

# Automated Cobb's Angle Measurement

## 自動測量柯布角

Po-Liang Lai (賴伯亮)

長庚紀念醫院骨科部

Email: polianglai@gmail.com

Yi-Leh Wu (吳怡樂)

國立台灣科技大學資訊工程學系

Email: ywu@csie.ntust.edu.tw

Cheng-Yuan Tang (唐政元)

華梵大學資訊管理學系

Email: cytang@cc.hfu.edu.tw

Maw-Kae Hor (何瑁鎧)

國立政治大學資訊科學系

Email: hor@cs.nccu.edu.tw

Wen-Hung Wang (王文宏)

國立台灣科技大學資訊工程學系

Email: b9010066@cat.hfu.edu.tw

Wei-Chih Hung (洪偉智)

國立台灣科技大學資訊工程學系

Email: d9715010@mail.ntust.edu.tw

Jiun-Wei Li (李浚璋)

華梵大學資訊管理學系

Email: m9625022@cat.hfu.edu.tw

**摘要**—本研究主要是開發一套系統，能夠自動在數位影像格式之全身 X 光影像上計算出柯布角，來評估脊椎側彎的程度。柯布角的計算方式為找出所需之脊椎節的相關資訊再計算柯布角。目前系統以脊椎邊緣模型建模板進行比對。

在模板比對中，以邊緣偵測與距離轉換為主要技術基礎，利用模板來偵測 X 光影像，取得脊椎節之位置與相關資訊。

在研究中為加快比對速度與準確性，在模板比對前，根據亮度除去大部分不必要之資訊，之後再用垂直投影向量先做選擇區域影像之動作，做完後再來做比對的動作。找出脊椎節之位置與相關資訊後，使用柯布角演算法計算出柯布角。

**關鍵詞：**脊椎側彎、柯布角、模板比對、邊緣偵測、距離轉換

**Abstract**—This paper is to develop a system that could automatically compute the Cobb's angle in digital radiographic images to estimate the degree of scoliosis. In this thesis, we find the necessary

information about the spine section and then compute the Cobb's angle. At present, we use the edge of the spine model to generate the templates and do matching by templates.

In the template matching, there are two methods: edge detection and distance transform. We detect the vertebrae by templates on the radiographic image and find necessary information about the spine section.

In order to improve the speed and accuracy, we remove most of the unnecessary information according to brightness, and use the histogram to select the region of interest, before the template matching. Then, we get the necessary information about the spine section, and then, we use the Cobb method to compute the scoliotic angle.

**Keywords:** scoliosis, Cobb's angle, template matching, edge detection, distance transform

## 一、緒論

### 1.1 研究背景與動機

脊柱(spine)是由頸椎(cervical spine)七節、胸椎(thoracic spine)十二節、腰椎(lumbar spine)五或六節、薦椎(sacrum)一節所組成，而形成人體身軀的主要支柱。而脊椎由人體正面或反面觀察應為一直線，若出現有彎曲不對稱現象，即是脊椎側彎(scoliosis)。而在醫學臨床認為小於 10 度為正常範圍，因其可能為一時扭傷、拍攝 X 光(radiographic)影像時站姿不正或其他因素而造成的影響，因此一般認定 10 度以上才定義為脊椎側彎。

脊椎側彎有許多不同種類，其分別為：先天性脊椎側彎(congenital scoliosis)、神經肌肉型脊椎側彎(neuromuscular scoliosis)、退化性脊椎側彎(degenerative scoliosis)與不明原因脊椎側彎(idiopathic scoliosis)。其中最常見的種類為不明原因脊椎側彎，佔所有脊椎側彎種類的 85%[1]，而其又以青少年最為常見，因此在不明原因脊椎側彎也有人稱為青少年不明原因脊椎側彎(Adolescent Idiopathic Scoliosis, AIS)。

在評估脊椎側彎的程度與治療過程時有物理學檢測、紅外線檢測、X 光檢測三種檢測方法。

物理學檢測其主要的評估資訊與依據是由前屈彎曲測驗(Adams forward bending test)所得。其檢測的方式為讓接受檢查之受測者進行前屈彎曲測驗，然後觀察受測者之身體外部是否有兩側肩膀不同高、一側肩胛骨較明顯、一側髖關節突出、骨盆傾斜、腰椎前凸，這些一般脊椎側彎之病人會有的情況，經由觀察是否有出現某部分這些情況，來判斷是否有脊椎側彎。

紅外線檢測其主要的評估資訊與依據是由檢測者的疊紋圖(Moiré topographic images)而得，其檢測的方式為將紅外線打在檢測者的背上，可得到一個由紅外線所投影至檢測者的背上所形成之疊紋圖，然後再觀察其受測者的疊紋圖是否有出現左右不對稱的圖形(圖 1-1(b))，如果

有此現象的話即為有脊椎側彎。此方法是由 Kim[6]所提出的。

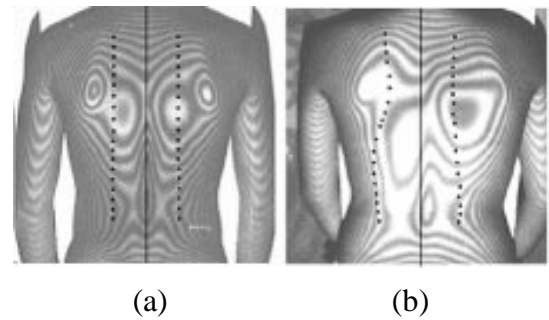


圖 1-1 紅外線形成之疊紋圖[6]。(a)為左右對稱之疊紋圖，(b)為左右出現不對稱之疊紋圖。

以上所簡述之兩種檢測方法，在脊椎側彎角度較小時，可觀察之現象會較為不明顯，不容易判斷是否有側彎現象出現，或因某些因素而造成很大的誤判，且較不易提供精確的定量數據，因此這兩種檢測方式幾乎都應用在第一階段篩選檢測，經過第一階段後再使用能提供較為準確檢查結果之 X 光檢測方式進行第二階段檢查，較少獨立使用判定受測者是否有脊椎側彎。因此在側彎檢測方法中，X 光檢測為目前較能提供準確的定量數據可供檢查與判斷之檢測方式，而本研究主要探討與研究即為 X 光檢測的部分。

X 光檢測主要的評估資訊與依據都是從 X 光影像中所得，而柯布角(Cobb's angle)即是需從 X 光影像中取得之資訊。計算柯布角在醫學上已被廣泛用於評估脊椎側彎的嚴重性和危險性、決定要採取何種治療方案，以及日後追蹤治療結果[2,3,4,5,6]的定量方式。

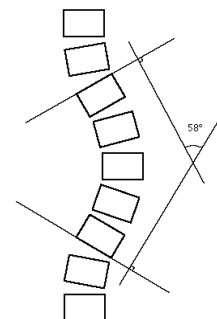


圖 1-2 柯布角的標準人工脊椎側彎的測量方式 [12]

目前大部分計算柯布角的方法為全手動與半自動化這兩種方法。

全手動的方式為直接以人工方式在 X 光片上用筆標記出上端椎體(superior end vertebra) 和下端椎體(inferior end vertebra)以及上端椎體的上端平板(superior end-plate)與下端椎體的下端平板(inferior end-plate)的切線，再使用量角器量測出兩平板切線交角的角度(圖 1-2)。

半自動化(digital semi-automated)是使用半自動化計算系統輔助人員計算柯布角，其方式為在轉存為數位影像(digital image)的 X 光影像上，以人工使用滑鼠在其 X 光影像上標記出上端椎體的上端平板切線，與下端椎體的下端平板切線之位置，再由電腦系統自動計算出柯布角角度。[8]

以上兩種方法的共同問題在於醫生或研究人員都需要時間去學習和反覆練習，以習得決定哪兩節脊椎節為評估脊椎側彎所需的上端椎體和下端椎體。即使是有經驗的醫護人員或研究人員，測量同一張 X 光影像時也會因為個人因素而造成在每一次測量時所選擇之椎體以及其描繪的線段都不會完全相同，而不同的人員測量所得之結果不外乎也會有所差異[2]。另外這兩方法都需要較長的人員訓練時間，以及較多的人力介入，較不適用於處理大量的數據。

因此本研究希望能透過選擇區域影像(Regions of Interest, ROI)、邊緣偵測(edge detection)、模板比對(template matching)的方法，研究出一套可自動在數位影像格式之全身 X 光影像上定位出脊椎節(vertebra)，以及取得脊椎節邊緣之相關資訊，進而自動標記出上端椎體和下端椎體和上端椎體的上端平板與下端椎體的下端平板的切線，以及其他計算柯布角所需的相關資訊，最後再由電腦系統自動計算出柯布角的角度。希望能藉此減少因人力介入而造成之測量誤差，降低處理時間。以及使用它來處理大量數據。最後在人體工程學(ergonomic)的角度上，希望能夠達到讓一般人也可以使用該系統來評估自己的脊椎狀況。

## 1.2 研究架構

第一章包含論文的研究背景與動機和目的以及研究架構。

第二章為文獻探討部分，將簡介相關研究。

第三章介紹本研究測量脊椎所使用的方法。

第四章針對第三章所提出的方法，用實驗來驗證效果和探討結果。

第五章是總結的部份，包括結論與未來的研究工作。

## 二、文獻探討

O'Brien 等人在 2004 年的脊柱病變研究團隊(Spinal Deformity Study Group, SDSG)的放射性影像測量準則(radiographic measurement manual)[11]中，提出了使用柯布演算法(Cobb's method) 評估脊椎疾病時測量所需的重要參數之測量標準，參數包含了：上胸椎角(proximal thoracic angle)、主胸椎角(main thoracic angle)、胸腰/腰椎角(thoracolumbar/lumbar angle)、冠狀面補償(coronal decompensation)、第一胸椎傾斜(T1 tilt angle)、最大椎體旋轉(maximal vertebral rotation)等，共 19 個。

Kuklo 等人在 2006 年的[13]研究中比較了使用傳統 X 光影像的人工評估脊椎側彎方式與使用數位 X 光影像的數位處理評估脊椎側彎方式，以及比較兩個方式在評估脊椎側彎時所測量得到的柯布角角度的差異度。發現兩方式分別測得之柯布角角度其大小差異很小。因此提出可使用數位影像的數位方式測量柯布角來替代傳統手工方式評估脊椎側彎。

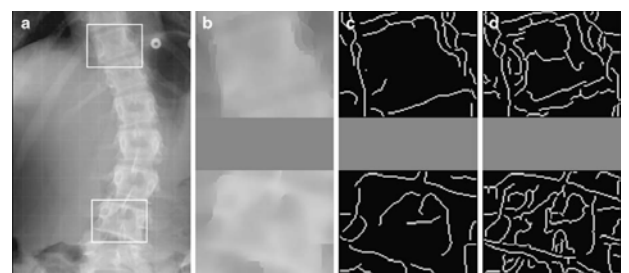


圖 2-1 區域影像邊緣偵測圖[8]

(a)手動選擇區域影像，(b)對區域影像做模糊平滑化，(c)使用(b)圖做邊緣偵測結果，(d)使用未模糊平滑化之區域影像做邊緣偵測結果，其目的為與(c)圖比較。

Zhang 等人在[8]中提出一套在數位 X 光影像上使用模糊霍夫轉換(Fuzzy Hough Transform, FHT)方式找出計算柯布角所需資訊後自動計算出柯布角的半自動系統。其所提出的方法是，在數位 X 光影像上使用人工方式標記出分別包含了計算柯布角時所需之上端椎體和下端椎體的兩塊區域影像(圖 2-1(a))。接著分別對人工標記出的兩塊區域影像做模糊平滑化(圖 2-1(b))的處理，處理完後再使用 Canny 算子對做過模糊平滑化之影像做邊緣偵測(圖 2-1(c))。另外他也比較了使用模糊平滑化後之影像與未做模糊平滑化處理之邊緣偵測(圖 2-1(d))的效果，說明為何要先做模糊平滑化後再做邊緣偵測。

做完邊緣偵測後，再使用模糊霍夫轉換對做邊緣偵測後所得到之影像找出椎體的上邊緣線及下邊緣線，最後再計算分別從兩塊區域影像(ROI)中使用模糊霍夫轉換而得之兩條中線所形成的夾角角度，此角度即可視為是柯布角。

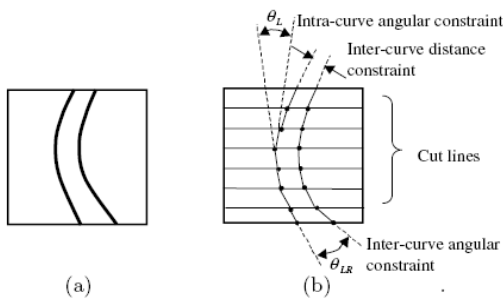


圖 2-2 脊椎曲線模型圖[12]。(a)為脊椎左右邊緣模型，(b)為(a)之分段線性模型。

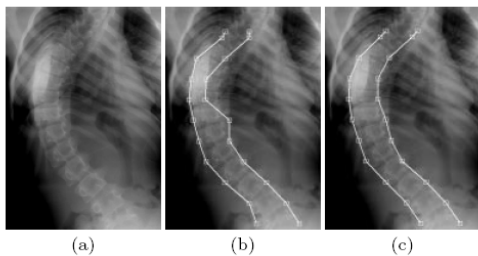


圖 2-3 雙重動態規劃結果圖[4]。(a)為原圖，(b)為套模型後之結果圖，(c)為(b)經由動態規劃後之結果圖。

Wei 等人在2001年提出了使用雙重動態規劃

(Dual Dynamic Programming, Dual-DP)來找出脊椎邊緣完整資訊[12,13]，在其文章中提到了以分段線性模型代表脊椎左、右界限(圖2-2)，並且使用其模型做為在做比對(match)時最主要的模板(template)，之後使用雙重動態規劃的方式，其依脊椎椎體的幾何限制：方向，角度，大小等...，在X光影像上找出真正的左、右脊椎界限(圖2-3)。

### 三、脊椎側彎之角度測量及方法

#### 3.1 流程

此部分為簡敘本研究之研究步驟與使用之方法，以及實驗之流程，本研究之研究與實驗的流程步驟如下圖3-1：

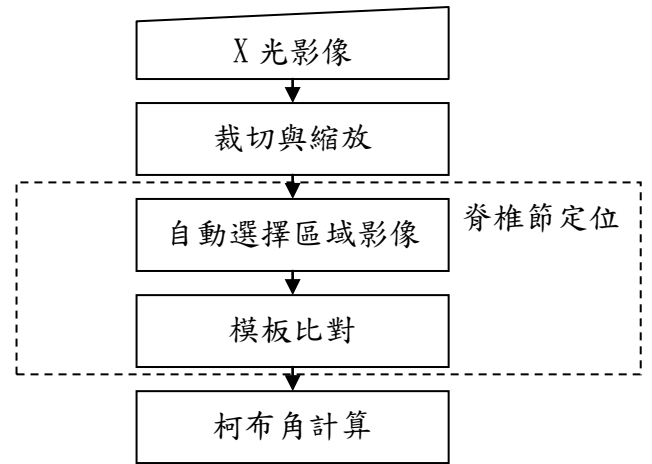


圖 3-1 流程圖

#### 3.2 影像裁切與縮放

在原始的影像中有部分的資訊為處理時非必要資訊，因此在本研究中，在做後續處理前，先使用統計亮度的方式自動裁切出我們所需的部分，而裁切出的影像大小不一定相同，因此再自動將其影像按其比例縮放為(Nx1000)之固定高度的影像

#### 3.3 自動選擇區域影像

在此部分所使用的主要方法是由直方圖(histogram)衍生出的投影向量(projected histogram)。直方圖是一種二維統計圖表，它是根據收集來的數據分佈情況而畫成之統計圖表。在影像處理領域中，常用的是灰度值統計圖

(圖3-2)，描述各灰度值在圖像中的像素(pixel)個數，畫法通常為橫坐標是灰度值，縱坐標為灰度值出現的次數(像素個數)。而投影向量則是由其演變而來，通常畫法為橫坐標為需要計算的圖之橫(縱)坐標，而縱坐標為依其縱(橫)向做灰度值加總而形成之灰度值統計圖。

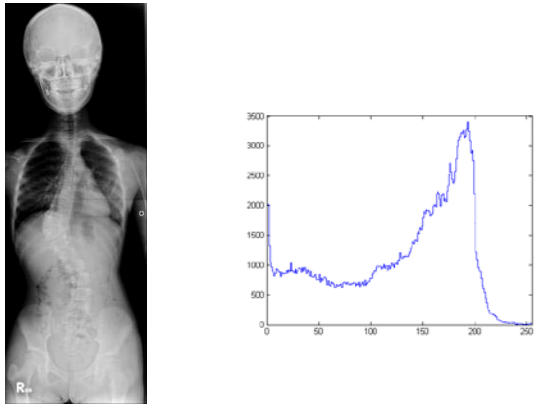


圖 3-2 灰度值統計圖。左圖為全身 X 光圖像，右圖為其灰度值統計圖。

在本研究中，使用投影向量的垂直投影向量 (vertical projected histogram) 方法計算像素之灰度值總數，其計算的方式為先將數位X光影像以平行方向分割為數個區域，並將每個區域的灰度值以垂直方向做加總，計算出垂直投影向量，橫坐標為行數，縱坐標為像素之灰度值加總(圖3-3)。另外對經過邊緣偵測的Sobel算子處理過後的影像做相同的步驟，計算出另一垂直投影向量(圖3-4)。

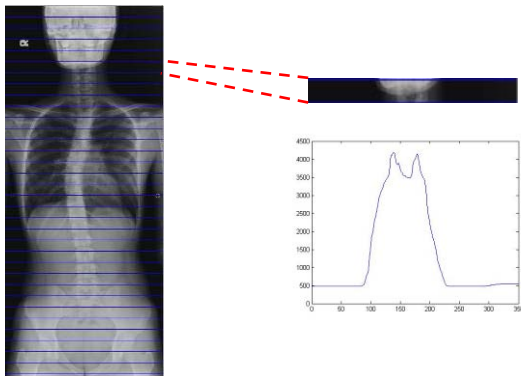


圖 3-3 區域垂直投影向量圖。左為將灰度值影像區域分割圖，右為灰度值之第六個區域的垂直投影向量示意圖。

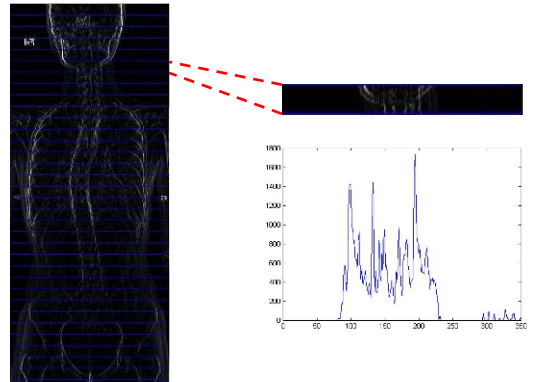


圖 3-4 邊緣偵測區域垂直投影向量圖。左為邊緣偵測影像區域分割圖，右為邊緣偵測之第六個區域的垂直投影向量示意圖。

在本研究中，使用這兩個垂直投影向量做為估測在每個區域中脊椎可能所在位置之中心的依據。

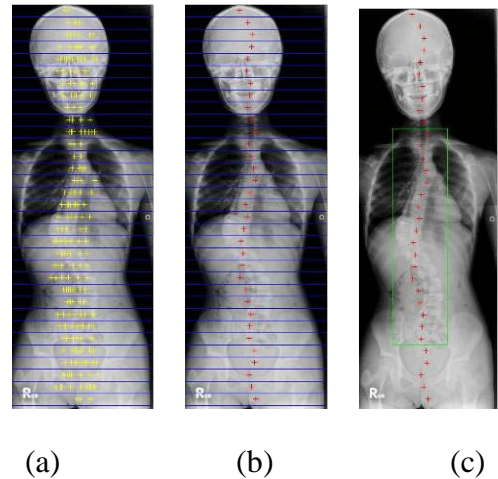


圖 3-5 估測中心圖。(a)數個脊椎中心可能之位置(b)脊椎中心之可能所在位置(c)估測脊椎可能所在之區域影像

以灰度值之每個區域的垂直投影向量中之波峰位置與邊緣偵測之每個區域的依垂直投影向量中之波谷位置為我們考量之脊椎中心位置，若同時符合灰度值之垂直投影向量之波峰與邊緣偵測之垂直投影向量的波谷之位置，即可得到數個脊椎中心可能之位置(圖3-5(a))，再由數個脊椎中心可能位置去推測出每個區域中真正脊椎中心之可能所在位置(圖3-5(b))，以及使用兩個相鄰區域之垂直投影向量變化量，意即利用頸部

位置之垂直投影向量高峰值連續性低於頭部與肩胛骨，可依其特性估測得可能之頸部位置，估測得中心位置以及頸部位置後，可依其位置估測出脊椎可能所在之區域影像，此區域影像即為我們所需之灰度值與邊緣偵測之區域影像(圖 3-5(c))。

### 3.4 模板比對

由於每一節脊椎大小和角度不盡相同，因此我們使用不同大小和角度的模板，4種大小、13個角度，共52個不同的模板，來做比對的動作(圖 3-6)。而模板的脊椎形狀為人工圈選之所有脊椎節做平均化之後之形狀。

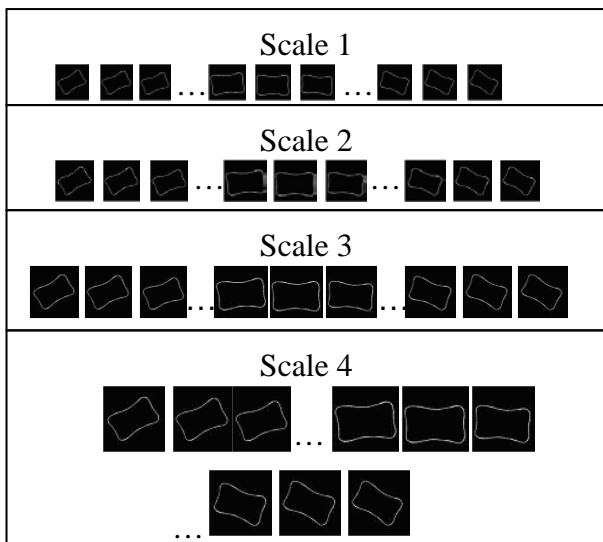


圖 3-6 不同角度與大小模板圖

在本研究中，我們使用模板對邊緣偵測影像做比對的動作，藉由此方法而取得脊椎節邊緣資訊。

在本研究中，我們決定使用距離轉換做為我們模板比對的方法。距離轉換是一種應用在二元影像的運算式，其運算結果為一灰階影像。但與一般灰階影像不同，其強度並非表示亮度值，而是表示物件內部的每一點與物件邊緣之距離。

#### 3.4.1 距離轉換

距離轉換是一種應用在二元影像的運算子，其運算結果則為一灰階影像。與一般灰階影像不同，其強度並非表示亮度值，而是表示物件

內部每一點與物件邊緣的距離。若以1表示物件內部點之像素值，0是邊緣所在點之像素值，則距離轉換定義為對於每一個物件區域的像素，計算其與最近的像素值為0之邊緣像素的距離，並以此距離值取代原像素值。設有物件內部的兩點  $p_1 = (x_1, y_1)$  和  $p_2 = (x_2, y_2)$ ，其距離可以用以下三種距離度量(distance metrics) 表示：

歐基理德距離(euclidean distance)：

$$D_e(p_1, p_2) = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2} \quad (1)$$

相鄰的像素為1分，相鄰斜角的像素以上面公式計算。結果如圖3-7。

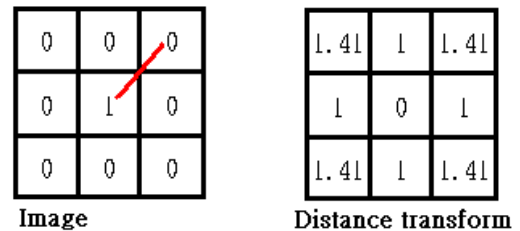


圖 3-7 歐基理德距離示意圖。左圖為原圖，右圖為歐基理德距離計算結果。

距離轉換中計算距離的方法常用的主要有兩種：街道式距離(city block distance)與棋盤式距離(chessboard distance)。敘述分別如下。

街道式距離：

$$D_4(p_1, p_2) = |x_1 - x_2| + |y_1 - y_2| \quad (2)$$

相鄰的像素為1分，相鄰斜角的像素以上面公式計算。結果如圖3-8。

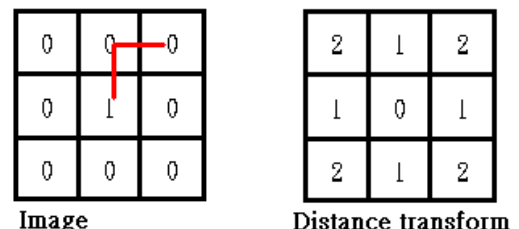


圖 3-8 街道式距離示意圖。左圖為原圖，右圖為街道式距離計算結果。

棋盤式距離：

$$D_8(p_1, p_2) = \max(|x_1 - x_2|, |y_1 - y_2|) \quad (3)$$

相鄰的八個像素均為1分。結果如圖3-9。

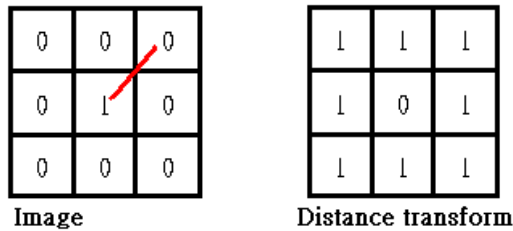


圖 3-9 棋盤式距離示意圖。左圖為原圖，右圖為棋盤式距離計算結果。

在本研究中，用的距離轉換計算方式，是採用棋盤式距離，如圖3-10的部分，右圖為經過距離轉換過後的影像，其中愈接近邊緣的像素，值越小就愈暗，而遠離邊緣的像素，值會越大也會愈亮。

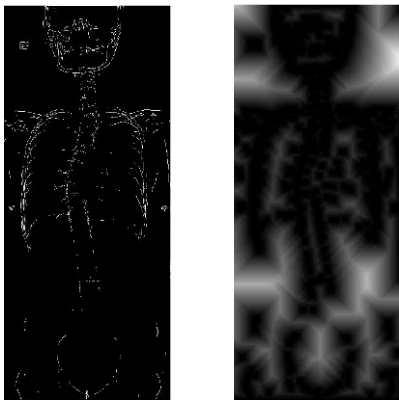


圖 3-10 邊緣偵測影像轉距離轉換影像示意圖。左圖為邊緣偵測使用 Sobel 算子之影像，右圖為距離轉換之結果影像。

做距離轉換的意義，就是去計算物體與模板的相似程度。而距離轉換的好處在於只需要對邊緣影像距離轉換一次，後續的匹配只需要加總模板與距離轉換影像中的距離，找尋最小值就能得知模板與邊緣影像是否匹配。

### 3.5 幾何限制(geometric constraints)

脊柱中的每一節脊椎中有一些幾何上的特性:相鄰的脊椎節間大小  $W$ 、中心位置變化  $C$ 、

脊椎節個數  $N$  ...等會有一定範圍內的限制，這也是在模板比對時的限制。因此使用以下的脊椎限制式：

$$S_{\min} < W_{n+1}/W_n < S_{\max} \quad , \quad n = 1, 2, \dots, n-1 \quad (4)$$

$$|C_{n+1} - C_n| < X_{\max} \quad , \quad n = 1, 2, \dots, n-1 \quad (5)$$

其中  $S_{\min}$ 、 $S_{\max}$  與  $X_{\max}$  為依照人體脊椎限制而人工給定之門檻值。

$S_{\min}$  的限制為人體相鄰之脊椎節會有一個椎間盤存在，因此最接近之距離會大於0，因此  $S_{\min}$  給定值為0。 $S_{\max}$  的限制為椎間盤的高度不會大於脊椎節的高度，因此的  $S_{\max}$  值為脊椎節高度。 $X_{\max}$  的限制為兩節脊椎節之間，左右變化最多是脊椎節寬度，若大於脊椎節寬度，脊椎即已呈現折斷現象，因此  $X_{\max}$  的值為脊椎節寬度。

### 3.6 柯布角演算法(Cobb's angle measurement)

計算柯布角的方式有四種，但這四種基本上都需要先定出上端椎體和下端椎體，而後之計算方式才有差異。四種不同計算方式如下：

使用上、下端平板計算柯布角。定出脊椎上端椎體的上端平板與下端椎體的下端平板的切線，後再計算其兩切線之夾角  $\theta$  即為其柯布角(圖3-12)，或在兩切線上做垂直線，其夾角亦相同，此方法也是目前醫學上最常選用之計算方法。

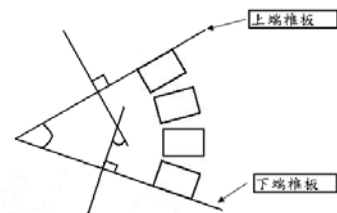


圖 3-11 使用上下椎板計算柯布角方法示意圖

第二種為使用左(右)側邊緣線計算柯布角。定出的上端椎體的左(右)側邊緣線和下端椎體的左(右)側邊緣線之交角  $\theta_1$  即為柯布角(圖3-13)，或是依其兩線做垂直線之夾角亦相同。

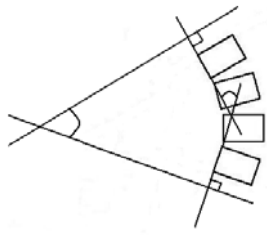


圖 3-12 使用左側邊緣線計算柯布角示意圖

第三種方式為使用脊椎節中線計算柯布角。其計算方式為使用上端椎體的中線與下椎椎體的中線，求其兩線之夾角 $\theta_2$ 即為柯布角，或依其再做出垂直線之夾角亦相同。

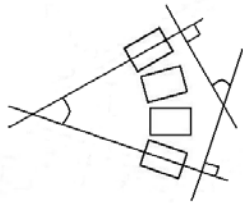


圖 3-13 使用中線計算柯布角示意圖

使用中心計算柯布角。以上端椎體的四個角落交叉得兩對角線之交點與下一椎體之四個角落點交叉得之對角線交點，得一連線，再做出此連線之垂直線。下端椎體一樣可得一交點，與其上一椎體之交點之連線，與其之垂直線，最後其兩垂直線之交角 $\theta_3$ 即為柯布角(圖3-14)，或再畫出其垂直線可得另一夾角也是相同的。此方法亦為本研究中所選擇使用之計算柯布角的方式。

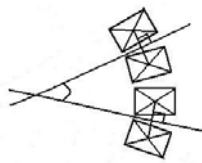


圖 3-14 使用中心計算柯布角示意圖

以上所述之四種計算柯布角的方式，在本研究之下一個章節會再做進一步的介紹與比較。

#### 四、實驗結果

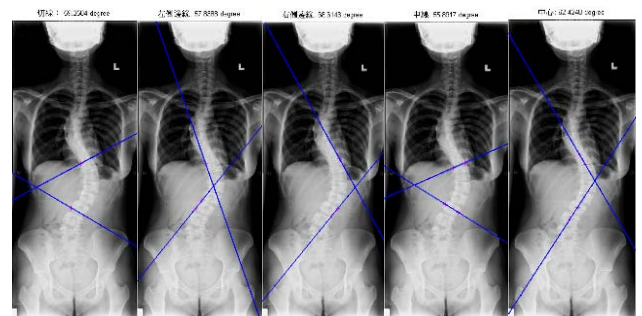
實驗數據集：一共使用了16張全身數位X光影像。

在做本系統之方法實驗前，我們先做了四種柯布角演算法的比較。

#### 4.1 四種柯布角演算法比較

此部分比較四種柯布角演算法，以一般醫學上常選用之計算方法，上端椎體之上端椎板之切線與下端椎體之下端椎板之切線所形成之夾角的方法為基準，比較其他方法與其之差異，以及說明為何我們選擇使用以中心點計算之方法。

在下圖4-1中，可以得知使用左(右)邊線計算方法有個嚴重之缺點，為其計算結果會因脊椎節之形狀而造成影響，如圖4-1(b)使用左邊線與圖4-1(c)使用右邊線，兩邊會形成角度上很大的差異。而使用中線計算之方法，其是使用脊椎節上下邊緣之平均，所以此方法較不受脊椎節形狀之影響，因此其可視四種柯布角演算法中最為穩定之方法。而使用中心點的方法，雖較不受脊椎節形狀之影響，但會受到上下兩節之影響，因此其穩定性會比使用中線計算之方法差，而比使用左(右)邊線計算方法好。



(a)59.2° (b)57.8° (c)68.6° (d)55.8° (e)62.4°

圖 4-1 柯布角演算法比較圖。(a)使用上下椎板切線計算圖(b)使用左邊線計算圖(c)使用右邊線計算圖(d)使用中線計算圖(e)使用中心計算圖

在使用上端椎體之上端椎板之切線與下端椎體之下端椎板之切線、使用左(右)邊線計算方法與使用中線計算之方法，三種方法都會受到脊椎節形狀影響，因此需要定義出準確的脊椎節邊緣，才能得到較為準確之結果，而使用中心點的計算方式較不受脊椎節形狀影響，在未定義出準確的脊椎節邊緣資訊即可得到較準確的結果。因此在本研究未必能定義出準確的邊緣資訊之狀



況下，而選擇使用以中心點計算方法為本研究之計算柯布角的方法。但因本系統之比對結果會有出現誤差現象，因此選用中心點計算方式。

#### 4.2 影像裁切與縮放

在做後續實驗之前，X光影像會有維度大小不同之問題，因此我們對X光影像進行自動影像裁切與縮放處理：

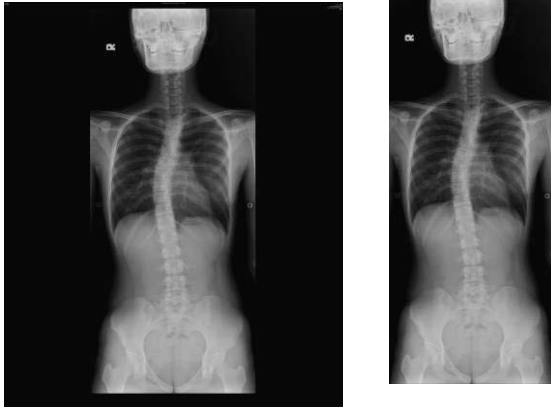


圖 4-2 影像裁切圖。左圖為原始 X 光影像，右圖為取出之必要資訊影像。

##### 4.2.1 影像裁切

在此部分，因大部分的數位之X光影像會有邊框，以及其他資訊在邊框上，因此在處理時，我們為避免太多不必要的資訊而造成影響，以及降低其影像之複雜度，因此先將邊框部分去除(圖4-2)。

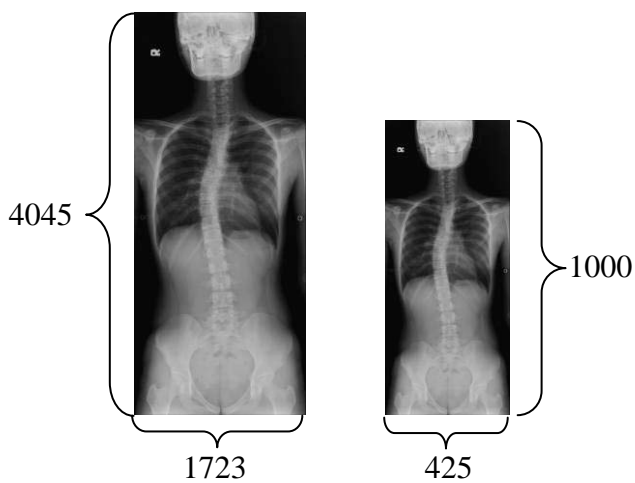


圖 4-3 調整維度圖。左圖為維度 1723x4045 之原圖，右圖為重新調整維度成 425x1000 之圖。

##### 4.2.2 重新調整影像大小

在上一步驟將必要資訊影像取出後，我們發現所取得之影像會產生大小不盡相同的狀況，可能會造成後續處理上之困難，以及其影像維度大小會在 $n \times 2000 \sim n \times 3500$ 不等，因此加入此步驟，將取出之影像重新調整維度，調整成 $n \times 1000$ (圖4-3)，統一其影像高度，方便我們後續處理，以及做縮圖之動作提高處理速度。

為後續實驗之需求，因此在調整完大小後將影像做亮度(brightness)、邊緣圖(edge map)處理後再將處理過之影像亮度、對比調整、邊緣偵測之數據分別儲存起來。

##### 4.3 自動選擇區域影像

在這個部分，我們使用了經由Sobel算子處理過後的影像和灰度值影像，使用分割區域方式對其影像做分割的動作，再使用區域的垂直投影向量做為我們的初步估測脊椎可能位置中心與選擇區域影像之依據。

經由灰度值之波峰與邊緣值之波谷所估測可得一脊椎節可能所在位置之中心位置估測結果，再依此結果估測出一個區域影像，此估測區域影像即為我們所需之區域影像(圖4-4)。

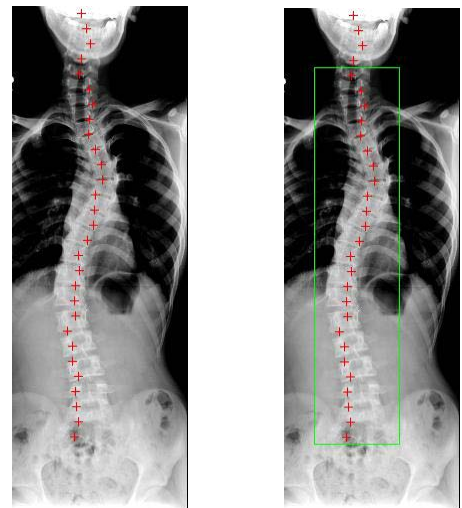


圖 4-4 估測區域影像位置圖。左為估測中心圖，右為估測區域影像位置圖。

在此部分，我們可能會因為心臟、腹部內臟、肋骨等其他資訊影響而造成脊椎節中心估測偏移錯誤的情況產生，因此造成自動選擇區域影

像時出現選擇錯誤的情形，以致遺失某部分的脊椎節資訊(圖4-5)，即某部分脊椎節資訊不在選擇的區域影像中，此問題可利用放寬我們所要選擇的區域寬度，即可解決。

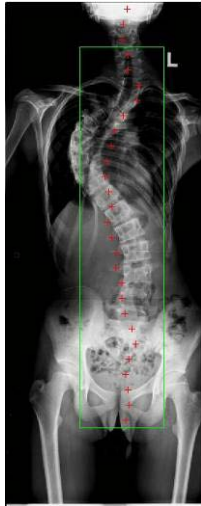


圖 4-5 自動選擇區域錯誤圖

#### 4.4 模板比對

在此部分，我們使用模板對先前估測出之區域影像做比對。比對的方式為先比對區域影像上端影像，以先前所估測得到之中心位置做基準，比對找出區域影像中之上端脊椎，找出一節脊椎後，再依其幾何限制，向下尋找其他的脊椎節，往下比對至區域影像之下端影像。其比對結果如下圖4-6：

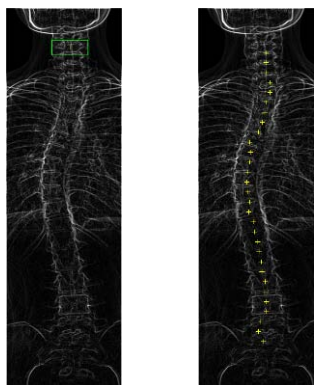


圖 4-6 模板比對結果圖。左為比對示意圖，右為模板比對中心結果圖。

在此部分，每個人的脊椎節生長狀況不同，會造成邊緣形狀的不同，因此在比對時，可能會產生某些錯誤情形。

#### 4.5 柯布角計算

此部分，我們將模板比對所得到之脊椎節，選用柯布角演算法中，以中心計算柯布角之方法，每四節即計算出一個角度。最後所得之所有角度中最大角度，本研究將其角度視為柯布角。

下表4-1列出本研究中所使用之16張實驗用數位X光影像，每張所計算得之柯布角角度，以及與人工計算之柯布角角度做一個比較。

表 4-1 柯布角比較表。本系統與人工方式計算柯布角角度比較。

	本研究	人工		本研究	人工
1	77°	58°	9	63°	54°
2	55°	66°	10	61°	99°
3	<u>53°</u>	<u>51°</u>	11	59°	44°
4	<u>64°</u>	<u>60°</u>	12	71°	46°
5	88°	74°	13	67°	76°
6	<u>72°</u>	<u>72°</u>	14	45°	53°
7	73°	51°	15	54°	48°
8	76°	43°	16	41°	48°

在16張的實驗圖中，有8張圖的角度誤差在10度之內，3張角度誤差在5度之內，表中有底線者為本系統與人工方式計算誤差角度小於五度之內。另外將上表之每張圖的本系統與人工方式計算出的角度差異之絕對值如圖4-7所示：

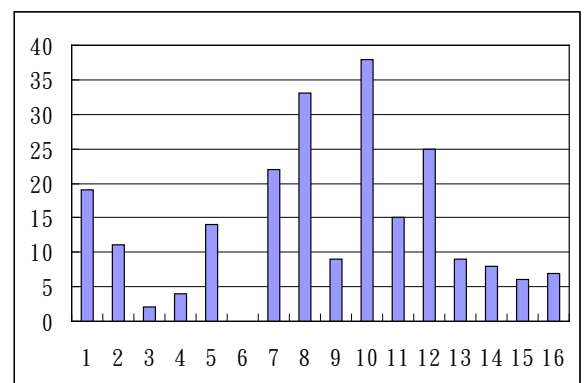


圖 4-7 角度差異度數圖

## 五、結論與未來方向

### 5.1 結論

本研究已可在數分鐘之內，不需人工介入即可自動計算出柯布角角度，可排除人為因素所造成之計算誤差，且在同一電腦上，在不同時間，可得到計算出的柯布角為相同之結果。

在本研究中我們歸納出有三個會影響評估脊椎側彎角度，產生柯布角角度差異的因素。

在自動選擇區域影像中，估測的中心點可能會產生錯誤而造成我們的選擇錯誤，因而失去某些脊椎節資訊，可能會造成在後續的動作中，無法比對取得我們評估脊椎側彎角度時所需的脊椎節資訊。若失去的脊椎節資訊恰為計算柯布角的脊椎節資訊時，將造成計算上的嚴重錯誤。

在模板比對中，因我們所選用的是模板形狀是以前人工圈選的脊椎節之平均化形狀，而每個人的脊椎節形狀並不完全相同，因此可能出現比對不符之狀況，進而造成比對錯誤之情況。在此狀況下，若比對錯誤之脊椎節為評估脊椎側彎角度時所用到的椎體，會形成計算柯布角角度上的差異。

在柯布角計算中，我們所選用的方法與一般人工計算角度時所用之方法不同，因此在這部分，所選用的方法不同，計算角度也會有所差異。

### 5.2 未來工作

目前本研究之系統已可快速自動計算出柯布角，但其準確性還有待加強，其中有以下之幾項為目前較為重要需改進的工作：

提高 ROI 準確率。降低因中心估測錯誤所造成之選擇錯誤。

提高模板比對之準確率。找出比對效果更好之模板形狀。

比較所有柯布角演算法之準確性。找出計算結果最接近正確角度，準確性最高、穩定性較高的計算方法。

## 六、參考文獻

- [1] B. P. D. Wills, J. D. Auerbach, X. Zhu, M. S. Caird, B. D. Horn, J. M. Flynn, D. S. Drummond, J. P. Dormans, and M. L. Ecker, "Comparison of Cobb Angle Measurement of Scoliosis Radiographs with Preselected End Vertebrae: Traditional versus Digital Acquisition," *Spine*, pp. 98-105, 2007.
- [2] F. Facanha-Filho, R. B. Winter, J. E. Lonstein, S. Koop, T. Novacheck, E. A. L'Heureux, and C. A. Noren, "Measurement Accuracy in Congenital Scoliosis," *J. bone Joint Surg.*, pp. 42-45, 2001.
- [3] Guo-Qing Wei, JianZoung Qian, and Helmuth Schramm, "A Dual Dynamic Programming Approaches to the Detection of Spine Boundaries," *MICCAL*, pp. 524-531, 2001.
- [4] Guo-Qing Wei, JianZoung Qian, and Helmuth Schramm, "Generalized Dynamic Programming Approaches for Object Detection: Detecting Spine Boundaries and Vertebra Endplates," *CVPR*, pp. 954-959, 2001.
- [5] H.N. Herkowitz, S.R. Garfin, R.A. Balderston, F.J. Eismont, G.R. Bell, and S.W. Wiesel, "Juvenile and Adolescent Idiopathic Scoliosis," *The Spine* 4th edition, 1992.
- [6] H.R. Colwell, "Radiographic Measurements and Clinical Decisions," *J bone Joint Surg Am*, pp. 319-323, 1990.
- [7] Hyoung Seop Kim, Seiji Ishikawa, Yoshinori Ohtsuka, Hisashi Shunuzu, Takashi Shinomiya, and Max A. Viergever, "Automatic Scoliosis Detection Based on Local Centroids Evaluation on Moiré Topographic Images of Human Backs," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2001.
- [8] Junhua Zhang, Edmond Lou, Lawrence H. Le, Douglas L. Hill, James V. Raso, and Yuanyuan Wang, "Automatic Cobb Measurement of Scoliosis Based on Fuzzy Hough Transform with Vertebral Shape Prior," *Journal of Digital Imaging*, 2008.
- [9] K. G. Shea, P. M. Stevens, M. Nelson, J. T.

- Smith, K. S. Masters, and S. Yandow, "A Comparison of Manual versus Computer-Assisted Radiographic Measurement: Intraobserver Measurement Variability for Cobb Angles," *Spine*, pp. 551-555, 1998.
- [10] M. P. Rosenfeldt, I. J. Harding, J. T. Hauptfleisch, and J. T. Fairbank, "A Comparison of Traditional Protractor versus Oxford Cobbometer Radiographic Measurement: Intraobserver Measurement Variability for Cobb Angles," *Spine*, pp. 440-443, 2005.
- [11] M. F. O'Brien, T. R. Kuklo, K. M. Blanke, and et al, "Radiographic Measurement Manual," *Spinal Deformity Study Group (SDSG)*, Medtronic Sofamor Danek, Fall 2004.
- [12] Scoliosis-Musculoskeletal Radiology, <http://www.rad.washington.edu/academics/academic-sections/msk/teaching-materials/online-musculoskeletal-radiology-book/scoliosis>.
- [13] T. R. Kuklo, B. K. Potter, T. M. Schroeder, and M. F. O'Brien, "Comparison of Manual and Digital Measurements in Adolescent Idiopathic Scoliosis," *Spine*, pp. 1240-1246, 2006.