

腦部腫瘤及周邊水腫區域擴散張量影像之量化及分類

傅家啟¹、陳啟昌²、蔡志文²、李育倫^{1*}、曾喜勇¹、邱華俊¹

雲林科技大學 工業工程與管理所¹

台中榮民總醫院 放射線部²

g9821718@yuntech.edu.tw^{*}

摘要

擴散張量影像 (Diffusion Tensor Imaging, DTI) 與磁振造影影像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 廣泛運用於臨床醫學以評估病變組織-如腫瘤與周圍組織的關係等，對於術前評估與術後恢復甚為重要。本論文將腦部擴散權重影像 (Diffusion Weight Imaging, DWI) 利用成像運算出擴散張量影像 (DTI)，並與磁振造影影像 (MRI) 腫瘤及周遭水腫部份經影像校正後，萃取出 DTI 影像中之特徵值，再利用量化分析指標-量測轉移性腫瘤、腫瘤鄰近水腫區域、水腫對側區域與正常受測者之不等向性分率 (Fractional Anisotropy, FA)、平均擴散度 (Mean Diffusivity, MD)，評估腫瘤周遭組織受腫瘤細胞破壞與浸潤之影響。

本實驗分別收集由轉移性腫瘤病患與正常受測者各四名之腦部磁振造影影像，資料分為腫瘤、腫瘤鄰近水腫區、腫瘤對側區域、正常受測者等四類。採用 K-means 分類方法將 FA 與 MD 量化指標平均值散佈點進行分類，結果顯示前述資料分為兩個叢集：腫瘤鄰近水腫區域受到腫瘤細胞影響，產生神經纖維去髓鞘化，因此腫瘤區域與腫瘤鄰近水腫區域分類為一叢集；水腫對側區域則與正常人相近，分類為另一叢集；前述結果可為醫療影像量化與分類之基準。

關鍵字：磁振影像、擴散張量影像、不等向性分率、平均擴散度

1. 前言

臨床上，磁振造影為檢查腫瘤之重要工具，磁振影像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 可自腦組織中顯示出腫瘤顯影 (圖 1.a 所示)，腫瘤的生長有可能造成神經纖維的位移或者遭受到破壞，由於腦血管障壁破壞影響，導致在 MRI T1 權重影像中腫瘤部份才會顯影，但不一定是有顯影區域才有腫瘤存在，未顯影之區域亦可能存有腫瘤之可能性。因腫瘤擠壓週邊組織，因此腫瘤周圍往往伴隨水腫 (Edema)，因水分子於 MR T2 權重影像中屬於高訊號區，因此 MR T2 權重影像常用於定義水腫區域。然而傳統 MR 影像無法進一步顯示腫瘤對白質影像的程度，透過擴散權重影像 (Diffusion Tensor Imaging, DTI) 技術，可擷取腦部神經纖維髓鞘水分子方向性之資訊 (如圖 1.b 所示)。

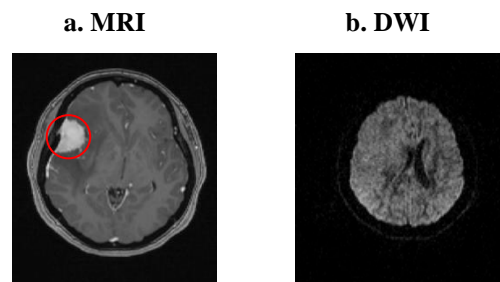


圖 1 磁振影像 (MRI) 及擴散權重影像 (DTI)

為彌補單一形式影像資訊之不足，本論文整合 T1/T2 權重 MR 影像 (T1/T2-weighted MRI) 所擷取之腫瘤與週邊水腫區域影像特徵，及 DTI 所萃取出神經纖維髓鞘水分子方向性量化指標，提供臨床應用之工具及提升醫療研究之水準。

本研究目的是將顱內之腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域進行三維視覺化重建，進而更清楚的顯示出腦部三者間之空間資訊，透過DTI影像資訊以不等向性分率(Fraction Anisotropy, FA)與平均擴散度(Mean Diffusivity, MD)量化指標資訊量化腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域，透過FA與MD繪製資訊散佈圖，評估轉移性腫瘤與正常受測者白質區域之關係。其效益除顯示傳統上腦腫瘤及腦部解剖資訊外，並量化腫瘤與鄰近水腫區域之關係，以評估腫瘤病人病灶周邊水腫區域神經纖維被破壞之程度。

2. 文獻探討

2.1 擴散權重影像與擴散張量影像

生物體內含有大量的水分子，而水分子中的氫原子為目前磁振造影技術主要的訊號來源，利用特殊的脈衝序列(Pulse Sequence)搭配擴散梯度磁場(Diffusion Gradient)即可量測水分子在組織內的擴散情形。水分子在腦部神經的擴散運動主要沿著神經纖維走向行進，可藉擴散性磁振造影(Diffusion Magnetic Resonance Imaging, dMRI)之相關技術量測出水分子在腦部中的擴散資訊，更進一步得知腦部組織結構或神經分布情形。Le Bihan(1986)首度提出將擴散性磁振造影運用在臨床上的概念，利用水分子在毛細管中具有擴散及灌流的特性，會造成自旋回訊磁振訊號衰減，可結合PGSE序最造影來測量水分子的擴散行為，即為擴散權重影像(Diffusion Weighted Imaging) [5]。Basser (1993) 等人推導出擴散張量理論，並且完整證明出擴散非等向性，描述一個體素(Voxel)中水分子擴散能力，不能只用單一的擴散係數表示，而應該運用三維的數學式矩陣，也

就是擴散張量矩陣(Diffusion Tensor, \bar{D})，解釋水分子的擴散運動與各方向之間的相關性，此造影技術則稱為擴散張量造影(Diffusion Tensor Imaging, DTI)。擴散張量矩陣表示如下[10,11]：

$$\bar{D} = \begin{bmatrix} D_{XX} & D_{XY} & D_{XZ} \\ D_{YX} & D_{YY} & D_{YZ} \\ D_{ZX} & D_{ZY} & D_{ZZ} \end{bmatrix}$$

擴散張量磁振造影是利用在外加強的擴散梯度磁場下搜集水分子擴散運動所造成的磁共振訊號之變化[1,2,3,4]，並經由數學計算後求得水分子的自我擴散係數(Self-diffusion Coefficients)及代表水分子擴散運動的向量圖[4]。將擴散的情形假想成一個橢圓球狀，經由張量計算，進一步找出描述此橢圓球的三個主要軸，將特徵方程式應用於擴散張量上，可以分別得到三組特徵向量(Eigenvector)以及其所對應的三個特徵值(Eigenvalue) 如圖 2。對最大特徵值所對應之特徵向量，辨識水分子擴散的主要方向[8]。對於整張影像的每個像素作此運算，將可以得到每個體素(Voxel)之水分子擴散的方向及其擴散的程程度。每個體素的擴散張量矩陣都可推出三個特徵值(Eigenvalue, $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$)及特徵向量(Eigenvector, v_1, v_2, v_3)(圖 3)，分別代表水分子擴散模型之橢球的三個正交軸之大小及方向，定義最大的特徵值為第一特徵值(1st Eigenvalue, λ_1)，即水分子擴散模型之橢球長軸半徑，令其對應的第一特徵向量(1st Eigenvector, v_1)為水分子在此體素的主要擴散方向[4,11]。

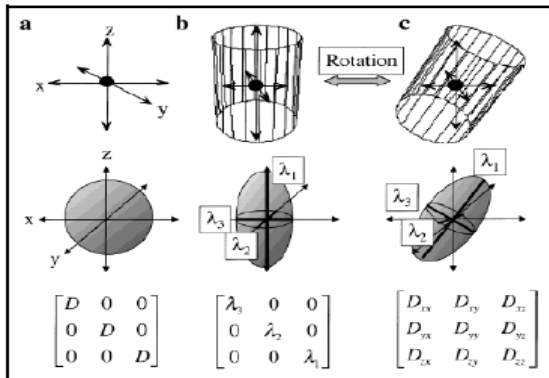


圖 2 擴散張量矩陣與橢球模型之關係圖[9]

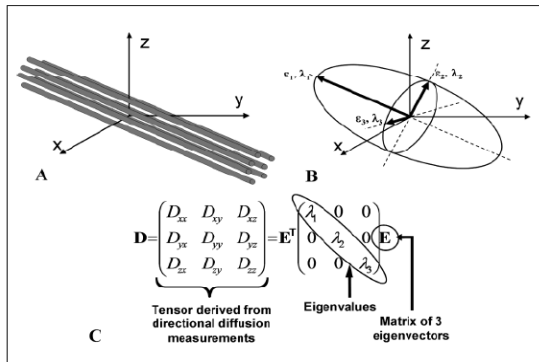


圖 3 擴散張量影像反映組織於三度空間之結構[9]

由於擴散張量是一個對稱矩陣，所以實際僅需取得至少六個不同方向的擴散梯度磁場的擴散權重影像，以及一個空的擴散權重影像，便可以組出該擴散張量，而目前也有許多的研究成果指出，收集較多方向的擴散權重影像，將可以有效的減少方向的偏差以及改善訊雜比，以得到更為精確的神經追蹤影像[2,13]。

2.2 影像切割

影像切割之主要目的為將所需之區域由原影像中切割出來，切割出的區域可應用於長度與面積計算、三維重建、特徵萃取等相關性應用。影像切割技術應用於醫療影像，通常是利用身體器官組織在影像

中所顯示出的共通特性，以影像處理技術將組織與組織間之界線檢測出來，區分成許多不同之區域，進而取得所需影像資訊。因此影像切割即為找出不同組織間之界線的技術。本論文與台中榮民總醫院放射線部醫師討論MRI T1與T2權重影像圈選範圍，所擷取腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域特徵由於腫瘤外型呈現不規則狀與水腫關注區域(Region of Interest, ROI)中周遭組織的影響呈現邊界稜角與尖端等特性，故以手動切割圈選出關注區域分割腦部磁共振影像中之腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域影像，並利用分割後結果重建腦部腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域三維影像，腫瘤與水腫影像分割後結果如圖4所示：

a. 腫瘤顯影區域影像 b. 腫瘤與鄰近腫瘤鄰近水腫區域影像

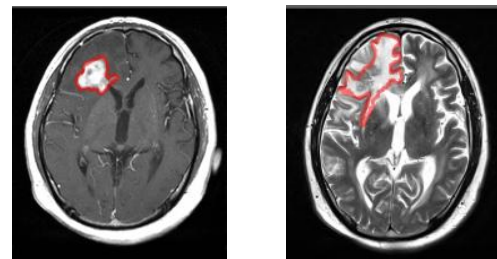


圖 4T1 與 T2 權重關注區域(ROI)選取

2.3 影像校準

影像校準之目的為融合 T1/T2 權重 MRI 及 DTI，相關最佳化演算法中，本論文欲利用 Quasi Newton 演算法針對 MRI 影像與 DTI 影像進行校準，演算法描述如下。

Davidon(1959)提出 Quasi Newton 演算法[6]，是根據牛頓法(Newton Method)衍伸而出的最佳化演算法，其假設為欲搜尋最佳值的函數可被區域近似至二次方程式，並利用一次微分(Gradient)、二次微分(Hessian Matrix)以找出方程式中梯度為 0

的數值，是為函數的極值。Broyden(1969)提出了改善式的 Quasi Newton 演算法，改善計算 Hessian 矩陣相當耗時之缺點，提升運算效率，為現今最普遍的方法[5]；

2.4 擴散張量影像資訊量化

除了利用擴散張量影像中得知水分子的擴散情形外，亦可以根據所計算出的特徵值作為擴散的量化資訊表示擴散的特性，稱為擴散非等向性指標 (Diffusion Anisotropy Index)，常用的指標為不等向性分率 (Fraction Anisotropy, FA) 及擴散度 (Mean Diffusivity, MD)[10,11,14]。

在排列有序的白質神經纖維中，水分子的移動是有方向性的，其張力橢圓體會是尖細的，FA所代表的就是些橢圓體相較於正圓球體的差異。FA範圍從0到1，FA越大則水分子的方向性越強，代表水分子所在的介質是個排列有序的組織，其中， λ_1 、 λ_2 、 λ_3 分別代表的是往不同方向的特徵值；量化公式如下所示：

$$FA = \sqrt{\frac{3}{2}} \times \sqrt{\frac{(\lambda_1 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_2 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_3 - \bar{\lambda})^2}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

MD又稱為平均擴散參數 (Apparent Diffusion Coefficient, ADC)，它代表水分子往不同方運動的能力，在腦組織中間接代表細胞外間隙 (extracellular space) 的大小，因為細胞外間隙越大則水分子能移動得較遠；量化公式如下所示：

$$MD(ADC) = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3} = \bar{\lambda}$$

3. 研究方法

本論文目的是將顱內之腫瘤及腫瘤鄰近水腫區域進行三維視覺化重建，進而更清楚腦部腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域三維空間資訊。本論文之影像是經由台中榮民總

醫院放射線部之 Siemens 1.5T MR Scanner 所取樣，採用轉移腫瘤病患與正常受測者各四名為例，研究架構可以分三部分：一、將橫軸切面 MR T1/T2 權重影像之腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域，進行影像切割；二、腫瘤、腫瘤鄰近水腫區域及 DTI 影像之融合，經由 MRT1/T2 權重影像切割後所得的腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域，透過影像校準與融合 DTI 影像，整合腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域，完整呈現顱內之資訊；三、以 FA 與 MD 量化指標，量化評估轉移性腫瘤、腫瘤鄰近水腫區域、水腫對側區域及正常受測者腦部白質區域彼此間 FA 與 MD 值。

3.1 影像前處理

影像前處理部分，於 MRIT1 與 T2 影像中，利用手動切割的方式，切割出腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域影像，影像切割之結果如圖 5、6 所示。

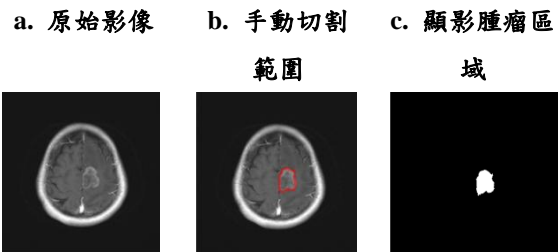


圖 5MRI 影像腫瘤切割過程與輸出

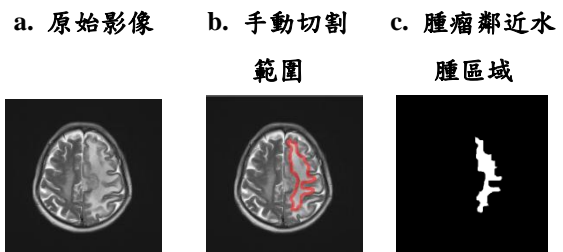


圖 6MRI 影像腫瘤鄰近水腫區域切割過程與輸出

經前處理取出之橫軸切面腫瘤影像共 20 張，將腫瘤資訊堆疊成三維腫瘤影像；結果如圖 7 與 8。

a. 腫瘤 b. 側視圖 c. 俯視圖

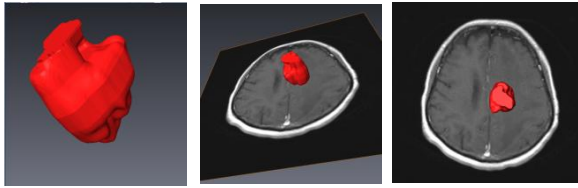


圖 7 腫瘤區域影像

a. 水腫影像 b. 側視圖 c. 俯視圖

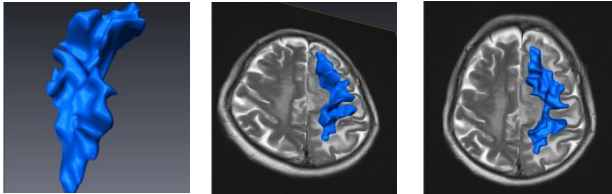


圖 8 腫瘤鄰近水腫區域影像

3.2 影像校準及 DTI 資訊萃取

自腦部橫軸切面經影像切割，切割出腦腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域，及透過DTI影像對欲校準腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域影像進行座標更新，可得到經坐標更新後在共同座標系之兩組影像，如此便能將DTI影像、腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域影像進行資訊融合。

本論文使用之MRI T1、T2與DWI影像，由台中榮民總醫院放射線科以Siemens 1.5T MR Sonata取樣而得。橫軸切面磁振T1權重影像解析度為448×512、取20切面(Slice)，磁振T2權重影像解析度為384×384、取20切面，橫軸切面DWI影像大小為128×128、取65切面、而每一切面(Slice)取12個方向。

本論文之MRI T1與T2影像為欲校準模型，DTI影像為被校準模型，將兩種模型在相同空間狀態下進行校準。影像之DTI、腫瘤及腫瘤鄰近水腫區域三維空間影像融合模型以不同病患分別呈現。影像之腦部神經纖維、腫瘤及腫瘤鄰近水腫區域三維空間影像融合模型結果如圖9所

示。

a. DTI 影像 b. 腫瘤區域 c. 腫瘤鄰近水腫區域

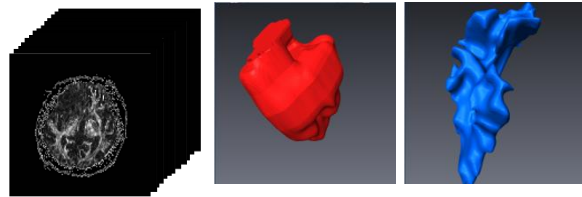


圖 9 影像融合模型

以影像實驗結果找出以被融合模型為基準之欲融合之空間坐標點，進行影像融合實驗，其實驗流程如圖10所示：

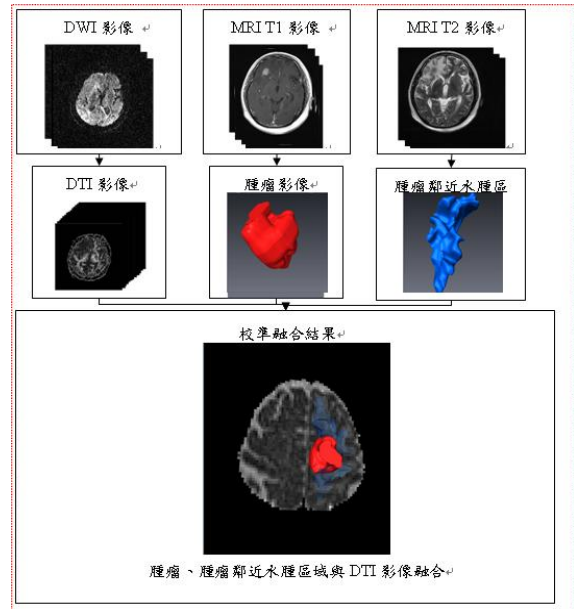


圖 10 像融合校準實驗流程圖

3.3 資訊量化分析

為了執行量化分析，DWI影像經成像運算取得DTI影像輸出結果及腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域三維重建結果，計算FA與MD之量化分析，而腫瘤浸潤又可分為腫瘤直接浸潤與腫瘤引起的水腫浸潤，所以透過T1與T2權重影像使腫瘤及腫瘤鄰近水腫區域能夠清楚分辨如圖11與圖12所示：

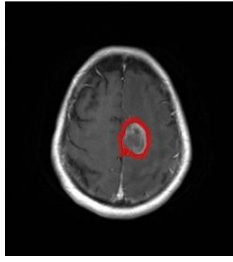


圖 11 T1 權重影像

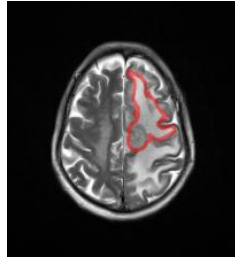


圖 12 T2 權重影像

本論文利用手動切割方式，將 T1 與 T2 權重影像中所選取的關注區域(Region of Interest)自影像中分割出來，之後將分割影像結果對應到相對應的 DTI 影像位置，並進行影像融合與校準且依據 DTI 影像中每個像素之水的分子三主軸分量 λ_1 、 λ_2 與 λ_3 計算不等向分率(FA)與擴散度(MD)，

本論文利用量化指標：不等向性分率(FA)與平均擴散度(MD)做為量化評估依據，利用此量化指標了解腫瘤對周遭組織的浸潤與破壞程度並區分腫瘤引起的水腫和腫瘤的直接浸潤，FA 越低表示腫瘤周圍越可能是受到浸潤；如此便可以根據該病人的腫瘤是否有影像學上的浸潤，其散佈圖如圖 13 所示。

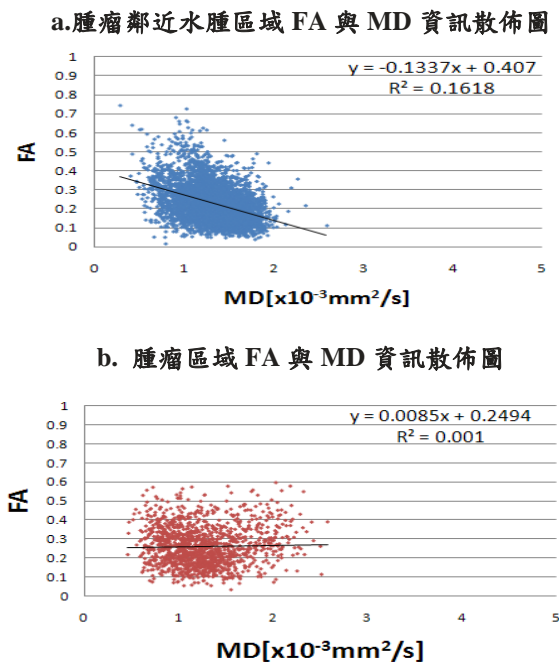


圖 13 DTI 影像量化分析散佈圖

4. 實驗結果與分析

本論文所使用之 MRI 及 DWI 影像，是由台中榮民總醫院放射線部利用 Siemens 1.5T MR Scanner 取樣而得，為四個病患之轉移性腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域等橫軸面影像，DWI 影像大小皆為 128 x 128 x 845 張，MRI T1 權重影像大小皆為 448 x 512 x 20 張，MRI T2 權重影像大小皆為 384 x 384 x 20 張。橫軸切面 DWI 影像其影像體素為 2.1875 mm x 2.1875 mm x 2.2 mm；橫軸切面 MRI T1 權重影像體素為 0.449219 mm x 0.449219 mm x 6.59965 mm；橫軸切面 MRI T2 權重影像體素為 0.598958 mm x 0.598958 mm x 6.59965 mm。需於資訊對位前依據前述資訊，將兩組影像之體素，調整至相同比例(Scale)。

首先針對 DWI 影像計算其擴散張量與特徵值得到一組 DTI 影像，將 DTI 影像對 MRI 資訊分割後影像之腫瘤鄰近水腫區域與腫瘤區域進行資訊融合。針對轉移性腫瘤病例與正常受測者各別之不等向性分率(FA)與擴散度(MD)分別計算並繪出每個病例與正常受測者之不等向性分率(FA)與擴散度(MD)資訊散佈圖及線性迴歸線。

經過影像校準後，依據不等向性分率(FA)與擴散度(MD)將病患一三維資訊融合後的結果做資訊量化，將不等向性分率(FA)與擴散度(MD)經由資訊整合後所產生之客觀量化評估指標。

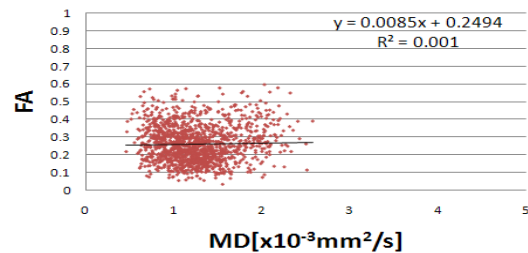


圖 14 腫瘤區域資訊散佈圖

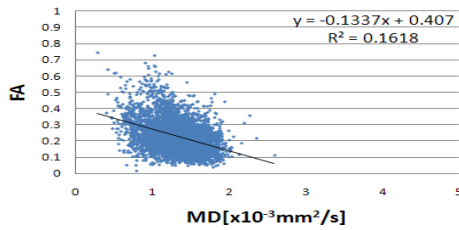


圖 15 腫瘤鄰近水腫區域資訊散佈圖

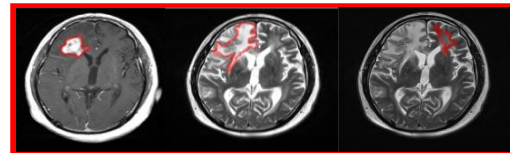
圖 14 與圖 15 為病患一中 T2 與 T1 權重影像中所選取水腫及腫瘤之關注區域 (ROI) 資訊散佈圖，利用 FA 與 MD 兩個量化指標所繪出之資訊散佈圖，散佈圖中的資料點為病患之轉移性腫瘤區域中每個像素 (Voxel) 所擷取出來的點，如圖 15，其中 FA 與 MD 兩者關係在腫瘤區域中呈現線性負相關，其迴歸式為 $y = -0.0085x + 0.2494$ ，判定係數 (R^2) = 0.001，其表示整個迴歸模式解釋能力，即表示擴散度 (MD) 的變異可解釋 0.001% 的不等向分率 (FA) 變異。圖 16 中 FA 與 MD 兩者關係在腫瘤鄰近水腫區域中呈現線性負相關，其迴歸式為 $y = -0.1337x + 0.407$ ，在此可觀測到腫瘤鄰近水腫區域區域幾乎都受到腫瘤細胞影響，導致 FA 較低 MD 較高，但仍有部分區域較不受到腫瘤影響。

本論文將腫瘤、腫瘤鄰近水腫區域與 DTI 影像進行資訊融合，如此一來可以觀測腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域之空間關係與執行量化分析，融合後影像可提供醫師做更細部之診斷。將腫瘤、水腫與神經纖維影像資訊融合後，依據不等向性分率 (FA) 與擴散度 (MD) 將四個病患經三維資訊融合後的結果與正常受測者進行資訊量化分析，圖 16 與圖 17 為轉移性腫瘤病患與正常受測者之資訊分割區域圖 18 至圖 21 為腫瘤、水腫與水腫對側及正常受測者白質區域之 FA 與 MD 之資訊散佈圖。此外，

為了確認轉移性質腫瘤非病灶區域與正常人白質的 FA 與 MD 值是否有差異，本論文也會利用 K-means 演算法進行分類。

a. 病患一腫瘤、腫瘤鄰近水腫區域與水腫對側區域

a.1 腫瘤 a.2 水腫 a.3 水腫對側



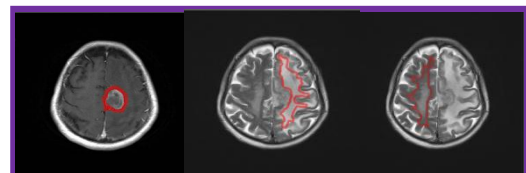
b. 病患二腫瘤、腫瘤鄰近水腫區域與水腫對側區域

b.1 腫瘤 b.2 水腫 b.3 水腫對側



c. 病患三腫瘤、腫瘤鄰近水腫區域與水腫對側區域

c.1 腫瘤 c.2 水腫 c.3 水腫對側



d. 病患四腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域與水腫對側區域

d.1 腫瘤 d.2 水腫 d.3 水腫對側

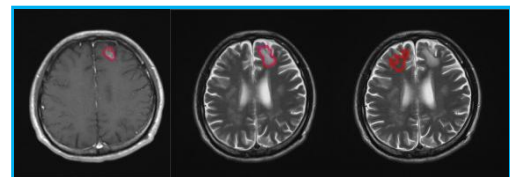


圖 16 腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域之關注區域 (ROI) 選取

其中，不同顏色框線中之 ROI 區域所繪成資訊散佈點之顏色依據不同顏色框線

呈現。

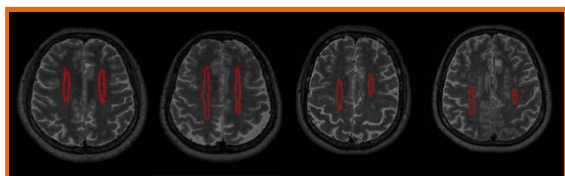


圖 17 正常受測者白質切割區域

圖 17 中由左至右為正常受測者一、正常受測者二、正常受測者三與正常受測者四。

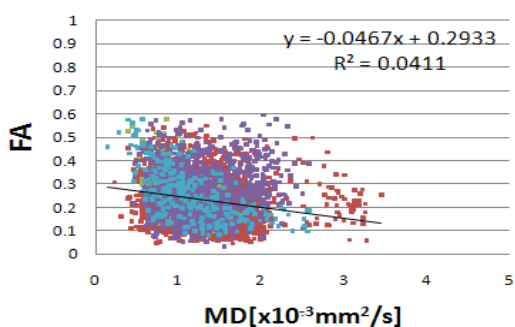


圖 18 腫瘤區域 FA 與 MD 散佈圖

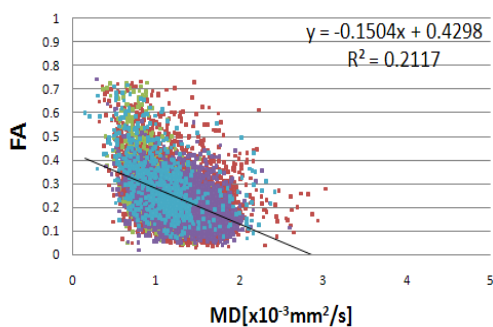


圖 19 腫瘤鄰近水腫區域 FA 與 MD 散佈圖

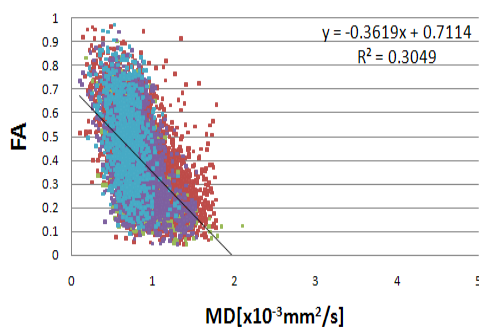


圖 20 水腫對側區域 FA 與 MD 散佈圖

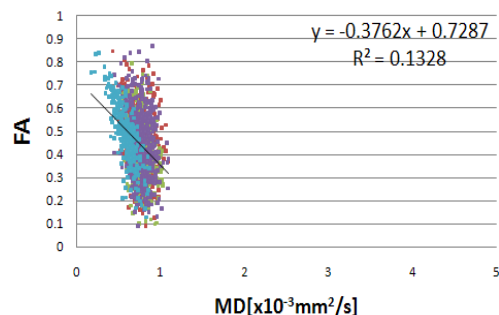


圖 21 正常受測者白質區域 FA 與 MD 散佈圖

圖 18 與圖 19 為四個病患中 T1 與 T2 權重影像中所選取水腫及腫瘤之關注區域 (ROI)，資訊散佈圖，資訊分割出之腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域，利用 FA 與 MD 兩個量化指標所繪出之資訊散佈圖，散佈圖中的資料點為病患之轉移性腫瘤區域中每個體素 (Voxel) 所擷取出來的點，如圖 18，其中 FA 與 MD 兩者關係在腫瘤區域中呈現線性負相關，其迴歸式為 $y = -0.0467x + 0.2933$ 。圖 19 中 FA 與 MD 兩者關係在腫瘤鄰近水腫區域中呈現線性負相關，其迴歸式為 $y = -0.1504x + 0.4298$ 。資訊散佈圖中可發現病人腫瘤區域之 FA 值較腫瘤鄰近水腫區域低，這表示該區域中神經纖維被浸潤與破壞的程度較高，腫瘤鄰近水腫區域中仍然還是有 FA 值高的區域，則表示該區域受腫瘤細胞影響的程度較低。水腫對側區域之資訊散佈圖如圖 20 所示，其迴歸式為 $y = -0.3619x + 0.7114$ 。圖 21 中紅色為為正常受測者一，綠色為正常受測者二，紫色為正常受測者三，藍色為正常受測者四，正常受測者之資訊散佈圖如圖 21 所示，其迴歸式為 $y = -0.3762x + 0.7287$ 。正常受測者之白質區域資訊散佈圖中，可觀測到 FA 值會較高但 MD 值會較低的現象，而水腫區對側也是 FA 值會較高但 MD 值會較低的現象，故水腫對側區較無受到去髓鞘化影響；但由

上述各圖可以發現其判定係數並不高，迴歸線的解釋能力並不佳。

為了確認轉移性質腫瘤非病灶區域與正常人白質的 FA 與 MD 值是否有差異，針對腫瘤與腫瘤鄰近水腫區域及正常受測者白質區域分別計算平均數，以 K-means 分群演算法將腫瘤、腫瘤鄰近水腫區域、水腫對側區域與正常白質區域分類進行分類，結果如圖 22 所示：

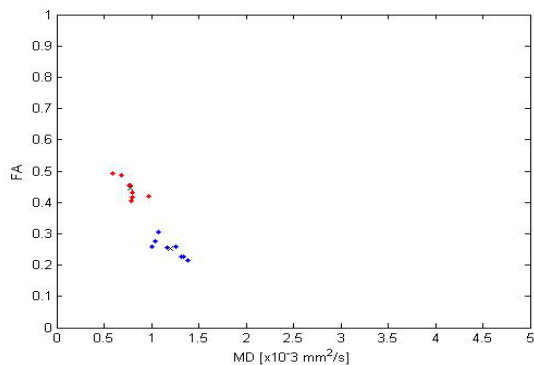


圖 22 K-means 群集分類

圖 23 為 K-means 分類後之結果，紅色部分為腫瘤、腫瘤鄰近水腫區域，藍色部分為水腫對側區域及正常受測者白質區域，實驗結果可區分為兩個叢集，腫瘤、腫瘤鄰近水腫區域歸為一類，而水腫對側區域與正常白質區域歸為另一類。腫瘤與鄰近水腫區域 FA 值較低 MD 值較高的情形，表示遭腫瘤細胞浸潤或破壞。水腫對側區域與正常受測者白質區域 FA 值較高 MD 值較低，表示在水腫對側區域受去髓鞘化的影響較低，所產生的 FA 值與 MD 值與正常受測者白質區域較相似。

5. 結果與討論

本論文針對腦部磁振影像(MRI)執行影像分割，透過擴散權重影像(DTI)成像運

算不等向性分率(FA)與平均擴散度(MD)量化指標。分別收集由轉移性腫瘤病患與正常受測者各四名，資料分為腫瘤、腫瘤鄰近水腫區、腫瘤對側區域、常受測者等四類。

採用 K-means 分類方法將 FA 與 MD 量化指標平均值散佈點進行分類，結果顯示前述資料分為兩個叢集：腫瘤鄰近水腫區域受到腫瘤細胞影響，產生神經纖維去髓鞘化，因此腫瘤區域與腫瘤鄰近水腫區域分類為一叢集；水腫對側區域則與正常人相近，分類為另一叢集。由 FA 與 MD 資訊散佈圖，歸納結論如下：

1. 正常受測者白質區域，有較高之 FA 值與較低之 MD 值。
2. 腫瘤區域中，神經纖維髓鞘因遭腫瘤細胞破壞，導致 FA 較低且 MD 值範圍會較寬廣。
3. 腫瘤鄰近白質水腫區域中，存在兩種情形，
 - a. FA 較低且 MD 值範圍較寬廣，該區域神經纖維可能受到腫瘤細胞的破壞而造成去髓鞘化的影響。
 - b. FA 較高且 MD 值較低的情況，該區域白質可能較未受腫瘤細胞的影響。
4. 水腫區域對側的部份，其資訊散佈與正常受測者白質相當類似，可推論對側區域較未受到去髓鞘化之影響。

致謝

本研究承國科會(編號: NSC99-2221-E-224-034) 補助，本文作者特此致謝。

參考文獻

1. 江品儀, 應用擴散張量造影於精神分裂症病患之胼胝體神經連結性研究, 國立陽明大學碩士學論文, 2008。
2. 羅仕雅, 擴散章量磁振影像於腦部腫瘤周遭組織之研究, 國立陽明大學碩士論文 2005。
3. 羅峻義, 以擴散磁振影像為基礎之三為神經纖維呈現, 中原大學碩士論文, 2004。
4. Berman JI, Mukherjee P., Partridge SC., Miller SP. et al., 2005, “Quantitative diffusion tensor MRI fiber tractography of sensorimotor white matter development in premature infants” , NeuroImage, vol. 27, pp. 862 – 871.
5. Bihan LD., Breton E., 1985 “Imagerie de diffusion in vivo par resonance magnetique nucleaire”, CR Acad Sci Paris, vol.301, pp.1109-1112.
6. Davidon WC., 1991, “Variable metric method for minimization”, SIOPT, vol.1, p1-p17.
7. Deng Z., Yan Y., Zhong D. et al., 2010, “Quantitative analysis of glioma cell invasion by diffusion tensor imaging” , Journal of Clinical Neuroscience, vol. 17, pp.1530-1536.
8. Ding Z., Gore JC., Anderson AW., 2003, “Classification and quantification of neuronal fiber pathways using diffusion tensor MRI”, Magnetic Resonance in Medicine, pp. 716–721.
9. Jellison BJ., Field AS, Medow J., Lazar M., Salamat. MS. and Alexander AL., 2004, “Diffusion tensor imaging of cerebral white matter: a pictorial review of physics, fiber tract anatomy, and tumor imaging patterns” AJNR , vol 25, pp356-369.
10. Kinoshita M., Hashimoto N., Goto T. et al., 2010, “Diffusion tensor-based tumor infiltration index cannot discriminate vasogenic edema from tumor-infiltrated edema”, J Neurooncol, pp.409–410.
11. Kinoshita M., Hashimoto N., Goto T. et al., 2008, “Fractional anisotropy and tumor cell density of the tumor core show positive correlation in diffusion tensor magnetic resonance imaging of malignant brain tumors”, NeuroImage, Vol.43, pp.29-35.
12. Lu S., Ahn D., Johnson G., Law M., Zagzag D., Grossman. RI., 2004, “Diffusion-tensor MR imaging of intracranial neoplasia and associated peritumoral edema: introduction of the tumor infiltration index”, Neuro-radiology, pp.221-228.
13. Parker GJ, 2004, “Analysis of MR diffusion weighted images”, The British Journal of Radiology, S176–S185.
14. Wakana S., Caprihan A., Panzenboeck MM. et al, 2007, “Reproducibility of quantitative tractography methods applied to cerebral white matter”, NeuroImage , pp.630-644.