

遠程醫療系統的影像壓縮與傳輸 Image Compression and Transmission for Telemedicine

楊東麟 高健雄
D.L. Yang, C.H. Kao

逢甲大學資訊工程研究所
Dept. of Information Engineering
Feng Chia University, Taichung, Taiwan

彭振興 溫嘉憲
C.H. Peng, C.H. Wen

台中榮民總醫院資訊室
Computer Center
Taichung Veterans General Hospital, Taiwan

摘要

遠距醫療的服務需要利用公眾或專屬的網路傳輸來提供遠端的專家會診，以達到節省成本、加速醫療時效以及資源共享的目的。遠端的醫生需要將病歷資料及影像傳送到對方的醫學影像儲傳系統上供雙方討論病人的病情，但是由於大量影像資料會造成嚴重的網路及儲存空間的成本負擔，所以我們針對一般診所可以接受之數據機撥接系統，來與遠端醫學影像儲傳系統的網路相連結，將現有醫學影像儲傳系統加以擴充以支援區域內的醫療診所。本研究提供一個經濟可行的系統模式，利用個人電腦配備及電話撥接線路為硬體基礎，配合動態離散餘弦轉換及減少差金字塔結構分解的漸進式傳輸編碼方式，使其適用於一般遠端診所的醫生能採行之醫學影像儲傳系統。

關鍵詞：遠距醫療、醫學影像儲傳系統、漸進式傳輸、影像壓縮

Abstract

To facilitate the function of telemedicine, public or private networks are used as transmission media for medical experts to exchange information and make timely diagnosis in separate locations. Patient's medical data including images can be accessed from the Picture Archive and Communication System (PACS) in any networked remote hospitals. The sharing of doctor's diagnostic experience and precious medical resources between the hospitals can lower the medical cost and provide better services. However, medical images take a large amount of storage space and put a heavy loading on the network performance. In this paper we propose a cost-effective system based on the low-cost personal computers and dial-up connection. The techniques of dynamic discrete cosine transformation and progressive reduced-difference pyramid coding are employed. With the use of adaptive data compression doctors can look up patient's medical information on-line at their homes or in remote clinics. The integration of our proposed

system with the PACS provides the function of telemedicine which can reduce the operation cost and increase the timeliness and effectiveness of medical services.

Keyword : Telemedicine、Picture Archive and Communication System、Progressive Transmission、Image Compression

1. 前言

遠距醫療(Telemedicine)是國家資訊基礎建設(Nation Information Infrastructure, NII)的主要應用項目之一。本篇論文的研究配合NII的發展，進行有關醫學影像儲傳系統(Picture Archive and Communication System, PACS)支援應用遠距醫療方面的探討。因為將醫學影像數位化之後將會產生大量資料，這些資料不但會佔用龐大的儲存空間和大量傳輸時間，且管理這些影像也會變成一項沉重的負擔。結合醫學影像與電腦的應用，使數位化影像如電腦斷層(Computed Tomography, CT)、核磁共振影像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)、超音波掃描(Ultra sound, US)及血管攝影(Angiographic)等皆可利用電腦設備進行儲存和讀取，並可透過各種功能的影像處理軟體，協助醫療人員提昇診斷的效能。近年來醫學影像儲傳系統的發展[1-3]，使得儲存與處理影像之電腦技術能結合成完整的系統，成為診療部門充分利用人力資源、加速處理時間與減少儲存空間的重要方法之一。我們希望能提供一個經濟可行的方案，利用目前廣泛流行的個人電腦配備及電話撥接線路為硬體基礎，讓一般遠端診所也能有效的使用影像儲傳系統。

事實上，如何在廣域網路上使用PACS系統，一直是國際間各醫療機構於規劃遠距醫療系統時首要解決問題之一。這些發展將會改變以前PACS必定是在大型醫院內部才實際可行的想法，並且由於目前台灣醫院分級制度的執行，病患在大醫院或造影中心造影，而醫生會需要在家或院外醫療診所去直接查詢患者的影像資料。由於PACS需要傳輸大量高解析度的醫學影像，我們現以一張影像大小為

512 x 512 x 8 bits的CT影像為例，透過28800 bps或是33600bps的數據機在電話線上不經任何影像的處理就傳送，各需費時72及62秒，加上平均每位病人有15至35張的影像，所需要的傳輸時間將會更久。因此，若使用傳統的作法，大部分的醫生將會無法接受時間上的延遲。

因此如何在現行的網路通訊架構下，以普及的電腦設備及網路連線使用醫院之PACS系統，就成為一個迫切的問題。我們希望設計的系統能架設在普及性高以及成本低的一般診所環境之下，所以將採用以個人電腦(PC)及數據機(Modem)為系統的基本硬體環境，來提出一個能夠有多重解析度之階層式影像分解的編碼方式，並且可以有效的做醫學影像的壓縮以減少資料量，使它能夠適合在低頻寬的網路上作交談式或漸進式的影像傳送，同時也能在可以接受的資料壓縮率中，得到好的影像重建品質，完成一套適用於醫學影像壓縮，而且能有互動傳輸功能的系統。

2. 相關研究

為了解決頻寬不足的傳輸問題，我們將採用二種技術加以克服：一是利用影像壓縮(Image Compression)的技術，以減少網路傳輸的資料量，使系統整體的傳輸效能增加。二是採用漸進式傳輸(Progressive Transmission)的編碼方式，配合使用者操作，使系統所需的回應時間加快。

2.1 醫學影像壓縮

醫學影像資料的壓縮技術主要可分為兩大類：失真性(不可逆性)壓縮及非失真性(可逆性)壓縮。失真性的壓縮技術可以達到較高的資料壓縮率，大約是10:1以上[4]，如DCT[5,6]、Full-Frame DCT[7,8]、Subband[9]及VQ[10,11]等。然而這些壓縮技術將會在影像上造成一些失真的情形，也就是說，這種方式允許少部分的資料遺失，但是對於醫生診斷相關的影像區域要保持高度的品質，達到讓醫生可以接受的程度。非失真性的壓縮技術常被應用在醫學影像上，它可以將壓縮過的原始影像完全地還原回來，所以不會有任何資料遺失的問題產生。但是相較於失真性壓縮而言，它的壓縮率偏低，壓縮比率大約是3:1[4]，如RLC[12]、DPCM[6]、HINT[4][17]及MAR[13,14]等。

2.2 漸進式影像傳輸

影像傳輸可以利用漸進式的特性，也就是配合使用者高度的互動特性來提供一個有效減少位元率的方式，它可以應用在遠距瀏覽(Telebrowsing)及一些低頻寬的傳輸上。因此，有一些編碼的方式應用在影像的漸進式傳輸方面[15,16]。一般較常使用的JPEG標準中也包含漸進式壓縮的模式，所呈現的傳輸效果是將影像由模糊到清晰，逐漸地逼近原始影像。這與一般JPEG的壓縮模式不同主要是

在於量化後傳輸資料的順序，傳輸的順序有下列兩種方式，一是先傳量化分量矩陣的DC分量，再分階段傳輸剩下的AC分量，這種方式稱為空間選擇(Spectral Selection)的漸進式模式。第二則是先傳輸所有的DC分量後，接下來傳輸所有的AC分量的前幾個bits(MSBs)，再傳輸後幾個bits(LSBs)，這種方式則稱為連續近似(Successive Approximation)的漸進式模式。

另外運用影像多重解析度的技術所產生的金字塔編碼結構也是常被使用在漸進式傳輸的影像編碼上。金字塔編碼的編碼結構，一般來說有幾種不同的模式：次取樣金字塔(Subsampling Pyramid)、平均金字塔(Mean Pyramid)、差值金字塔(Difference Pyramid)、減少差金字塔(Reduced-Difference Pyramid)等等。這些不同的模式有些是為了解決節點(Node)數大於像素點(Pixel)數的問題，有些模式則是運用於產生相鄰近的節點或是相鄰近的階層的差值上所做的改變[4][15]。

3. 系統設計

我們將設計適合於低頻寬的網路上能做漸進式醫學影像傳送為基礎的架構，在所能接受的資料壓縮率中求取較佳的漸進式影像重建品質，並且也能提供互動傳輸功能的系統。為了讓醫學影像可以達到漸進式的網路傳輸，且能有效的達到影像壓縮的功能，所以我們提出了一個適用於低頻寬網路的漸進式影像壓縮系統架構，如圖3.1。在編碼器中，我們將原始的醫學影像在做漸進式編碼前已經經過一些前置的處理，主要是希望能降低影像像素值的大小，使得可以得到一個較低的熵值。然後再經過一個有效的多重解析度之漸進式影像分解，這種做法，一方面可以達到影像漸進式處理的效果，另一方面也希望可以藉由影像的分解來降低像素點的相關性，以便為熵值編碼器提供一個更有效的編碼序列。最後再將經過前兩個階段處理的資料交由一個較佳的熵值編碼器來減少影像的資料量，以提高漸進式傳輸的效率。

而在解碼器中，我們將接收經由漸進式傳輸來的壓縮影像做熵值的解碼，進而重建漸進式影像。由於使用多重解析度的影像分解，重建漸進式影像時會得到不同大小解析度影像，為了讓醫生能有較好的漸進式視覺效果，所以將使用影像放大方式，把接收到不同解析度的醫學影像放大成原始影像的大小，以利醫生有較佳的診斷效果。這個漸進式的影像壓縮架構適用於失真性及非失真性的影像壓縮。在非失真性的壓縮上，只要不經過此架構的前置處理的步驟即可達到非失真性的影像壓縮結果。

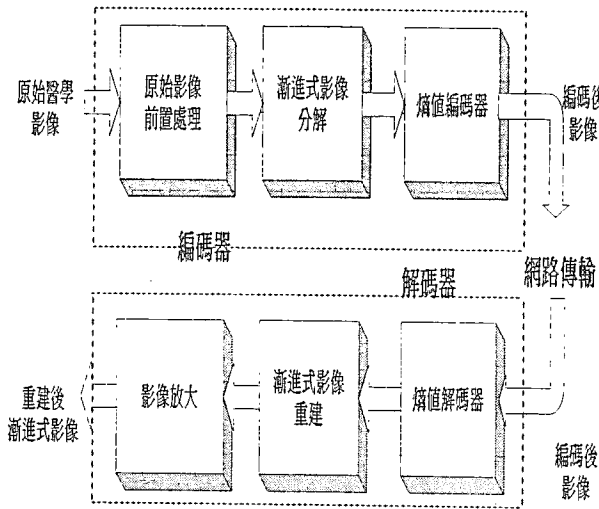


圖 3.1 系統架構

3.1 原始影像前置處理

將原始影像先作前置的處理，這可以使得在影像編碼上獲得兩個好處：第一，可針對所需要的醫學影像部分加以分離。第二，滿足以後編碼效能所需要的條件，也就是降低像素值的大小及相關性，使得在計算節點間的差值及平均值時，會有較小的值產生，換句話說，就是可以降低熵值(Entropy)。我們將採用影像轉換的做法，來減低計算時所產生的差值及平均值。

3.1.1 影像轉換

為了提高資料壓縮效能，一般而言，處理影像轉換時希望轉換的演算法能具有以下的一些特性：

1. 將影像內像素間的相關性打散，也就是將取樣間的累贅(Redundancy)去除。
2. 要有獨立於影像的取樣函數，否則隨著影像之不同而異，影像壓縮的效率就會因此降低不少。

根據上列的需求，可以找出滿足以上條件的一般轉換演算法為離散餘弦轉換(Discrete Cosine Transform, DCT)及離散傅立葉轉換(Discrete Fourier Transform, DFT)。但是我們採用離散餘弦轉換，其原因有二：

1. 經過離散傅立葉轉換的運算後，原先的一筆資料將會被轉換成一組實數的虛數對。簡單的說，就是經過轉換後會有兩倍的係數值出現；而離散餘弦轉換則只會產生一組實數結果。
2. 離散傅立葉轉換在高頻處有不連續的特性，以至於會有額外產生高頻的現象。而這些額外的高頻處會降低轉換的效率。離散餘弦轉換在高頻訊號處的能量比較低，故不會有此問題的產生。

3.1.2 轉換編碼

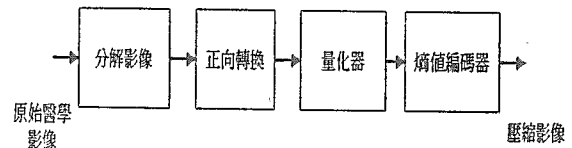


圖 3.2 轉換編碼之編碼器架構

在圖 3.2 轉換編碼的編碼器架構中較重要的是如何去建立分解影像，也就是該如何決定 DCT 的方塊大小。雖然一般的離散餘弦轉換都常用 8×8 的方塊，如 JPEG，但是這卻不一定適用於各式的醫學影像。所以在此論文中，在分解影像上我們嘗試使用各式不同的大小來找出符合較低像素值的相關性，及較小的熵值及動態節點值區域，我們將此方式稱為動態離散餘弦轉換(Dynamic Discrete Cosine Transform, DDCT)，也就是藉由 DDCT 轉換來評估各種不同的醫學影像與方塊的大小的相對應關係，找出何種影像適用於何種方塊大小。

而對大多數的應用而言，影像的分解使相鄰分解影像之間的重複性被減至可接受的程度，是故分解影像的維度是 2 的整數冪次，這是為了使得分解影像轉換的計算複雜性加以簡化。但是在使用 DDCT 時，值得注意的是方塊的大小會影響轉換編碼誤差以及計算的複雜度。在一般情形下，當方塊變大時，雖然壓縮的程度會增加，但是計算複雜度也會隨之增加。所以為了避免增加太多計算於影像的前置處理上，只討論較小方塊大小所產生的影響。而這裡的量化過程採用簡單的截短值(Rounded off)的方式。

3.2 漸進式影像分解

為了使醫生可以在低頻寬的電話網路上快速接收所需要的醫學影像，我們使用漸進式影像編碼的方式。在此所採用的方式為多重解析度階層的金字塔編碼，好處在於使用平均值所產生的金字塔結構，因為平均值本身就具有濾波器的效果，所以可以有效降低次取樣金字塔所產生的假頻現象。而且使用 2×2 方塊在運算上比較簡單，以及重建失真影像後的誤差會比較小。在 M. Goldberg 及 L. Wang[15]提出的各種不同形式的金字塔編碼法中，我們將使用效率較高，熵值較低的減少差金字塔結構(Reduced-Difference Pyramid, RDP)方式。

3.3 熵值編碼器

對於熵值編、解碼器的設計我們使用較高壓縮率的可變長度編碼法(Variable Length Coding, VLC)，並且使用統計模式的無失真編碼。因為統計模式編碼又可分為靜態及動態模式編碼。在系統中我們採用適合醫學影像壓縮的動態的編碼方式，也就是適性編碼方式。

這種方式可以直接產生統計資料而不需要像靜態模式一樣先要去分析一段具有代表性的資料，也就是先看過輸入的資料。適性式編碼模式做法是一面輸入被壓縮的資料、編碼，另一方面立即更新統計的資料。因為適性式模式一開始對資料的統計情形完全不知道，所以一開始並沒有辦法做很好的壓縮，但是大部分的適性式演算法在經過一段時間的更新模式之後就能很快地調整到適合的模式，並產生比較好的壓縮效果。也就是說，一個良好的適性式演算法可以加重最近輸入資料的權重值，以便很快的調整適合輸入資料的更新模式。不過在系統上以適性式編碼作為熵值編碼器時要考慮壓縮及解壓縮執行速度變慢的問題，所以要多考慮壓縮率與執行速度上的取捨。我們將使用一般常用的靜態霍夫曼編碼以及適性式霍夫曼編碼來針對不同醫學影像做比較，以求得較佳的熵值編碼器。

3.4 影像放大

由於使用多重解析度階層的減少差金字塔編碼，解壓縮時會得到不同大小解析度影像，為了讓醫生能有較好的漸進式視覺效果，我們使用影像放大之內插運算方式，來將接收到不同解析度的醫學影像放大成如原始影像大小的中間影像，以利醫生能有較佳的視覺效果，最重要的是不需要再額外增加傳輸網路的資料。

最簡單的內插函數是使用零次方的重新複製 (Repetition) 方式 [18]，即是 Nearest Neighbor，把影像鄰近的像素值作一個簡單的重新複製。這種方式的優點是速度快，由於均使用重複複製的結果，所產生的缺點則是影像會有明顯的方塊效應產生，造成還原醫學影像品質不佳情形。另一種方式就是使用較高次方的內插函數，這種方式無論在主觀或客觀的情形下，都可以比較有效的改善中間影像放大的效果。在高次方的內插函數中，一般常使用的是二次方的線性內插以及三次方的 B-spline 內插方式。在此研究中，我們使用 B-spline 轉換的內插法來求得所需的放大醫學影像，因為 B-spline 可以提供各次方的內插函數，對於放大的影像會有比較好的影像品質效果。我們將使用一般經常使用的零次方、一次方以及較具精密度的三次方 B-spline 內插法，比較其效果，以提供醫生在診斷時的參考依據。

4. 系統實作

本論文的研究是希望利用金字塔式影像分解編碼的方式，使得能適合在低頻寬的網路上作漸進式的影像傳送，同時也能在可以接受的資料壓縮率中，得到好的影像重建品質。根據前述的系統架構及內容設計，我們提出的低頻寬漸進式網路傳輸之金字塔編、解碼內容，如圖 4.1、圖 4.2。以下將就各個詳細步驟加以說明以及利用一些影像在各步

驟上做實際的測試。

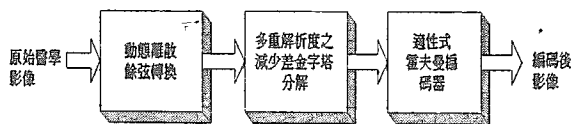


圖 4.1 系統編碼內容

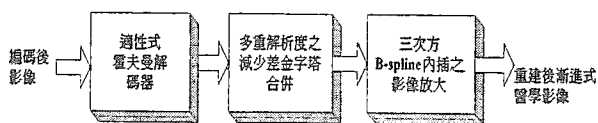
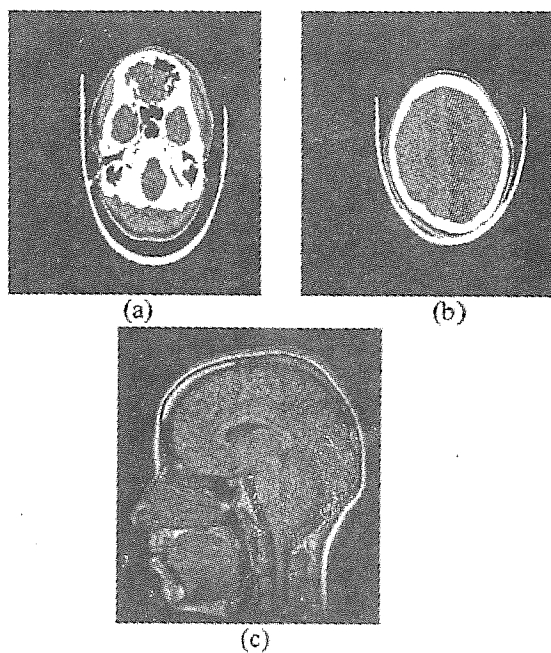


圖 4.2 系統解碼內容

4.1 動態離散餘弦轉換處理

在影像前處理，利用動態離散餘弦轉換的方式來使得在分解影像時使用各式不同的大小的方塊，來評估各種不同的醫學影像與方塊的大小及相對應的關係。當方塊變大時，計算複雜度會隨之增加，為了避免增加太多時間於影像的前處理上，我們使用 4×4 、 8×8 及 16×16 的方塊來測試不同影像找出適合的方塊大小。

首先設定 $1 \leq Quality \leq 25$ ，數值越小品質越高。然後將使用相同 DCT 的品質參數 ($Quality = 1$) 情形之下，來測試五張醫學影像，如圖 4.3，並且評估不同方塊大小對影像產生的影響。我們使用的測試影像，影像的大小為 $512 \times 512 \times 8$ bits。測試結果如表 4.1。



影像做放大的三種內插方式的效果。我們另外也使用非失真性編碼的方式做測試，以提供醫生在診斷上的參考。在我們的實驗裡，所使用的醫學影像為 512 x 512 x 8 bits 大小的二十張髖骨電腦斷層影像。

5.1 動態離散餘弦轉換測試結果分析

我們測試二十張髖骨的醫學影像，分別使用未經 DDCT 處理及經過 DDCT 處理的不同方塊大小之離散餘弦轉換的影像品質，如表 5.1 以及影像壓縮情形的比較，如表 5.2。因為篇幅關係，僅列出 B01、B05、B10、B15、B20 及平均值的數據。實驗結果顯示，在未使用 DDCT 影像的品質與使用 DDCT 的影像品質相差有限的情形之下，使用 DDCT 的漸進式影像的資料量，卻明顯的小於未使用 DDCT 的方式。我們以 DCT-4 為例，只要犧牲 0.57dB(未經過 DDCT 處理的影像 PSNR 平均值減去經過 DDCT 處理的影像 PSNR 平均值)的影像品質，就可將影像資料量多減少 1.657 倍，也就是影像壓縮效能可以提昇約 20.7%。這個效率的提昇有助於減少漸進式影像傳輸時所需要的時間。

5.2 影像放大實驗結果分析

我們使用多重解析度的減少差金字塔重建影像來評估三種內插方式的優劣。各種解析度重建影像經過三種 B-spline 內插法放大後所產生的中間影像的比較結果可由圖 5.1 所表示的數據看出，在客觀的影像品質差異，我們在系統中所使用三次方 B-spline 的內插法，可以使得先傳送到遠端診所的低解析度醫學影像放大後能有較佳的重建影像品質，以提供醫生在診斷時的參考。

轉換方式 測試影像	DDCT-4	DDCT-8	DDCT-16	Non-DDCT
B01	46.43	45.48	41.98	46.27
B05	46.22	45.09	42.03	47.02
B10	46.04	43.82	41.68	47.20
B15	46.30	44.10	42.05	47.10
B20	46.67	44.38	42.26	47.68
Average	46.43	44.34	42.18	47.00

表 5.1 使用經過 DDCT 與未經過 DDCT 處理的影像品質比較。單位：dB

5.3 非失真性壓縮結果分析

在非失真性的漸進式編碼做法上，就不使用有量化過程的動態餘弦編碼之影像前處理做法，而是直接進行漸進式金字塔影像的分解，並記錄所有的差值，再給熵值編碼器處理。在這裡由於省略影像前置處理的步驟，所以熵值編碼器改用壓縮率較高，但是速度較慢算術編碼的方式，以增加影像資料的壓縮率。非失真性壓縮的熵值結果將與適性式

JPEG(Adaptive JPEG, AJPEG)的非失真性壓縮法做比較。非失真性壓縮的熵值結果如表 5.3 所示。從表 5.3 中，本系統所使用的非失真性壓縮方式所產生的影像熵值明顯地小於 AJPEG 的方式，也就是說，本系統的方式可以有效地降低醫學影像的資料量，而且亦可提供多重解析度的漸進式傳輸模式。

轉換方式 測試影像	DDCT-4	DDCT-8	DDCT-16	Non-DDCT
B01	1.430	1.606	1.808	2.803
B05	1.833	1.942	2.050	2.613
B10	1.922	2.047	2.168	2.627
B15	1.796	1.929	2.044	2.669
B20	1.635	1.784	1.911	2.550
Average	1.729	1.865	2.008	2.694

表 5.2 使用經過 DDCT 與未經過 DDCT 處理的影像位元率比較

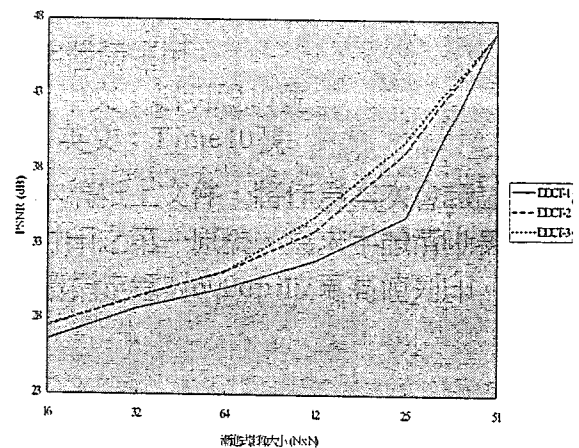


圖 5.1 經三種內插方式所產生的內插影像品質比較，其中影像的前處理採用 DCT-4 的方式

影像 方法	B01	B02	B03	B04	B05	B06	B07
AJPEG	3.163	3.331	3.313	3.303	3.203	3.173	3.191
本系統	3.150	3.198	3.172	3.170	3.041	3.042	3.042

影像 方法	B08	B09	B10	B11	B12	B13	B14
AJPEG	3.198	3.197	3.212	3.191	3.336	3.396	3.280
本系統	3.059	3.069	3.061	3.116	3.266	3.354	3.232

影像 方法	B15	B16	B17	B18	B19	B20
AJPEG	3.170	3.124	3.113	3.124	3.089	3.109
本系統	3.065	2.964	2.969	2.938	2.887	2.946

表 5.3 本系統的非失真性壓縮與 AJPEG 方式之熵值比較

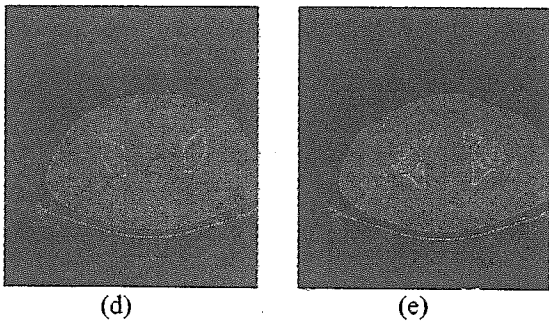


圖 4.3 測試影像(a)第 13 張頭顱電腦斷層影像 (b) 第 4 張頭顱電腦斷層影像 (c)頭顱核磁共振影像 (d)第 1 張腕骨電腦斷層影像 (e)第 12 張腕骨電腦斷層影像

在測試結果的分析上,我們使用一般在測試影像常用的PSNR(Peak Signal-to-Noise)方式來評估、判斷相對的重建影像品質。從DDCT的測試結果可以看出,以4x4方塊大小來做分解影像,對於所測的各式醫學影像均比使用8x8或16x16方塊大小的方式,更可以達到較高的影像品質,平均影像品質大約高出近2至9dB,如表4.2所示。雖然方塊越大,影像壓縮的倍率越高,但是我們在影像前處理時仍將選用高品質的轉換影像,以避免在減少差金字塔分解的時候,造成影像品質下降過多的問題。

	結果	MSE	PSNR	Bpp
	測試影像			
DDCT - 4	(a)	1.22	47.27	1.830
	(b)	1.09	47.76	1.680
	(c)	1.36	46.80	2.282
	(d)	0.74	49.44	1.407
	(e)	0.97	48.27	1.576
DDCT - 8	(a)	3.41	42.80	1.282
	(b)	2.79	43.67	1.092
	(c)	4.77	41.35	1.519
	(d)	1.16	47.49	0.798
	(e)	1.86	45.43	0.903
DDCT - 16	(a)	10.25	38.03	1.020
	(b)	7.82	39.20	0.836
	(c)	11.24	37.62	1.068
	(d)	2.00	45.12	0.599
	(e)	3.44	42.77	0.658

表4.1 DDCT之測試結果。其中DDCT - X表示使用方塊的大小為X x X。

測試影像 \ DDCT	DDCT-4	DDCT-8	DDCT-16
	(a)	9.24	4.47
(b)	8.56	4.09	1
(c)	9.18	5.45	1
(d)	4.32	1.95	1
(e)	5.50	2.84	1

表4.2 方塊大小對於DDCT轉換的影像品質差異,以DDCT-16的影像品質當成基數。單位: dB

4.2 多重解析度之漸進式影像分解

在漸進式影像分解程序上,根據所使用的減少差金字塔結構分解,我們可以得到一組可供漸進式傳輸的多重解析度醫學影像。我們可以利用這種影像透過網路,由低解析度影像進而傳輸較高解析度影像,經由影像放大之後,使得醫生在診斷可以決定影像最後所需傳輸的結果,也就是說,讓醫生可以決定所要傳輸的最後影像品質。

4.3 適性式熵值編碼器

我們利用圖 4.3 顯示的影像資料做為測試影像,來測試不同編碼模式情形下的熵值編碼器效果。兩種熵值編碼器與五種醫學影像所測試得到的結果,列於表 4.3。從這個實驗結果可以看出適性式壓縮方式與醫學影像的特性有一些關係。例如從(a)(b)頭顱電腦斷層影像及(c)頭顱核磁共振影像,這些相較於(d)(e)腕骨電腦斷層的影像來說,前者是比較複雜。所以可以看出靜態霍夫曼編碼與適性式霍夫曼編碼的壓縮率及執行時間差異在影像較不複雜的情形可以得到更好的效果,這是因為適性式霍夫曼編碼在平滑的影像上可以很快的調整適合輸入資料的更新模式。

測試影像 \ 方法	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)
靜態編碼器	1.357/2	2.012/1	1.533/2	2.430/2	2.196/2
適性式編碼器	1.466/3	2.271/2	1.679/3	2.809/2	2.615/2

表4.3 兩種霍夫曼熵值編碼器與醫學影像測試結果 (數值表示:壓縮率-倍數/執行時間-秒)

由於適性式霍夫曼編碼在編碼的時候需要作更新模式的動作,以至於執行時間會比靜態霍夫曼編碼來的多一至兩秒,但是所相差的執行時間有限,且可以從此得到一些壓縮率的提昇。所以根據壓縮能力以及執行時間的綜合考量,我們採用適性式霍夫曼編碼的方式來作為此系統的熵值編碼器。

5. 實驗結果分析

在系統的實驗測試中,將測試醫學影像使用動態離散餘弦轉換的結果,以及比較將漸進式的中間

6. 結論與未來展望

本研究是希望經由低頻寬的電話網路及數據機，讓在院外醫療診所的醫生能夠透過個人電腦就可以迅速的線上查閱患者資料，並且藉由漸進式的影像傳送，以減少成本及時間上的浪費。我們提出一個將漸進式的編碼資料結構實作在醫學影像儲傳系統之架構，且利用此架構來建置一個適合於大量醫學影像資料儲傳的編碼和壓縮之處理系統，以提供遠距醫療之用。雖然目前的系統雛形可以得到一個不錯的實驗效果，但是仍有待加強之處：

(一)適用於金字塔分解的偵錯功能：因為我們在多重解析度影像分解上採用金字塔的編碼方式，這種使用階層式的分解架構在傳輸時特別要考慮傳輸錯誤的情形否則一個編碼的傳輸錯誤，就可能造成連續的解碼錯誤，而浪費重新傳輸的時間。

(二)介面設計與影像格式：雖然整合醫學影像儲傳系統的介面只需要將新增的功能加入即可，不過每一個診所都必須裝有此種特殊的系統介面，否則就無法接收一般含有特殊格式的影像。針對這一點，國外已經提出 DICOM 3.0 的醫學影像標準格式。未來也可以直接針對 DICOM 3.0 的影像格式設計一個外掛(Plug-in)至常使用的全球資訊網瀏覽器之應用程式，以提供比較廣泛的運用。

(三)Region of Interest(ROI)的改進：由於受限於 2×2 方塊的金字塔分解結構，所以在實作上難以使用不規則變化的 ROI 方式。不過我們可以在不改變系統架構的情形之下，在多重解析度分解時加以控制影像分解的順序，也就是說，將醫生認為較重要的醫學影像區域先做影像分解的程序，優先編碼傳送到遠端的醫療地點，剩下的影像之後再由醫生決定是否繼續傳送。

參考文獻

- [1] S. Sinha, U. Sinha, H. Kangarloo and H. K. Huang, "A PACS-Based Interactive Teaching Module for Radiologic Sciences," *American J. of Roentgenology*, vol. 159, pp. 199-205, 1992.
- [2] 李三剛、溫嘉憲，"醫院電腦化影像儲存及傳輸系統—台中榮民總醫院的經驗"，當代醫學 21卷5期413-422頁，1994。
- [3] 黃樹棍、李三剛、楊晴雯、溫嘉憲，"急診電腦斷層影像存取與通信系統"，中華放射線醫學雜誌19卷2期165-172頁，1994。
- [4] S. Wong, L. Zaremba, D. Gooden and H.K. Huang, "Radiologic image compression-A Review," *Proc. IEEE*, vol. 83, no. 2, pp. 194-218, 1995.
- [5] H. MacMahon, K. Shigeru, S. M. Montner, et al., "Data compression: effect on diagnostic accuracy in digital chest radiography," *Radiology*, vol. 178, pp. 175-179, 1991.
- [6] W. G. Chen and S. C. Tai, "Medical image compression by adaptive DCT with classification," *Chinese J. Med. Biol. Eng.*, vol. 12, no. 2, pp. 219-231, 1992.
- [7] S. C. Lo and H. K. Huang, "Compression of radiological images with 512, 1024 and 2048 matrices," *Radiology*, vol. 161, pp. 519-525, 1986.
- [8] K. K. Chan, S. L. Lou and H. K. Huang, "Full-frame transform compression of CT and MR images," *Radiology*, vol. 171, pp. 847-851, 1989.
- [9] 戴顯權、王駿發、林錫璋，"用於醫學影像儲存及傳輸系統之臨床影像分頻編碼"，行政院國家科學委員會專題研究計劃成果報告，1994。
- [10] E. A. Riskin, T. Lookabaugh, P. A. Chou and R. M. Gray, "Variable rate vector quantization for medical image compression," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 9, no. 3, pp. 290-298, 1990.
- [11] P. C. Cosman, C. Tseng, R. M. Olshen, et al., "Tree-structure vector quantization of CT chest scans: image quality and diagnostic accuracy," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 12, no. 4, pp. 727-739, 1993.
- [12] J. Liu and M. W. Engelhorn, "Improvement in the locally optimum run-length compression of CT images," *J. Biomed. Eng.*, vol. 12, pp. 108-110, 1990.
- [13] M. Das and S. Burgett, "Lossless compression of medical images using 2-D multiplicative autoregressive models," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 12, no. 4, pp. 721-726, 1993.
- [14] 陳作典、張瑞峰，"用於醫學影像上的可調適 MAR 模式壓縮法"，國立中正大學資訊工程研究所碩士論文，1996。
- [15] M. Goldberg and L. Wang, "Comparative Performance of Pyramid Data Structures for Progressive Image Transmission," *IEEE Trans. Commun.*, vol. 39, pp. 540-548, 1991.
- [16] Y. C. Lin and S. C. Tai, "A 4-level pyramid coder on Medical images," *Chinese J. Med. Biol. Eng.*, vol. 12, no. 2, pp. 207-218, 1992.
- [17] P. Roos and M. A. Viergever, M. C. A. van Dijke, and J. H. Peters, "Reversible intraframe compression of medical images," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 7, no. 2, pp. 328-336, 1988.
- [18] Jim Z. C. Lai, "Image enlargement/reduction for image-based virtual reality," *Images and Recognition*, vol. 3, no. 5, pp. 52-59, 1996.