

# 行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

## 互動式特徵擷取模糊推論系統於骨骼閃爍造影病灶位置 自動標示的研究

### An Interactive Bone-Scintigraphy Diagnosis By a Characteristic-Point-Based Fuzzy Inference System

計畫類別：√ 個別型計畫      整合型計畫

計畫編號：NSC 89 - 2213 - E - 041 - 007 -

執行期間：89年8月1日至90年7月31日

計畫主持人：殷堂凱助理教授      嘉南藥理科技大學資管系

共同主持人：邱南津副教授      成功大學醫學系核子醫學科

本成果報告包括以下應繳交之附件：

赴國外出差或研習心得報告一份

赴大陸地區出差或研習心得報告一份

出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份

國際合作研究計畫國外研究報告書一份

執行單位：嘉南藥理科技大學資訊管理系

中華民國九十年九月十四日

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

## 互動式特徵擷取模糊推論系統於骨骼閃爍造影病灶位置自動標示的研究

### An Interactive Bone-Scintigraphy Diagnosis By a Characteristic-Point-Based Fuzzy Inference System

計畫編號：NSC 89-2213-E-041-007

執行期限：89年8月1日至90年7月31日

主持人：殷堂凱助理教授 嘉南藥理科技大學資管系

E-mail: qtkyin@mail.chna.edu.tw

共同主持人：邱南津副教授 成功大學醫學系核子醫學科

#### 一、中文摘要

骨骼閃爍造影是一高敏度與非侵入性方法來診斷骨癌。雖然類神經網路(ANN)已被應用至醫學影像的自動診斷，至今仍無自動診斷系統協助醫師判讀骨骼閃爍造影圖。本研究提出使用特徵擷取模糊推論系統(CPFIS)來建構互動式的骨骼閃爍造影判讀系統。之前研究顯示CPFIS可以使用少於20個模糊法則來充分描述許多複雜系統，而此特性來自於CPFIS演算法中的分區處理(divide-and-conquer)方法來找出特徵點(CP)。因為輸入模糊集合的位置已被指定為CP，其他參數的倒傳遞(back-propagation)學習變得更有效率。在與醫師討論後，選定對稱性與明亮度為兩個系統輸入變數。我們使用JAVA來建構實驗系統。實驗結果顯示本研究的互動式骨骼閃爍造影判讀系統在輔助醫師自動標示不正常位置的效能。

**關鍵詞：**互動式診斷、骨骼閃爍造影、特徵點、模糊推論系統

#### Abstract

Bone scintigraphy is a sensitive and noninvasive method to diagnose bone tumors. Although artificial neural networks (ANN) have been applied to automatic diagnosis of some medical imaging, there is no automatic system to aid doctors in the checking of bone-scintigraphy imaging. This paper proposes an interactive bone-scintigraphy diagnosis by a characteristic-point-based fuzzy inference system (CPFIS). In our previous research, CPFIS has been shown that many complex systems can be sufficiently described by CPFIS with no more than 20 fuzzy rules. The frugality of using fuzzy rules results from the divide-and-conquer ability of CPFIS algorithm in finding CPs. Also, due to the CPs, which are the locations of input fuzzy sets, the back-propagation learning of the other parameters is more efficient since the centers of input fuzzy sets do not have to be learned. After discussions with doctors, symmetry and brightness are chosen as two

system inputs. The prototype system is implemented in JAVA. The experiments with doctors showed the effectiveness of the proposed interactive diagnosis in aiding doctors by automatically marking minute abnormal locations.

**Keywords:** Interactive diagnosis, bone scintigraphy, characteristic point, fuzzy inference system

#### 二、緣由與目的

模糊邏輯已應用於醫學影像處理上[1-3]，但是至今很少方法應用至自動診斷上。在自動診斷方面，目前大部份研究使用類神經網路[4-6]。類神經網路的學習能力被使用來構造自動診斷系統。

本研究的目的是建構一骨骼閃爍造影的互動式自動診斷系統。全身骨骼閃爍造影提供一高敏度與非侵入性掃描，來診斷骨癌[7]，和相關病症[8-9]。檢視骨骼閃爍造影主要是靠醫師的專業知識。本研究嘗試去萃取醫師知識於自動診斷系統中。我們採用一特徵擷取模糊推論系統(CPFIS)[10-11]，當作診斷系統。建構CPFIS有兩階段：首先使用CPFIS演算法來找到特徵點(CP)與決定輸入模糊集合的中心，然後使用倒傳遞(back-propagation)學習來調整模糊隸屬函數中的其餘參數。CPFIS演算法是一分區處理(divide-and-conquer)方法，把更多的模糊法則放置在複雜區域上。對於許多複雜系統，CPFIS使用少於20個模糊法則[10-11]。我們以JAVA來建構CPFIS。實驗結果顯示本互動式自動診斷系統的效能。在學習給定的訓練資料後，系統自動標示出細微的不正常位置。視覺式的呈現CP(模糊法則的中心)和模糊集合使得醫師可直接微調模糊法則。圖一顯示本研究中互動式自動診斷系統的流程圖。

#### 三、結果與討論

##### 1. 影像處理

原始 Tc-99m 骨骼閃爍造影圖含有人體正反面各為

256 像素寬與 1024 像素長的兩張圖。每一像素(pixel) 為 16 位元的灰色階度。影像處理的第一步驟為選取適當的影像參數。這些影像參數為醫師在實際進行診斷時的判斷依據。與醫師討論後，我們選取對稱性與明亮度為模糊系統的輸入參數。選取對稱性是因為人體的骨骼架構有左右對稱的特性。當局部區域有不對稱性質時，應當仔細檢查。除此之外，如果局部區域有病變，該區域明亮度會偏高。所以我們選擇明亮度為系統輸入參數。

### 1.1 局部最大為主的區塊分區

骨骼造影圖的診斷檢視是以區塊為主而不是以像素為主。因為雜訊影響，單一像素的灰度值高低並不能作為診斷依據。我們使用局部最大為主的區塊分區方法來產生不重疊的區塊。

標示在  $(i, j)$  位置的閃爍值為  $s(i, j)$ 。選擇  $T$  為一門檻值。標示集合

$A = \{(i, j) \mid s(i, j) \geq T, s(i, j) \geq s(a, b), \forall a = i - 1, i, i + 1, b = j - 1, j, j + 1\}$ 。因此集合  $A$  為局部最大值的集合。使用快速排序(Quicksort)來對集合  $A$  排序，把結果存為一元素值為遞減的串列  $L$ 。

$$L = \{t_i \mid t_i .s \geq t_j .s, \forall i < j\},$$

串列中  $t_i .s$  代表像素  $t_i$  的灰度值。因此我們有一串列以遞減排列的像素， $t_0, t_1, \dots, t_N$ 。最後元素  $t_N$  的值剛好大於或等於門檻值  $T$ 。選取另一門檻值  $T_1$ ， $0 \leq T_1 \leq T$ ，使得人體正常骨骼值大部份均大於  $T_1$ 。使用以下的演算法來獲得每一局部最大像素的鄰近像素。

#### Segmentation Algorithm

- 1) Let  $I(i) = 0, \forall i = 0, 1, \dots, N$
- 2) Choose  $t_i$ , so that  $I(j) > 0, \forall j = 0, \dots, i - 1$ .  
If no such  $t_i$  exists, then stop.  
Let  $t_c = t_i$  and  $S_{check} = S_{temp} = \{t_c\}$
- 3) If  $S_{check} = \Phi$ , then let  $S_{local}(t_c) = S_{temp}$  and go to step 2.  
Remove the first element  $t$  of  $S_{check}$  and add  $t$  into  $S_{temp}$ .
- 4) The location of  $t$  is  $(i, j)$ .  
Check all the eight elements at  $(i - 1, j - 1), \dots, (i + 1, j + 1)$ , around  $(i, j)$ .  
If any element  $t_k$  has the property that  $t_k .s \geq t_c .s \times r, t_k .s \geq T_1$  and  $I(k) = 0$ , then add  $t_k$  into the set  $S_{check}$  as the last element of the set and let  $I(k) = 1$ .
- 5) Go to step 3.

在步驟 4 中， $r$  是一選定的比值使得任一標示為 1 且

圍繞在區域最大值像素的像素灰度值必須大於或等於  $t_c \times r$ 。如圖二所示，此區域分區動作從每一區域最大值像素開始，檢查鄰近此一區域最大值像素的鄰近像素，其值是否大於或等於  $T_1$ 。標示此區塊為集合  $S_{local}(t), \forall t \in A$ 。

### 1.2 對稱性與明亮度的計算

為了計算對稱性，我們必須先找到身體中心線。標示  $C(j)$  為一函數使得  $(C(j), j)$  位置位於於中心線上。使用兩步驟來獲得函數  $C(j)$ 。步驟一為重心(centroid)方法，而步驟二為最小差異方法來微調步驟一中的  $C_1(j)$ 。為減低雜訊的影響，我們使用鄰近像素的總和，

$$d(i, j) = \sum_{i-2 \leq i_1 \leq i+2} \sum_{j-2 \leq j_1 \leq j+2} s(i_1, j_1), \text{ 而不是 } S(i, j)$$

本身。

Step 1: Centroid method

$$C_1(j) = \frac{\sum_{0 \leq i \leq 255} d(i, j) \times i}{\sum_{0 \leq i \leq 255} d(i, j)}, j = 0, \dots, 1023$$

Step 2: Fine-tune

$$C(j) = \arg \min_k C_1(j) - n \leq k \leq C_1(j) + n \sum_{1 \leq a \leq m} \sum_{b=j-f, j, j+f} |d(k+a, b) - d(k-a, b)|,$$

在步驟中， $n, m, f$ ，為適當選取的常數。在我們實驗中， $f$  設定為 15，而此值能減少不正常像素對中心線計算的影響。

標示  $sym(i, j)$  和  $brg(i, j)$  為局部區塊  $S_{local}(t_c) = S_{local}(t_c \text{ at } (i, j)) = S_{local}(i, j)$ ，的對稱性值和明亮度值。如果  $(i, j)$  位置的像素不為局部區塊的中心， $t_c$ ， $sym(i, j)$  和  $brg(i, j)$  均設為 0。對中心像素，我們設定

$$sym(i, j) = \sqrt{\frac{\sum_{(i, j) \in S_{local}} (d(i, j) - d(2C(j) - i, j))^2}{\|S_{local}\|}}$$

$$\sqrt{\log_{10}(9 + \|S_{local}\|)}$$

$$brg(i, j) = \sqrt{\frac{\sum_{(i, j) \in S_{local}} d(i, j)}{\|S_{local}\|}} \times 10 \times \log_{10}(9 + \|S_{local}\|)$$

在此  $(i, j) \in S_{local}$  且  $(i, j)$  為  $t_c$  的位置。 $\|S_{local}\|$  是集合  $S_{local}$  的元素個數。 $\log_{10}(9 + \|S_{local}\|)$  是一針對  $S_{local}$  大小所選定的調整因素。從式子可知， $sym(i, j)$  是像素與其跨越中心線的對稱像素之間差異的均方根值，而  $brg(i, j)$  是集合  $S_{local}$  中所有像素平均的平方根值。因人類比較容易注意大區塊，調

整因素的目的在於增加大區塊的明亮度。同理，因大區塊於區塊邊緣較易造成不對稱性，調整因素針對此一情況，適當減低對稱性值。

## 2. 互動式診斷

在互動式的診斷中，模糊法則數目應為小數目以表達醫師診斷的主要判斷依據。本研究所使用的 CPFIS 有線性內差及分區處理的特性[10]， [11]。使用少數目模糊法則的 CPFIS 為互動式診斷的適當選擇。

### 2.1 特徵擷取模糊推論系統

圖三顯示建構 CPFIS 的兩階段。在階段一中，使用 CPFIS 演算法於輸入輸出訓練資料，以獲得 CPFIS 雛型。圖四為一擁有三個 CP 的 CPFIS 雛型架構。分區處理方法使用在圖四左邊分區節點的獲得上。每一 CP 的目標為描述此一 CP 的鄰近區域的輸入輸出之間的關係。

在階段二中，每一在階段一中的 CP 被當為一模糊法則的起始設定。所以 CP 的數目等於 CPFIS 中的模糊法則數目。CPFIS 的模糊法則為

If  $x_1$  is  $A_{1,1}$  and ... and  $x_n$  is  $A_{1,n}$ , then  $y$  is  $B_1$

...

If  $x_1$  is  $A_{M,1}$  and ... and  $x_n$  is  $A_{M,n}$ , then  $y$  is  $B_M$

在此  $M$  是模糊法則數目， $n$  是輸入  $X$  的維度， $t_N$  和  $B_j$ ， $1 \leq j \leq M$ ， $1 \leq k \leq n$ ，為模糊法則中前提與結果的模糊集合。 $A_{j,k}$  的模糊隸屬函數為 L-R 模糊數量格式：

$$m_{A_{j,k}}(x_k) = \begin{cases} \exp\left(-\frac{(x_k - m_{j,k})^2}{2s_{L,j,k}}\right), & \text{if } x_k < m_{j,k} \\ \exp\left(-\frac{(x_k - m_{j,k})^2}{2s_{R,j,k}}\right), & \text{if } x_k \geq m_{j,k} \end{cases}$$

其中  $m_{j,k}$ ， $s_{L,j,k}$ ，及  $s_{R,j,k}$  為  $m_{A_{j,k}}(x_k)$  的中心、左幅度、及右幅度。 $B_j$  的模糊隸屬函數為中心  $m_j$  及幅度  $s_j$  的高斯函數。

$$m_j(y) = \exp\left(-\frac{(y - m_j)^2}{2s_j^2}\right)$$

計算每一模糊法則的起動強度  $w_j$ ， $1 \leq j \leq M$ ，

$$w_j(x) = m_{A_{j,1}}(x_1) \times \dots \times m_{A_{j,n}}(x_n)$$

則反模糊化輸出為

$$y = \frac{\sum_{j=1}^M w_j m_j s_j}{\sum_{j=1}^M w_j s_j}$$

在這些式子中，必須計算輸入模糊隸屬函數的參數

$m_{j,k}$ 、 $s_{L,j,k}$ 、 $s_{R,j,k}$ ，和輸出模糊隸屬函數的參數  $m_j$  和  $s_j$ 。經由指定 CPFIS 演算法所得的每一 CP

為一模糊法則， $m_{j,k}$  被設定為 CP 的位置。其餘參數  $m_{j,k}$ 、 $s_{L,j,k}$ 、 $s_{R,j,k}$ 、 $m_j$  和  $s_j$ 、由倒傳遞 (back-propagation) 學習演算法來調整。選定評估函數

$$\text{為 } E = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N (y^{(i)} - \hat{y}^{(i)})^2 \text{。則}$$

$$\Delta m_j(t) = h \sum_{i=1}^N [(y^{(i)} - \hat{y}^{(i)}) \frac{w_{i,j} s_j}{\sum_{j=1}^M s_j w_{i,j}}] + a \times \Delta m_j(t-1)$$

$$\Delta s_j(t) = h \sum_{i=1}^N [(y^{(i)} - \hat{y}^{(i)}) \frac{(\sum_{j=1}^M s_j w_{i,j}) w_{i,j} m_j - (\sum_{j=1}^M s_j w_{i,j})^2}{(\sum_{j=1}^M s_j w_{i,j})^2} + a \times \Delta s_j(t-1)$$

$$\Delta s_{L,j,k}(t) = -h \sum_{i=1}^N \left[ \frac{\partial E}{\partial y^{(i)}} \frac{\partial y^{(i)}}{\partial w_{i,j}} (1 - 1^+(x_k - m_{j,k})) \times \frac{(x_k - m_{j,k})^2}{s_{L,j,k}^3} w_{i,j} \right] + a \times \Delta s_{L,j,k}(t-1)$$

$$\Delta s_{R,j,k}(t) = -h \sum_{i=1}^N \left[ \frac{\partial E}{\partial y^{(i)}} \frac{\partial y^{(i)}}{\partial w_{i,j}} \times 1^+(x_k - m_{j,k}) \times \frac{(x_k - m_{j,k})^2}{s_{R,j,k}^3} w_{i,j} \right] + a \times \Delta s_{R,j,k}(t-1)$$

其中  $0 < h < \frac{1}{N}$  及  $0 < a < 1$  為學習比率參數與動量常數。 $1^+(t)$  是一 step 函數

$$1^+(t) = \begin{cases} 1, & \text{if } t \geq 0 \\ 0, & \text{if } t < 0 \end{cases}$$

關於 CPFIS 演算法及 CPFIS 學習的詳細介紹可參考 [10]， [11]。

### 2.2 機器學習的人機互動

CPFIS 與醫師的互動包括逐漸增加訓練資料與視覺式的微調模糊隸屬函數。圖五為學習過程的流程圖。系統先讀取閃爍造影圖，計算所有像素的對稱性值及明亮度值，輸入此二值至 CPFIS，然後顯示其輸出結果。醫師檢查造影圖，把 CPFIS 漏掉的不正常位置加入為新的訓練資料。除此之外，醫師也可加入正常位置為訓練資料，矯正 CPFIS 某些區域的誤判。在訓練資料收集後，使用 CPFIS 演算法及倒傳遞學習演算法至這些訓練資料上。整個過程反覆進行，直到沒

有新的造影圖或醫師對目前系統已覺得滿意。

像素的分佈顯示於明亮度與對稱性構成的平面上。標示每一個 CP 於此平面上。由這些 CP 的位置，醫師能直接改變模糊隸屬函數的參數值，因而微調模糊法則。這些是視覺上的直接操作。經由如此的人機互動，模糊法則可更準確地表達醫師的診斷知識。

### 3. 系統雛型與實驗結果

使用 JAVA 來實作本研究的互動式診斷系統。本實驗系統已有視窗版與麥金塔版[12]。我們的實驗是在國立成功大學附設醫院核子醫學科的麥金塔電腦上測試。閃爍造影裝置為 gamma camera (Siemens, E-cam, USA)。造影劑為 Technetium-99m-MDP (methylene diphosphonate)。

如 2.2 中所描述，圖六左邊顯示經歷五張造影圖學習後的診斷結果。小圓圈代表 CPFIS 診斷出的不正常位置，而大圓圈為醫師所加的訓練資料。圖六右邊為原始影像圖。圖中箭頭所指的兩位置為細微的不正常位置。醫師加入右邊區域為訓練資料。在系統學習後，不僅右邊細微的不正常位置被標示出，左邊細微的不正常位置也被找出。圖七顯示此實驗中三個 CP 的位置。左下角的 CP 描述靠近 (0, 0)，在對稱性與明亮度分析上的正常區域。右上角 CP 則描述對稱性值與明亮度值均大的不正常區域。中央的 CP 代表醫師判斷正常與不正常之間的門檻值。實驗結果顯示出本研究的互動式診斷系統的效能。

### 四、計畫成果自評

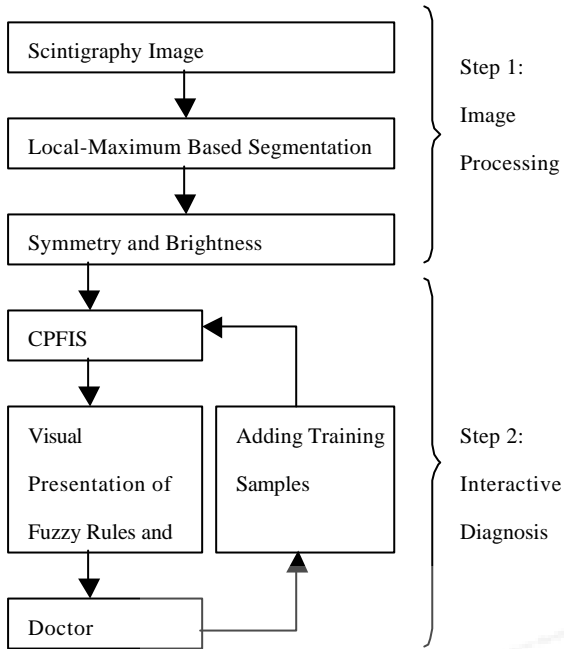
本研究已完成一骨骼閃爍造影的互動式診斷系統，所建構實驗系統的 JAVA 程式與使用說明已放至網頁上 [12]，提供醫師或相關研究人員參考。研究成果已投稿至第六屆人工智慧與應用研討會 (高雄，九十年十一月九日，審稿中)。完整與詳細的研究成果將投稿至 *Biomedical Engineering – Applications, Basis, and Communication* (EI)。除此之外，針對 CP 我們將使用更系統化方法來獲得 CP，使本互動式診斷系統更有效，新的結果也將投稿至國際會議與期刊。

### 五、參考文獻

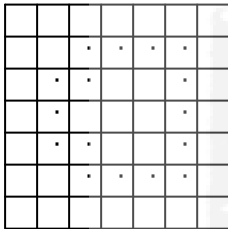
- [1] G. Zahlmann, B. Kochner, I. Ugi, D. Schuhmann, B. Liesenfeld, A. Wegner, M. Obermaier, and M. Mertz, "Hybrid fuzzy image processing for situation assessment," *IEEE Eng. In Medicine and Biology*, pp. 76-83, January/February, 2000.
- [2] J. R. Mansfield, M. G. Sowa, J. R. Payette, B. Abdulrauf, M. F. Stranc, and H. H. Mantsch, "Tissue viability by multispectral near infrared imaging: a fuzzy c-means clustering analysis," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 17, no. 6, pp. 1011-1018, 1998.
- [3] W. Park, E. A. Hoffman, and M. Sonka, "Segmentation of intrathoracic airway trees: a

fuzzy logic approach," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 17, no. 4, pp. 489-497, 1998.

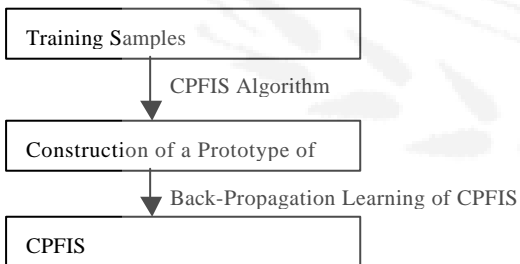
- [4] H. Li, Y. Wang, K. J. R. Liu, S. C. B. Lo, and M. T. Freedman, "Computerized radiographic mass detection—part II: decision support by featured database visualization and modular neural networks," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, no. 4, pp. 302-313, 2001.
- [5] S. Yu and L. Guan, "A CAD system for the automatic detection of clustered microcalcifications in digitized mammogram films," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 19, no. 2, pp. 115-126, 2000.
- [6] M. G. Penedo, M. J. Carreira, A. Mosquera, and D. Cabello, "Computer-aided diagnosis: a neural-network-based approach to lung nodule detection," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 17, no. 6, pp. 872-880, 1998.
- [7] K. Van Laere, K. Casier, D. Uyttendaele, W. Mondelaers, C. De Sadeleer, M. Simons, and R. Dierckx, "Technetium-99m-MDP scintigraphy and long-term follow-up of treated primary malignant bone tumors," *J. Nucl. Med.*, vol. 39, no. 9, pp. 1563-1569, 1998.
- [8] F. Pons, L. Alvares, P. Peris, N. Guanabens, S. Vidal-Sicart, A. Monegal, J. Pava, A. M. Ballesta, J. Munosgmez, and R. Herranz, "Quantitative evaluation of bone scintigraphy in the assessment of Paget's disease activity," *Nucl. Med. Commun.*, vol. 20, no. 6, pp. 525-528, 1999.
- [9] S. H. Kim, S. K. Chung, Y. W. Bahk, Y. H. Park, S. Y. Lee, and H. S. Sohn, "Whole-body and pinhole bone scintigraphic manifestations of Reiter's syndrome: distribution patterns and early and characteristic signs," *Eur. J. Nucl. Med.*, vol. 26, no. 2, pp. 163-170, 1999.
- [10] T. K. Yin, "Fuzzy modeling and control: a characteristic-point approach," Ph.D. thesis, Purdue Univ., Indiana, U. S. A., 1996.
- [11] T. K. Yin and C. S. G. Lee, "A characteristic-point-based fuzzy inference system," in *1996 Asian Fuzzy Syst. Symp.*, 1996, pp. 533-538.
- [12] <http://mis.chna.edu.tw/qtkyin/research>.



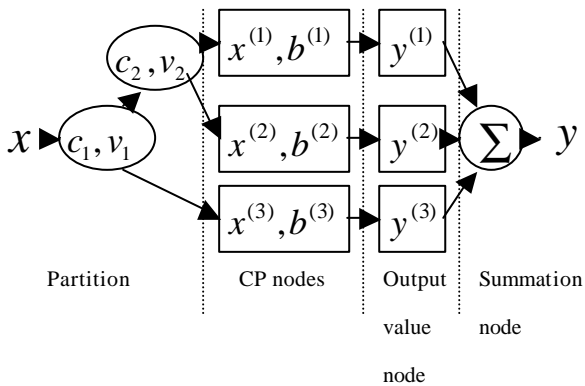
圖一：診斷系統流程圖。



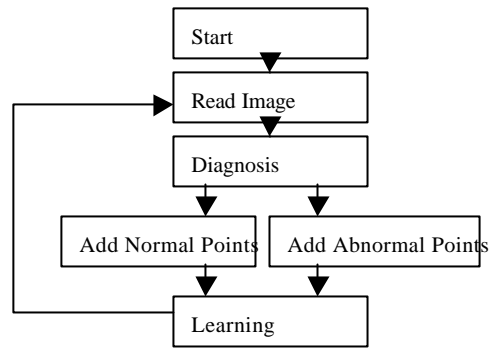
圖二：分區演算法中局部最大區塊的增長。



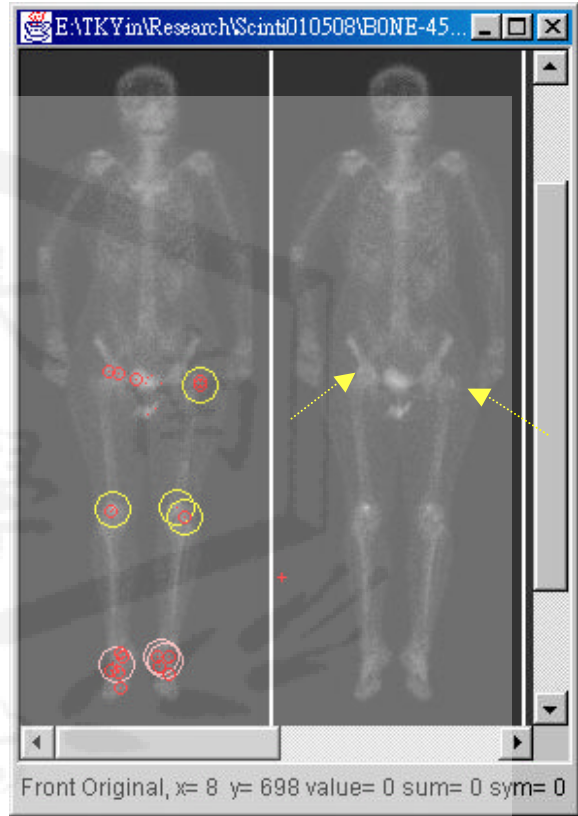
圖三：建構 CPFIS 的流程圖。



圖四：有 3 個 CP 的 CPFIS 離型架構。



圖五：學習過程流程圖。



圖六：一個診斷例子。左邊：診斷結果，右邊：原始圖。



圖七：圖六中所舉例子的三個 CP 的位置。