

應用混合式編碼於動態醫學影像之壓縮

葉進儀 蕭嘉贊 張浚銘 傅家啓

大葉大學工業工程學系
彰化縣大村鄉山腳路 112 號

摘要

隨著科技的進步及發展，醫療影像數位化已經受到許多專家學者的重視，藉由資訊的量化、無失真影像壓縮與傳輸的技術、數位化資料儲存、再配合電腦輔助診斷系統，如此能提供專業醫師在診斷上能有一快速及正確的診斷參考，藉以避免醫療延遲及資源的浪費，提高遠距醫療的診斷價值。本研究結合離散小波轉換、三角形區塊比對於動態影像壓縮技術、及算術編碼來消除或縮減在磁振造影影像中，任一或多種的重複性，以得到資料壓縮的效果，而達到符合網路化的需求，以期對影像的傳輸與儲存有更大助益。在研究中以數位化的左心室磁振動態影像資訊和腦部功能性磁振動態影像資訊作為壓縮的實例，並以高峰訊號雜訊比（peak signal-to-noise ratio, PNSR）值和壓縮比率（compression ratio, CR）來作績效的評估，實驗結果發現透過此研究架構來對醫學動態影像壓縮，可得到一極佳之 PSNR 值和 CR 值。

關鍵詞：動態影像壓縮，磁振造影影像，高峰訊號雜訊比，壓縮比率

Using Hybrid Coders for Dynamic Medical Image Compression

JINN-YI YEH, JIA-ZAN SHIAO, JUN-MING CHANG and JA-CHIH (J. C.) FU

*Department of Industrial Engineering, Da-Yeh University
112 Shan-Jiau Rd., Da-Tsuen, Changhua, Taiwan*

ABSTRACT

During the current decade, many researchers have focused on the application and development of digital medical images. Because of the deployment of data quantification, lossless image compression, digital data retrieval, and computer-aided diagnosis systems, doctors can diagnose a patient quickly, easily, and correctly, even from a long-distance clinic. Therefore, image-compression techniques become increasingly important in digital image processing. In this study, a novel hybrid coder is developed for dynamic medical image compression. The kernel techniques include discrete wavelet transformation (DWT), triangle-block matching algorithms, and arithmetical coding to reduce temporal redundancy and to achieve a favorable lossless compression rate. The experimental design has two data sets, one of which is dynamic magnetic resonance images (MRI) for the human left ventricle. The other set is functional magnetic resonance images (fMRI) for the human brain. The peak signal-to-noise ratio (PNSR) and the compression ratio (CR)



are used to evaluate the performance of this approach. The experimental results show that the PNSRs and CR for both cases are primed by applying the proposed method.

Key Words: dynamic medical image compression, magnetic resonance image, peak signal-to-noise ratio, compression ratio

一、前言

影像壓縮的原理是要去除影像中多餘的部份來減少資料容量，因此一種壓縮方式的優劣與被壓縮資料本身的特性相當有關係，需要根據待壓縮資料的特性結構選擇合宜的方式才可以有效壓縮資料。所以隨著醫學影像的種類不同，造影方式的改變，直接或間接都會改變影像儲存與傳輸系統中壓縮方式的改變，故必須由影學影像的特性和壓縮的本質探討，來滿足不同影像的需求，找尋一個合適壓縮方式的策略。而磁振造影影像（magnetic resonance image, MRI）在醫學上常用來顯示出腦部的結構、新陳代謝、內部組織及器官的功能，是一種非侵入性相當安全觀察身體組織的方法，其取得技術已被廣泛的應用在大腦皮質、心臟、及功能性磁振造影影像（functional magnetic resonance image, fMRI）上。但由於所取得之影像通常紀錄有在空間上及時間上大量的資訊，因此形成所謂動態的影像或視訊影像，所以其壓縮方式較其他的醫學影像形式複雜。然而在臨床上已被廣泛地使用，所以磁振造影影像的壓縮方式，已成為今日醫療影像數位化中，不容忽視的問題。

在傳統的視訊動態壓縮技術中，如 H.263、MPEG-4 等 [3, 15]，常藉由固定區塊比對（block-based matching algorithms），應用位移評估與位移補償來減少動態影像中各方相間的多餘性，但利用傳統的區塊位移補償技術於磁振造影影像並不恰當的。因動態的磁振造影影像間存在著大量的變動像素，所以若要以傳統的區塊比對方式套用於磁振造影影像的壓縮上是不適當的。本研究結合三角形區塊演算法、重要係數鏈結分析、及算術編碼之動態影像壓縮技術，來消除或縮減在磁振造影影像中任一或多種的重複性，以期得到資料壓縮的效果，圖 1 為本研究之系統架構圖。本篇論文共分五節，除第一節前言外，第二節為文獻探討，第三節為動態影像壓縮演算法，在此將介紹整個動態影像壓縮架構及其編碼過程，第四節為實驗設計與結果分析，最後一節為結論。

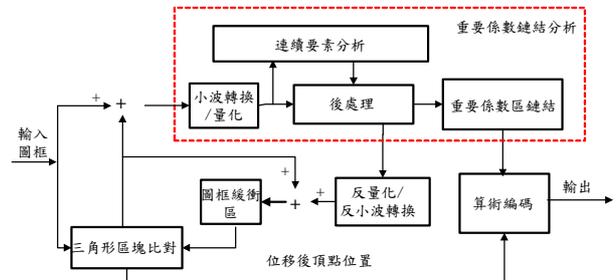


圖 1. 系統架構

二、文獻探討

一般影像壓縮的技術可分為資訊保留與資訊消耗兩大類。第一類方法對影像歸檔（如有關法律與醫療紀錄的保存）特別有用，它不允許在壓縮和解壓縮過程中有任何資訊損失，因此被稱為無失真（lossless）影像壓縮；第二類的方法有較大的資料縮減量，但復原影像與原始影像有一些差異，此種資訊消耗的影像壓縮方法常用在廣播電視、電傳會議及傳真通訊中，因為這些應用允許有一定的誤差來提高壓縮性能，所以被稱為有失真（lossy）影像壓縮。在各種壓縮技術中，小波轉換為常用的一種前處理工具，小波是將函數定義成有限的區間且擁有一個平均值為零的值。小波轉換的基礎理論是以疊置的區域作為小波基礎函數，這個基礎函數（子區域）是從一個原始小波區塊（母區塊）藉由擴張或收縮和轉移而來的。以下將就無失真影像壓縮技術、離散小波轉換之壓縮方式、及動態影像壓縮法之相關研究逐一探討：

（一）無失真影像壓縮技術之相關研究

Howard 和 Vitter [7] 提出算術編碼演算法，這個方法被使用來將資料分解成一連串的事件，盡可能使用較小的位元將這些事件編成碼，它的用意是用較短的編碼字來取代較多的可能事件。這個演算法使用精確的機率事件來得到一個最佳化的壓縮；Smith [16] 發展一種資料壓縮編碼的形式叫變動長度編碼法（run-length encoding, RLE），它是基於資料編碼的簡單原則，這個原則是每個流動資料形成相同的資料值（循環值稱為一個 Run），例如，連續的重複資料值被計算數目和單一值取代，RLE 是一種無失真的壓縮技術，它



能被容易且快速的使用；霍夫曼碼 (Huffman code) [17] 屬於可變長度編碼的一種技術，它意味著對資訊源符號作個別編碼時，分別以不同長度的編碼字表示。這個編碼字的方式有助於減少編碼重複性來達到壓縮的目的，霍夫曼碼能減少編碼重複性是基於不同符號有不同的發生率，這個事實有助於減少編碼重複性。在資料壓縮過程中，符號出現率越高的所編的字碼越短，相對地當符號發生率越低所編的字碼越長。然而我們不能防止較長編碼字的發生，因為它們出現較小的機率將對最佳化的編碼有所幫助。

Jeong 和 Jo [9] 提出一個接近合適的二維離散餘弦轉換係數的霍夫曼碼係數來對影像作壓縮處理，這個方法是利用自我調整多重的霍夫曼編碼簿來對量化轉移編碼的係數。它整合了利用區塊的類型，量化步驟的大小，和 zig-zag 掃描方式來作為編碼簿的選擇決策。對於稀有的編碼符號，作者使用可變長度的編碼方式；Jeon et al. [10] 根據區域符號統計發展出三種霍夫曼編碼方式，來作為對有效被運用之前所定義的編碼簿。第一種方法是動態修改符號－編碼字的關聯，它不須重建本身的霍夫曼樹。第二種方法是從產生最小位元數的集合中選擇合適的編碼簿；而上述兩種方法的綜合則為第三種方法。Hu 和 Chang [8] 提出一個新的無失真影像壓縮方法，它包含了兩階段架構。第一階段是線性的預測器，它被使用於未經處理影像資料的非相關性。第二階段是發展一個有效的計畫，這個計畫是使用霍夫曼編碼方式針對殘餘的影像編碼來進行處理。

(二) 以小波轉換為基礎的壓縮相關研究

Calderbank, et al. [5] 提出一個建立整數的反小波轉換，這些反向的整數到整數的小波轉換是有助於無失真的影像壓縮編碼。這個方法的主要概念是基於分解小波轉換因子至提昇的階層，因此允許整數小波轉換的建構，這個建構是個可行性的技術常被應用於建構小波，透過反覆的更新程序來建構子頻帶；Munteanu, et al. [12] 使用四元樹編碼方式來發展一個以小波為基礎的壓縮技術，這個方法有效的利用內部頻帶區域資訊。這個演算法產生一個無失真壓縮後的資料流，維持其品質層級，且容許對感興趣的區塊 (region of interest, ROI) 作編碼；Bilgin, et al. [4] 提出一個由反整數小波轉換和位元水平層級編碼器所組成的整個層級影像編碼器。位元水平層級編碼器是由作者所發展出來的，它適用於 JPEG-2000 確認模式。這個編碼器能將不同的特徵透過二進位元的資料流作傳輸，且達到預期能容納的資料流量。

Yoo 和 Jeong [18] 發展出一個為線性－階段雙矩形小波轉換作統一整合的架構，這個架構包含四個階段：切割、預測、更新和正規化。使用兩個參數，訊號相依方法統一整合成眾所周知的整數到整數的轉換；Shapiro [14] 發展出一種對離散小波轉換後係數編碼的方法，名為 EZW (embedded zerotree wavelet)，其主要目的是為了對影像做有效的壓縮。此法利用門檻值來對離散小波轉換後係數做判斷，並對判斷為重要係數做編碼處理；Said 和 Pearlman [13] 提出一種名為 SPIHT (set partitioning in hierarchical trees) 的壓縮方式，此種壓縮方式是 EZW 的改良版，所以 SPIHT 的許多觀念是沿襲 EZW 而來。且 SPIHT 無論在壓縮效果與壓縮碼所佔的空間都比 EZW 來的好；重要係數鏈結分析 (significance-linked connected component analysis, SLCCA) 是由 Chai et al. [6] 提出一套影像壓縮方式，與 EZW 及 SPIHT 相同，都有用到離散小波轉換的技術來將數位影像由空間域轉換成頻率域，主要是以量化、建構重要係數及重要係數區鏈結的三種技術來對重要係數做壓縮編碼。

(三) 動態影像壓縮的相關研究

ITU-T [3] 的動態影像壓縮方式，名為 H.263，它是透過傳統的區塊比對方式，求得位移評估、位移補償，然後運用離散餘弦轉換 (discrete cosine transformation, DCT) 變換和“Z”字形掃描流程編碼，得到輸出碼流。且 H.263 已得到國際公認標準；MPEG-1 (motion picture experts group) [1] 於 1990 年被發展出，它是以位移評估、位移補償技術來對影像進行編碼，並以輕鬆簡易及資料量少的方式，能提供 352 * 240 解析度，為早期視聽傳播領域提供一可靠的技術；MPEG-2 [2] 於 1994 年所提出，它繼承 MPEG-1 的基礎理論，更進一步的改進畫質，提供了 720 * 480 高解析度的畫質，且壓縮率更好，為資訊提供了更大的儲存空間；而 MPEG-4 [15] 採用新一代的壓縮理念，將畫面上的文字、背景及圖型，統一制定規範標準，以物件為基礎的方式來壓縮畫面，達到最有效率的壓縮方式，提供使用者在網際網路上傳送資料；Mohsenian 等人 [11] 提出一種三角形區域演算法來對動態影像壓縮做處理，它不使用往常的方形區塊來進行比對，而是運用三角形的區塊方式，並提出一種新的位移評估方式，使得壓縮效果更好。



三、動態影像壓縮演算法

本研究之目的在於尋求一個高壓縮率且低失真率的動態影像壓縮問題模組，其主要系統架構由三種壓縮技術所組成，分別為重要係數鏈結分析、三角形區塊演算法、及算術編碼。重要係數鏈結分析用在動態影像之第一張影像壓縮；三角形區塊演算法用在第二張以後影像之比對壓縮；而算術編碼將上述兩種壓縮資訊，加以使用數字編碼技術再壓縮，其為大眾所熟知之方法，因此以下將只針對前二種技術加以介紹。

(一) 重要係數鏈結分析技術

1. 離散小波轉換

離散小波轉換的運算有水平分割及垂直分割二個程序，轉換過程分別敘述如下：第一次水平分割為以水平方向由左至右的順序，取出空間域影像的相鄰兩像素，作相加、相減運算，然後分別儲存。如圖 2 所示， A 、 B 、 C 、 D 分別代表影像中相鄰四個像素，取出 A 與 B ，將這兩個點做相加 ($A+B$) 及相減 ($A-B$)，然後分別儲存結果於右邊陣列中；取出 C 與 D ，做相加 ($C+D$) 及相減 ($C-D$)，然後也儲存在右邊陣列中；相加的集合部分就是這張影像的低頻部分，以符號 L 來表示；相減集合的部分就是這張影像的高頻部分以符號 H 來表示。

第一次垂直分割為將第一次水平分割所產生的結果，依照垂直方向由上至下取出係數做相加、相減運算，儲存方式也是由上至下的儲存，如圖 3 中 A 、 B 、 C 、 D 分別代表四個係數，取 A 係數及 A 下方的 B 係數，做相加、相減的運算；相加的集合是低頻中又計算出來的低頻，所以以 LL 來表示；而相減的集合是低頻中的高頻，所以以 LH 來表示；同樣的，取 C 係數及 D 係數做相加與相減的運算，相加的集合是高頻中又計算出來的低頻，所以以 HL 來表示；而相減的集合是高頻中的高頻，所以以 HH 來表示。

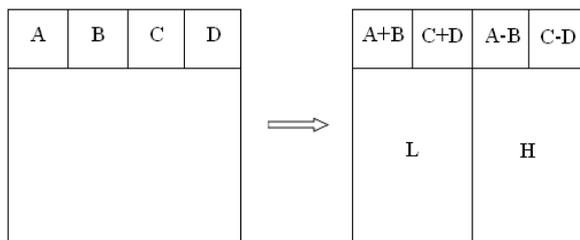


圖 2. 水平分割示意圖

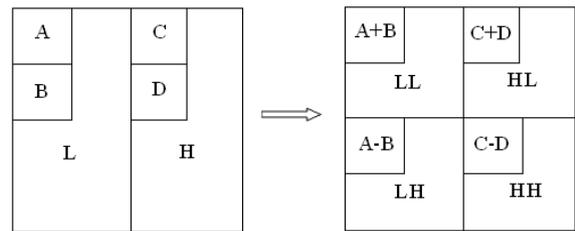


圖 3. 垂直分割示意圖

完成以上第一次水平分割及第一次垂直分割後，這樣算是第一階的離散小波轉換；我們可對 LL 部分再做一階離散小波轉換動作，以完成第二階的離散小波轉換，以此類推，即可依需求取得 n 階的離散小波轉換結果。

2. 重要係數鏈結分析編碼

重要係數鏈結分析 (SLCCA) 引用的技術主要的有三種，分別為『量化』、『建構重要係數之連續要素』、『重要係數區之鏈結』。首先 SLCCA 要對離散小波轉換後的係數進行量化動作，此動作的主要目的是將原來資料的取樣值變小，以便讓日後做壓縮動作時能有好的編碼效果，除此之外，利用建構重要係數與重要係數區鏈結來對量化後的係數做進一步壓縮處理。以下將詳細介紹 SLCCA 之編碼方式：

- (1) SLCCA 的量化：在做量化動作之前，需設定一個量化值 Q ，對於 Q 值的選擇是由影像壓縮比率來決定的， Q 值越大，則量化後的重要係數越少，故影像壓縮比例越高，影像壓縮後所佔儲存空間就越小； Q 值越小，則量化後的重要係數越多，影像壓縮比例越低而影像壓縮後所佔儲存空間就越多。如何找到一個適當的 Q 值，這須由使用者去衡量。若應用在醫學影像上，影像訊號品質的好與壞，主觀上皆應由專科醫師鑑定，因為每筆訊號皆隱藏著病理，影響勝鉅，非一般人所能判讀。當設定好 Q 值，將離散小波轉換後的係數依序取出除以 Q 值，若有餘數則無條件捨去；然後 SLCCA 將所得到的數值放回離散小波轉換結果中原本的位址上。SLCCA 將量化後的係數分為等於 0、大於 0、小於 0 三類；對於 SLCCA 而言，大於 0 及小於 0 的量化後係數都是重要係數；反之，等於 0 的量化後係數則為不重要係數。在未來壓縮時，SLCCA 將努力保護重要係數的存在及完整性，至於不重要的係數，SLCCA 則會盡量避免儲存它們，以節省儲存的空間及傳送的時間。



(2) 建構重要係數之連續要素：SLCCA 觀察發現，經量化後的重要係數值往往會有叢聚 (clustering) 的現象。也就是說，重要係數的上下左右通常也都是重要係數；而且這種現象在同一頻帶中最常見；如果我們能有效的利用這種叢聚的現象，針對一個叢聚的重要係數們，僅紀錄少部分的資料，避免一個個係數的儲存，如此必可大量減少影像壓縮後的資料量。這就是 SLCCA 建構連續要素的基本目的與觀念。建構連續要素的詳細步驟如下：

針對某一個頻帶，首先從此頻帶上找一個重要係數(非 0 的值)為基礎點當作一個鍵值 (seed)，以此鍵值為中心點，依照『上右下左』的順序先掃描一次周圍的係數，同時紀錄是否為重要係數。SLCCA 規定，當遇到重要係數時以符號 *S* 紀錄之，遇到非重要係數時以符號 *I* 紀錄之；例如假設某個鍵值的右側係數也是重要係數，但其它上下左側的係數都是非重要係數，SLCCA 對於這個鍵值會紀錄下 *ISII*。相反的，假設紀錄內容為 *SSII*，這表示某一個重要係數之上的係數及右邊的係數是重要係數，而其下面的係數及左邊的係數是非重要係數。

SLCCA 紀錄完目前鍵值周圍位置後，如果周圍有重要係數，會再以其為中心點，依上述規則，搜尋該點的上右下左位置的係數，同時紀錄是否為重要係數，依此類推，直到頻帶上重要係數完全被群聚且紀錄才停止，如此一個重要係數的群聚就被找出來了，接下來 SLCCA 會再以同樣的方式搜尋下一個頻帶。以圖 4 來說明建構連續要素時的搜尋順序，假設以黑點為中心點，要找此頻帶內的重要係數，那麼 SLCCA 會依照『上右下左』的順序，也就是依照編號中 1234 的順序搜尋黑點的周圍，並將搜尋的結果紀錄下來。但並非每一個頻帶中的重要係數皆是相鄰的，不過在小波轉換特性的統計上，幾乎皆有重要係數相鄰之特性，故做建構連續要素，對於資料壓縮上，能達到很好的壓縮效果，且對資料不會產生任何的失真，可百分之百的還原。

(3) 重要係數區鏈結：以離散小波轉換中四位元樹 (quadtree) 的架構而言，假設某一重要係數 *A* 的父親節點 (parent) 也同時是另一重要係數 *B* 的父親，也就是說，如果有兩個重要係數 *A* 及 *B* 的父親節點是同一個如圖 5 所示。假如 *A* 與 *B* 不同時屬於同一叢聚，則 SLCCA 稱這種由 *A* 經過共同父親節點而找

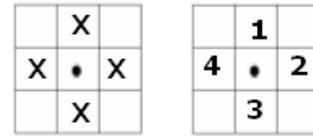


圖 4. SLCCA 搜尋順序說明圖

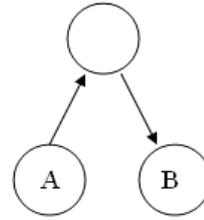


圖 5. 重要係數區鏈結之關係圖

到 *B* 的鏈結為『重要係數區鏈結』。

圖 6 是重要係數區鏈結的一個範例，請觀察在圖中左下角的重要係數 2，它的父親節點為 5，同時以 5 為父親節點的還有重要係數 3，值得注意的，2 與 3 皆是重要係數，它們雖屬於同一頻帶，但它們分別屬於不同叢聚，因此 SLCCA 稱 2 與 3 間有重要係數區鏈結的存在。

基本上重要係數區鏈結與建構連續要素設計的目的相同，都是為了減少量化後係數的儲存資料量，只不過建構連續要素是針對同一頻帶內的重要係數做壓縮，重要係數區鏈結是針對不同頻帶間的重要係數做壓縮。以圖 6 為例，如果我們能利用係數 5 來找到重要係數 2 與 3 的話，那我們就可以不用紀錄叢聚一與叢聚二的鍵值了，儲存的資料量自然就減少了。

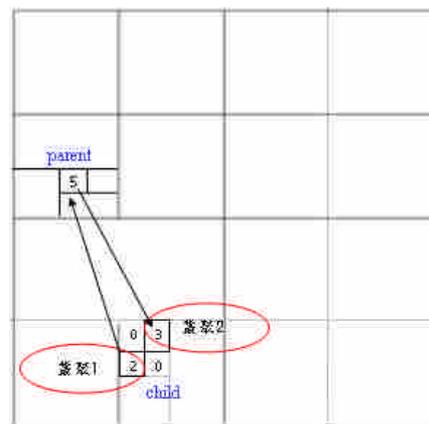


圖 6. 重要係數區鏈結之範例圖



3. SLCCA 之壓縮編碼演算法

在說明 SLCCA 編碼演算法前，須先定義一些 SLCCA 之規定：在 SLCCA 中，*POS* 代表係數值大於 0 的重要係數，*NEG* 代表係數值小於 0 的重要係數，而 *LINK* 代表重要係數區鏈結的產生。SLCCA 還有其他的規定，例如 SLCCA 掃描頻帶的順序是以 N 字形來做掃描，同一頻帶內的掃描順序則是以 Z 字型來作掃描的順序。

除了上述規定，SLCCA 的演算法中有用到三個串列 (list)，其定義如下：

- (1) *LSO* (list of scan order)：此串列是 SLCCA 存放待檢視係數的位置，一開始會將離散小波轉換後的係數作量化的處理，所得量化後的係數依順序取出，並放至於此串列中。
- (2) *LCC* (list of child clusters)：此串列是 SLCCA 存放重要係數之子孫位置，重要係數區鏈結的動作即是利用此串列來完成的；若 *LCC* 串列中有係數的話，那麼 SLCCA 會先處理 *LCC* 中的係數。
- (3) *LSC* (list of significant coefficient)：此串列是 SLCCA 存放鍵值的地方。將所有搜尋到的鍵值依搜尋順序存放，經過重要係數區鏈結技術，鍵值數量是最精簡，最後要傳送到解壓縮端的資料，*LSC* 串列中的資料是主要的一部分。

根據以上的規定與串列的定義，針對靜態影像壓縮，SLCCA 演算法描述如下。

【SLCCA 編碼主程式】

步驟 1：針對輸入的數位影像，SLCCA 首先利用離散小波轉換的技術將其轉換成頻率域的資訊。

步驟 2：量化，根據所設定的量化值 Q ，將離散小波轉換後所得到的係數值依序取出來除以 Q ，然後放回。

步驟 3：利用 SLCCA 規定的掃描順序掃描所有量化後的係數，並將掃描到的係數位置，即在係數表中的座標，依序存入 *LSO* 中。

步驟 4：針對叢聚進行編碼：

- (1) 將所有 *LSO* 中尚未編碼的重要係數取出，執行下列步驟 a 及 b 以開始一個新叢聚的編碼；令 (x, y) 為尚未編碼之重要係數的座標。
 - a：輸出座標 (x, y) ；此時的 (x, y) 代表目前處理叢聚的鍵值。
 - b：以 (x, y) 為參數呼叫副程式『編碼重要

係數』。

- (2) 接下來對目前叢聚所屬的子叢聚進行編碼；由於副程式『編碼重要係數』會把子叢聚的資料記錄在 *LCC* 中，故 SLCCA 開始對 *LCC* 中的每一個係數 (x, y) 進行編碼。

a：將 (x, y) 從 *LCC* 中移除。

b：令 dx 為 0 或 1； dy 為 0 或 1。

I：假如 $(x+dx, y+dy)$ 是一個重要係數且尚未編碼，則呼叫副程式『編碼重要係數』，並傳入 $(x+dx, y+dy)$ 。

II：假如 $(x+dx, y+dy)$ 是一個不重要係數且尚未編碼，則輸出 *ZERO* 符號。

步驟 5：最後，SLCCA 會將所有重要係數的座標記錄在 *LSC* 中；故我們可以根據這份資料來對重要係數進行編碼，然後輸出。

【SLCCA 之副程式：編碼重要係數】

步驟 1：根據參數 (x, y) 的座標，判斷 (x, y) 的係數值是否大於 0；若大於 0，則輸出 *POS*；否則輸出 *NEG*，同時將 (x, y) 放置在 *LSC* 的最後面。

步驟 2：假如 (x, y) 是一個父親節點，且它有子孫是重要係數，而且尚未編碼過，則 SLCCA 做以下動作來設定重要係數區鏈結：

(1) 輸出一個特殊符號 *LINK*，代表鏈結 (x, y) 的子孫。

(2) 將 (x, y) 中 x 及 y 分別乘二，即得到 $(2x, 2y)$ ，放置在 *LCC* 中等待後續的處理。

步驟 3：在同一個頻帶中，將 (x, y) 所屬叢聚中的所有重要係數編碼，其作法如下：

(1) 令 dx 為 0+1 或 -1； dy 為 0+1 或 -1。

(2) 假如 $(x+dx, y+dy)$ 是一個重要係數且尚未編碼，則呼叫副程式『編碼重要係數』，並傳入 $(x+dx, y+dy)$ 。

(3) 假如 $(x+dx, y+dy)$ 是不重要係數，則輸出 *ZERO* 符號。

SLCCA 的基本精神是利用副程式『編碼重要係數』來編碼整個叢聚，同時利用遞迴紀錄目前處理叢聚的子叢聚於 *LCC* 中，以等待後續處理。在上述的處理中，SLCCA 會陸續輸出重要係數的結構資料出來，同時紀錄重要係數的位置；當整個重要係數結構資料輸出後，SLCCA 再輸入所有



紀錄重要係數的編碼結果。綜合上述 SLCCA 的編碼程序，如圖 7 的流程圖所示。

4. SLCCA 之解壓縮程序

步驟 1：取得輸入字串、重要係數值的資訊。

步驟 2：將圖框內所有的起始係數設為零。

步驟 3：按所得輸入字串順序依序將資訊取出，並判斷取出的資訊；若取出的資訊為座標則將此座標紀錄在 LSC 字串；若取出的資訊為 LINK 則將位於 LSC 字串內最後面的座標內係數乘以 2，並紀錄於 LCC 字串內；若取出的資訊為 POS 則表示此資訊座標內的重要係數為正；若取出的資訊為 NEG 則表示此資訊座標內的重要係數為負。

步驟 4：以 LCC 字串內有係數先做處理的原則，重複步驟 3。

步驟 5：直接將取得的重要係數值一一對應到 LSC 串列。

(二) 三角形區塊演算法

1. 三角形區塊演算法之壓縮程序

三角形區塊演算法首先將相鄰兩圖框分割成三角形區域（分別以 frame(t-1) 及 frame(t) 代表前後兩張圖框），且各個三角形區域相等，如圖 8 所示。

第二步則須比對相鄰兩圖框三角形頂點位置，找出其各個頂點的位移向量，如圖 9 中之 $\vec{d}_a, \vec{d}_b, \vec{d}_c$ 所示。第三步則藉由取得的頂點位移向量（即 $\vec{d}_a, \vec{d}_b, \vec{d}_c$ ），透過下列算式即可

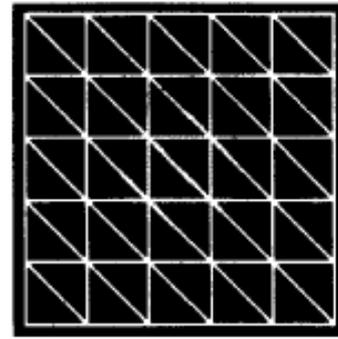


圖 8. 圖框分割示意圖

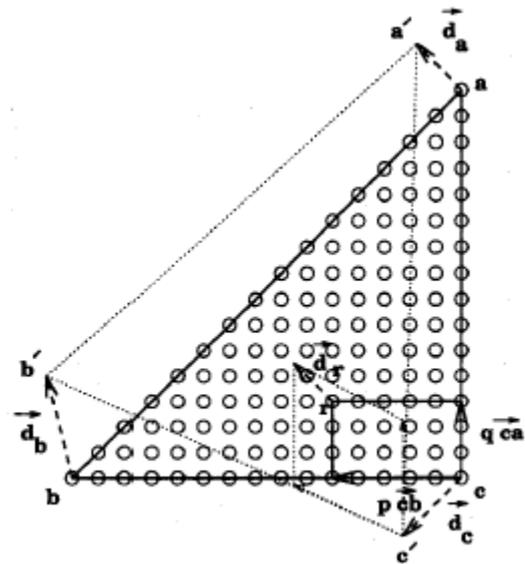


圖 9. 位移向量示意圖

計算出在三角形中的一點像素（以 r 表示，並以 (m_r, n_r) 表示為 r 點的座標）的位移向量（以 \vec{d}_r 表示）。

$$\vec{d}_r = (1-p-q)\vec{d}_c + p\vec{d}_b + q\vec{d}_a \quad (1)$$

其中 p, q 分別為 r 點至一頂點的水平與垂直距離，以圖 3 為例， p, q 分別為 r 點至 c 頂點的水平與垂直距離。

第四步則須運算 r' 點（即 r 點位移後之位置）的灰階強度，在此 r' 灰階強度為 r 點灰階強度，即

$$\tilde{S}(m'_r, n'_r, k) = S(m_r, n_r, k-1) \quad (2)$$

其中 m'_r, n'_r 分別為 r 點位移後之座標， $k, k-1$ 分別為第 k 及 $k-1$ 張影像圖框。若 m'_r, n'_r 不為整數，則 r' 灰階強度為

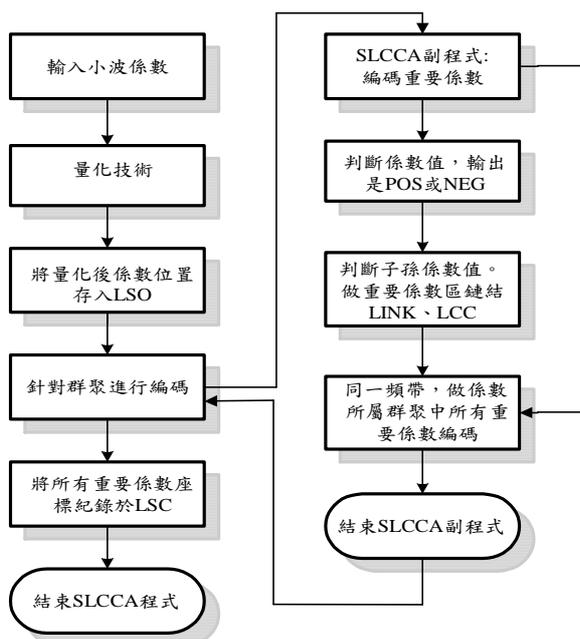


圖 7. SLCCA 之流程圖



$$S_{r'} = v[uS_C + (1-u)S_D] + (1-v)[uS_A + (1-u)S_B] \quad (3)$$

圖 10 為位移點灰階強度示意圖，其中 S_A 、 S_B 、 S_C 和 S_D 分別為 r' 周圍四個點的灰階值， u 為 r' 垂直線至 S_D 之距離， v 為 r' 至 $S_A S_B$ 線之垂直距離。第五步則須設定容許誤差值 e ，若 r' 灰階強度值與原圖此點灰階強度值之差值大於 e ，則不將圖框 ($k-1$) 中 r 點強度移至圖框 (k) 中 r' 點，並將這些位置座標紀錄之。最後則作位移補償，也就是將重建圖框中未填滿之像素點以原圖之像素點補滿，並依序紀錄這些座標之灰階強度值。重複上述動作，即為整個的三角形區塊演算法。

2. 三角形區塊演算法之解壓縮程序

步驟 1：透過所取得的資訊（即為位移後之頂點座標），求出各頂點位移向量。

步驟 2：利用各頂點位移向量計算出位移後三角形內之各個點的位移向量，並利用此位移向量取得各個點在位移後之座標。

步驟 3：運算各 r' 點的灰階強度。

步驟 4：利用取得的大於設定誤差值之座標，將這些座標內之灰階強度值移除。

步驟 5：依序將位移補償值填補於灰階強度空白之座標。

四、實驗設計與結果分析

在本研究中，我們以左心室 MRI 及 fMRI 作為測試影像資料，其第一張影像資料如圖 11 所示。壓縮程序為將第一張影像以 SLCCA 技術作壓縮，再以此圖框作為基礎，依序對第二張影像至最後一張影像分別以三角形區塊比對方式作紀錄，並將以 $8*8$ (pixel) 的等三角形區塊作比對，再

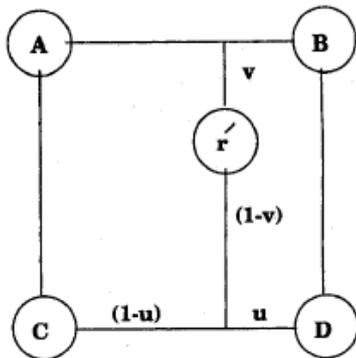
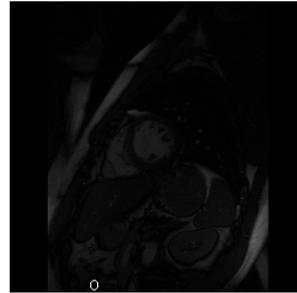
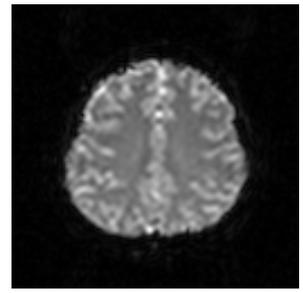


圖 10. 位移點灰階強度示意圖



(a) 左心室第一張 MRI



(b) 腦部第一張 fMRI

圖 11. 影像測試資料

分別將 SLCCA 壓縮資訊與各個區塊比對之資訊以算數編碼方式作壓縮。在此，我們以 PSNR (peak signal-to-noise ratio) 作為影像品質之績效評估準則，其計算方式如下：

$$PSNR = 20 \log_{10} \frac{255}{RMSE} \quad (4)$$

其中 RMSE 為重建圖框與原始圖框間像素強度值之均方差根。並以壓縮比 (compression rate, CR) 作為影像資訊量之評估準則，其計算方式如下：

$$CR = \frac{(D_b - D_a)}{D_b} \times 100\% \quad (5)$$

其中 D_b 為壓縮前圖框之資訊量， D_a 為壓縮後產生之資訊量。

(一) 實驗內容

步驟 1：使用 SLCCA 壓縮技術對首張左心室 MRI 圖框作壓縮。

步驟 2：分別以三角形區塊比對演算法及傳統的正方形區塊比對演算法作影像動態間之壓縮，進行影像失真率的測試。

步驟 3：使用算數編碼、霍夫曼編碼及 LZW 壓縮技術對 SLCCA 及三角形區塊比對演算法所輸出之字串，做再一次的壓縮量測試。

步驟 4：採用混合式編碼法對 fMRI 作壓縮，進行影像失真率及壓縮量的測試。

(二) 左心室 MRI 壓縮

1. SLCCA 壓縮技術

我們將使用首張左心室 MRI 圖框 (frame1) 作小波轉換，再以 SLCCA 壓縮技術作壓縮及解壓縮，其中將令 $Q=1$ ，以求得最佳之影像品質，重建後我們可得 PSNR 值為



55.1932。其重建圖框如圖 12 所示。

2. 三角形區塊比對演算法及傳統的正方形區塊比對演算法

在此實驗設計中，以連續的左心室磁振動態影像作為實驗資料。在三角形區塊比對方面，首先，以 SLCCA 技術解壓縮後之圖框作為重建基礎圖框，依序對圖框 1~16 分別以 8×8 (pixel) 的等三角形區塊作比對，以找出位移頂點座標並紀錄之。接著再利用位移頂點的資訊將圖框作重建，並將大於誤差值 e 之座標灰階強度值移去，所得一重建的圖框影像如圖 13(b)，在此實驗中，誤差值 e 設定為 25，由實驗所得。最後進行位移補償，即可得一完整圖框影像如圖 13(c)。如此反覆運作，所得一連串解壓縮圖框。在正方形區塊比對方面，在壓縮過程中，我們以 8×8 (pixel) 的正方形區塊作比對，來求得區塊位移向量及位移補償值。影像在透過正方形區塊比對方式後，以位移向量所重建之圖框影像如圖 14(b) 所示，在做完位移補償後所得解壓縮之圖框影像如圖 14(c) 所示。如此反覆運作，即可得一連串解壓縮圖框。

在圖框影像失真率的績效評估方面，實驗測試結果，三角形區塊比對方式所得之平均 PSNR 值為 30.2117 ± 0.1147 ；方形區塊比對方式所得之平均 PSNR 值為 14.3821 ± 1.1153 。由此可知，透過三角區塊比對方式所得之 PSNR 值遠超過傳統方形區塊比對方式所得之 PSNR 值。換句話說，三角區塊比對方式有著較佳之成效。

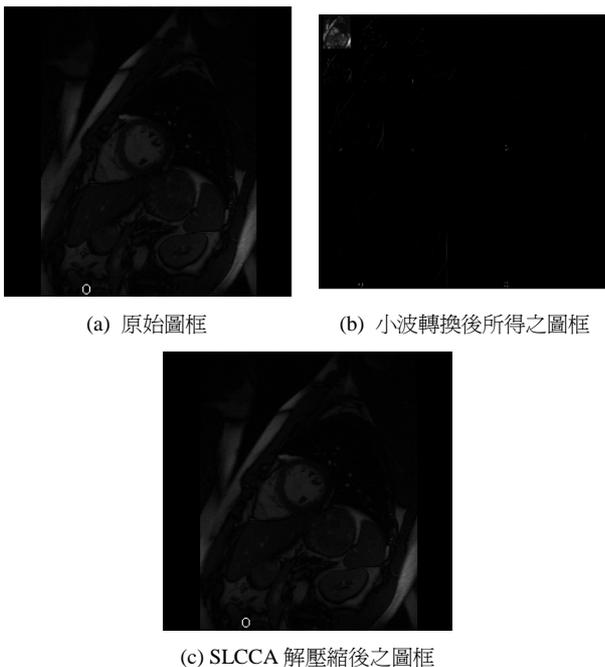


圖 12. SLCCA 壓縮及解壓縮圖

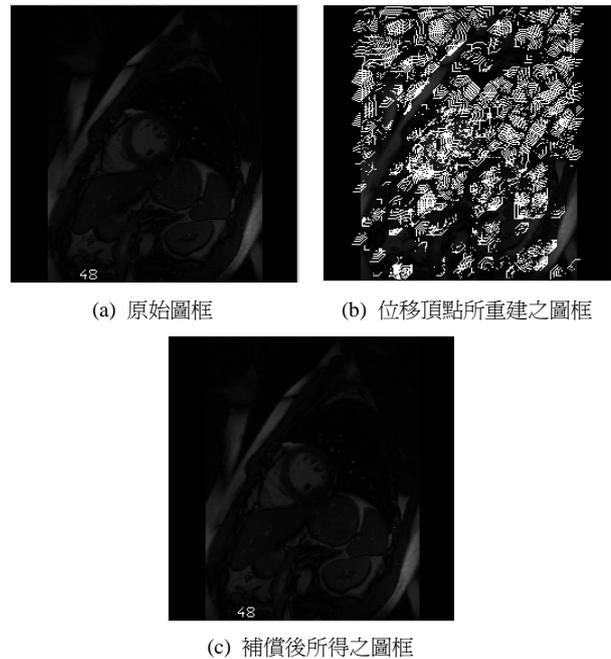


圖 13. 三角形位移頂點重建及補償後之影像

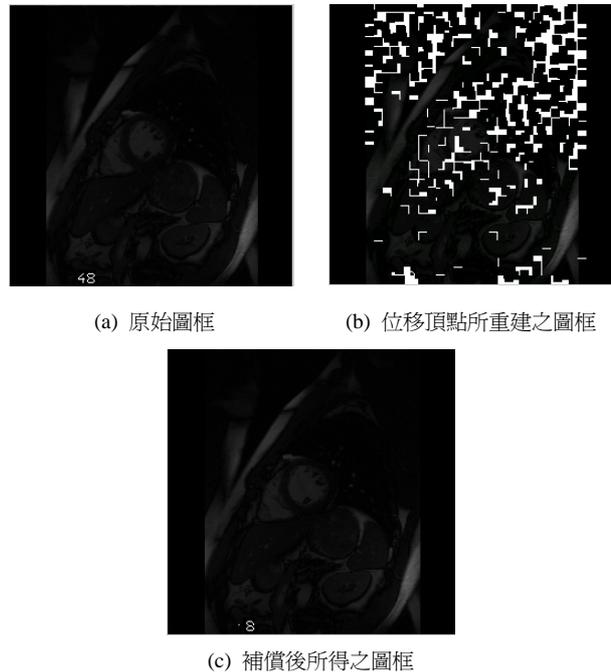


圖 14. 方形區塊位移頂點重建及補償後之影像

3. 算術編碼、霍夫曼編碼及 LZW 編碼壓縮技術

我們分別使用算術編碼、霍夫曼編碼及 LZW 編碼壓縮技術來對 SLCCA 及三角形區塊比對演算法所輸出之字串與正方形區塊比對演算法所輸出之字串，做再一次的壓縮，並



藉此來衡量評估算術編碼、霍夫曼編碼及 LZW 編碼三種壓縮編碼的壓縮量比率。測試結果發現，使用算術編碼方式對 SLCCA 及三角形區塊比對方式所輸出之字串作壓縮編碼所得之 CR 值為 71.31%，而霍夫曼編碼及 LZW 編碼分別為 57.72%、60.35%。在正方形區塊比對演算法方面，使用算術編碼方式所得之 CR 值為 88.26%，霍夫曼編碼及 LZW 編碼則分別為 82.10%、84.51%，如表 1 所示。由此可知，不論對三角形區塊比對方式或正方形區塊比對方式所輸出之字串的編碼，算術編碼都比霍夫曼編碼和 LZW 編碼有著更佳的壓縮效果。

(三) 腦部 fMRI 壓縮測試

我們取同一切面的時間序列 70 張之 fMRI 作為測試資

表 1. 壓縮率之比較

編碼方式 比對方式	霍夫曼編碼	LZW 編碼	算術編碼
三角形區塊比對	57.72%	60.35%	71.31%
方形區塊比對	82.10%	84.51%	88.26%

料，透過本研究所提出之混合式編碼演算法來作壓縮測試。測試結果顯示，fMRI 在透過 SLCCA 壓縮第一張影像部分，所獲得之 PSNR 值為 54.3811，在透過三角形區塊比對演算法部分，所獲得之平均 PSNR 值為 29.0121 ± 0.1760 ；在壓縮量方面，所得之 CR 值為 84.50%，其壓縮前後部份圖框影像如圖 15 所示。由此可知，本研究所提出之混合式編碼演算法對於醫學動態影像的壓縮有著一定的成果績效。

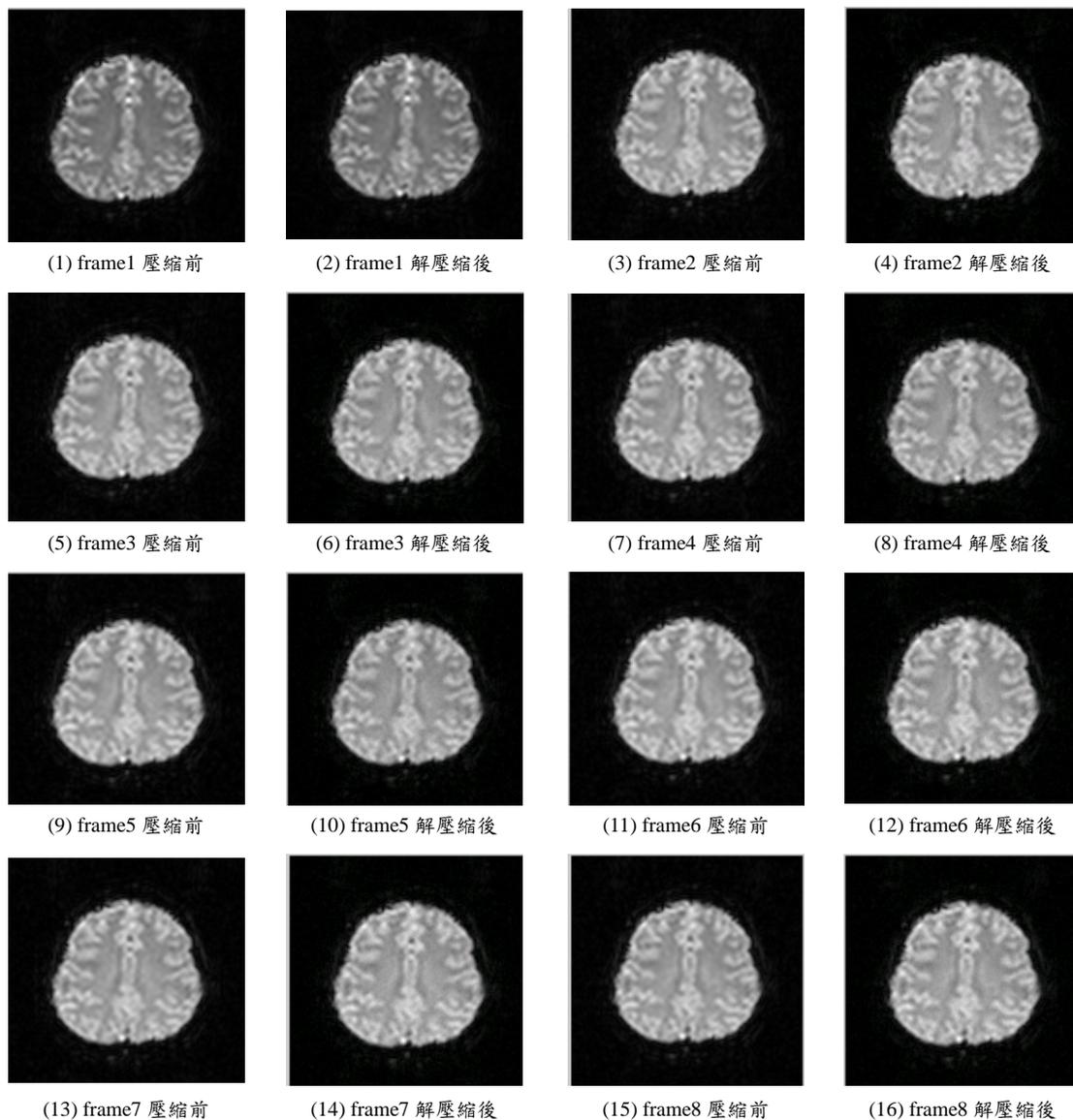


圖 15. fMRI 壓縮前後部份之圖框



五、結論

此次研究我們提出了結合小波轉換、三角形區塊比對方式和算術編碼之壓縮技術，不論在影像品質績效（失真率）或壓縮比率上，均有不錯的編碼成效。另外實驗結果也驗證了此技術在動態影像的壓縮上亦有不錯的表現，且在混合式編碼的過程中，我們亦可針對本身對於影像的需求，將量化值 Q 作適度的調整，例如在左心室心臟圖的壓縮過程中，我們可在不影響醫師的判斷基準之下，調整出一個最佳 Q 值，以取得符合需求的最佳輸出，也可以得到資料壓縮的效果。換言之，透過良好的 Q 值設定，壓縮的值與量之間能達到平衡。

最後在此我們對於未來研究方向給予如下的建議：（1）若要將醫學影像作前處理，如拿掉背景或只保留欲研究的部分（ROI）來進行壓縮，則將會有更好的壓縮結果；（2）針對 PSNR 值、CR 值及壓縮處理的時間，與市售商用軟體來作比較，並進而衡量其績效。

誌謝

國科會補助計畫，NSC 91-2745-P-212-001。

參考文獻

- Anonymous (1993) Coding of moving pictures and associated audio for digital storage media up to about 1.5 Mbit/s. *Technique Report*, ISO/IEC IS 11172 (MPEG-1).
- Anonymous (1994) Generic coding of moving pictures and associated audio. *Technique Report*, ISO/IEC DIS 13818 (MPEG-2).
- Anonymous (1996) Video coding for low bit rate communication. *ITU-T Draft Recommendation H.263*.
- Bilgin, A., P. J. Sementilli, F. Sheng and M. W. Marcellin (2000) Scalable image coding using reversible integer wavelet transforms. *IEEE Transactions on Image Processing*, 9(11), 1972-1977.
- Calderbank, R. C., I. Daubechies, W. Sweldens and B. L. Yeo (1998) Wavelet transforms that map integers to integers. *Applied and Computational Harmonic Analysis (ACHA)*, 5(3), 332-369.
- Chai, B. B., J. Vass and X. Zhuang (1999) Significance-linked connected component analysis for wavelet image coding. *IEEE Transactions on Image Processing*, 8(6), 774-784.
- Howard, P. G. and J. S. Vitter (1992) Analysis of arithmetic coding for data compression. *Information Processing and Management*, 28(6), 749-763.
- Hu, Y. and C. Chang (2000) A new lossless compression scheme based on Huffman coding scheme for image compression. *Signal Processing: Image Communication*, 16, 367-372.
- Jeong, J. and J. M. Jo (1995) Adaptive Huffman coding of 2-D DCT coefficients for image sequence compression. *Signal Processing: Image Communication*, 7, 1-11.
- Jeong, B., J. Park and J. M. Jo (1998) Huffman coding of DCT coefficients using dynamic codeword assignment and adaptive codebook selection. *Signal Processing: Image Communication*, 12, 253-262.
- Mohsenian, N., A. Nosratinia, B. Liu and M. T. Orchard (1995) Adaptive entropy constrained transform coding of magnetic resonance image sequences. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 42(6), 2309-2316.
- Munteanu, A., J. Cornelis, G. V. der Auwera and P. Cristea (1999) Wavelet image compression—the quadtree coding approach. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 3(3), 176-185.
- Said, A. and W. A. Pearlman (1996) A new, fast, and efficient image codec based on set partitioning in hierarchical trees. *IEEE Transactions on Circuits and System for Video Technology*, 6(3), 243-250.
- Shapiro, J. M. (1993) Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 41(12), 3445-3462.
- Sikora, T. (1997) The MPEG-4 video standard verification method. *IEEE Transactions on Circuits and System for Video Technology*, 7, 19–31.
- Smith, S. W. (1997) *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*, 481-502. California Technical Publishing, CA.
- Solomon, D. (1997) *Data Compression: The Complete Reference*, 62-82. Springer, NY.
- Yoo, H. and J. Jeong (2002) Signal-dependent wavelet transform and application to lossless image compression. *Electronics Letters 14th*, 38(4), 170-172.

收件：92.07.09 修正：92.09.03 接受：92.10.16

