

以整數小波轉換及向量量化技術為基礎的心電圖訊號壓縮

黃金本
銘傳大學 助理教授
hcptw@mcu.edu.tw

湯逢權 吳旻寰 謝永威 葉俊賢 王志浩
銘傳大學 學生
s2160141,s2160770,s3160441,s3160865,s3160936@ss24.mcu.edu.tw

摘要

本文首先對心電圖資料壓縮方法進行深入的探討，了解小波轉換及向量量化等方法，進而提出整合整數小波轉換和向量量化技術的心電圖訊號壓縮方法；即將訊號分解成高低頻的多重解析表示，再利用小波係數的大小隨頻率由低到高漸減的特性，進行特徵向量的抽取，並將這些特徵向量經 LBG 演算法訓練，以得到一本最佳的碼簿，供向量量化編、解碼用，達到壓縮的目的。經實驗證實該方法具有很好的壓縮效能；當與其他先進壓縮方法比較，在相同的重建品質(PRD)條件下，提出的方法壓縮比(CR)較非累贅取樣編碼法約高 3.7 倍。

關鍵詞：整數小波轉換、向量量化、心電圖訊號壓縮。

Abstract

In the paper, a new ECG signal compression method based on integer wavelet transform and vector quantization is presented. The procedures of the proposed scheme are as follows. Firstly, the ECG signal is decomposed by integer wavelet transform and its multiresolution representation is formed. Secondly, the property of coefficient magnitude decay of the multiresolution representation is exploited to extract feature vectors. Thirdly, those extracted vectors are trained using LBG algorithm to obtain an optimum codebook which is used in encoding and decoding processes of vector quantizer. Experimental results are provided to verify the effectiveness and demonstrate the performance of the method. When it compares with the other leading method, under the same reconstructed signal quality

condition, the proposed method has 3.7 times higher compression ratio than that of non-redundant sample coding method.

Keywords: Integer wavelet transform, vector quantization, ECG signal compression

1. 緒論

1.1 研究背景

心臟病是人類健康的頭號殺手之一。全世界約有三分之一的人死於與心臟病引起的相關疾病，在台灣，每年平均約有兩千名患者死於心肌梗塞，每年罹患人口據保守估計約在 9,000~10,000 名以上。而冠狀動脈心臟病在西方國家，是死亡率第一位的疾病，國內因人口高齡化和飲食習慣的改變，罹患冠狀動脈心臟病的比例逐年增加，目前已躍居國內死亡率第三名。心臟病的可怕在於它可能發生的猝死，在毫無預警的情況下，反而讓一般大眾容易忽略心臟病，在這樣的大環境下更顯得心電圖的重要性。

1.2 研究動機和目的

由於心電圖需長時間的監測，因此所需的資料量相當的大，一個樣本(sample)需要 11bits，每秒有 360 個樣本，則一個導程一天的資料量為 42.768MB；而一般的心電圖共有十二個導程，所以一天的資料量為 513.216MB。

大量的心電圖資料的儲存和傳輸對系統造成非常嚴重的負擔，一個有效的解決方案為資料壓縮。本文首先研究重要的心電圖壓縮方法，如小波轉換[1,2]:將訊號分解成各種不同頻率成份，以有效的表示心電圖訊號。向量量化壓縮法[3,4]:延伸對各取樣點逐點量化的概念，及考量各取樣點間存在著關聯性，即若知道某個取樣點的參數，可推測鄰近取樣值的參數。扇型演算法[5,6]:利用訊號適應性取樣(Adaptive sampling)的概念，對心電圖訊號各個樣本間變化，以扇型範圍考量，將相鄰樣本不落在範圍內的資料為訊號變化較大的部份，此

樣本為非累贅點，需把它記錄下來；反之，則為累贅點，不需記錄它，由於心電圖訊號具有許多訊號平順的部份，因此，可以獲得壓縮效果。扇型演算法的優點為簡單、容易實現。

1.3 本文架構

本文架構說明如下，第一節介紹心電圖訊號壓縮的背景、研究動機和目的，第二節探討相關文獻，含小波轉換、向量量化的方法及非累贅取樣壓縮法，第三節描述提議的心電圖訊號壓縮演算法，第四節提供實驗結果，第五節為結論。

2. 文獻回顧

在此節深入探討 ECG 資料壓縮的相關文獻，研究小波轉換[1,2]、向量量化的方法[3,4,7,8]及非累贅取樣壓縮法[11]。

2.1 小波轉換

小波轉換主要架構在三個基礎理論上，分別階層式編碼架構 (pyramid structure)、濾波器組理論 (filter bank theorem) 以及次頻帶編碼 (subband coding)。小波轉換統合了此三項技術，將原始的數位訊號透過濾波器分解成包含重要係數的低頻，及細微訊號高頻的兩個頻帶，而之後繼續對低頻重複此動作，可將重要的係數集中在低頻，並斟酌捨棄或以低位元表示高頻上細微不重要的訊號，且各頻帶係數之間還存在著空間位置的相似性，故能有效的應用於一維心電圖訊號的壓縮。

2.1.1 整數小波轉換

小波轉換依其計算方式分為兩種：傳統小波轉換與整數小波轉換。傳統小波轉換利用迴旋積的方式實現，因迴旋積的特性會使資料型態轉換成實數形式，故此種轉換類型稱為實數轉換。而完整的濾波器轉換後其反轉回來的結果理論上會與原本相同，但是當以電腦處理時，浮點數有一定的精度，因此在紀錄實數上，如果超過精度所能表示的則被遺棄 (Truncation)，導致反轉換回的結果會與原本的不一致，故此壓縮只能用於失真的壓縮。至於整數小波轉換，利用上提式架構，使資料形態轉換仍是整數，不會有精度的問題產生，故很適合於無失真壓縮，此轉換為整數的轉換型態 (Integer-to-integer)。整數小波轉換的特性與傳統小波轉換相同，且有利用上提式架構所帶來計算簡單的優點。

2.2 向量量化

一般將連續的訊號在時間軸數位化的過程，稱為取樣 (sample)，而在訊號振幅上數位化的過程，稱為量化。在純量量化針對各個取樣點逐點量化；向量量化 (Vector Quantization, VQ)，為純量量化的延伸，是以數個連續的取樣點做為一組向量，再將這些向量依序量化，根據位元率-失真理論 (Rate-distortion theory) 可知，其效果會更優於純量量化；而一維心電圖訊號存在著週期性及其鄰近取樣點間關聯性，向量量化可依此特性來達到優異的壓縮效能。

2.2.1 一維訊號的向量量化

設原始訊號為 X ，將 X 切割成等長取樣點的 t 段，並且視一段為一個向量，則所有的向量 $X_j, j=\{1, 2, \dots, t\}$ ， j 表示訊號所分割的第 j 段。而一般來說，定義一個向量所包含的元素 (取樣點) 的個數為它的維度 (dimension)，在此以 k 表示，以 C 表示一個預先給定的編碼簿 (Codebook)，簡稱碼簿， C 由 N 個碼向量 (Codevector) 或稱編碼字 (Codeword) 所組成，碼向量為 $C_i, i=\{1, 2, \dots, N\}$ ， i 為碼簿中碼向量的索引值 (Index)。

編碼端 (即壓縮端) 找尋輸入向量 X_j 與碼簿中最接近的碼向量，距離的計算用歐幾里德距離 (Euclidean Distance) 方法，以 $d(X_j, C_i)$ 表示，如式 (1) 所示，為 X_j 和碼簿中第 i 個碼向量 C_i 的歐幾里德距離。假設最後找到的 C_i 為 X_j 在碼簿中最接近的碼向量，則此段訊號便以 i 來編碼。

$$d(X_j, C_i) = \sum_{l=1}^k (X_l - C_l)^2 \quad (1)$$

如圖 1 所示，假設將一長串數值的原始訊號分割成 t 段，每段長度取 4 個元素，即維度 $k=4$ ；若將 X_1 與碼簿中所有碼向量做 $d(X_1, C_i)$ 的計算，經過所有距離的差值比較過後，可得到 X_1 與 C_2 的差值 $d(X_1, C_2)=1$ 為最小，則將 C_2 的索引值 2 儲存起來，其餘的輸入向量也依此類推，直到做完為止，如此一來所完成的索引表，即為向量量化的編碼 (壓縮)。解碼端則根據索引表和碼簿可重建出以向量量化編碼後的訊號，如圖 2 所示。根據索引值 2，即可找到碼簿中對應的碼向量 C_2 ，再根據 C_2 的數值來重建訊號 (解壓縮)，其餘的索引值也依此類推。

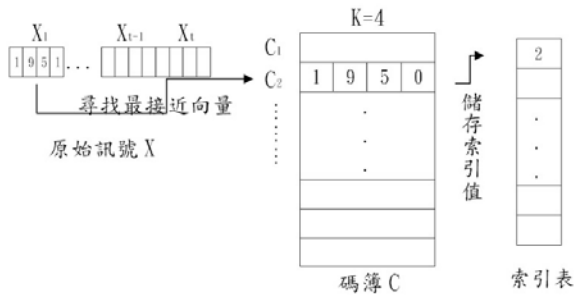


圖 1 在編碼端一維訊號壓縮的動作

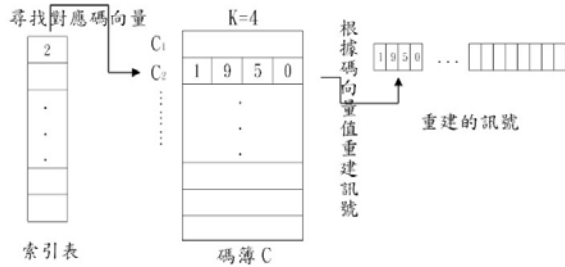


圖 2 在解碼端一維訊號解壓縮的動作

2.2.2 碼簿的訓練和產生

碼簿的訓練和產生的目的是產生一群具有代表性的碼向量來組成碼簿，而且相同的碼簿會同時儲存在編碼端與解碼端。

在許多向量量化方法的碼簿設計當中，LBG是當中最常被使用，且效果相當不錯的一種。它是在1980年由 Linde、Buzo、Gray 所提出，此演算法就是以這三個人的姓名縮寫來命名。LBG演算法包含兩個基本條件，一個是鄰近條件(nearest-neighbor condition)，也就是最短距離條件，另一個為質心條件(centroid condition)，也就是最具代表性條件。它靠著不斷疊代的過程，將這兩個條件收斂至某一個條件中，最後訓練出一串能夠同時滿足這兩個條件的碼向量，這些碼向量就是碼簿。一般碼簿的產生方式是從所要壓縮的訊號集中選出幾組具有代表性的訊號做為訓練集(training set)，然後以這個訓練集訓練出碼簿。LBG演算法的流程概述如下：

1. 令訓練集為 τ ，並給定一初始碼簿 $C_0 = \{c_i, i=1,2,\dots,N\}$ ，其中碼簿大小為 N ，碼向量維度為 K ，而初始碼簿的平均失真量為 $\bar{D}(Q_0)$ 。設定碼簿停止訓練的臨界值為 ε ，疊代計數器的初始值 $m=0$ 。
2. 將訓練集 τ 中的所有訓練向量 x 與碼簿 C_m 中的每一個碼向量 c_i 利用最鄰近條件如式(2)：

$$\alpha(x) = \arg \min_i [d(x, c_i)] \quad (2)$$

劃分成 N 個區間如式(3)：

$$\mathcal{R}_i = \{x \mid x \in \tau, \alpha(x) = i\} \quad (3)$$

3. 利用質心條件如式(4)重新計算碼向量，也就是用每一個分割區間的質心集合 C_{m+1} 取代原先的碼簿 C_m ：

$$C_{m+1} = \left\{ c_i \mid c_i = \beta(i) = \frac{1}{|\mathcal{R}_i|} \cdot \sum_{x \in \mathcal{R}_i} x \right\} \quad (4)$$

其中 $|\mathcal{R}_i|$ 表示第 i 個分割區間 $|\mathcal{R}_i|$ 中訓練向量的個數。

4. 重新計算新碼簿 C_{m+1} 的平均失真量如式(5)為

$$\bar{D}(C_{m+1}) = \frac{1}{|\tau|} \cdot \sum_{x \in \tau} d(x, \beta(\alpha(x))) \quad (5)$$

其中 $|\tau|$ 為訓練集所有訓練向量的個數。

5. 計算失真量誤差比 $\Delta \bar{D}$ 定義為

$$\Delta \bar{D} = \frac{\bar{D}(C_m) - \bar{D}(C_{m+1})}{\bar{D}(C_m)} \quad (6)$$

若 $\Delta \bar{D} < \varepsilon$ ，則停止疊代流程，令 C_{m+1} 為訓練所得的碼簿。若 $\Delta \bar{D} \geq \varepsilon$ ，則令 $m=m+1$ ，再回到第 2 步。LBG 演算法流程如圖 3：

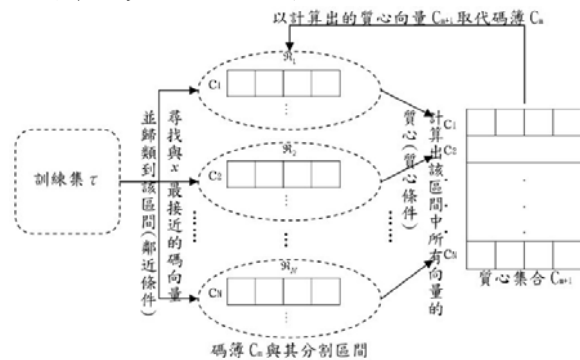


圖 3 LBG 演算法流程示意圖

然而 LBG 演算法只保證局部最佳化的碼簿，而局部最佳解通常都不只一個，若選到不佳的初始碼簿就有可能產生非常差的結果，由此可知，選擇一個適當的初始碼簿對 LBG 演算法來說是相當重要的。而產生一個初始碼簿的方法有很多種，較常使用的有亂碼法(random code)、分裂法(split method)和最近相鄰對集結法(pairwise nearest neighbor clustering)這三種方法，詳[11]。

2.3 非累贅取樣編碼法

有一類預測方法採取的策略為不傳送每一個誤差值，而是當其誤差值大於某一個臨界值 λ 時送出原取樣值。習慣上，稱那個讓預測誤差大於臨界值的取樣點為非累贅取樣(non-redundant sample)；反之，那些一直讓預測誤差小於臨界值 λ 的取樣則稱之為累贅取樣(redundant sample)。

非累贅取樣編碼(non-redundant sample coding)，又名適應性取樣編碼(adaptive sample coding)，其輸出便是非累贅取樣以及這些取樣間的間隔。適應性取樣編碼是非常廣義的一種編碼法。它的理念是：根據波形變化的快速或緩慢機動地調整取樣率。

非累贅取樣壓縮法中，多項式預測器算是相當早期的發明。早在 60 年代早期便有許多論文在討論它，並且實際應用在許多實驗上，其中最常被使用到的是 0 階預測器及 1 階預測器。在多項式預測器裡，下一個取樣被預測是在一個 n 次多項式的範圍內。而多項式內插法(polynomial interpolator)與多項式預測器類似，唯一的不同是它允許機動地改變其所展開的範圍。一次多項式內插法又名扇形演算法，用許多線段來取代原波形。

3. 提議的壓縮演算法

將整數小波轉換與向量量化整合在一起的基本概念，為利用心電圖訊號具有類週期性的特性，若將其取適當的長度來分段，則每段資料會有一定的相似性，也代表這些訊號經小波轉換後的係數會有相似性。原始訊號經小波轉換將訊號大部分能量集中在少數的低頻帶上，即為轉換後所得的小波係數，進行有效的訊號表示，再藉由向量量化的方式來達到資料壓縮的目的。而向量量化是一種簡單而且廣泛使用的失真壓縮技術，因為它具有很高的壓縮率，且在解碼端進行解碼時也相當容易，因此我們選用向量量化做為壓縮的工具。

此方法將原始的心電圖訊號，使其分割成 t 段，每一段取長度為 M ，接下來依序以第 1 段到第 t 段心電圖訊號當作輸入訊號 X ，然後個別執行 n 階層的整數小波轉換，每段訊號都會獲得 $n+1$ 個小波係數頻帶，接下來再針對這些小波頻帶來抽取特徵向量，再經向量量化編碼，再對上述的動作做反向動作即可解碼並得到重建的訊號 $\hat{X}$ 。流程如圖 4，詳述如下。

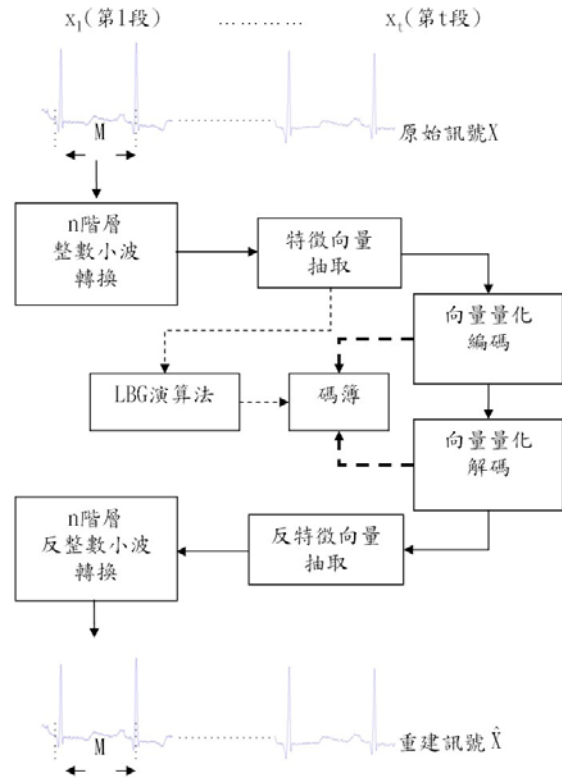


圖 4 提議的心電圖壓縮演算法方塊圖

3.1 心電圖訊號的分段與重組

一段包含數個週期的心電圖訊號，如圖 5 所示，可發現 R 波的波形特別突出且容易辨認，因此我們以 R 波最高點的位置做為各個分段對齊的基準，之後再以 R 波與 R 波之間的點來做為一個原始的分段。根據觀察與資料顯示，每一個 R 波到 R 波之間所包含的點大約為 250 到 350 個左右，為了利於整數小波正反轉換以及向量量化編解碼的操作，我們統一所有分段的長度為 $2^8=256$ ，分段的圖例如圖 6。而訊號分段時會產生取樣點過多或不足的現象，為了不破壞心電圖訊號含有較重要生醫資訊的波形，採用[9]的方式來對所有原始的分段來做正規化(Normalization)的取樣，取得其長度為 256，正規化公式(7)如下：

$$s' = \frac{(s-1)(m_p-1)}{M-1} + 1 \quad (7)$$

M 為正規化後的長度；

S 表示正規化後的第 s 個元素，

$$s=\{1,2,3,\dots,M\};$$

m_p 為第 p 個原始分段的長度，

$$p=\{1,2,3,\dots,t\};$$

S' 代表原始分段的第 s' 個元素即為正規化後的第 s 個元素。

當分段的訊號需要重組時，只要帶回正規化公式，即可還原其本來的長度。

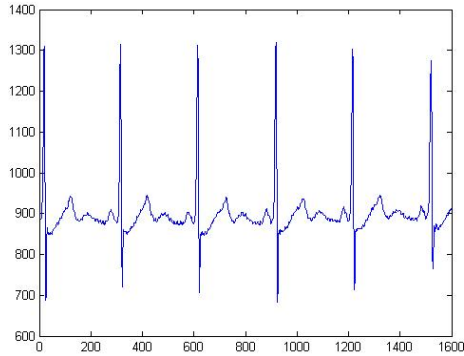


圖 5 一個包含數個週期的心電圖訊號

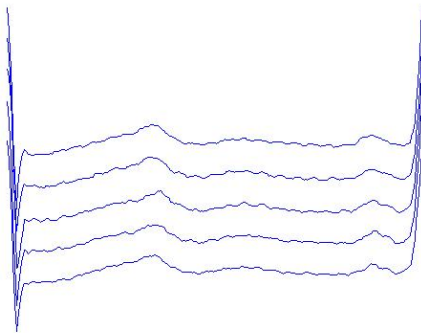


圖 6 R 波與 R 波間的心電圖分段圖例

3.2 整數小波轉換與反整數小波轉換

整數小波轉換有別於一般傳統小波轉換，它可以在轉換步驟中都以整數的方式表現出來，達到精確的還原訊號，可以較一般的小波轉換快速，不需要經過浮點數相乘的運算。

整數小波轉換如 K1 轉換是一種整數的小波轉換，在小波分解的過程中， $x(n)$ 代表原始影像被分解的數列， $s(n)$ 對應到平滑部分參數透過低頻分析濾波器輸出以及 $d(n)$ 代表細節部份的參數透過高頻分析濾波器輸出，接著設定濾波器係數，對於高頻分析濾波器，設定係數為 $\{-1, 2, -1\}$ ，對於低頻分析濾波器，設定係數為 $\{-1, 2, 6, 2, -1\}$ ，這個方法跟 S 轉換不同，因為在設定分析濾波器係數時，高頻分析濾波器的係數比低頻分析濾波器的係數短，所以我們會先獲得細節訊號 $d(n)$ 的輸出，然後再獲得平滑訊號 $s(n)$ 的輸出。它的公式如 (8)、(9) 所示。而做反整數小波轉換時，只需將公式移項再把值代入即可。

$$d(n) = x(2n) - \left\lfloor \frac{x(2n-1) + x(2n+1)}{2} \right\rfloor \quad (8)$$

$$s(n) = x(2n+1) + \left\lfloor \frac{x(2n) - \left\lfloor \frac{x(2n-1) + x(2n+1)}{2} \right\rfloor + x(2n+2) - \left\lfloor \frac{x(2n+1) + x(2n+3)}{2} \right\rfloor}{4} \right\rfloor \quad (9)$$

$\lfloor \rfloor$ 為一種 floor function，透過這個函式，可以取出整數值，提供日後能達到較精確的還原影像數據。對於冗餘資訊可以容易的排除，進而提高還原訊號的壓縮效率。

3.3 特徵向量的抽取與反特徵向量抽取

原始心電圖訊號經由 3.1 節介紹的方式來分段，再分別對每一段訊號做 3.2 節的 n 階層小波轉換後，所有分段都可得到 $n+1$ 個頻帶，各個頻帶由低頻到高频我們以第 1 頻帶、第 2 頻帶...第 $n+1$ 頻帶來表示。特徵向量的抽取方法[8,10]如下：首先在第 1 頻帶取最前面第一對小波係數，然後在第 2 頻帶也取前面第一對係數，在第 3 頻帶取前兩對係數，在第 4 頻帶取前四對小波係數，意思是第 1 頻帶的前兩個小波係數會對應到第二頻帶的前兩個係數，而從第 2 頻帶開始，每一個小波係數會對應到下一個頻帶的兩個係數，因此從第 3、第 4、...到第 $n+1$ 頻帶，每個頻帶都會取出一個頻帶的 2 倍數量的係數，如此由左至右直到各個頻帶所對應的小波係數抽取出來，此數列即為第一組向量，如圖 7 所示。其他組特徵向量依此類推，直到所有係數抽取完畢，則完成此分段特徵向量抽取的工作。而反特徵向量抽取為特徵向量抽取的反向動作，為向量化解碼後的還原。

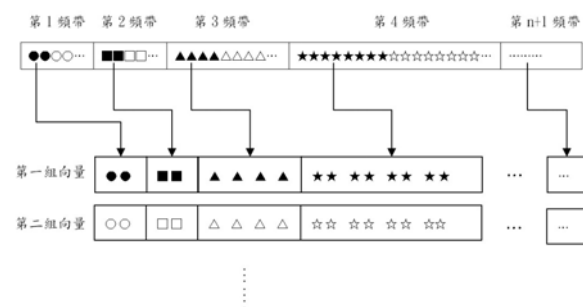


圖 7 訊號經 n 階小波轉換後特徵向量抽取圖

3.4 向量量化的編碼與解碼

一個長為 M 的分段訊號輸入後，經由 n 階層整數小波轉換得到 $n+1$ 個頻帶的小波係數，再利用得到的小波係數做特徵向量的抽

取，方法如 3.3 節所述，則此分段可抽取成為 $M/2^{n+1}$ 組向量，其維度皆為 2^{n+1} 。將此分段的每一組向量拿來比對碼簿中所有的碼向量，尋找其間差值最少(根據歐幾里德距離)，也就是最相近的碼向量，找到後輸出並儲存碼簿中該碼向量的索引值，直到所有輸入的向量作完為止，則此分段會以 $M/2^{n+1}$ 個索引值來表示，其餘的分段也重複此動作，即可完成編碼的動作，而碼簿的產生將在下一節介紹。

解碼的動作所需的是：將所得的索引值拿來對照碼簿，以碼簿中該索引值所對應的碼向量來重建訊號。

3.5 碼簿的產生

若我們取 $M=256$ 做為一個心電圖訊號分段的長度，經由 $n=2$ 階層整數小波轉換後得到 $n+1=3$ 個頻帶的小波係數，再利用得到的係數抽取成特徵向量，如此可產生一本(一個分段的係數可抽取成數個向量，這些向量的集合在此我們稱為一本)大小為 $M/2^{n+1}=256/2^3=32$ (包含 32 組向量)，維度為 $2^{n+1}=2^3=8$ (每組向量有 8 個元素)的訓練向量。假設分段數 $t=16$ ，共可得到 16 本訓練向量，再以這幾本訓練向量計算出我們的初始碼簿。

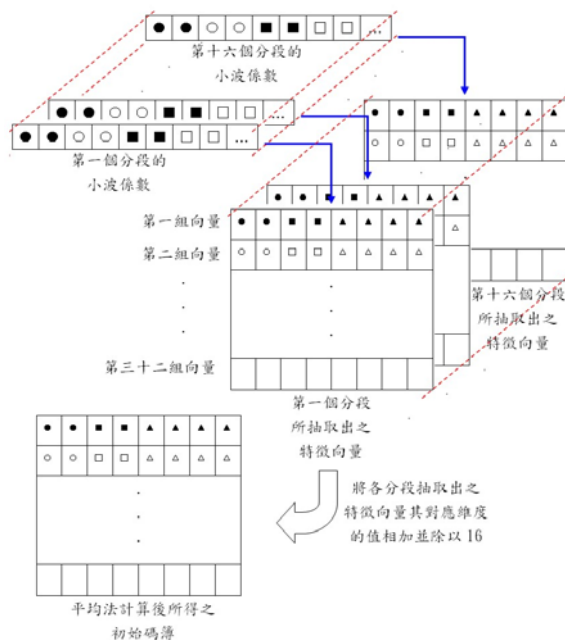


圖 8 平均法計算後所得之初始碼簿

初始碼簿的取得方法如下：第 1 本訓練向量的第一組向量與第 2 本向量的第一組向量...第 16 本的第一組向量皆為 8 維，將其對應的維度的值相加，再除以 16，則可得到這 16 本向量第一組向量的平均值，而其餘第二組到第三十二組向量也以此方法得到各別的中心值，最後出來的這本大小為 32，維度為 8 的碼簿做為初始碼簿，如圖 8 所示。再以這 16 本訓練向量中的各組向量做為訓練向量的集合，再以 2.2.2 節介紹的 LBG 演算法訓練出我們要的碼簿。

4. 實驗結果

本文實驗環境如下，硬體:個人電腦具 AMD Athlon(tm) 64 Processor 3200+，作業系統: WINDOWS XP，應用軟體: MATLAB 7.0.1，VISUAL C++ 6.0，測試訊號來源: 取自 MIT/BIH 的心電圖資料庫，每個心電圖檔包含 5000 個取樣，其取樣率為 360 取樣/秒，每取樣以 11 個位元表示，全部以 ASCII 格式儲存。壓縮效能(performance)的評估以均方根差值的百分比(PRD, Percentage of Root-mean-square Difference)和壓縮比(CR, Compression Ratio)來評判。此兩參數定義如式(10)及(11)，在式(10)中 x_{ori} 為原始訊號取樣， x_{rec} 則代表重建後的訊號取樣， i 為索引值，而 L 代表訊號的長度。

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^L [x_{ori}(i) - x_{rec}(i)]^2}{\sum_{i=1}^L [x_{ori}(i)]^2}} \times 100\% \quad (10)$$

$$CR = \frac{\text{原始資料量}}{\text{壓縮的資料量}} \quad (11)$$

4.1 提議的演算法實驗結果

採用 MIT/BIH 心電圖資料庫的 100.CH1 為實驗的心電圖訊號 [11]，原始波形如圖 9，橫軸為時間，縱軸為訊號的變化，根據第三節提議演算法的流程來實做，分別以 2 階整數小波轉換與 3 階整數小波轉換後，所產生不同大小及維度的碼簿為例，實驗及結果詳 4.1.1 節至 4.1.6 節。

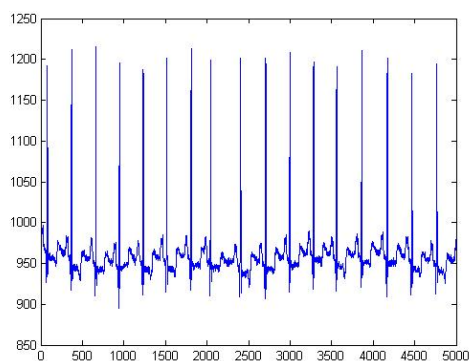


圖 9 MIT/BIH 100.ch1 原始心電圖

4.1.1 訊號的重新取樣

根據 3.1 節所介紹之心電圖訊號分段的方法，以 100.ch1 中 R 波的個數，將原始 5000 點的訊號取成 17 分段，如圖 10 所示，17 個分段個別的圖形，順序為由左至右、由上到下，而原訊號中第一個 R 波前的數個點，則補到了最後一個分段的後面，在此需儲存的資訊為第一個 R 波前取樣點的長度，及所分成 17 段的原始長度，以便重建時使用。

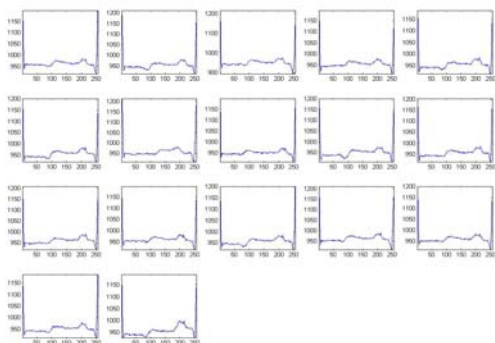


圖 10 正規化訊號經分段後的 17 個波形

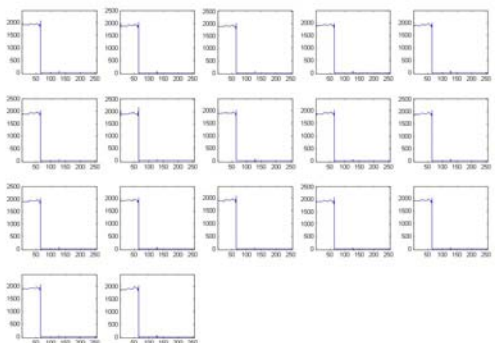


圖 11 17 個分段訊號經 2 階整數小波轉換後之係數

4.1.2 整數小波轉換

將重新取樣後產生的訊號分成每 256 個取樣點為一個分段的訊號，分別經整數小波轉換後，將訊號分成能量集中的低頻訊號及細微且平順的高頻訊號，圖 11 圖為 17 個分段訊號個別經 2 階整數小波轉換後之係數。

4.1.3 特徵向量抽取

由 3.3.1 節所述之方式，對第一分段經 2 階整數小波轉換後所得之小波係數抽取成向量。如表 1 所示，可得到大小(列)為 32，維度(欄)為 8 的第一本向量，剩下的十六分段，也可得到其個別抽取出的特徵向量。

表 1 第一分段經 2 階整數小波轉換後所抽取出的特徵向量

1	2483	1973	35	-39	12	-2	-10	1
2	1897	1916	-2	4	1	-2	-1	0
3	1916	1913	1	0	-2	-3	-1	0
4	1915	1916	-5	2	1	-3	2	0
5	1917	1906	1	0	-2	0	-2	0
6	1915	1916	-5	-1	1	1	-1	-1
7	1914	1906	1	0	1	-1	0	1
8	1915	1913	-2	-2	1	1	0	-2
9	1910	1910	2	1	-1	1	-1	0
10	1912	1909	-4	0	-1	-1	1	-1
11	1905	1897	1	2	0	0	0	0
12	1903	1902	-2	-3	-2	-1	0	-2
13	1907	1916	4	3	2	-1	0	-1
14	1930	1944	-3	-1	0	-1	0	-2
15	1951	1947	1	-1	2	0	-1	-2
16	1948	1943	1	-1	-2	1	0	-1
17	1941	1937	-1	3	1	-3	-1	-2
18	1936	1938	0	-4	-2	1	-1	0
19	1936	1926	-3	0	1	0	1	-2
20	1927	1932	2	-3	0	0	0	1
21	1926	1923	-2	2	0	-3	1	-1
22	1918	1923	4	-4	0	0	-2	0
23	1922	1927	0	1	0	-1	1	0
24	1927	1925	3	-3	-2	0	-2	0
25	1932	1940	0	-2	1	-1	1	-3
26	1960	1963	4	-1	0	0	-2	-1
27	1957	1958	-2	10	0	-1	0	0
28	1941	1917	1	1	1	0	-1	-1
29	1921	1908	-3	-3	0	-1	-2	-3
30	1913	1908	2	2	-1	-1	0	0
31	1919	1881	3	0	-1	1	0	-1
32	1831	2067	-5	55	0	-1	-1	18

4.1.4 碼簿的產生及訓練

經由特徵向量抽取後得到之 17 本分組向量，經 2 階整數小波轉換後每本分組向量的大小為 32×8 ，並由 3.5 節之平均法來產生初始碼簿，再使用 LBG 演算法加以訓練，並根據初始碼簿的格式，我們設定訓練集 τ 為 17 個分段所抽取出的十七本向量，訓練向量總數為個 544、碼簿的大小 $N=32$ 、碼向量的維度 $K=8$ 、平均失真量起始值 $\bar{D}(Q_0)=14705.88$ 、碼簿停止訓練臨界值 $\varepsilon=0.001$ ，來對初始碼簿進行更新，圖 12 為經過 11 次的疊代(疊代計數器的值 $m=11$)，失真量誤差比 $\Delta \bar{D}$ 值的變化，最後收斂至 $\Delta \bar{D} < \varepsilon$ (失真量誤差比 < 碼簿停止訓練臨界值) 圖形。表 2 為最後產生的碼簿，即為向量量化所使用的碼簿。

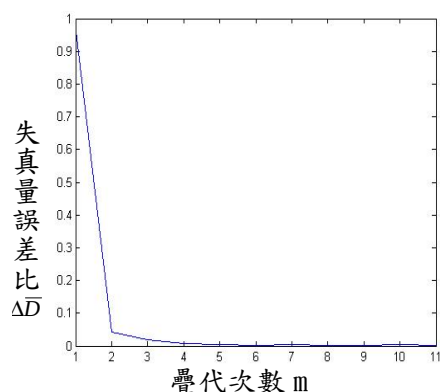


圖 12 經 11 次疊代後的 $\bar{D}$ 值逐漸收斂的圖形

4.1.5 向量量化編碼

使用上一節得到的碼簿對各個分段訊號進行向量量化編碼，可得到對應於碼簿的索引值，其中第一段到第九段的訊號部份如表 3，此表(由左至右)的列為第一段到第九段的訊號，而欄(由上到下)的數值代表的是各個分段經 2 階小波轉換後，所抽取之 32 組特徵向量經編碼後得到的索引值；第十段到第十七段的訊號部份類似。

4.1.6 訊號重建

在重建訊號時，解碼端僅需利用向量量化編碼時得到的索引值，對照碼簿並使用相對應的碼向量來重建訊號，如表 4 (2 階整數小波、碼簿 32×8)，為第一個分段經解碼後所得之重建訊號。再進行反特徵向量抽取的動作，再經反整數小波轉換，及反正規化的動作，即可訊號重建，實驗結果如圖 13。

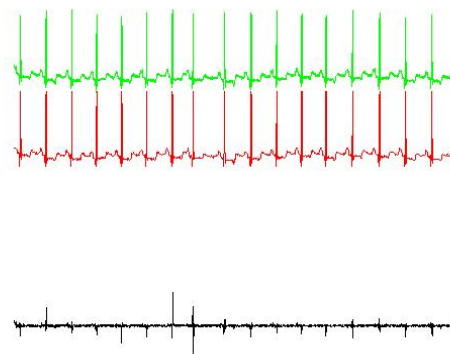


圖 13 (2 階整數小波、碼簿 32×8) 原訊號(綠色)與重建訊號(紅色)，及最下方差值(黑色)

表 2 經 LBG 演算法訓練後所產生之碼簿

1	2495	1965	33	-31	11	-5	-9	-1
2	1841	1889	4	0	0	0	0	0
3	1893	1897	0	-3	-1	0	0	0
4	1891	1883	1	3	0	-1	0	0
5	1888	1889	-1	-2	0	0	0	0
6	1885	1903	0	-2	0	0	0	0
7	1882	1881	0	0	0	0	0	0
8	1894	1894	0	0	0	0	0	0
9	1900	1891	0	0	0	0	0	0
10	1873	1871	0	-1	0	0	0	0
11	1862	1844	-4	-8	0	0	0	-2
12	1875	1889	0	-1	0	0	0	0
13	1897	1909	0	0	0	-1	0	0
14	1922	1934	0	0	0	0	0	0
15	1935	1932	0	0	0	0	0	0
16	1926	1926	0	0	0	0	0	0
17	1925	1921	0	0	0	0	0	0
18	1920	1920	0	-1	0	0	0	0
19	1917	1914	0	0	0	0	0	0
20	1912	1907	0	1	0	-1	0	0
21	1906	1905	0	-1	0	0	0	0
22	1909	1912	-1	-2	0	0	0	0
23	1909	1918	0	2	0	-1	0	0
24	1915	1926	0	-2	-1	0	0	0
25	1940	1940	0	0	0	0	0	0
26	1966	1964	0	0	0	0	0	0
27	1949	1954	-1	0	0	0	0	0
28	1936	1913	0	1	0	-1	0	0
29	1919	1895	0	0	0	0	0	0
30	1902	1900	0	0	0	0	0	0
31	1909	1877	1	0	0	0	0	-1
32	1819	2038	-14	57	-6	-1	-3	23

由重建訊號與原訊號，計算 CR 和 PRD 值，以 100.ch1 為例，原始資料量為：每個取樣點以 11 個位元表示。壓縮後所儲存的資料量為：以 2 階整數小波轉換為例，碼簿大小 32、碼向量維度 8，碼簿中的每個值以 13 個位元表示，而索引表的值為 0~31 之間，大小以 5 個位元表示，並加上心電圖訊號第一個 R 波前的長度與原始訊號分段的長度。實驗結果的 CR 及 PRD 值如表 5。

表 3 第一到第九段訊號經向量量化編碼後得到的索引值表

	第一段	第二段	第三段	第四段	第五段	第六段	第七段	第八段	第九段
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	12	1	11	11	1	11	1	8	1
3	18	7	4	4	6	4	2	4	6
4	18	4	6	4	4	3	8	4	9
5	19	4	6	4	6	4	4	4	9
6	18	4	4	7	6	6	4	4	9
7	19	4	3	2	4	11	2	7	9
8	18	3	11	7	11	6	7	7	9
9	19	4	4	2	3	11	8	3	6
10	19	6	3	7	6	3	2	4	9
11	29	9	6	2	9	9	2	12	10
12	29	9	11	12	9	9	8	16	10
13	22	5	22	13	5	22	8	23	9
14	24	17	15	14	16	14	7	17	12
15	26	16	16	13	17	14	5	19	15
16	24	16	23	15	13	14	12	20	17
17	24	16	18	15	16	15	13	20	18
18	24	17	19	18	17	17	14	29	17
19	14	19	20	18	22	17	14	12	19
20	13	21	29	21	22	18	14	20	21
21	16	19	29	19	21	17	14	2	19
22	17	21	20	20	18	18	14	20	20
23	15	19	29	21	21	17	24	29	20
24	15	21	22	23	13	23	26	12	20
25	24	13	14	24	26	26	25	20	13
26	25	26	24	26	26	25	27	23	24
27	26	24	24	24	26	26	19	24	24
28	27	24	28	19	27	27	2	14	27
29	18	19	4	19	21	18	20	28	2
30	19	2	3	2	29	19	19	3	29
31	30	30	10	8	30	30	10	3	3
32	31	31	31	31	31	31	31	31	31

表 4 第一分段經向量量化解碼後所得之 32 組向量

1	2495	1965	33	-31	11	-5	-9	-1
2	1897	1909	0	0	0	-1	0	0
3	1917	1914	0	0	0	0	0	0
4	1917	1914	0	0	0	0	0	0
5	1912	1907	0	1	0	-1	0	0
6	1917	1914	0	0	0	0	0	0
7	1912	1907	0	1	0	-1	0	0
8	1917	1914	0	0	0	0	0	0
9	1912	1907	0	1	0	-1	0	0
10	1912	1907	0	1	0	-1	0	0
11	1902	1900	0	0	0	0	0	0
12	1902	1900	0	0	0	0	0	0
13	1909	1918	0	2	0	-1	0	0
14	1940	1940	0	0	0	0	0	0
15	1949	1954	-1	0	0	0	0	0
16	1940	1940	0	0	0	0	0	0
17	1940	1940	0	0	0	0	0	0
18	1940	1940	0	0	0	0	0	0
19	1935	1932	0	0	0	0	0	0
20	1922	1934	0	0	0	0	0	0
21	1925	1921	0	0	0	0	0	0
22	1920	1920	0	-1	0	0	0	0
23	1926	1926	0	0	0	0	0	0
24	1926	1926	0	0	0	0	0	0
25	1940	1940	0	0	0	0	0	0
26	1966	1964	0	0	0	0	0	0
27	1949	1954	-1	0	0	0	0	0
28	1936	1913	0	1	0	-1	0	0
29	1917	1914	0	0	0	0	0	0
30	1912	1907	0	1	0	-1	0	0
31	1909	1877	1	0	0	0	0	-1
32	1819	2038	-14	57	-6	-1	-3	23

4.2 非累贅取樣編碼壓縮法實驗結果

非累贅取樣編碼壓縮法所使用的是一般最常拿來對照使用的扇形演算法，其過程為將 2 相鄰原始取樣點做一延伸扇形，進而判斷其後的原始取樣點是否為累贅取樣點。三種重建的方法說明如下：

代入插入法：將 2 個非累贅取樣中間的累贅取樣用前一個非累贅取樣的值代入。

線性插入法:將 2 個非累贅取樣中間的累贅取樣用線性(Linear)方式重建即填入符合直線方程式的值。

平均插入法:將 2 個非累贅取樣中間的累贅取樣用 2 個非累贅取樣的平均值代入。

表 5 提議的演算法所得的 CR 及 PRD 值

ECG	小波階層、 碼簿大小與維度	CR	PRD
100.ch1	2 階小波轉換、 碼簿(32×8)	8.85	0.0067
	3 階小波轉換、 碼簿(16×16)	11.75	0.0072
	4 階小波轉換、 碼簿(8×32)	14.10	0.0079
101.ch1	2 階小波轉換、 碼簿(32×8)	9.10	0.0076
	3 階小波轉換、 碼簿(16×16)	12.20	0.0090
	4 階小波轉換、 碼簿(8×32)	14.23	0.0116
220.ch1	2 階小波轉換、 碼簿(32×8)	8.85	0.0137
	3 階小波轉換、 碼簿(16×16)	11.75	0.0150
	4 階小波轉換、 碼簿(8×32)	14.10	0.0181
220.ch2	2 階小波轉換、 碼簿(32×8)	8.85	0.0053
	3 階小波轉換、 碼簿(16×16)	11.75	0.0057
	4 階小波轉換、 碼簿(8×32)	14.10	0.0055

原訊號與以三種方式重建後的訊號如圖 14 至圖 16 所示。由表 6 得知，大多數使用線性(Linear)方式重建的 PRD 值較小，為較優質的重建方式。

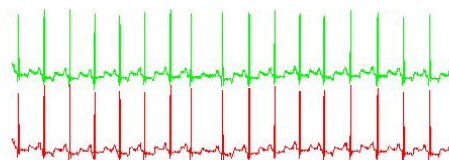


圖 14 原訊號(綠色)與代入插入法(紅色)重建後的訊號，及最下方差值(黑色)

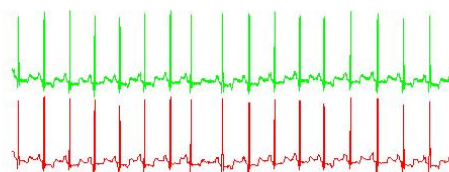


圖 15 原訊號(綠色)與線性插入法(紅色)重建後的訊號，及最下方差值(黑色)

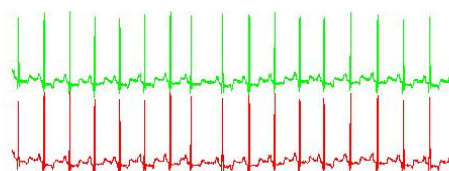


圖 16 原訊號(綠色)與平均插入法(紅色)重建後的訊號，及最下方差值(黑色)

使用非累贅取樣編碼壓縮法所得的 CR 和各種不同的重建方法所得的 PRD 值，如表 6。

表 6 非累贅取樣壓縮法的 CR 及 PRD 值

ECG	CR	PRD		
		代入法	線性法	平均法
100.CH1	3.0883	0.0085	0.0078	0.0101
101.CH1	2.9726	0.0091	0.0079	0.0100
220.CH1	3.3806	0.0274	0.0193	0.0190
220.CH2	3.2113	0.0065	0.0051	0.0057

4.3 討論

由實驗結果的壓縮比(CR)及均方根差百分比(PRD)值，可以明顯看出提議壓縮法的效能優於非累贅取樣壓縮法。就 CR 值而言，提議的壓縮法，平均約 11.64；非累贅取樣壓縮法，平均約 3.15，提議的壓縮法為非累贅取樣壓縮法 CR 值的 3.7 倍。而 PRD 值，提議的壓縮法，平均約 0.0094；非累贅取樣壓縮法，平均約 0.013，提議的壓縮法為非累贅取樣壓縮法 PRD 值的 0.72 倍。提議的壓縮法碼簿的大小對壓縮的效率及重建品質的好壞的影響：為碼簿越大，壓縮率越低，但重建品質越好；相較於非累贅取樣法，其壓縮率取決於設定門檻值的大小，門檻值愈大，壓縮率愈大，但重建訊號品質則會降低。

5. 結論

本文提出以小波轉換與向量量化為基礎的心電圖訊號壓縮演算法，利用整數小波轉換將原訊號轉換為整數的係數，只需透過算數的移位和加法的運算，不必經乘法運算，可減少大量系統運算的時間；使用特徵向量抽取所產生的碼簿可增加向量量化的效能。經實驗證實我們提出方法具有很好的壓縮效能；當與其他先進壓縮方法比較，在相同的重建品質(PRD)條件下，提出的方法壓縮比(CR)較非累贅取樣編碼法約高 3.7 倍。

參考文獻

- [1] H. J. Kim and C.C. Li, "Lossless and Lossy Image Compression Using Biorthogonal Wavelet Transforms with Multiplierless Operations," *IEEE Trans. on Circuits and System-II: Analog and Digital Signal Processing*, vol.45, no.8, pp.1113-1118, Aug. 1998.
- [2] A. R. Calderbank, I. Daubechies, W. Sweldens, and B. L. Yeo, "Wavelet transforms that map integers to integers," *Applied and Computational Harmonics Analysis* 5, no. 3, pp. 332-369, 1998.
- [3] Y. Linde, A. Buzo, and R. M. Gray, "An Algorithm for Vector Quantizer Design," *IEEE Trans. on Communications*, vol.28, no. 1, pp.84-95, Jan. 1980.
- [4] W. H. Equitz, "A New Vector Quantization Clustering Algorithm," *IEEE Trans. on Acoustics, Speech and Signal Processing*, vol.37, no.10, pp.1568-1575, Oct. 1989.
- [5] M. Ishijima, S. B. Shin, G. H. Hostetter, and J. Sklansky, "Scan-Along Polygonal Approximation for Data Compression of Electrocardiograms," *IEEE Tans. on Biomedical Engineering*, vol.30. no. 11, pp.723-729, Nov. 1983.
- [6] S. M. S. Jalaieddine, C. G. Hutchens, R. D. Strattan, and W. A. Coberly, "ECG Data Compression Techniques-A Unified Approach," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 37, no.4, pp.329-343, Apr. 1990.
- [7] S. G. Miaou and S. N. Chao, "Wavelet-Based ECG Compression Using Dynamic Vector Quantization with Tree Codevectors in Single Codebook," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 49, pp. 671-680, Jul. 2002.
- [8] S. G. Miaou and S. N. Chao, "Wavelet-Based Lossy-to-Lossless ECG Compression in A Unified Vector Quantization Framework," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 52, no.3, pp.539-543, Mar. 2005.
- [9] A. Bilgin, M. W. Marcellin, and M. I. Altbach, "Compression of Electrocardiogram Signals using JPEG2000," *IEEE Trans. on Consumer Electronics*, vol. 49, no. 4, p. 835, Nov. 2003.
- [10] P. A. Chou, T. Lookabaugh, and R. M. Gary, "Optimal Pruning with Applications to Tree-Structured Source Coding and Modeling," *IEEE Trans. on Information Theory*, vol. 35, no. 2, pp. 299-315, Mar. 1989.
- [11] 戴顯權, 資料壓縮(Data Compression), 紳藍出版社, 2002.