

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

生物醫學影像處理教學及研究發展系統 研究成果報告(精簡版)

計畫類別：個別型
計畫編號：NSC 96-2516-S-216-001-
執行期間：96年08月01日至97年07月31日
執行單位：中華大學生物資訊學系

計畫主持人：林志陽
共同主持人：荊宇泰
計畫參與人員：碩士班研究生-兼任助理人員：謝統文
碩士班研究生-兼任助理人員：廖紹宇
碩士班研究生-兼任助理人員：郭柏妮

處理方式：本計畫可公開查詢

中華民國 97 年 11 月 29 日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫 成果報告
 期中進度報告

(計畫名稱)

生物醫學影像處理教學及研究發展系統

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 96-2516-S-216-001-

執行期間：2007年8月1日至2008年7月31日

計畫主持人：林志陽

共同主持人：荊宇泰

計畫參與人員：謝統文 廖紹宇 郭柏妮

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告 完整報告

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

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、
列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權， 一年 二年後可公開查詢

執行單位：中華大學生物資訊系

中華民國 2008 年 9 月 30 日

計畫摘要

本計畫發展一套適合生醫影像演算法的開發、程式的發展及電腦輔助教學(CAI)的系統，如此生醫影像處演算法的研究人員能夠專注於演算法的研究開發而不需要耗費大量的時間來完成基礎影像程式來達成前後處理程序。在教學上更可以使用本系統作為生醫影像處理課程的教學，藉由本系統的即時處理，讓學生明瞭各種影像處理演算法的處理前後差異。對於研究生來說，這個系統可以加快研究生及研究人員進入生醫影像處演算法的研究與發展領域，對於研究效能的改善，更是有莫大的助益。

前言

生物及醫學的結果經常以影像的方式來呈現，而醫生、生物學家及研究人員常要分析這些影像，藉由電腦的幫助可以加快診斷及研究的效能，但是生醫影像處理演算法的研究牽涉到影像處理、計算幾何、統計及圖學等許多領域的技術，為了完成一個特定的生醫影像處理演算法，經常需耗費大量的時間來完成許多基礎的影像處理及圖學等相關程式以便達成前處理及後處理程序，而無法專注於核心演算法的開發。對於教學而言，生醫影像處理技術牽涉許多艱澀的理論，對於 3-D 生醫影像而言更是難以憑空想像，如果有一套系統能夠即時觀看處理前後的即時變化，不僅可以增進學生學習的興趣更可以讓艱澀的理論更容易懂。另一方面對於研究生及研究人員來說，生醫影像處理研究的入門門檻極高，要達成一個特定的生醫影像處演算法，經常需要耗費大量的時間來完成許多基礎的影像處理及圖學等相關程式以便達成前後處理程序，而無法專注於核心演算法的開發。

研究方法

以下說明系統的架構，生物醫學影像種類繁多，從 1-D 影像到 3-D 影像都有，再加上時間則為 4-D 影像，因此在架構上我們設計成一個支援 X, Y, Z (Slice), 及 T(Frame, Time) 等 4 軸的系統，可以處理從 1-D 至 4-D 的影像。此外生醫影像的格式也很多，一個像素所佔的位元組有一個位元組、兩個位元組或是浮點數，而有效位元數更是從 1 個位元至 16 個位元都有。此外生物醫學影像的資料通常很龐大，所以對於記憶體的管理要滿足以下目標：

1. 可適用於**任意大小**的 4-D 影像格式，
2. **任意格式** (例如 1 Byte、2 Bytes、或浮點數等)，
3. **速度快**

因此在整個系統架構的設計上，記憶體的管理相當重要，要能滿足各式各樣的生醫影像，又要兼顧系統的效能，因此整個系統架構的開發包含記憶體管理、影像處理函式架構、影像顯示架構、影像檔 I/O、使用者介面等部份，以下將分別對這幾部份做說明。

記憶體管理

一. 影像記憶體的配置：

為了達成上述條件，採用以下方式來配置記憶體：

1. 採用動態記憶體配置方式配置多維矩陣
2. 採用 C++ 的樣板(template)指令宣告
3. a. 雖然物件有許多優點，但是因為影像記憶體太過龐大，所以使用基本資料型態，而不使用一個 Pixel 為一個物件的方式配置記憶體。
b. 避免太過小塊的記憶體配置，以免增加記憶體配置及回收所耗費的時間，及造成記憶體碎塊。

例如：採用 `Image_Buffer[T][Z][X*Y]` 的方式來配置 4-D 記憶體，其中以 1-D (`[X*Y]`) 來模擬 2-D (`[X][Y]`) 的矩陣，並調換維度的順序，則所需的記憶體區塊為僅為 `T*Z` 塊，若宣告為 `Image_Buffer [X][Y][Z] [T]` 則需要 `X*Y*Z*T` 個記憶體區塊。

二. 影像記憶體的實際配置方法：

採用 template 及 動態記憶體配置：

```
template < class memType >
memType ***IP::allocArray4DT( memType ****MemType, int X, int Y, int Z, int T )
{
    memType ***Image_Buffer = new memType **[T];

    for( int t=0; t<Z; t++ ){
        Image_Buffer[t] = new memType *[Z];
        for( int z=0; z<Z; z++ ){
            arrayBuf[t][z] = new memType[X*Y];
        }
    }
    return Image_Buffer;
};
```

來達成任意大小任意型態的 4-D 矩陣 `Image_Buffer[T][Z][X*Y]`，其示意圖如 Fig. 1 所示：

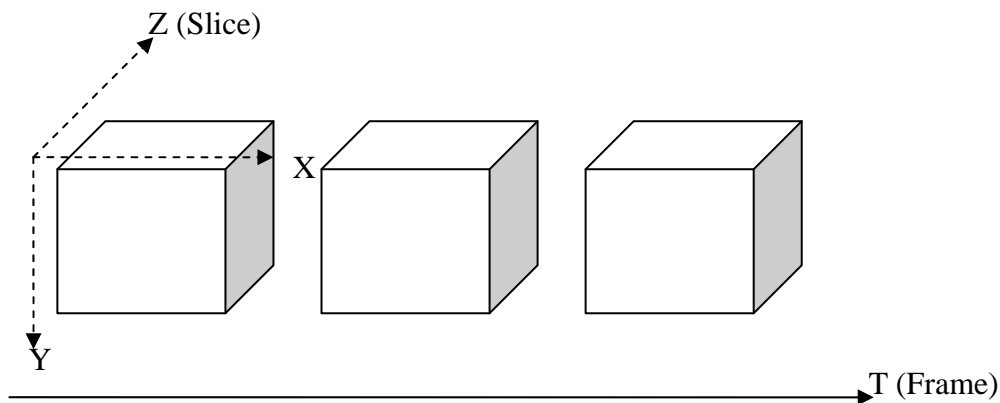


Fig. 1. 4-D Image Buffers

三. 影像處理記憶體(Image Buffers)函式庫:

提供 1D 到 4D 的記憶體管理機制, 例如

1. 記憶體配置
 2. 記憶體回收
 3. 記憶體搬移
 4. 記憶體複製
- 等函式庫。

四. 優先使用的工作記憶體(Work Buffers):

為了讓記憶體能更有效利用, 減少頻繁的記憶體配置及回收, 所以利用記憶體管理函式庫配置了幾個優先使用的工作記憶體, 如下:

```
orgBuffer    // 儲存原始影像的記憶體, 這塊記憶體一般是唯讀的不作改變,
sourBuffer   // 儲存運算前影像,
destBuffer   // 儲存運算後影像,
tmp1Buffer   // 第一暫時影像記憶體,
tmp2Buffer   // 第二暫時影像記憶體
```

其中 orgBuffer, sourBuffer, destBuffer, 及 tmp1Buffer, 是最常用的工作記憶體, 這幾個工作記憶體, 都可被轉換顯示記憶體(Display Buffer)顯示到螢幕上, 方便觀看運算結果。

此外還定義了幾個優先使用的浮點運算 Buffer 等, 不過這些都是有用到時才會配置。

優先使用記憶體有一個特色那就是經常使用到, 所以一旦記憶體被配置以後, 不使用時並不會立刻做回收(Free)的動作, 要等到程式結束才會一起回收, 以增加執行效能。

影像處理函式架構

生醫影像通常資料量非常龐大, 所以如果每次都要完整處理整個影像, 將非常耗時, 例如一個心臟電影圖(Cine Angiogram), 為包含時間軸的一連串 2D 影像, 通常在做演算法研發時僅需對其中一張 2D 影像作處理即可, 待演算法確定後再處理完整影像, 如此可以加快研發速度。因此將重複性程式寫成獨立的副程式, 並可由 GUI (Graphic User Interface), 來決定僅處理一張或全部處理, 以下將說明最常見的 2-D 及 3-D 影像處理架構, 對於 1-D 影像亦可類推。

2-D 影像:

大部分的影像處理運算是 2-D 運算, 而對於 2-D 影像來說, 4-D Buffer 可以看成是 T*Z 張 2-D 影像, 因此對於 2-D Function 可寫成如下形式:

```
template <class frameType>
void doFunction_lfrT (frameType *input_Buffer, frameType *output_Buffer)
{
    ...
};
```

對於 4-D Buffer 則藉由 frNo 及 slNo 來決定是否處理所有 T*Z 張 2-D 影像，當 frNo 為 0 時處理所有的 Frames，slNo 為 0 時計算所有的 Slices，若 frNo 及 slNo 為 0 時，則共處理 T*Z 張 2-D 影像，否則僅計算 Frame 為 frNo 或 Slice 為 slNo 的影像。

```
export template <class frameType>
void doFunctionT(frameType *input_Buffer, frameType *output_Buffer, , int frNo,
int slNo )
{
    int startSl = ( slNo==0 ) ? 0      : slNo-1;
    int endSl   = ( slNo==0 ) ? Slices : slNo;
    int startFr = ( frNo==0 ) ? 0      : frNo-1;
    int endFr   = ( frNo==0 ) ? Frames : frNo;

    for( int sl=startSl; sl <endSl; sl++){
        for( int f=startFr; f<endFr; f++){
            doFunction_1frT( input_Buffer[f][sl], output_Buffer[f][sl] );
        }
    }
};
```

3-D 影像：

部分影像處理運算是 3-D 運算，而對於 3-D 影像來說，4-D Buffer 可以看成是 T 張 3-D 影像，因此對於 3-D Function 可寫成如下形式：

```
template <class frameType>
void doFunction3D_1frT(frameType **input_Buffer, frameType **output_Buffer)
{
    ...
};
```

對於 4-D Buffer 則藉由 frNo 來決定是否計算所有 T 張 3-D 影像，當 frNo 為 0 時處理所有的 Frames，共處理 T 張 3-D 影像，否則僅處理 Frame 為 frNo 的一張影像。

```
template <class frameType>
void doFunction3DT(frameType *input_Buffer, frameType *output_Buffer, , int frNo )
{
    int startFr = ( frNo==0 ) ? 0      : frNo-1;
    int endFr   = ( frNo==0 ) ? Frames : frNo;

    for( int f=startFr; f<endFr; f++){
        doFunction3D_1frT( input_Buffer[f], output_Buffer[f] );
    }
};
```

影像顯示架構如 Fig. 5 所示，支援兩個 Image Buffer 以便做兩組影像的比較，Image Buffer 的資料會被直接轉換成比較適合於顯示卡顯示的 Display Buffer，如果是要顯示 3D 影像的 Rendering 則會經由 Volume Rendering 或 Surface Rendering 再轉換到 Display Buffer，再經由 Lookup Table 或 Color Palette (支援: Hot、HSV、Cool、Bone、Pink、Flag、Prism、Jet、Copper...等)及各類顯示轉換 (如: Gamma Correction、色溫調整等)後，再經由 Mix Function 決定同時顯示兩個 Image Buffer 的方法，最後再由 Double Buffer 來控制送到 Hardware Display Buffer 的資料後顯示在螢幕上，Double Buffer 的目的在於保證在顯示動態影像時，正在顯示的影像不會被更改到，免除造成閃爍(Fliker)現象，其架構圖如 Fig. 5 所示。

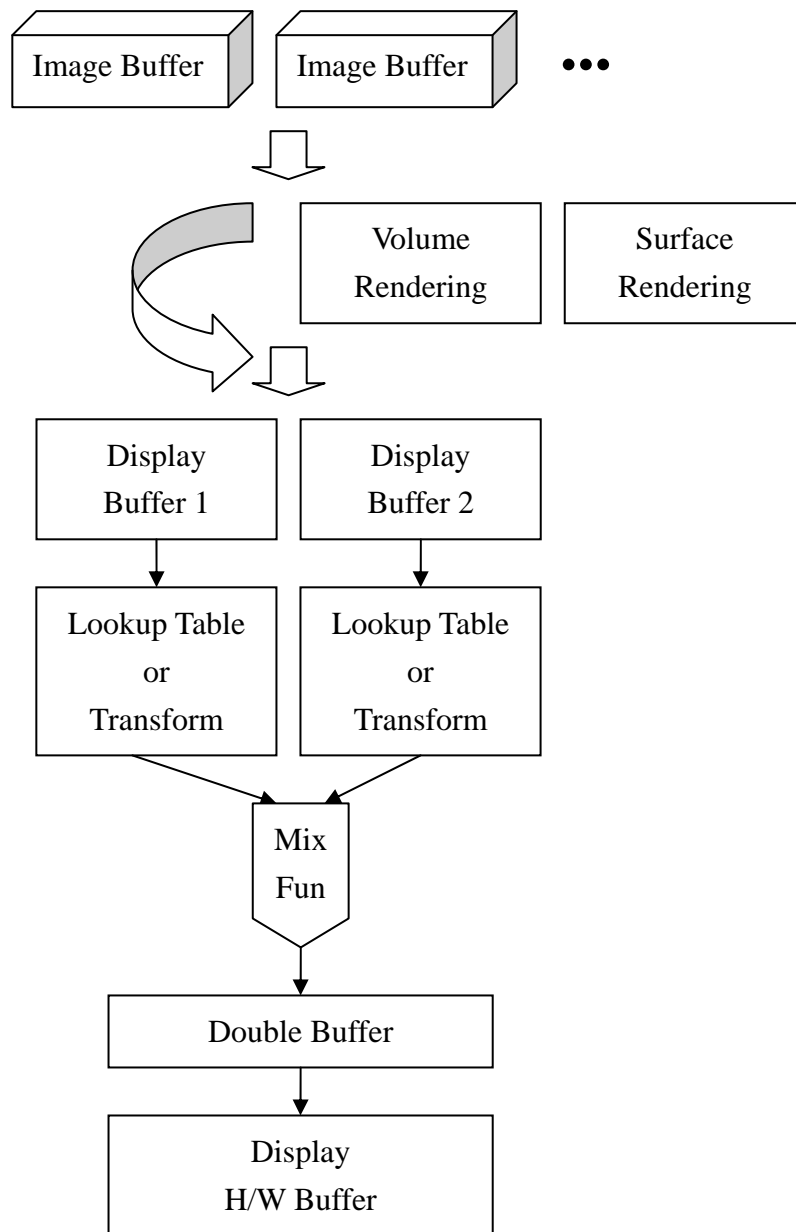


Fig. 2. 影像顯示架構

影像檔及外部硬體的 I/O

生物醫學影像種類繁多，如前述從 1-D 影像到 3-D 影像都有，再加上時間則為 4-D 影像，此外生醫影像的格式也很多，一個像素所佔的位元組有一個位元組、兩個位元組或是

浮點數，而有效位元數更是從 1 個位元至 16 個位元都有，這是因為生醫影像擷取設備種類很多，不同設備的精度及特性也不同，因此計劃支援影像檔格式包含靜態影像檔格式、動態格式影像檔。靜態影像檔格式[33]-[36]將支援的有：PNG、BMP、JPEG、PBM, PGM、PPM、TIFF、1SC、VOL、DICOM、LSM、Lsm、Vol 及 Raw…等，支援的動畫影像檔則有 AVI、MPEG、串流影片…等。其中 DICOM [34]-[36]為目前醫學影像的標準格式，目前較新的醫學影像設備大都有支援此格式。

對於未處理原始格式(Raw Format)規劃可支援任意未壓的 Raw Format 檔案格式，需滿足以下三種情況。

1. Format: Big Endian (Motorola Format 或 MSB First), Small Endian
2. 有效位元: 1~16 位元
3. 支援以下五種資料平面 (Data Plane) 排列方式:
 - a. R…G…B…
 - b. RGBRGB…
 - c. BGRBGR…
 - d. RGBARGBA…
 - e. BGRABGRA…

我們也將支援外部硬體的影像輸入如：Scanner、高階影像擷取設備的影像視訊輸入等。以達成能夠直接從生醫擷取系統的硬體直接輸入達成即時分析。此外分析處理的結果要能輸出，也要有印表機列印輸出功能。

GUI 與 IP Function 分離的設計：

圖形使用者介面 (GUI, Graphic User Interface)是使用者溝通的橋樑，使用者透過 GUI 下命令做影像處理功能 (IP Function)，且不論 GUI 或 IP Function 要用到記憶體都需透過記憶體管理機制確保記憶體的使用效能，如 Fig. 6 所示。因為不同作業系統所提供的視窗函式都不同，因此 GUI 與作業系統的息息相關，所以 GUI 與 IP Function 分離設計的方式將有助於第二年的跨系統移植計劃。

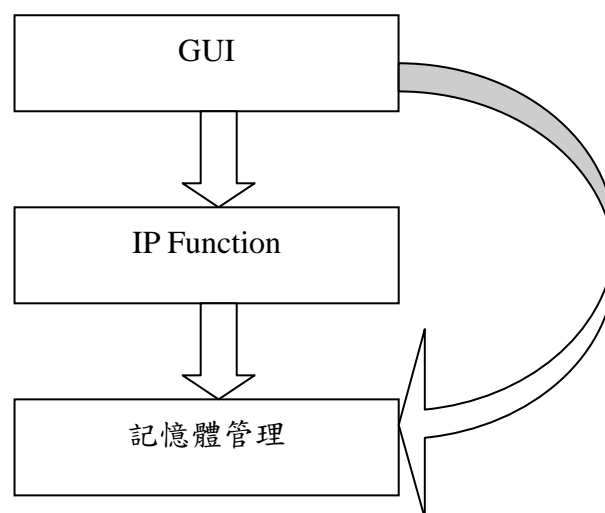


Fig. 3. GUI、IP Function 及記憶體管理的架構
基本功能建置

在主體功能完成後將建置基礎繪圖[45]、色空間轉換 [21-22]、基礎影像處理運算 [23-24]及 Topology 運算及特性計算[14]等功能。

基礎繪圖 [45]提供基本的畫線、畫點、畫面、畫圓、畫球、畫橢圓、畫多邊形、畫曲線、剪貼…等。顏色經常是生醫影像的特徵(Feature)之一，但是這些特徵往往需要透購色空間轉換 [21-22]的轉換才比較容易萃取出特性，常用的轉換有: RGB \leftrightarrow 'YIQ、RGB \rightarrow XYZ、RGB \leftrightarrow HSV、RGB \rightarrow L*a*b*、RGB \rightarrow L*u*v*、RGB \rightarrow L'u'v'、RGB \leftrightarrow Yxy、RGB \leftrightarrow Y'UV、RGB \rightarrow YCbCr_[255]、RGB \rightarrow YCbCr_[235]XYZ \rightarrow Yxy、XYZ \rightarrow L*a*b*、XYZ \rightarrow L*u*v*、XYZ \rightarrow L'u'v'…等。

基礎影像處理運算 [23-24]包括 Opening、Closing、Erosion、Dilation、Top Hat、Bottom Hat、Bordering、Thinning、Medial Axis、Thresholding、Hysteresis Thresholding、Windowing、Or、And、Xor、Peaks、Region Growing [16]、Valleys等，幾乎大部分的生醫影像前後處理程序或多或少會用到其中一份功能。此外 Topology 運算及特性計算[14]也提供了很有用的影像特徵如:Connected Component、Cavities、Euler [15]、Tunnels、Intersections、Ends、Segments等。在第一年裡將完成基礎架構及基礎的生醫影像處理功能。

影像顯示及使用者介面:

影像顯示及播放、調色盤、色溫、Gamma Correction、影像疊合顯示。

外部硬體的 I/O:

外部影像的輸入如:

Scanner、高階影像擷取設備的影像輸入

外部影像的輸出:

印表機

基礎繪圖 [45]:

畫線、畫點、畫面、畫圓、畫球、畫橢圓、畫多邊形、畫曲線、剪貼…等。

色空間轉換 [21-22]:

RGB \leftrightarrow 'YIQ、RGB \rightarrow XYZ、RGB \leftrightarrow HSV、RGB \rightarrow L*a*b*、RGB \rightarrow L*u*v*、

RGB \rightarrow L'u'v'、RGB \leftrightarrow Yxy、RGB \leftrightarrow Y'UV、RGB \rightarrow YCbCr_[255]、RGB \rightarrow YCbCr_[235]

XYZ \rightarrow Yxy、XYZ \rightarrow L*a*b*、XYZ \rightarrow L*u*v*、XYZ \rightarrow L'u'v'…等。

基礎影像處理運算 [23-24]:

Opening、Closing、Erosion、Dilation、Top Hat、Bottom Hat、Bordering、Thinning、Medial Axis、Thresholding、Hysteresis Thresholding、Windowing、Or、And、Xor、Peaks、

Region Growing [16]

Valleys

Topology 運算及特性計算[14]:

Connected Component、Cavities、Euler [15]、Tunnels、Intersections、Ends、Segments、

参考文献

- [1] Amira, <http://www.tgs.com/>, Mercury Computer Systems, Inc.
- [2] Matlab, <http://www.mathworks.com/>.
- [3] CGal, <http://www.cgal.com/>.
- [4] Leda, <http://www.mpi-sb.mpg.de/LEDA/>, Algorithmic Solutions Software GmbH.
- [5] ITK, <http://www.itk.org/>.
- [6] QHall, <http://www.qhull.org/>.
- [7] D. Terzopoulos and K. Fleischer, Deformable models, *Vis. Comput.*, 4(1988) 306-331.
- [8] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active Contour Models," *International J. Computer Vision*, 1987, pp.321-331
- [9] D.J. Williams and M. Shuh, "A fast algorithm for active contours and curvature estimation," *CVGIP:Image Understanding*, 55(1992) 14-26.
- [10] C. Xu and J. L. Prince, "Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow", *IEEE Transactions on Image Process*, 7(1998)
- [11] Mallat, "A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation," *IEEE Trans.PAMI*, vol. 11, pp. 647-693, 1999.
- [12] A. Kaufman, "Volume Visualization," *IEEE Computer Society Press*, 1991.
- [13] W. E. Lorensen, H. E. Cline, "Marching Cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm," *Computer Graphics*, No. 21, 1987, pp.163-169.
- [14] T. Y. Kong and A. Rosenfeld, "Digital topology: Introduction and survey, " *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, vol. 48, pp. 357-393, Dec., 1989.
- [15] C. N. Lee, T. Poston, and A. Rosenfeld, "Winding and Euler numbers for 2D and 3D digital images, *Computer Vision*," *Graphics and Image Processing: Graphical Models and Image Processing*, vol. 53, No.6, pp. 522-537.
- [16] J.C. Russ, "The image processing handbook, 2nd ed.," *CRC Press*, 1995.
- [17] J. Canny., A computational approach to edge detection, *IEEE Transactionis on Pattern Analysis and Machine Intelligence.*, 8(1986) 670-698.
- [18] T. S. Huang, G. J. Yang, and G. Y. Tang, "A fast two-dimensional median filtering algorithm, *IEEE Trans. On acoustics, " Speech and Signal Processing*, Vol. 27, No. 1, pp. 13-18, Feb. 1979.
- [19] I. Pitas, "Fast algorithms for running ordering and max/min calculation," *IEEE Trans. On circuits and systems*, Vol. 36, No. 6, pp. 795-804, Jun. 1989.
- [20] G. Borgefors, "Distance transformations in arbitrary dimensions," *Computer Vision, Graphics Processing*, Vol. 27, pp. 321-345, 1984.
- [21] "Commission Internationale de l'Eclairage Colorimetry, " *2nd edn, CIE publication 15.2*. Paris: CIE, 1986.
- [22] G. Wyszecki, W.S. Stiles, "Color Science: Concepts and Methods," *Quantitative Data and Formulae*, Second Ed. New York: Wiley, 1982
- [23] I. Pitas and A. N. Venetsanopoulos, "Nonlinear digital filters: Principles and applications," Kluwer, 1990.
- [24] J. R. Parker, "Algorithms for image processing and computer vision," *Willey Computer Publishing*, 1997, pp. 126-127.

- [25] Y. Zhu, "Automatic Particle Detection through Efficient Hough Transforms," *IEEE Transactions on Medical Image*, Vol. 22, No.9, Sep. 2003, pp. 1053-1062.
- [26] Z. Yu and C. Bajaj, "A Clustering-Based Method for Particle Detection in Electron Micrographs," *Fifth International Conference on Advances in Pattern Recognition*, Dec., 2003, pp. 10-13.
- [27] T. C. Chen and K. L. Chung, "An efficient randomized algorithm for detection circles," *Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 83, 2001, pp. 172-191.
- [28] D. H. Friedman, "Detection of Signals by Template Matching," Baltimore, MD., Johns Hopkins University Press, 1969.
- [29] G. L. Turin, "An Introduction to Matched Filter," *IRE Transactions on Information Theory*, June 1960.
- [30] D. Middleton, "On New Classes of Matched Filters and Generalizations of the matched filter concept," *IRE Transactions on Information Theory*, Jun. 1960, pp. 349-360
- [31] T. H. Cormen, C. E. Leiserson and R. L. Rivest, "Introduction to Algorithms," MIT Press, (1989).
- [32] B. Horn and B. Schunck, "Determining Optical Flow," *Artificial Intell.*, vol. 17, 1981, pp. 185-203.
- [33] J. Miano, "Compressed Image file formats," Addison-Wesley, 1999.
- [34] "DICOM Standard: Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)," *National Electrical Manufacturers Association*, 2006.
- [35] "Fujifilm Standard: DICOM Conformance Statement Fuji Computed Radiography QA-WS771," *Fuji Photo Film Co. Ltd*, Japan, 2005.
- [36] "AGFA: Healthcare DICOM Conformance Statement: ADC-QS Version 2.1," *HealthCare Glasgow Business Community*, 2005.
- [37] I. Pitas, *Digital Image Processing Algorithms*, Prentice-Hall, Hemel Hempstead, UK, UK, 1993.
- [38] A. Papoulis, "Probability, random variables, and stochastic processes." McGraw-Hill, New York, 1965.
- [39] F. P. Preparata, M. I. Shamos, "Computational Geometry an Introduction," *Springer*, 1985.
- [40] A. Papoulis, "The fourier integral and its application, McGraw-Hill," New York, 1962.
- [41] H. J. Nussbaumer, "Fast Algorithms and applications," *Society for industrial and applied mathematics, Philadelphia*, 1993.
- [42] K. R. Rao and P. Yip, "Discrete cosine transform," Algorithms, advantages, Applications, Academic Press, Boston, 1990.
- [43] R. C. Gonzales and R. E. Woods, "Digital image processing," Addison-wesley, reading, MA. 1992.
- [44] D. J. DeFatta, J. G. lucas, W. S. Hodgkiss, "Digital Signal Processing,"
- [45] J.D. Foley, A. V. Dam, S. K. Feiner, J. F. Hughes, "Computer Graphics," *Addison-Wesley*, 1990.

計畫成果自評

我們已完成基本架構及部分基礎生醫影像處理功能，設計的程式碼超過三萬行。目前

已完成基礎的系統架構、圖檔的 I/O、外部硬體的 I/O、影像顯示及基礎圖學、影像處理功能、影像顯示、基礎影像處理運、Topology 運算及特性計算等。支援的圖檔屬靜態影像檔的有:PNG、BMP、JPEG、PBM、PGM、PPM、TIFF、1SC、VOL、DICOM[34]-[36]、LSM、Lsm、Vol、Raw...等，動畫影像檔有 AVI、MPEG、串流影片...等，及特定圖檔有 Lsm、Vol、1sc。實際開檔存檔及畫面如 Fig.1 及 Fig.2 所示。支援的影像處理功能畫面如 Fig.3 所示

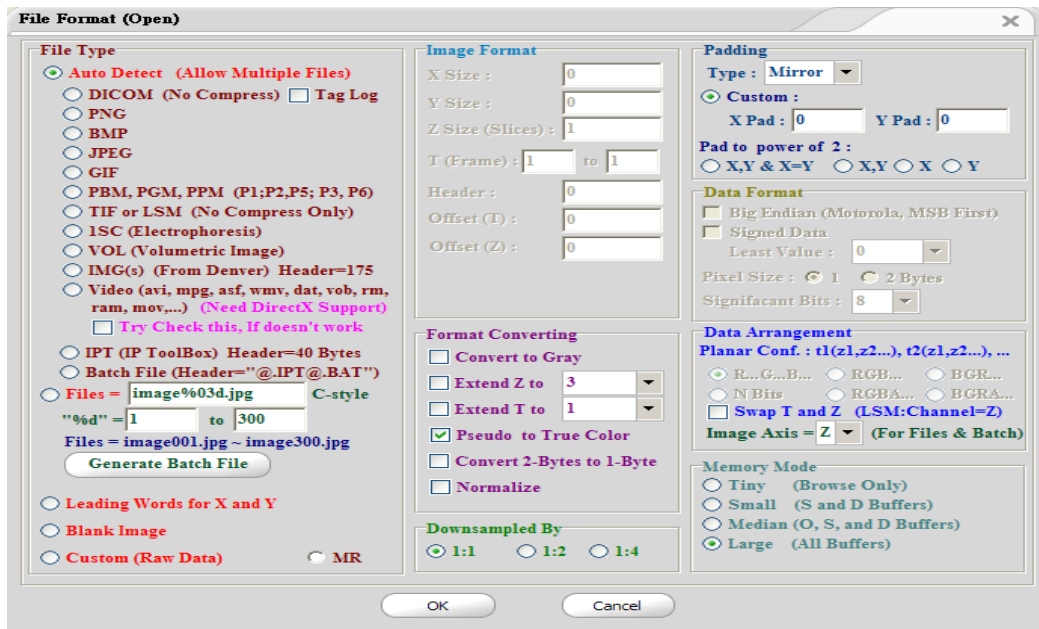


Fig. 4. 開檔功能畫面

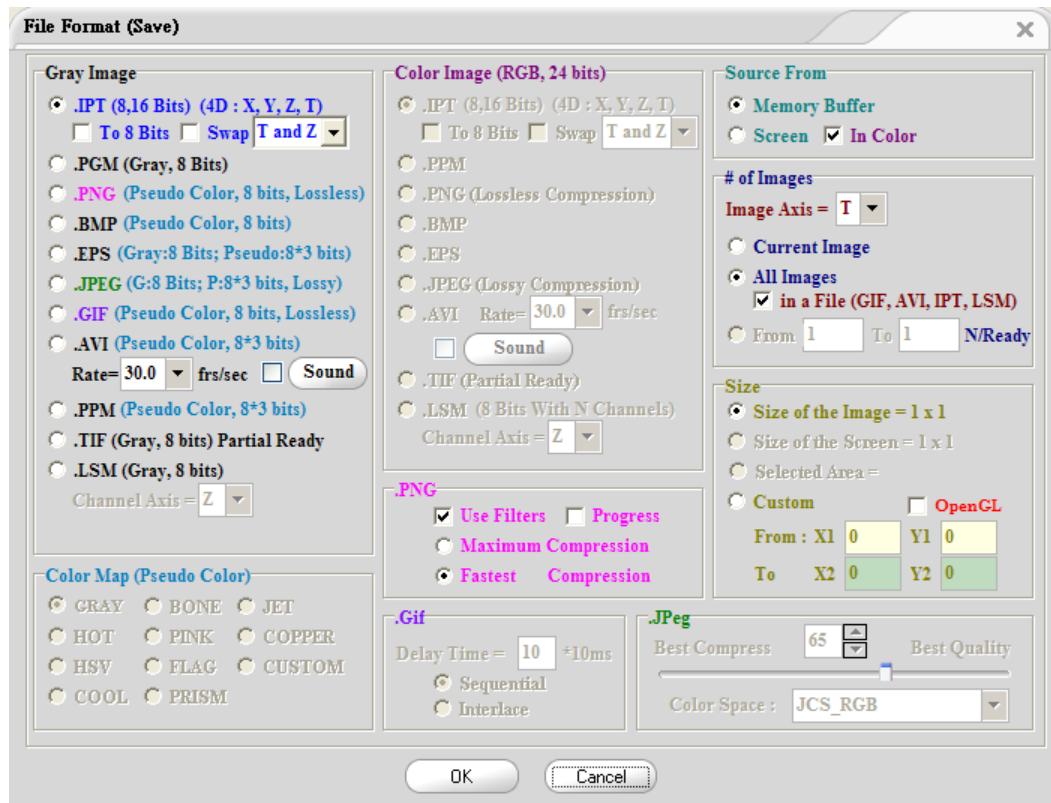
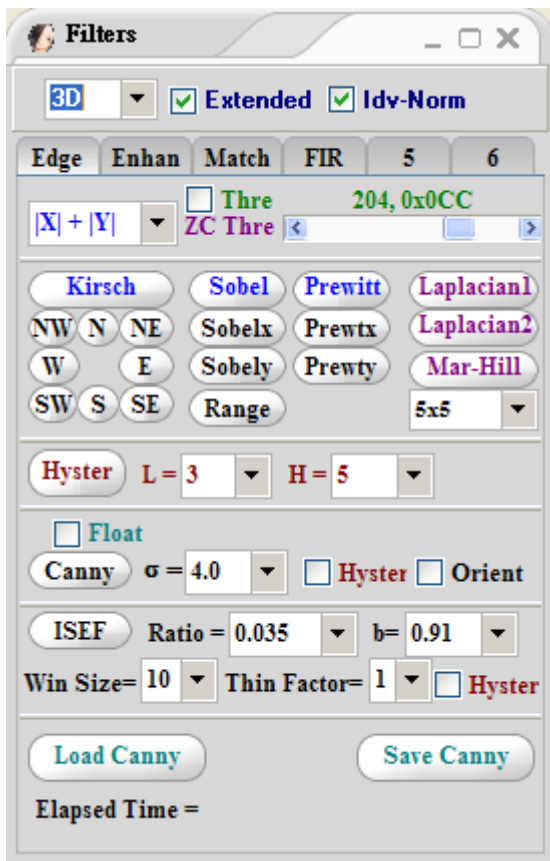
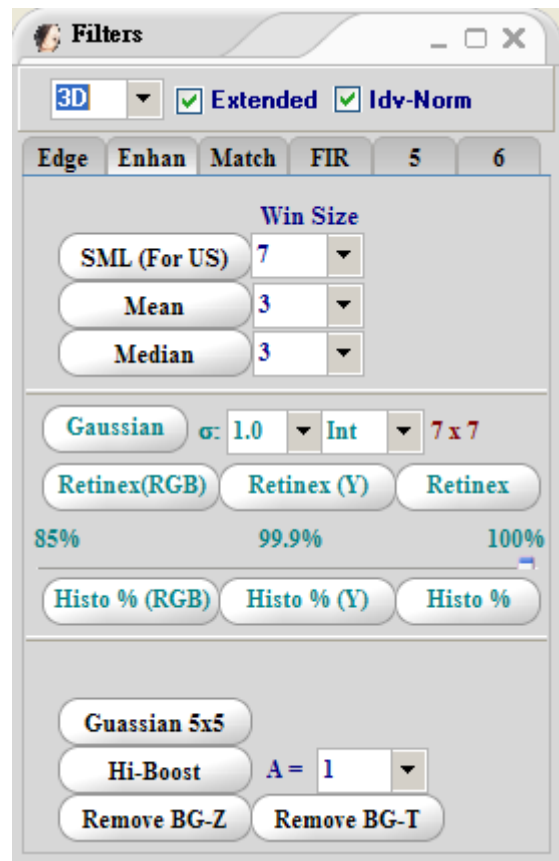


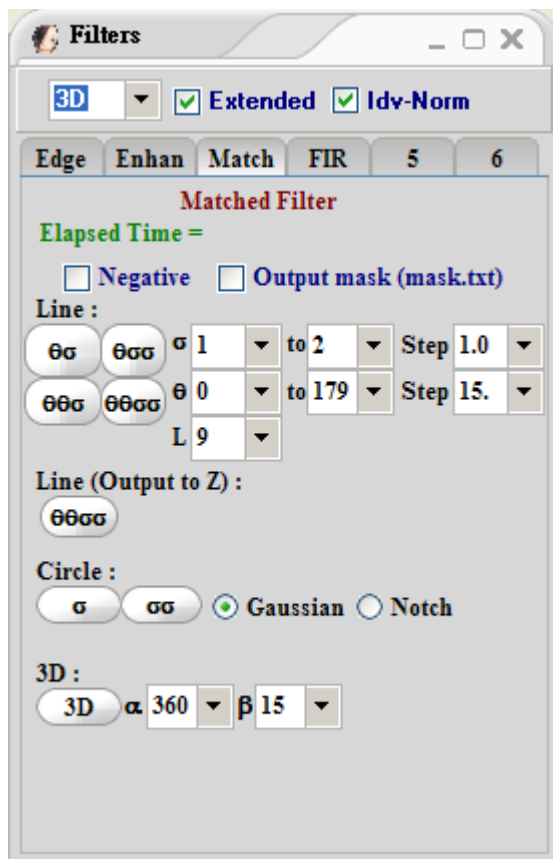
Fig. 5 存檔功能畫面



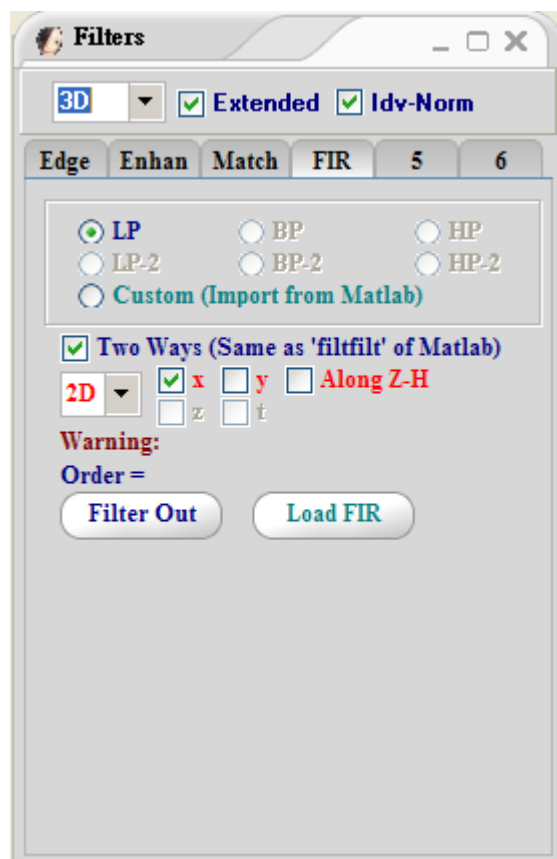
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 6. 目前已完成的影像處理功能畫面

已將目前研究結果應用於教學及研究上，成效不錯，我們將持續開發後續功能，讓功能更加完整。