):240-246.
5. Ciraj-Bjelac O, Beciric S, Arandjic D, Kosutic D, Kovacevic M. Mammography radiation dose: initial results from Serbia based on mean glandular dose assessment for phantoms and patients [published online ahead of print 2010/02/18]. *Radiation protection dosimetry*. 2010;140(1):75-80.
6. Moore A, Dance D, Evans D, et al. The commissioning and routine testing of mammographic X-ray systems. *IPEM Report*. 2005;89.
7. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Tornberg S, Holland R, von Karsa L. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition--summary document [published online ahead of print 2007/11/21]. *Annals of oncology : official journal of the European Society for Medical Oncology*. 2008;19(4):614-622.
8. Pernicka F, McLean I. *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. International Atomic Energy Agency; 2007.
9. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol [published online ahead of print 2000/12/01]. *Physics in medicine and biology*. 2000;45(11):3225-3240.
10. Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose [published online ahead of print 1990/09/01]. *Physics in medicine and biology*. 1990;35(9):1211-1219.
11. Dance DR, Young KC, van Engen RE. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols [published online ahead of print 2010/12/31]. *Physics in medicine and biology*. 2011;56(2):453-471.

12. Wu X, Barnes GT, Tucker DM. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography [published online ahead of print 1991/04/01]. *Radiology*. 1991;179(1):143-148.
13. Wu X, Gingold EL, Barnes GT, Tucker DM. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography [published online ahead of print 1994/10/01]. *Radiology*. 1994;193(1):83-89.
14. Boone JM. Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy X-ray beams: Monte Carlo assessment [published online ahead of print 1999/11/30]. *Radiology*. 1999;213(1):23-37.
15. Boone JM. Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary X-ray spectra in mammography: computer-fit values of Monte Carlo derived data [published online ahead of print 2002/05/30]. *Medical physics*. 2002;29(5):869-875.
16. Yaffe MJ, Boone JM, Packard N, et al. The myth of the 50-50 breast [published online ahead of print 2010/01/26]. *Medical physics*. 2009;36(12):5437-5443.
17. Dance DR, Hunt RA, Bakic PR, et al. Breast dosimetry using high-resolution voxel phantoms [published online ahead of print 2005/06/04]. *Radiation protection dosimetry*. 2005;114(1-3):359-363.
18. Bakic PR, Albert M, Brzakovic D, Maidment AD. Mammogram synthesis using a 3D simulation. I. Breast tissue model and image acquisition simulation [published online ahead of print 2002/09/28]. *Medical physics*. 2002;29(9):2131-2139.
19. Zankl M, Fill U, Hoeschen C, Panzer W, Regulla D. Average glandular dose conversion coefficients for segmented breast voxel models [published online ahead of print 2005/06/04]. *Radiation protection dosimetry*. 2005;114(1-3):410-414.
20. Hernandez AM, Seibert JA, Boone JM. Breast dose in mammography is about 30% lower when realistic heterogeneous glandular distributions are considered [published online ahead of print 2015/11/02]. *Medical physics*. 2015;42(11):6337-6348.
21. Wang W, Qiu R, Ren L, et al. Monte Carlo calculation of conversion coefficients for dose estimation in mammography based on a 3D detailed breast model [published online ahead of print 2017/03/16]. *Medical physics*. 2017;44(6):2503-2514.
22. Sarno A, Mettivier G, Di Lillo F, Bliznakova K, Sechopoulos I, Russo P. Homogeneous vs. patient specific breast models for Monte Carlo

- evaluation of mean glandular dose in mammography [published online ahead of print 2018/05/01]. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*. 2018;51:56-63.
23. Garcia E, Diez Y, Diaz O, et al. A step-by-step review on patient-specific biomechanical finite element models for breast MRI to x-ray mammography registration [published online ahead of print 2017/11/18]. *Medical physics*. 2018;45(1):e6-e31.
 24. Yamamuro M, Asai Y, Yamada K, Ozaki Y, Matsumoto M, Murakami T. Prediction of glandularity and breast radiation dose from mammography results in Japanese women [published online ahead of print 2018/08/14]. *Medical & biological engineering & computing*. 2019;57(1):289-298.
 25. Kiarashi N, Nolte AC, Sturgeon GM, et al. Development of realistic physical breast phantoms matched to virtual breast phantoms based on human subject data [published online ahead of print 2015/07/03]. *Medical physics*. 2015;42(7):4116-4126.
 26. Ikejimba LC, Graff CG, Rosenthal S, et al. A novel physical anthropomorphic breast phantom for 2D and 3D x-ray imaging [published online ahead of print 2016/12/20]. *Medical physics*. 2017;44(2):407-416.
 27. Suleiman ME, Brennan PC, McEntee MF. Diagnostic reference levels in digital mammography: a systematic review [published online ahead of print 2014/12/30]. *Radiation protection dosimetry*. 2015;167(4):608-619.
 28. Suleiman ME, McEntee MF, Cartwright L, Diffey J, Brennan PC. Diagnostic reference levels for digital mammography in New South Wales [published online ahead of print 2016/10/08]. *Journal of medical imaging and radiation oncology*. 2017;61(1):48-57.
 29. Sechopoulos I, Suryanarayanan S, Vedantham S, D'Orsi C, Karellas A. Computation of the glandular radiation dose in digital tomosynthesis of the breast [published online ahead of print 2007/02/07]. *Medical physics*. 2007;34(1):221-232.
 30. Boone JM, Shah N, Nelson TR. A comprehensive analysis of DgN(CT) coefficients for pendant-geometry cone-beam breast computed tomography [published online ahead of print 2004/03/06]. *Medical physics*. 2004;31(2):226-235.
 31. Sarno A, Mettivier G, Di Lillo F, Tucciariello RM, Bliznakova K, Russo P. Normalized glandular dose coefficients in mammography, digital breast tomosynthesis and dedicated breast CT [published online ahead of print

- 2018/10/14]. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*. 2018;55:142-148.
32. Hammerstein GR, Miller DW, White DR, Masterson ME, Woodard HQ, Laughlin JS. Absorbed radiation dose in mammography [published online ahead of print 1979/02/01]. *Radiology*. 1979;130(2):485-491.
 33. Boone JM, Fewell TR, Jennings RJ. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography [published online ahead of print 1998/01/22]. *Medical physics*. 1997;24(12):1863-1874.
 34. Sarno A, Mettivier G, Di Lillo F, Russo P. A Monte Carlo study of monoenergetic and polyenergetic normalized glandular dose (DgN) coefficients in mammography [published online ahead of print 2016/12/20]. *Physics in medicine and biology*. 2017;62(1):306-325.
 35. 徐儒琳. 乳房攝影劑量的校正, 撰者; 2004.
 36. Nosratieh A, Hernandez A, Shen SZ, Yaffe MJ, Seibert JA, Boone JM. Mean glandular dose coefficients (D(g)N) for x-ray spectra used in contemporary breast imaging systems [published online ahead of print 2015/09/09]. *Physics in medicine and biology*. 2015;60(18):7179-7190.
 37. Osteras BH, Skaane P, Gullien R, Martinsen ACT. Average glandular dose in paired digital mammography and digital breast tomosynthesis acquisitions in a population based screening program: effects of measuring breast density, air kerma and beam quality [published online ahead of print 2018/01/10]. *Physics in medicine and biology*. 2018;63(3):035006.
 38. McCullagh JB, Baldelli P, Phelan N. Clinical dose performance of full field digital mammography in a breast screening programme [published online ahead of print 2011/05/19]. *The British journal of radiology*. 2011;84(1007):1027-1033.
 39. Sanchez-Nieto B, Lopez-Pineda E, Ruiz-Trejo C, et al. Dedicated phantom and TLD-100 dosimetry for simultaneous determination of mean glandular dose and beam quality: Proposal for a compact mammography quality control procedure [published online ahead of print 2019/04/20]. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*. 2019;60:30-36.
 40. Santos JC, Tomal A, de Barros N, Costa PR. Normalized glandular dose (DgN) coefficients from experimental mammographic x-ray spectra

- [published online ahead of print 2019/04/09]. *Physics in medicine and biology*. 2019;64(10):105010.
41. Massera RT, Tomal A. Skin models and their impact on mean glandular dose in mammography [published online ahead of print 2018/04/21]. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*. 2018;51:38-47.
 42. Huang SY, Boone JM, Yang K, Kwan AL, Packard NJ. The effect of skin thickness determined using breast CT on mammographic dosimetry [published online ahead of print 2008/05/22]. *Medical physics*. 2008;35(4):1199-1206.
 43. Vedantham S, Shi L, Karellas A, O'Connell A. TU-E-217BCD-05: Dedicated Breast CT: Skin Thickness Measurements in a Diagnostic Population [published online ahead of print 2012/06/01]. *Medical physics*. 2012;39(6Part24):3914-3915.

