

X 光機係數校正系統

王清林

國立勤益科技大學
資訊管理系

clwang@ncut.edu.tw

王清德

國立勤益科技大學
資訊管理系

ctwang@ncut.edu.tw

鄭憲閩

國立勤益科技大學
資訊管理系

s39532024@student.ncut.
edu.tw

林哲偉

國立勤益科技大學
資訊管理系

s39532009@student.ncut.
edu.tw

摘要

另外，X光在人體上之應用算得上是相當具有貢獻的一項醫療技術。然而，X光機在使用一段時間或是重新開機後，即須依賴人工經過繁雜程序重新設定X光機劑量。為此，本研究是利用對比解析板經不同的X光劑量照射所取得的X光灰階影像，針對醫生需求與實驗評估結果之關係來判斷影像品質，研究能取代醫生判別的方法。實驗顯示，透過本法所提供之影像分割、對比強化、梯度強化等技術，卻能強化出圓形凹槽影像特徵，使影像更為清晰明顯。另比照對比解析板計算實驗結果之正確率，根據正確率做為X光機劑量增減的參考依據，在不依賴人工判定的情況下就可找出適當之X光係數，且能產出較高影像品質的方法。

關鍵詞：影像強化、影像切割、對比解析板、變動長度強化、梯度。

Abstract

The application of X-ray for the human is quite a contribution to a medical technology. However, X-ray machines in use after a period of time or re-boot, that is to rely on manual re-set through the complex process-dose X-ray machines. To this end, we use contrast-detail phantom irradiated by different coefficients obtained by X-ray images for the demand of doctors and experimental results of the assessment to judge the image quality. The experiments show that through image segmentation, contrast enhancement, gradient reinforcement technologies provide by this method, and strengthen a circular groove in images features, and make the image more clearly, in accordance with contrast-detail phantom analysis of experimental results, calculation results and Analysis of experimental results, according to results of the assessment accuracy of dose increase or decrease as the X-ray machine frame of reference, we can

determine the appropriate X-ray dose methods of the higher image quality.

Keywords: Image intensifier, Image segment, Contrast-detail phantom, Run length, Gradient

1. 緒論

X光是一種帶有能量的電磁波，其波長介於0.1奈米至10奈米之間的不可見光，對於不同密度的物質，有著不同的穿透能力。由於X光具有穿透物質以及能量衰減的特性，在醫學上常被用來作為診斷病因用途，其原理是利用X光穿透物質後，該物件衰減後所殘留的能量將會映射在軟片上，因此產生深淺不同的影像，藉此根據該影像來做病因判讀。X光的發展對於人類在醫療科技上都有著相當顯著的貢獻。而X光的應用技術可以分為數位X光影像(Computed Radiography, CR)以及傳統的X光影像，由於數位科技以及醫學影像技術的日益精進，數位X光影像的應用已經逐漸成為醫學界影像應用的主流技術，數位X光影像技術除了可以減少因為X光影像的清晰度不足而重新拍攝的機率，且更重要的是數位X光影像技術可以因減低X光的重新照攝X光的機率，而減低病患接受多餘X光的劑量。

在現今醫療實務上，醫師常使用數位X光影像來診斷及治療許多種疾病，但是X光亦是誘發致癌的因素之一，其主要原因是在X光使用時會因為設備參數的設定不同而產生出效果不同的X光影像，使用劑量較高的X光雖可得到較為清楚的X光影像，對於人體卻會產生更大的傷害，因此，為了減少X光對人體的傷害，在使用X光時應盡可能的避免使用過高的劑量，而過低的X光之劑量又無法達到可供醫師作判定的效果。

對比解析板即是常被用來分析影像品質的假體，其大小為25.6cm*25.6cm厚度1cm的玻璃板，在對比解析板上有15*15個方格，格子

裡有深度不一的圓形凹槽，可因 X 光劑量之強弱獲得不同之對比解析板影像。

因此，本研究旨在透過對比解析板 (Contrast-detail phantom) 之影像，利用影像處理技術作強化，針對對比解析板經過不同劑量 X 光照射後產生之影像進行分割、強化等處理，藉由分析正確率找出使用低劑量所產出的 X 光影像，經本系統之處理其結果也可以符合醫師的要求。

2. 相關技術

本節說明本研究所使用的影像處理相關技術以及對比解析板之相關資訊。透過 Sobel 邊緣偵測法以及 Otsu 將影像二值符合以提供研究所需。

2.1 Sobel 邊緣偵測法

Sobel 邊緣偵測常被利用來找出特徵點，將原始影像 $G(x,y)$ 和梯度運算子作運算求得梯度向量。Sobel 的運算是經由低通運算和微分運算的結合，並使用 $3*3$ 的遮罩，遮罩的定義如下所示：

-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

$$G_x = (z_7 + 2z_8 + z_9) - (z_1 + 2z_2 + z_3)$$

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

$$G_y = (z_3 + 2z_6 + z_9) - (z_1 + 2z_4 + z_7)$$

其中 G_x 為水平方向的微分， G_y 為垂直方向的微分，而像素 z_1 、 z_2 、 z_3 、...、 z_9 的位置如下所示：

zz1	Zz2	Zz3
Zz4	Zz5	Zz6
Zz7	Zz8	Zz9

Sobel 邊緣偵測器使用的遮罩以數位的方式近似於一階導數 G_x 和 G_y ，在鄰域中心點的梯

度可用 Sobel 偵測器計算如下：

$$g = [G_x^2 + G_y^2]^{1/2}$$

$$g = \left\{ \left[(z_7 + 2z_8 + z_9) - (z_1 + 2z_2 + z_3) \right]^2 + \left[(z_3 + 2z_6 + z_9) - (z_1 + 2z_4 + z_7) \right]^2 \right\}^{1/2}$$

當一像素值在 (x,y) 這個位置上，其 $g > T$ ，則該像素為一個邊緣的像素，其中 T 是一個特定的臨界值。

2.2 灰階影像轉換成二值影像

二值影像是在灰階影像設立門檻值 (Threshold)，並將高於門檻值的像素值設為 255 (白色)，低於門檻值的像素值設為 0 (黑色)。門檻值的選擇方法為先求出影像灰階分佈統計圖 (如圖 2-1 所示)，再尋找出適當的門檻值將影像中的物件分離出來。

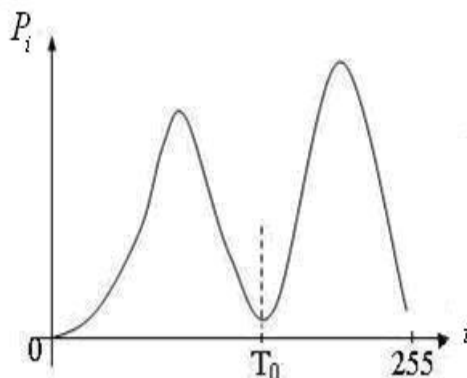


圖 2-1 灰階分佈統計圖

本研究採用 Otsu 二值化技術 [11]，利用統計學原理找出最佳門檻值。設各灰階值的像素個數分別為 $n_0 \dots n_{255}$ (其中 n_0 即灰階值為 0 的像素個數、 n_1 即灰階值為 1 的像素個數，以此類推)，所有像素總和為 N ，灰階值 i 在該灰階影像中發生的機率套入的公式如下：

$$P_i = \frac{n_i}{N} \quad \text{where } P \geq 0 \quad \text{and} \quad \sum_{i=0}^{255} P_i = 1$$

這邊我們定義兩個區域 C_1 以及 C_2 。 C_1 區域中任一像素的灰階值 n_i 必定滿足 $0 \leq i \leq T_0$ ；而 C_2 區域中任一像素的灰階值 n_i 必滿足 $T_0 + 1 \leq i \leq 255$ 。決定 T_0 使得 C_1 內的變異數 (Within-variance) 加上 C_2 內的變異數之和最小。此條件是為了使 C_1 與 C_2 之間的時間分到最大，使其有較佳的分割效果。每個區域所發生的機率及像素平均值分別為 W_1 、 W_2 和

μ_1 、 μ_2 ，公式如下：

$$W_1 = \sum_{i=0}^k P_i \quad W_2 = \sum_{i=k+1}^{255} P_i$$

$$\mu_1 = \sum_{i=0}^k \frac{iP_i}{W_1} \quad \mu_2 = \sum_{i=k+1}^{255} \frac{iP_i}{W_2}$$

區域變異數分別為：

$$\sigma_1^2 = \sum_{i=0}^k (i - \mu_1)^2 \frac{P_i}{W_0}$$

$$\sigma_2^2 = \sum_{i=k+1}^{255} (i - \mu_2)^2 \frac{P_i}{W_0}$$

區域變異數的加權總和為：

$$T_0 = \text{Min} \{ P_1 \sigma_1^2(k) + P_2 \sigma_2^2(k) \}$$

2.3 對比解析板

對比解析板是常用來作為影像品質分析的實驗假體。它是一塊長寬皆為25.6CM的正方形玻璃板(Plexiglas tablet)，厚度為1CM，模板上以鉛畫有15x15的方格，而每個方格中各有1至2個圓形凹槽，前三列為1個圓，第四列之後皆為2個圓，其中二個圓的方格有一個圓在正中央，另一個圓則是隨機出現且座落在方格中的四個角落，凹洞的深度在同一直行中是固定的，由右到左則依指數越來越淺；凹洞的直徑在同一橫列中是固定的，由上到下依指數越小。如下表所示：

表2-1 對比解析板的深度及直徑

列	直徑(mm)	行	深度(mm)
1	8.0	1	0.3
2	6.3	2	0.4
3	5.0	3	0.5
4	4.0	4	0.6
5	3.2	5	0.8
6	2.5	6	1.0
7	2.0	7	1.3
8	1.6	8	1.6
9	1.3	9	2.0
10	1.0	10	2.5
11	0.8	11	3.2
12	0.6	12	4.0
13	0.5	13	0.5
14	0.4	14	6.3
15	0.3	15	0.8

在此假體前後各加一定厚度之壓克力板來模擬穿透人體輻射衰減的情況，拿去照射X光後所得的影像可以看到每個方格中的圓由右到左因為洞越來越淺的關係，輻射衰減與背景越來越接近，造成影像對比越來越小，由上到下的格子則因為直徑越來越小的關係，因此影像上的圓也越來越小。

影像品質的評估方法，是將影像交由醫師來判定，找出影像中可見的方格。其中最上面三列的方格只要能夠分辨出有中洞即可算是可見的影像，而第四列之後還必需指出圓落在方格中的哪一個角落，並將答案記錄再與正確核對，答對才能算是該方格可見。接著要找出醫師在每一直行，即不同的深度 C_i 之下，所能看到的最小直徑 $D_{i,th}$ ，再將每一直行 C_i 與 $D_{i,th}$ 相乘並總和即為IQF(image quality figure)，IQF值越小就表示每一直行所能看到的最小直徑越小，即影像品質越好。

$$IQF = \sum_{i=1}^{15} C_i \times D_{i,th}$$

3. 研究方法

本研究是針對不同劑量的X光，照射對比解析板取得之數位影像為研究對象。達到能透過電腦強化圖片，再做分析判定，以往X光係數的校正必須由校正師拍攝X光片後交由醫師來判斷是否達到要求標準，如果未達標準則必須重新拍攝一張X光片再判定一次，本研究提出的方法，用以大幅度降低校正係數的時間，亦可降低因人為疏失所造成在判斷上的錯誤。

3.1 修正影像角度

在人工拍攝作業產生之不穩定狀況，於拍照時可能受到晃動或鏡頭無法對準等原因，拍攝出之原始影像造成影像角度偏斜，本文為了簡化後續切割步驟所以先將影像調正，作為後續切割影像之事先動作。

Step.1 影像二值化

由於拍攝時可能受到之光害影響，首先將X光拍攝後的原始影像如圖3-1，透過sobel和otsu方法將原始影像轉換為二值影像如圖3-2所示，去除光害對後續步驟影響並將白線部分突顯。

Step.2 旋轉影像

找出圖3-2中 (X_1, Y_1) 、 (X_2, Y_2) 的座標作為定

位點，將二點座標代入公式，

$$\sin\theta = \frac{Y_1 - Y_2}{\sqrt{(X_1 - X_2)^2 + (Y_1 - Y_2)^2}}$$

計算偏差的 θ 值，利用 θ 值來判斷該影像是否有偏斜，如果 $\theta \neq 0$ 表示影像有偏斜。再調整影像角度使得15x15格狀較為工整，以利於後續做分割的動作。

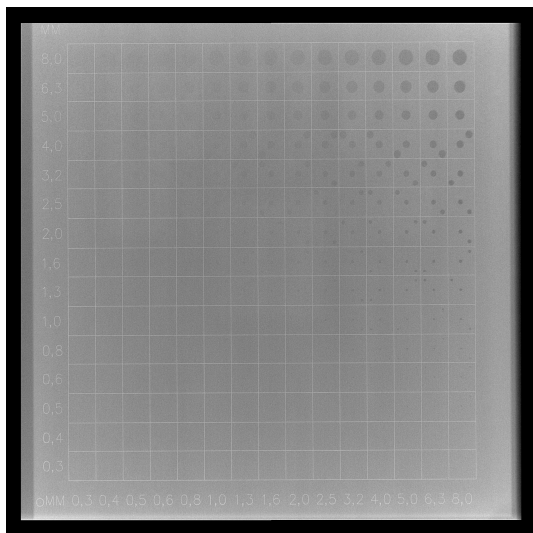


圖 3-1 原始影像

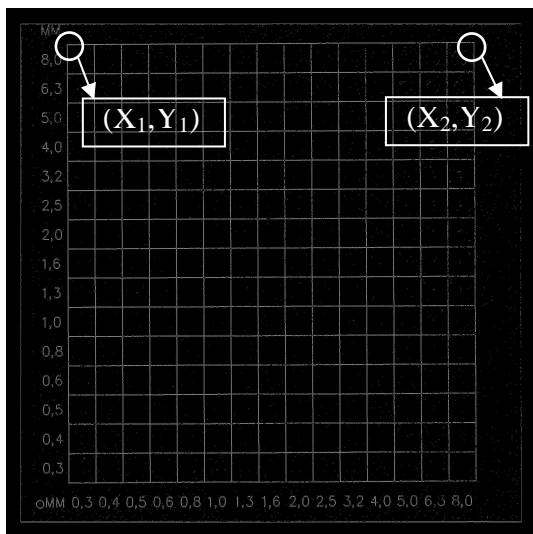


圖 3-2 原始影像經 Sobel 演算法轉二值化

3.2 分割影像

為了減少不必要的處理程序，所以本文先將影像中每一格的處理程序獨立出，再依照醫師需求分別處理範圍內之方格。

Step.1 減少雜訊和干擾

為了找出對比解析板中每個方格的四個角點座標，將透過旋轉過後原始影像使用Sobel和Otsu方法，將原始影像轉換為二值影像如圖3-2所示，將周圍不屬於方格之部分切除，如圖3-3所示僅留下所需無雜訊的方格影像。

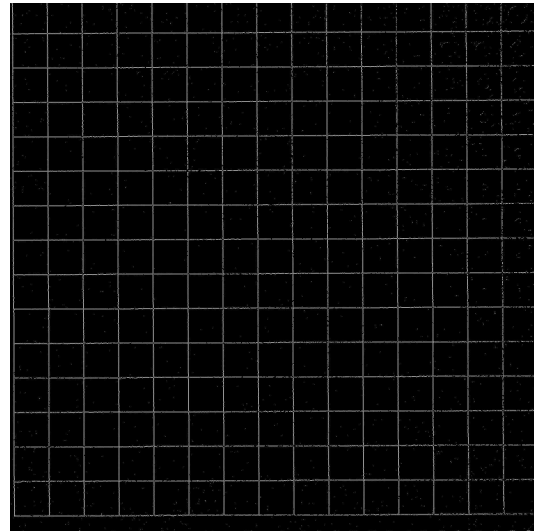
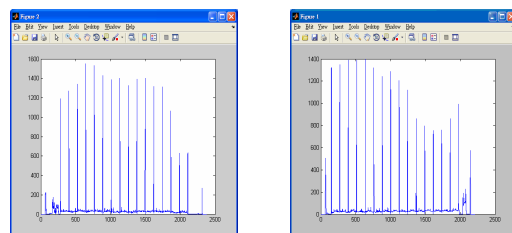


圖 3-3 切除外框後影像

Step.2 紀錄座標

將切出外框後影像如圖3-3做X軸與Y軸像素之投影，圖3-4(a)為對Y軸之像素投影之直方圖，與圖3-4(b)為對X軸之像素投影之直方圖，將圖3-4(b)中像素值大於200的座標位置紀錄為 G_{yz} ，而圖3-4(a)中像素加總後大於200的座標位置紀錄為 G_{xz} 。



列加總(a)

行加總(b)

圖 3-4 針對影像進行行、列座標定位

Step.3 透過座標切割影像

由於紀錄後之座標並不如所想的為單一座標位置而是屬於區間範圍，所以須將每個座

標區間 G_{yz} 與 G_{xz} ，分別找出各自的代表位置 K_{yz} 、 K_{xz} 。先將記錄後的第一個區間 G_{y1} 的第一個值作為第一個區間之代表值 K_{y1} ，再將 K_{y1} 的像素位置加100像素去尋找 K_{y2} ，找到 K_{y2} 後直接在將像素加100尋找 K_{y3} ，依此將所有區間 G_{yz} 與 G_{xz} 找出一個代表位置 K_{yz} 、 K_{xz} ，最後將所有 K_{yz} 與 K_{xz} 對應後既可得到圖3-3中所有白線之交點座標。再依照與原圖想對應之座標位置將圖片分割如圖3-5部分影像所示。

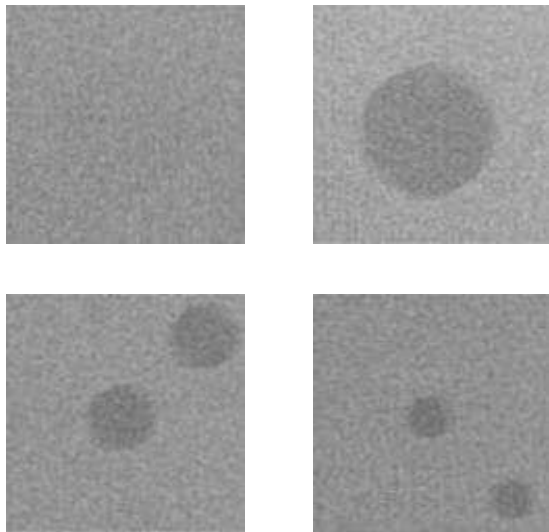


圖 3-5 分割後的部分影像

3.3 對比強化

由於影像中的像素值都非常相近，所以人類無法清楚的靠肉眼判定出差異。而數位影像可透過像素的數值清楚的分辨出差異，在此為了將影像中的差異顯示得更為明確，將進行以下步驟強化影像：

Step.1 判定需求範圍

針對第二節步驟中所有分割後的影像，根據圖3-6找出醫師所要求處理範圍內的影像，針對範圍內的影像繼續進行後續強化步驟。

Step.2 等比拉開像素值

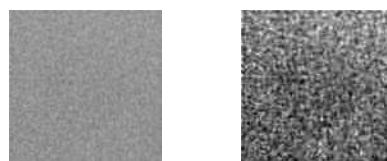
針對前步驟醫師需求範圍內的方格影像 g ，將影像 g 中每個像素值進行下列公式運算， $g(x, y) = \left(\frac{g(x, y) - g_m}{g_M - g_m} \right)^r * 255$ ，其中必須先找出該方格影像中的最大值 g_M 以及最小

值 g_m ，而 r 為一實驗觀察之常數，經過上式運算即可將影像 g 中像素值的對比拉大，使得影像中黑色與白色的差異可以更加明顯。由圖3-7(c)可以明顯看出，原始影像之像素值皆聚集於某一範圍，而經過對比強化後的影像其像素分部明顯的拉開如圖3-7(d)。

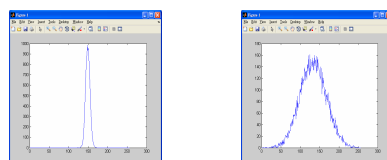
File Name: 7_1_1_00000000.jpg

8.0			V																	
6.3			V																	
5.0				V																
4.0					V															
3.2						V														
2.5							V													
2.0								V												
1.6									V											
1.3										V										
1.0											V									
0.8												V							V	
0.6													V							V
0.5														V						
0.4															V					
0.3																V				
MM	0.3	0.4	0.5	0.6	0.8	1.0	1.3	1.6	2.0	2.5	3.2	4.0	5.0	6.3	8.0					

圖 3-6 醫師要求處理範圍



(a)原圖座標 1,5 (b)對比強化後



(c)a 直方圖 (d)b 直方圖

圖 3-7 對比強化後比較

3.4 梯度強化

由於影像在對比強化後像素分部過於分散，所以無法以一般邊緣偵測方法找出影像邊緣，為了找出對比強化後影像中的圓形凹槽邊緣，所以本文提出此方法，針對擁有四個不同方向特性的邊緣做強化。

Step1. 建立遮罩

將對影像 g 中每一個像素值 $g(x, y)$ 的週遭特性做處理，首先建立四個不同方向 $n \times n$ 大小的遮罩，如下圖3-8所示將四個遮罩都分成二個區塊，其中 $P_{ij} (i=1,2,3,4; j=1,2,3,4)$ 為所屬區塊之像素平均值。

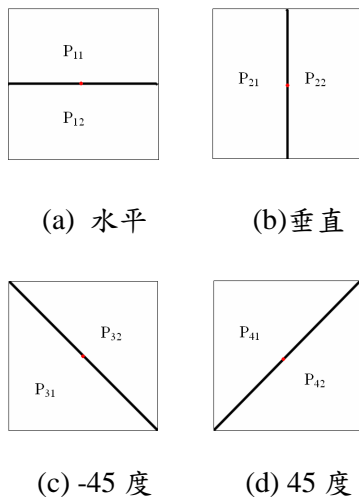


圖 3-8 梯度方向

Step2. 計算輸出值

將每一個像素 $g(x, y)$ 作為中心，之後取大小為 $n \times n$ 範圍的區域，將圖3-8(a)中P1與P2的差值與圖3-8(b)、(c)、(d)中，計算出的結果做比較，其中相差最大的值即為此次的輸出值 $f(x, y)$ 。當P1與P2相差不大即表示此處並不存在此方向之邊緣，依此方式將差值最大的取代原圖像素，即可將邊緣特徵顯現如圖3-9。

$$f(x, y) = \text{Max} \left(\begin{array}{l} |P_{11} - P_{12}|, |P_{21} - P_{22}| \\ |P_{31} - P_{32}|, |P_{41} - P_{42}| \end{array} \right)$$

Step3. 例外處理

為了解決遮罩造成的邊緣問題，若點 $g(x, y)$ 再影像邊界範圍中，假設所選取的 $n \times n$ 範圍超出方格影像的邊緣如圖3-10所示，則只對遮罩中有數值的部份執行梯度強化。

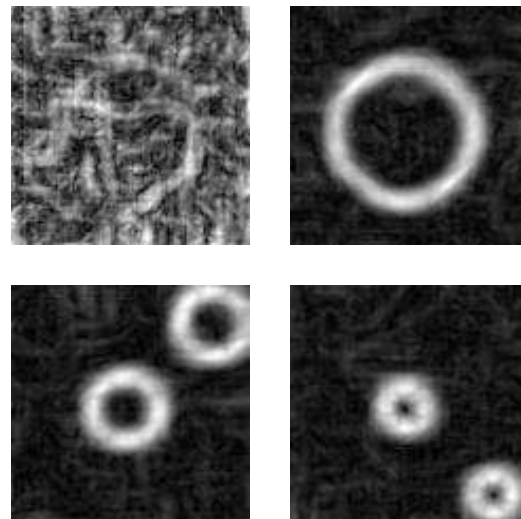


圖 3-9 第二次強化結果

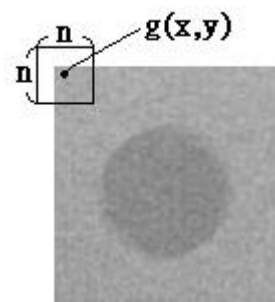


圖 3-10 邊緣例外情況

3.5 變動長度強化

雖然在梯度強化後圓形凹槽邊緣已經稍微出現輪廓，由於邊緣破碎嚴重且不夠明顯，所以本文為了要增加強圓形凹槽邊緣亮度和補修圓形輪廓使得圓形凹槽邊緣的存在更明顯，提出變動長度強化方法修補邊緣破碎情形並且增加邊緣的可見度。

Step1. 建立遮罩

針對梯度強化後的影像 f ，為了修補圓形輪廓破碎的部份，首先將 $f(x, y)$ 向左右延伸各取6個像素成為直線 l_0 ，即作為此次變動長度強化的遮罩大小，之後將 l_0 上的像素加總。

Step2. 計算輸出值

依照上步驟所產出的直線 l_0 ，透過直角座標轉換將其旋轉 22.5° 即為 l_1 ，再將直線 l_1 上像素值加總，重複直至旋轉一圈為止，之後將 $l_i (i=0,1,2,\dots,7)$ 線上加總後最大值作為此次強化輸出值 $p(x,y) = \text{Max}_{l=0}^7 \left(\sum f_l(x,y) \right)$ ，若線 l_i

加總值越大表示此方向存在與此線相同方向的邊緣，則輸出值亦會跟著提升，如此一來就算直線中某一像素值較低，也可以透過二旁的像素值，將輸出值提高。

Step3. 輸出值回覆至灰階範圍

p 依照對比強化方式 r 設定為 1，將像素等比還原至灰階影像範圍作為此次強化之輸出。

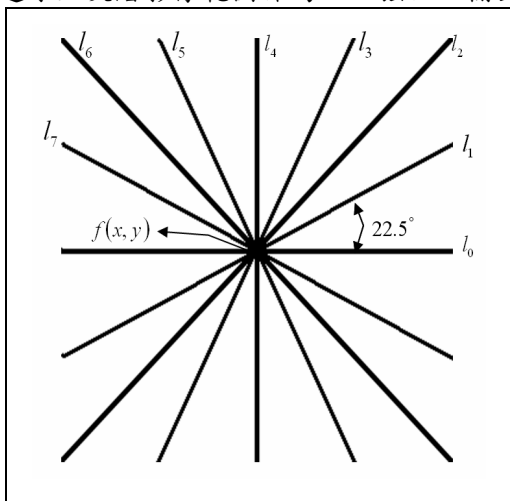


圖 3-11 變動長度強化方法示意圖

3.6 幾何平均

為了使影像中干擾值降低，將梯度強化後影像 f ，利用其雜訊部份較弱的優點與變動長度強化後影像 p 邊緣較清楚的優點結合，達到降低 p 中雜訊過強的部份。

Step1. 設定權重

將圖 f 中每一個像素取 $R1$ 次方產生影像 $O1$ 如式(4-1)，以及將 p 中每一個像素取 $R2$ 次方產生影像 $O2$ 如式(4-2)，其中 $R1$ 與 $R2$ 為實驗觀察值，在此以 $R1$ 為 3 且 $R2$ 為 8 的情況下進行後續步驟。

Step2. 輸出影像

之後將矩陣中相對應位置之元素相乘如式(4-3)，在將相乘後的值取 $\frac{1}{R1+R2}$ 次方將數值等比例回覆至灰階影像範圍，即為此次輸出的影像 O 。其中

$$O1_{ij} = f(i, j)^{R1}, O2_{ij} = P(i, j)^{R2}$$

$$O1 = \begin{bmatrix} f(1,1)^{R1} & \dots & f(1,n)^{R1} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ f(m,1)^{R1} & \dots & f(m,n)^{R1} \end{bmatrix} \quad (3-1)$$

$$O2 = \begin{bmatrix} p(1,1)^{R2} & \dots & p(1,n)^{R2} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ p(m,1)^{R2} & \dots & p(m,n)^{R2} \end{bmatrix} \quad (3-2)$$

$$O = \begin{bmatrix} \sqrt[R1+R2]{O1_{11} \times O2_{11}} & \dots & \sqrt[R1+R2]{O1_{1n} \times O2_{1n}} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \sqrt[R1+R2]{O1_{m1} \times O2_{m1}} & \dots & \sqrt[R1+R2]{O1_{mn} \times O2_{mn}} \end{bmatrix} \quad (3-3)$$

3.7 二值化

為了將方格中圓形凹槽邊緣特徵表現得更容易讓程式判別，也為了減少拍攝時外在光害造成的影響，因此導致某些區塊像素值偏高，而使用 Otsu 方法會受到群集影響，因此無法做適當二值化，本文在此提出九宮格配合四格如圖 3-12 的方法解決此問題。

Step1. 設定區域

先將影像劃分為不同區塊，且為了預防在邊界上出現明顯斷點，所以本文取兩種不同範圍的方式減緩，並算出各區塊中的平均值 $a_i (i=1,2,3,4)$ 、 $b_j (j=1,2,\dots,9)$ ，如圖 3-12(a)(b) 所示。

Step2. 設定門檻值

當點 $o(x,y)$ 落在如圖 3-12(a) 之 $a1$ 與圖 3-12(b) 之 $b1$ 中，則與該區域 T_{ij} 比較，若 $o(x,y)$ 小於 T_{ij} 則以 0 作為輸出值 $q(x,y)$ ，而 $o(x,y)$ 小於 T_{ij} 則以 1 作為輸出值 $q(x,y)$ ，在此

$$T_{ij} = \frac{E1 \times a_i + E2 \times b_j}{E1 + E2} + 50$$

目的是為了，將區塊邊界上可能出現的斷點作出連續的效果，所以本文提出四格與九宮格的想法作為門檻值，使影像二值化時，每個區塊中的像素能更有效的判斷，減少光害對區域性的影響。

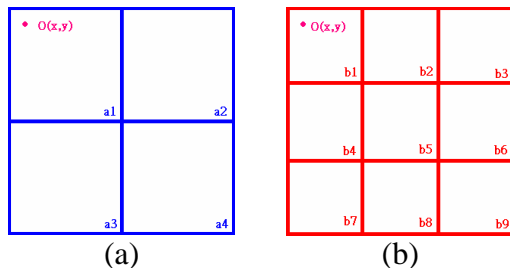


圖 3-12 門檻值區域

3.8 影像分析

對比解析板中每個方格中，皆為一個凹槽或兩個凹槽兩種形式，本研究將每個格子劃分為九等份用以判斷凹槽個數。

Step1. 找出門檻值

先將方格影像劃分為平均九等份分別計算nk(k=1,2,3,...,9)如圖3-12，nk為該去塊中像素總和，再將nk之中找出最大數值，取其二分之一作為該方格影像中的門檻值T，判斷平均的九等份中是否有區塊nk的像素總和大於T值。

$$T = \{Max(n_k), k = 1,2,3,...,9\} / 2$$

Step2. 判斷影像種類

若九宮格中存在大於T值的區域超過兩個如圖3-15(a)所示，影像中像素值分散於各個區塊中，則判定此方格屬於只有一格凹槽的格子。若存在大於T值的區域恰好只有兩個區域符合條件如圖3-15(b)，則判定此方格為有兩個凹槽的格子。

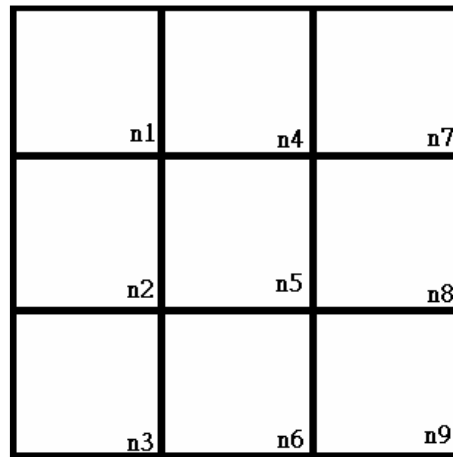


圖 3-13 影像劃分九宮格

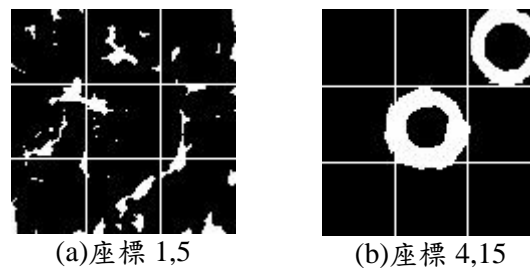


圖 3-14 影像分析示意圖

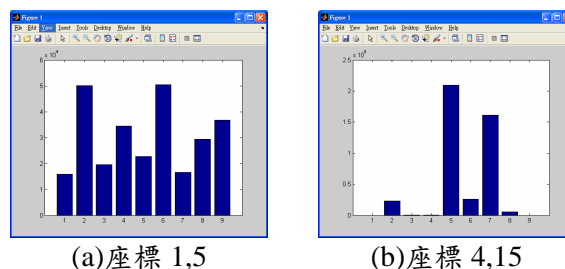


圖 3-15 像素總和直方圖

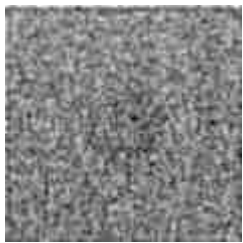

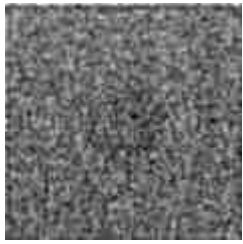
4. 實驗結果

為了能夠提升分析判斷的準確率，在此提出之方法所設定的參數，將在本章節詳細敘述並定義。

4.1 對比強化 r 值

在3.3 Step1中提到對比強化所給定的r值，經過實驗測試後發現，當r介於0.5至1.5之間所呈現的效果較為清晰，當r值小於1時將會突顯出黑色部份，而大於1則突顯出白色部份，所以本文觀察後決定採用0.8作為此次強化之參數。

表4-1 座標3,6上不同r值比較表

當 r 為 0.01	
當 r 為 0.80	
當 r 為 2.00	

4.2 梯度強化之遮罩大小

在3.4 Step1梯度強化中所使用的遮罩大小經實驗測試後發現，當遮罩大小為17x17時所強化出的邊緣較為明顯，而遮罩大於17x17所得到的效果並未比17x17清晰許多，但是卻會犧牲掉更多的影像邊界，導致在邊緣的圓將會因此被捨棄。當遮罩小於17x17時，所得到的邊緣效果則會漸漸降低，所以最後決定使用17x17的遮罩大小作為此次強化之參數。

4.3 變動長度強化法角度與遮罩大小

在3.5 Step1所使用遮罩大小經過測試後決定在11x11較為適合，主要是為了減少邊界受影響的程度，且11x11~19x19的遮罩大小對於產出結果並無太大差異如表4-1所示，而小於11x11的遮罩大小效果也將會遞減以至於無法達到效果。而角度定義在11.25°與22.5°所產生的效果並無太大差異如表4-2，但11.25°卻會增加時間複雜度，所以本文只選擇強化8個方向捨棄了16個方向的作法作為此次強化之參數。

表4-2 變動長度強化法遮罩大小不同比較表

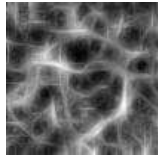
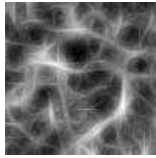
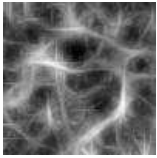
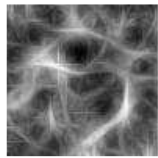
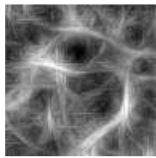
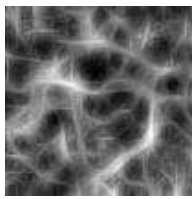
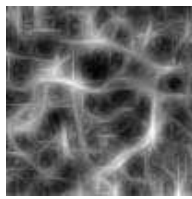
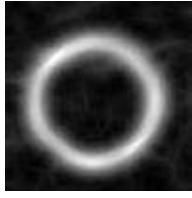
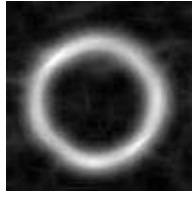

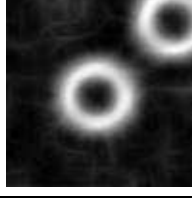
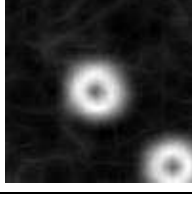
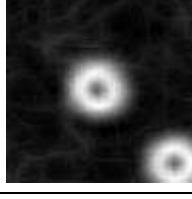
		
11x11	13x13	15x15
		
17x17	19x19	

表4-3 變動長度強化之角度不同比較表

	角度11.25°	角度22.5°
座標1,5		
座標1,15		
座標4,15		
座標6,15		

4.4 幾何平均之權重

在3.6 Step1中設定的權重，當R2大於R1且R2與R1相差10以內所產生的影像才較有效果，否則R2過高輸出值則與run length強化時無異，當R1大於R2時將會失去run length效果，為了使影像更為清晰，在此將R1設定為3而R2設

定為8作為此次強化參數。

4.5 二值化門檻值之權重

為了讓區域界線不產生斷點，所以分兩種方式設定門檻值，即3.7 Step2中提到的E1與E2。其中E1為四方格的權重與E2為九宮格的權重，當受到光害影響時，即透過該區域之門檻值進行二值化，避免整張影像受到影響，為了能夠突顯圓形邊緣，本方法將門檻值提高了50像素值作為參考。而在此設定E1為14而E2為5作為此次參數。

4.6 正確率評估

根據本研究取得的影像資訊，透過表4-4估算正確實驗正確率協助醫師，結果如表4-5所示，本文對九張不同需求範圍之影像做正確率評估，提供管理者做調整X光機係數參考，如果ACC值過低則可能需加強X光劑量，過高則可減少劑量，之後ACC值由管理者自行定義，將能配合機器達到全自動化調整。

表4-4正確率評估公式表

真實資料 預測資料	+	-	正負類預測 評估
+	TP	FP	PPR
-	FN	TN	NPR
正確率評估	SN	SP	ACC

其中 $SN=TP/(TP+FN)$ 、 $SP=TN/(FP+TN)$ 、 $PPR=TP/(TP+FP)$ 、 $NPR=TN/(FN+TN)$ 、 $ACC=(TP+TN)/(TP+FP+TN+FN)$

表4-5正確率評估

需求 評估	範圍內	範圍內 (含邊界)	需求邊界 外一格
ACC	91.76%	91.67%	66.67%
ACC	94.12%	90%	54.54%

5. 結論

本研究為了解決X光對於人體拍攝前之調整步驟，由於人工調整容易造成誤差，導致病人拍攝X光時的風險。當劑量過高時容易對人體造成細胞病變，劑量過低則會導致醫師誤判，或是需要病人再次複診拍攝X光，重複拍攝低劑量X光對人體亦會造成傷害。

為此，本文針對不同參數所拍攝對比解析板之X光影像進行強化和分析，由對比強化可針對影像黑或白部分，藉由強化係數r值大小依照使用者需求設定，當r大於1時，將能突顯出影像中白色部分，而反之則能突顯影像中黑色部分。由於一般邊緣偵測方法，在尋找邊界的條件中，在邊界部份需要存在較平滑或明顯的區域，使之對比強化後之影像邊緣無法使用一般邊緣偵測方法，所以本文提出梯度強化法，能將此類影像邊緣找出。之後再以變動長度強化法，強化和修補白色線段不明顯部分使之更為明顯，藉以進行分析判斷正確率，以達到評估X光劑量之效果，使醫師可直接依照所需正確率評估X光劑量是否適當，用來替代原先由人工針對拍攝後影像進行評估判斷的步驟。將來亦可與機器部分結合，依照醫師需求輸入正確率，自動調整劑量參數，減少校正X光機時的麻煩和減少由人工所造成的錯誤發生。

6. 參考文獻

- [1] 施名原，“使用對比解析板評估數位化X光機之最優化”，國立清華大學碩士論文，2006。
- [2] G. A. Baxes, “Digital image processing: principles and applications,” *New York: John Wiley & Sons*, 1994.
- [3] N. Otsu, “A threshold selection method from gray-level histograms,” *IEEE Trans. System Man Cybernetics*, vol. 9, No. 1, pp. 62-69, 1979.
- [4] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, Steven L. Eddins, *Digital Image Processing USING MATLAB*, Prentice-Hall, 2005.
- [5] Tsang-Te Huang, “Computer-aided analysis for radiographic image quality,” *National Tsing Hua University master's thesis*, 2007.