



國立中山大學電機工程學系

專題研究報告

大腦磁振擴散張量影像之研究

謝竺諭 楊念篤 江玉心

指導教授：莊子肇 博士

Dr. Tzu-Chao Chuang

中華民國 101 年 9 月

大腦磁振擴散張量影像之研究

摘要

本專題研究主要是利用磁振擴散張量影像(magnetic resonance diffusion tensor image)，來觀察大腦組織中水分子的擴散情形，並藉由水分子的擴散方向來評估大腦的組織結構與神經纖維走向。

本專題使用MATLAB軟體對原始擴散權重影像(diffusion-weighted image)進行影像處理產生出擴散張量影像，如ADC map、FA map與color-coded FA map等，並量測出水分子擴散係數(apparent diffusion coefficient, ADC)、非等向性指標(fractional anisotropy, FA)與擴散方向。

利用此影像分析技術，可以成功的觀察大腦各組織區中，有明顯不同的非等向性結構，並從中瞭解水分子在大腦各組織中的擴散強弱及方向。

本專題有另一個研究方向尚在進行中，目前正嘗試建立蔬菜與水果的擴散張量影像，想藉此觀察水分子在蔬菜、水果中的擴散情形，但是在蔬果種類及MRI掃描參數的選擇設定上仍有許多的困難待解決。

目錄

一、緒論

1-1 研究動機	1
----------------	---

1-2 研究目的	2
----------------	---

二、研究理論

2-1 擴散模型	3
----------------	---

費克第一定律	3
--------------	---

布朗運動	4
------------	---

愛因斯坦理論	5
--------------	---

2-2 擴散權重影像	7
------------------	---

核磁共振	7
------------	---

自旋迴訊	9
------------	---

磁場梯度	10
------------	----

脈衝序列	11
------------	----

顯而易見的擴散係數	13
-----------------	----

2-3 擴散張量影像	14
------------------	----

擴散張量	15
------------	----

擴散張量橢圓球	16
---------------	----

特徵系統	17
------------	----

2-4 擴散量化分析	18
水分子擴散速率	18
非等向性擴散指標	18
三、研究架構及方法	
3-1 研究流程	19
3-2 研究設備及材料	20
3-3 擴散張量影像的建立	21
擴散梯度	21
擴散張量矩陣的計算	22
擴散量化指標的計算	24
色彩編碼表示法	25
MATLAB 程式碼	27
四、結果與討論	
4-1 擴散張量影像	31
院內提供的臨床 DTI 影像	32
受測同學的 DTI 影像	39
4-2 擴散指標統計	40
參考文獻	43

圖目錄

圖2.1	Fick's first law示意圖	3
圖2.2	布朗運動	4
圖2.3	高斯擴散模型	6
圖2.4	高斯位移分布與擴散係數之關係圖	6
圖2.5	氫原子Larmor precession示意圖	8
圖2.6	自旋迴訊	9
圖2.7	脈衝梯度自旋迴訊 (PGSE)	11
圖2.8	改變梯度的施加方向對DWI影像訊號強度之影響	14
圖2.9	圓球體擴散軌跡	16
圖2.10	橢圓球擴散軌跡	16
圖2.11	擴散張量橢圓球	17
圖3.1	研究流程圖	19
圖3.2	色彩編碼FA圖	26
圖4.1	第一組DTI所需的7張影像	32
圖4.2	第二組DTI所需的16張影像	32
圖4.3	三個特徵值影像(六個方向)	33
圖4.4	三個特徵值影像(十五個方向)	33
圖4.5	T2、DWI、trace ADC影像(六個方向)	34

圖4.6	T2、DWI、trace ADC影像(十五個方向)	34
圖4.7	所有切面之FA影像(六個方向)	35
圖4.8	所有切面之FA影像(十五個方向)	36
圖4.9	X、Y、Z影像(六個方向)	37
圖4.10	FA、color-coded FA影像(六個方向)	37
圖4.11	X、Y、Z影像(十五個方向)	38
圖4.12	FA、color-coded FA影像(十五個方向)	38
圖4.13	受試者-楊念篤同學的 trace ADC、FA、color-coded FA影像	39
圖4.14	各組織區水分子平均擴散係數 <tradc統計圖<="" td=""> <td>42</td> </tradc統計圖>	42
圖4.15	各組織區非等向性指標FA統計圖	42

表目錄

表3.1	第一組DTI影像參數	20
表3.2	第二組DTI影像參數	20
表3.3	受測同學DTI影像參數	20
表3.4	6個擴散梯度方向	21
表3.5	15個擴散梯度方向	21
表4.1	擴散指標統計數值	40

一、緒論

1-1 研究動機

醫學影像是一門為了醫療用途及醫學研究所發展出來的科學，針對人體或人體的某部位，以非侵入的方法來取得內部組織影像的技術。

在醫學工程領域，醫學影像通常是指研究影像的構成、擷取與儲存的技術、以及儀器設備的研究開發等。在生醫資訊應用方面，為了使儲存的數位影像檔案，可以提供彼此交換與查閱，也發展出一套醫療數位影像傳輸協定(digital imaging and communications in medicine, DICOM)的技術。

隨著醫學影像的技術持續進步，不外乎追求更好的時空解析度、更高的訊雜比、更短的掃描時間等，藉以改善影像品質，提供更精準的生理資訊。而磁振造影(magnetic resonance imaging, MRI)技術在近十年來快速的成熟與普及，所憑藉的就是其影像可以提供豐富的生理資訊，如常見的T1、T2影像，在觀察軟組織時的影像對比表現，就比X-ray或CT來的佳；而MRI目前最大的優勢之一，就是能以非侵入的方式觀察腦部的細微組織。一般當大腦發生病變時，例如急性的腦中風，往往難以即時診斷出來，經由擴散磁振影像(diffusion MRI)的技術，即可在中風後的關鍵時間內檢驗出病灶，給予搶救。

1-2 研究目的

Diffusion MRI 是描述水分子在人體組織中的三維擴散行為，此擴散運動會隨著不同的組織與障壁現象，在空間中呈現不同的擴散趨勢，即所謂的擴散非等向性(diffusion anisotropy)，代表擴散的方向性與組織結構有很大的關聯，因此影像技術從過去的擴散權重影像(diffusion-weighted imaging, DWI)演進到現今的擴散張量影像(diffusion tensor imaging, DTI)。DTI能完整的計算出擴散的大小、方向、與相關的非等向性指標參數，並根據擴散的非等向性與方向，可進一步推估出大腦的神經纖維走向，這也是DTI研究的重大成果之一。

本專題的研究目的是建立擴散張量影像的測量與分析，並撰寫程式求取水分子擴散係數ADC和非等向性擴散指標FA，希望藉由這些參數觀察大腦的組織結構。

二、研究理論

2-1 擴散模型

擴散現象是個自然的物質傳輸過程，不需要透過整體運動(bulk motion)即可使分子或微粒子進行混合。

費克第一定律 (Fick's first law)

想像在一杯水中滴下一滴彩色染劑。一開始，染劑看起來似乎是集中在剛滴下的那一點，但是經過一段時間後，染劑分子將會以球型對稱的方式輻射移動，這個過程不需要任何外力攪拌或液體的整體運動。用來解釋這個現象的物理定律稱為 Fick's first law，是由Fick在1885年提出，Fick將擴散通量與濃度差異寫成關係式：

$$\mathbf{J} = -D\nabla C \quad (2.1)$$

\mathbf{J} 為擴散的淨通量(向量)， C 為濃度， D 為擴散係數(diffusion coefficient)。Fick's first law 說明了微粒子將會由濃度高區往濃度低區擴散 (圖2.1)。

擴散係數代表著介質本身的特性，它的值取決於擴散分子的大小、環境的溫度和微細構造等。因基於其對周遭環境的敏感度，擴散係數可用來探測生物組織的物理特性。

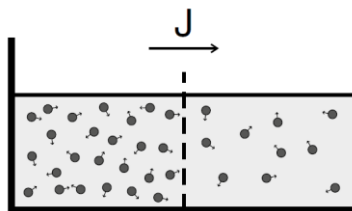


圖2.1 Fick's first law示意圖 (參考文獻[1] P.4 fig1.1)：當分子在不同區域的濃度不相等時，分子會由濃度高的區域往濃度低的區域移動，形成擴散通量。

布朗運動 (Brownian motion)

在熱力學平衡的條件下，即當溫度與壓力維持恆定的狀態，擴散現象也會發生。但矛盾的是，根據 Fick's first law，當溫度或濃度梯度消失時，將不會有任何的淨擴散通量。但後來得知，雖然淨擴散通量消失，但是微觀的分子運動仍然存在，只是在平衡的狀態下，沒有分子的淨擴散通量。

用來解釋上述現象的布朗運動來自於Robert Brown的觀察。1827年，Robert Brown在顯微鏡底下觀察懸浮在水中的花粉粒，發現花粉粒竟然會隨機的自主運動。Brown一開始以為他發現了生命的本質，但後來將實驗樣本換成灰塵或是其他無生命的物質時也可觀察到相同的現象。

後來證實，Brown觀察到的現象並非來自於微粒子的自主運動，而是水分子的擴散運動。微觀下的分子擴散，是指分子(微粒子) 因為本身所具備的熱能，會不停的與鄰近的粒子碰撞，並且會遭受到屏障而影響活動範圍。

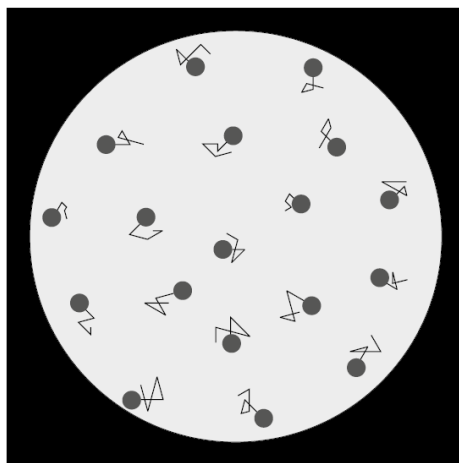


圖2.2 布朗運動 (參考文獻[1]P.4 fig1.2) :
Robert Brown 1827年在顯微鏡下觀察到水中花粉粒的隨機運動。

愛因斯坦理論

雖然分子的擴散是個不規則的隨機運動，無法得知確切的位置，但仍可利用機率理論來分析。1905年，Einstein以「displacement distribution」的機率分布模型證明了Brownian motion。

Einstein的理論假設微粒子的數量夠多而且能夠在空間裡自由擴散，分子位移的平方 $\langle r^2 \rangle$ 將會與擴散時間 t 及擴散係數 D 呈正比。

Einstein將此關係寫成以下的Einstein's equation：

$$\langle r^2 \rangle = 6Dt \quad (2.2)$$

位移的分布會呈現出一個期望值為零的高斯機率分布(Gaussian distribution)。機率的峰值出現在零位移，且從原點往任何方向位移一定距離的機率均相同（圖2.3及圖2.4）。

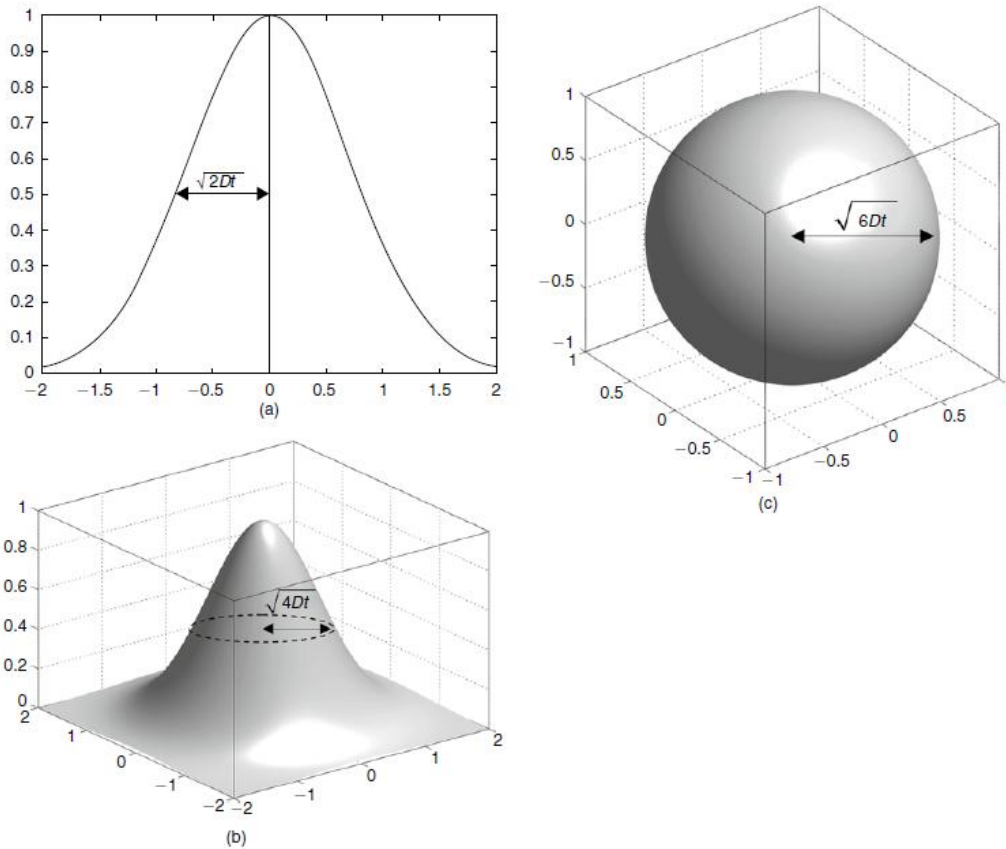


圖2.3 高斯擴散模型 (參考文獻[1]P.39 fig3.1)：(a)一維空間 (b)二維空間：截面為以原點為圓心，半徑為 $\sqrt{4Dt}$ 的圓 (c)三維空間：以原點為球心，半徑為 $\sqrt{6Dt}$ 的球體。

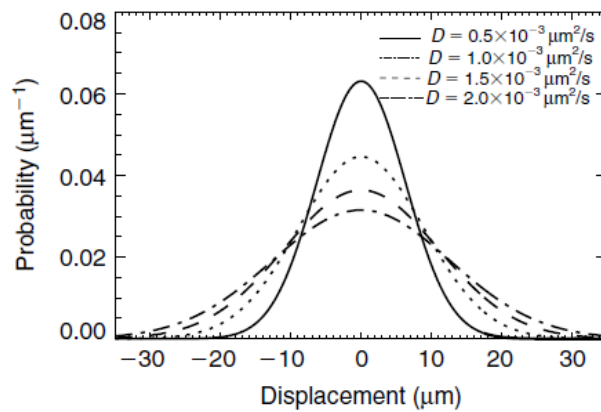


圖2.4 高斯位移分布與擴散係數之關係圖 (參考文獻[1]P.5 fig1.3)：最大機率出現在位移為零，且隨著擴散係數增大，位移的機率分布更廣。

2-2 擴散權重影像 (diffusion-weighted image, DWI)

Diffusion MRI 的理論早在1980年代中期就被提出，過去的25年來，此種MRI的技術開始被推廣與採用。Diffusion MRI成功的原因，在於它能夠量測生物微細組織結構的水分子擴散，提供比一般MRI更優越的影像解析度。人體的組成成分有70%是水，而水分子中的氫原子又是MRI影像訊號的來源，所以水分子是最適合用來研究diffusion MRI的物質。水分子在大腦中的擴散行為會與細胞膜、神經纖維或大分子產生交互作用，因此觀察水分子的擴散便提供了一個有關組織結構的重要線索。

核磁共振 (nuclear magnetic resonance, NMR)

水分子中的氫原子核(單一質子)就像一個小磁鐵，本身具有磁偶極，這些磁偶極通常稱為*spins*，會隨著外加的磁場整齊排列。在MRI中，這個外加的主磁場稱作 B_0 ，是由MRI scanner產生的一個強大靜磁場。另一個由MRI scanner產生的磁場是一個以radio frequency振盪的短時間脈衝，稱為射頻脈衝 (RF pulse)。

標準的NMR scan一開始是使用一個90度的 RF pulse 作為信號的激發。當RF pulse 作用在*spins*上時，*spins*將會偏離原磁化方向(主磁場 B_0)，轉到與主磁場 B_0 垂直的平面後，開始繞著主磁場方向作旋進運動，這個現象稱為Larmor precession。Spins的旋進頻率可以由以下的Larmor equation得到：

$$f = \gamma B \quad (2.3)$$

f 為*spins*旋進的頻率，亦稱Larmor frequency。 γ 為旋磁比(gyromagnetic ratio, 42.58MHz/Tesla for protons)，而 B 為磁場強度。

激發後的磁性，經過一段時間會因為熱平衡而恢復原狀，此現象稱為弛緩效應(relaxation)。*Spins*的旋進部份會隨時間常數 T_2 呈現指數衰減，即為橫向磁矩衰減(T_2 relaxation)；同時，*spins*的縱向部分也會隨時間常數 T_1 呈現指數恢復，重新與主磁場 B_0 排列，即為縱向磁矩恢復(T_1 relaxation)。

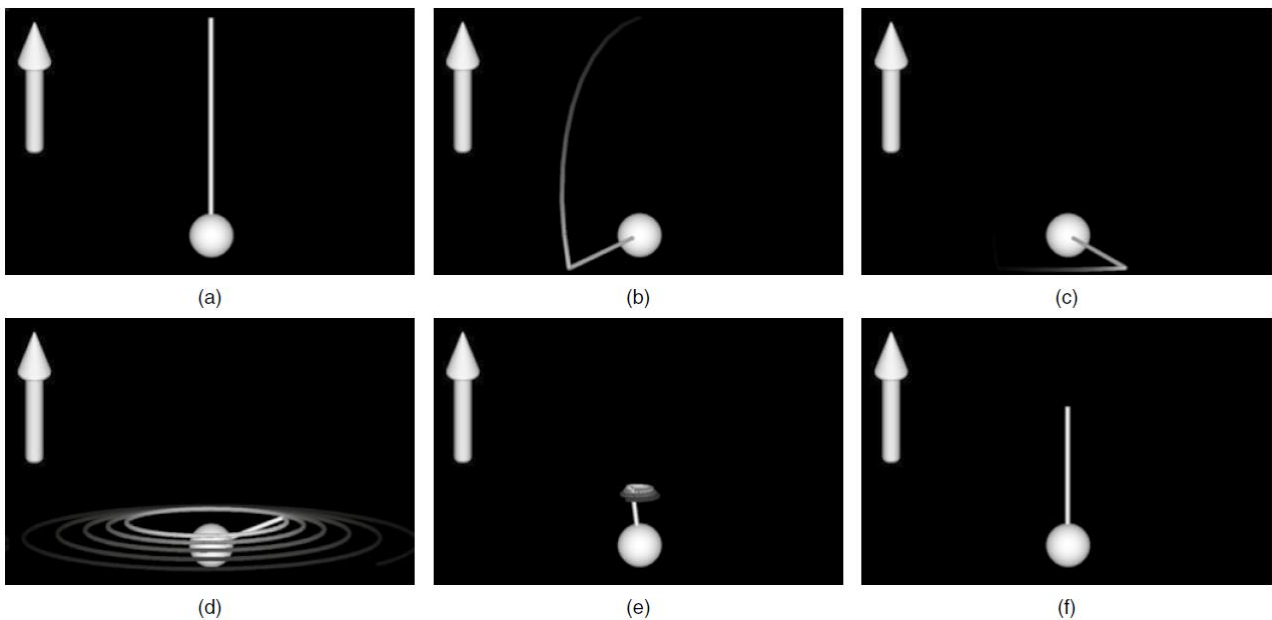


圖2.5 Larmor precession示意圖 (參考文獻[1] P.13 fig2.1) (左上角的箭頭為主磁場 B_0)：
(a) *spin*與 B_0 整齊排列 (b) RF激發脈衝使*spin*轉離 B_0 方向 (c) *spin*繞著 B_0 方向作旋進運動
(d, e) *spin*的旋進部份隨 T_2 時間常數呈現指數衰減 (e, f) *spin*縱向部分隨 T_1 時間常數呈現指數恢復，重新與 B_0 方向排列整齊。

根據法拉第定律，*spins*的磁性旋進會在MRI scanner的接收線圈上產生感應電流，核磁共振影像的信號就是利用此電流來產生。感應電流的強度與*spins*旋進的相角一致性 (phase coherence) 有關，反映在影像上就代表著每一個像素(pixel)的亮度。

自旋迴訊 (spin echo)

因為主磁場 B_0 具有先天的微小不均勻性(inhomogeneity)，受到激發的*spins*之旋進頻率不相同，所以經過一段時間後，*spins*將會失去相角一致性，造成接收到的MRI訊號快速衰減。由T2 decay和失相(dephasing)導致的信號損失，通常稱為T2*訊號衰減。

消除*spins*失相的方法就是在激發訊號一段時間 t 過後，加入一個180度的RF pulse。這個 refocusing RF pulse 會將*spins*以垂直 B_0 的平面作180度的翻轉，把原本旋進頻率較快的*spins*排到旋進頻率較慢的*spins*之後。漸漸地，旋進較快的*spins*會追上旋進較慢的*spins*，而所有的*spins*將會在激發訊號過後 $2t$ 的時間重新回到同相(in phase)，再度產生接收訊號，稱為自旋迴訊 (spin echo) (圖2.6)。

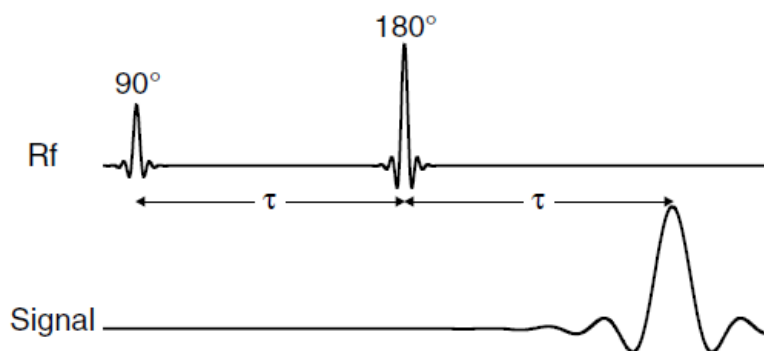


圖2.6 自旋迴訊 (參考文獻[1]P.5 fig1.4)：兩個 RF pulse 之間的時間差為 τ ，第一個RF pulse與echo形成之間的時間稱為TE(echo time)，為 τ 的兩倍。

磁場梯度 (magnetic resonance gradients)

DWI的作法，一般是加入一組由MRI scanner產生的磁場梯度(magnetic resonance gradient)，來提高對擴散的敏感度。這些梯度通常被加在主磁場上三個互相垂直的方向，寫作 $G_x(t)$ 、 $G_y(t)$ 、 $G_z(t)$ 。加入梯度的主磁場可以下列式子表示：

$$B = B_0 + G_x(t) x + G_y(t) y + G_z(t) z \quad (2.4)$$

由此可知，當在磁場中施加一個梯度時，沿著梯度方向(x, y, z)上的磁場強度會隨位置變化，*spins*受到不同大小的磁場而產生不同的旋進頻率，因而將位置的訊息融入不同頻率中。經由頻譜的運算(Fourier transform)，就可以把擴散行為記錄在影像中，於是只要開啟某方向的梯度場，便可偵測到該方向上的擴散效應。這就是DWI最大的好處，此在傳統的MR影像如T1、T2權重影像上是無法做到的。

另一個DWI的優勢就是可以做切面選擇(slice selection)。切面選擇可發生在梯度開啟的同時，加入激發訊號的 RF pulse。因為梯度的開啟，*spins*的旋進頻率將會隨著梯度方向上的不同的位置而變化。換言之，一個特定的頻率會對應到一個特定的平面，也因為 RF pulse 只激發頻率相同的*spins*，所以可藉由調整 RF pulse 的頻率，選擇欲激發的切面。

脈衝序列 (pulse sequence)

MRI是利用特定磁場開關的序列來進行資料的收集，稱為脈衝序列 (pulse sequence)。在擷取擴散權重影像時，最常用且簡單的掃描序列是，施予一對雙極脈衝梯度場 (bipolar pulsed gradient)，如圖2.7所示，此方法稱為脈衝梯度自旋迴訊 (pulsed gradient spin-echo, PGSE)。

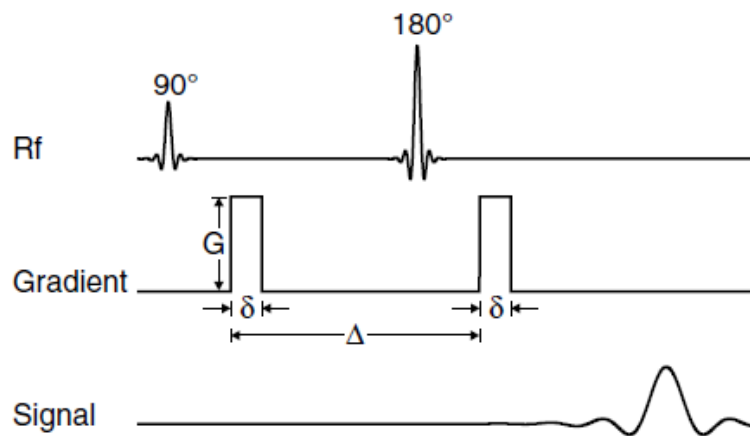


圖2.7 Pulsed gradient spin-echo (PGSE) (參考文獻[1]P.6 fig1.6)：

G 為梯度場強度， δ 為梯度場持續時間， Δ 為兩梯度脈衝之間的時間間隔。

第一次梯度場開啟後，會導致spins產生 φ_1 的相位移，假設梯度場延著x軸方向作變化：

$$\varphi_1 = -qx_1 \quad (2.5)$$

上式將實驗參數結合成量值 $q = \gamma\delta G$ ， γ 為旋磁比， x_1 為原子旋進位置，假定在 δ 這段時間內不變。經過了180度rf pulse後， φ_1 相角轉變成 $-\varphi_1$ ，而後第二次的梯度場導致 φ_2 相位移：

$$\varphi_2 = -qx_2 \quad (2.6)$$

由此可觀察到原子在兩梯度脈衝之間，即在 Δ 時間區間內發生位移 $(x_2 - x_1)$ ，所造

成的淨相位移 $\Delta\varphi$ ：

$$\Delta\varphi = \varphi_2 - \varphi_1 = -q(x_2 - x_1) \quad (2.7)$$

由此可知，當原子保持靜止時($x_1 = x_2$)，不會產生相位移。但是如果原子有隨機的擴散運動時，第一梯度場造成的相位移將無法和第二梯度場所造成的相位移完全互相消除，而導致phase dispersion，個別spins的磁矩方向不一致，因而由總磁矩所得到訊號會產生衰減。MR訊號衰減的程度可由以下的公式描述：

$$E(q) = S(q) / S_0 \quad (2.8)$$

$E(q)$ 為MR訊號的衰減量， $S(q)$ 為echo time時所收到擴散後衰減的訊號， $S_0 = S(0)$ 為無梯度場影響的訊號(即擴散之前)。由relaxation所導致的訊號衰減與擴散梯度的加入是沒有關係的，所以將 $S(q)$ 除以 S_0 後可消除relaxation的效應，使 $E(q)$ 只表達出與擴散有關的訊號衰減。

$$E(q) = \int \rho(x_1) \int P(x_1, x_2, \Delta) e^{-iq(x_2 - x_1)} dx_2 dx_1 \quad (2.9)$$

$\rho(x_1)$ 為施加第一梯度場時的spin density，表示發現粒子出現在 x_1 位置的機率。

$P(x_1, x_2, \Delta)$ 為粒子初始位置在 x_1 ，經過 Δ 時間後發現粒子出現在 x_2 位置的條件機率，也稱為diffusion propagator。在擴散不受限的情況下，propagator會是一個Gaussian form，此時 $E(q) = e^{-q^2 D \Delta}$ 。在PGSE實驗中，寫成以下的Stejskal-Tanner expression：

$$E(q) = e^{-q^2 D(\Delta - \delta/3)} = e^{-bD} \quad (2.10)$$

Where $b = q^2(\Delta - \delta/3) = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3)$ ，稱為梯度因子 (b factor)，與磁場的相關參數有關，可以控制擴散的比重(diffusion weighting)。 D 為擴散係數。

顯而易見的擴散係數

水分子在自由空間下的擴散係數為常數，一般在體溫(37°C)下水分子的擴散係數為 $3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2 \text{ s}^{-1}$ 。但是根據Einstein's equation，如果水分子在隨機運動的軌跡上碰到了障壁，如細胞膜、神經纖維或是大分子等，則單位時間內位移平方的平均值將會小於在自由不受限的水中。所以由Einstein's equation計算出來的擴散係數也會比較小，也就是所謂的apparent diffusion coefficient，一般簡寫成ADC。

假設水分子的擴散為Gaussian diffusion且符合Einstein's equation，訊號的衰減量可以表示成：

$$\frac{I_{DWI}}{I_0} = \exp(-b \cdot ADC) \quad (2.11)$$

要能夠計算出ADC值，最少需要量測兩組訊號：一組有施加擴散梯度的訊號 I_{DWI} 與一組沒有加擴散梯度的訊號 I_0 ($b=0$)。但是如此的做法並不是唯一的，關鍵是必須要有不同比重的影像對照，知道兩組訊號 b 值的差異，則ADC可由上式整理後得到：

$$ADC = \ln \left[\frac{I_{DWI}}{I_0} \right] \times \frac{1}{-b} \quad (2.12)$$

2-3 擴散張量影像 (diffusion tensor image, DTI)

1990年，Moseley發現在貓大腦中的某些特定部位，所量測到的ADC會與量測的方向(擴散梯度的方向)有強烈的關係。不久後，Doran與Chenevert也在人體的大腦白質中發現ADC與量測方向的關聯性 (圖2.8)。

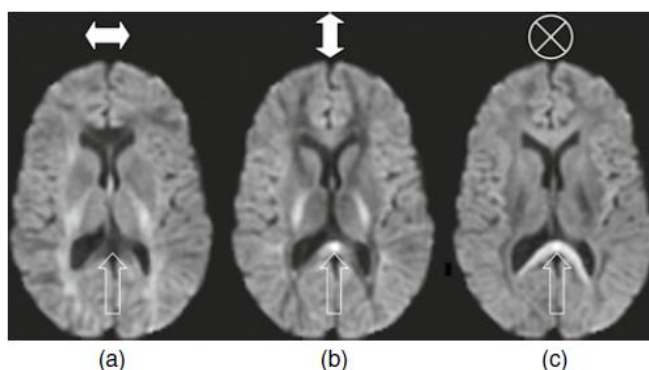


圖2.8 梯度的施加方向對DWI影像訊號強度的影響 (參考文獻[1]P.41 fig3.3)：較暗的區域代表擴散性高，較亮的則代表擴散性低。圖上方的雙箭頭為梯度的施加方向軸，圖下方白色未填滿箭頭所指的區域為胼胝體，由圖可見，此部位的水分子沿著左右方向的擴散性高，往另兩個正交軸方向的擴散性較低。

在大腦的某些區域，三張影像的擴散權重相同，意指往不同方向擴散的ADC也是相等的，這些區域的擴散行為稱為等向性的(isotropic)，如圖2.8白色未填滿箭頭所指的區域則為非等向性的(anisotropic)。

除了利用不同方向的DWI影像來計算單一擴散係數影像外，事實上，擴散本身即是三維空間的運動，因媒介中不同的物理排列與障壁的出現，所以分子在組織中的擴散往往是非等向性的，意即往不同方向的擴散速度不一。例如神經纖維(白質)具有強烈的非等向性結構，使得水分子擴散會有特定走向；而神經元(灰質)的非等向性擴散則較弱，因此無法單以一個擴散係數來表示其擴散特性。為了更精確描述神經纖維的走向，Basser在1994年提出了擴散張量影像(DTI)的理論。

擴散張量 (diffusion tensor)

當以數學的三維 3×3 矩陣，即張量(tensor)來描述非等向性的擴散運動，張量可以完整地表達擴散的方向和與三度空間軸向的相關性。

將張量矩陣 D 表示如下：

$$D = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

矩陣中的對角元素 D_{xx} 、 D_{yy} 、 D_{zz} 為在 x 、 y 、 z 三個方向的擴散係數。非對角線元素如 D_{xy} 則表示與 x 、 y 正交方向上的擴散係數。

式(2.13)中有九個方向的擴散係數，但其中 $D_{xy} = D_{yx}$ ， $D_{xz} = D_{zx}$ ， $D_{yz} = D_{zy}$ ，即 D 為對稱矩陣 ($D_{ij} = D_{ji}$)，所以只需求出六個方向即可。因此需要六個獨立方向的擴散權重影像(DWI)來計算擴散張量：

$$I_{DWI} = I_0 \exp\left(-\sum_{i=x,y,z} \sum_{j=x,y,z} b_{ij} D_{ij}\right) \quad (2.14)$$

$$\text{或是 } I_{DWI} = I_0 \exp(-b_{xx} D_{xx} - b_{yy} D_{yy} - b_{zz} D_{zz} - 2b_{xy} D_{xy} - 2b_{xz} D_{xz} - 2b_{yz} D_{yz}) \quad (2.15)$$

上式(2.14)和(2.15)表示擴散權重影像的訊號衰減與各方向擴散係數的關係。

擴散張量橢圓球 (diffusion tensor ellipsoid)

我們亦可用橢圓球體方程式來說明擴散張量。在自由不受限時，水分子的擴散可朝三度空間任一方向作移動，因此其運動軌跡為等向性，往任何方向的擴散能力都相同，如一圓球體 (圖2.9)。但是當擴散受到限制，只能朝特定方向移動，如神經纖維中的水分子擴散，則此時擴散的軌跡為非等向性，只侷限在某些方向上，因此擴散能力在特定方向較強，其他方向較弱，形狀如一橢圓球體 (圖2.10)。

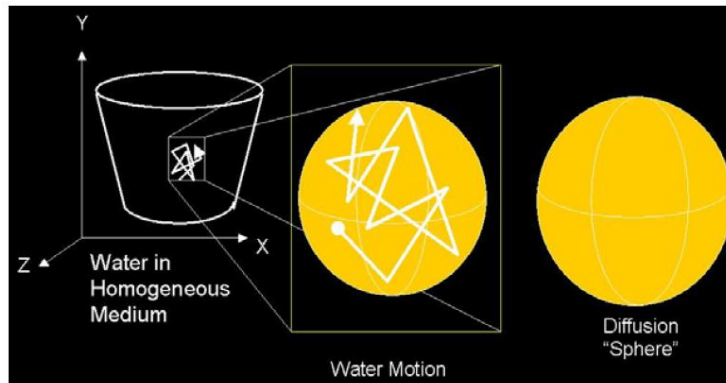


圖2.9 圓球體擴散軌跡 (參考文獻[2]P.7 圖2.2)：
一個自由不受限的水分子可隨機運動，其擴散軌跡如圓球體(等向性)。

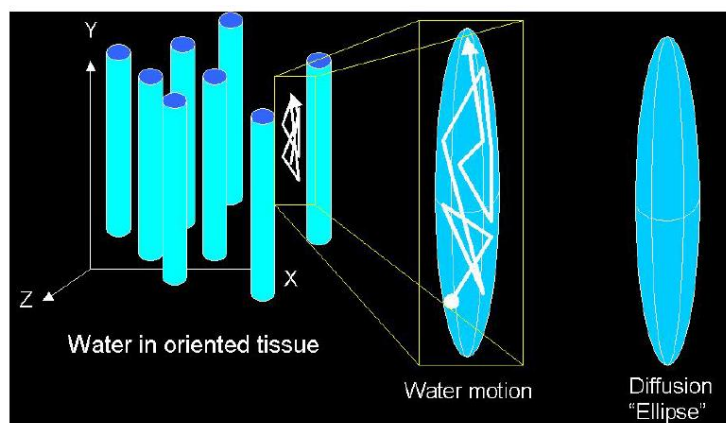


圖2.10 橢圓球擴散軌跡 (參考文獻[2]P.7 圖2.3)：在神經纖維內的水分子擴散，會受到障壁的阻礙，擴散方向將被限定在纖維的走向，其擴散軌跡形同一橢圓球體(非等向性)。

特徵系統 (eigensystem)

單一擴散係數ADC只是各方向擴散的平均值，可以描述此點組織平均的擴散能力，卻無法描述非等向的擴散程度，而擴散張量可以解決此缺點，利用橢圓球體來描述擴散的大小和方向。

雖然擴散張量可以顯示出方向性，但在表達上要以三度空間顯現比較困難，因此將擴散張量矩陣對角化(diagonalized)後，可以解出三個獨立的特徵向量(eigenvector) ε_1 、 ε_2 、 ε_3 ，與相關的特徵值(eigenvalue) λ_1 、 λ_2 、 λ_3 ，以代表擴散橢圓球中心向外的三個正交軸 (圖2.11)。最大特徵值所對應之特徵向量，可用來辨識水分子擴散的主要方向。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度。

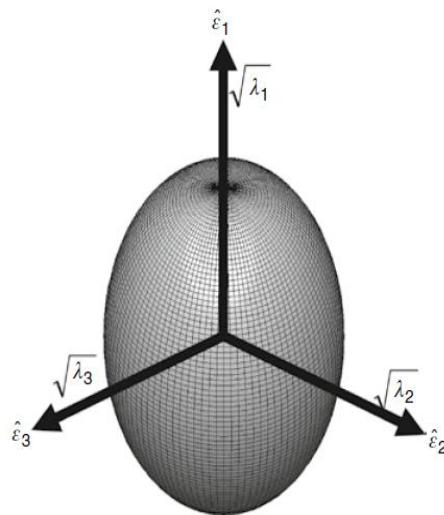


圖2.11 擴散張量橢圓球 (參考文獻[1] P.43 fig3.5)：橢圓球三個軸的長度以特徵值 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 的根號值表示，三個軸的方向以特徵向量 $\hat{\varepsilon}_1$ 、 $\hat{\varepsilon}_2$ 、 $\hat{\varepsilon}_3$ 表示，最大的特徵值 λ_1 落在橢圓球的長軸方向上，其對應的特徵向量 $\hat{\varepsilon}_1$ 表示主要的擴散方向。

2-4 擴散量化分析

水分子擴散速率

擴散係數(apparent diffusion coefficient, ADC)的單位為 mm^2/s ，為用來評估水分子在組織中擴散程度的指標，不會受到MR scanner梯度場方向的影響，此項指標可在不同的MR儀器上獲得一致的數值。將擴散張量矩陣中的三個特徵值加總後平均，即可算出對應水分子三個主要擴散方向的平均擴散係數，稱為 trace ADC (*trADC*)，其定義如下：

$$\text{trADC} = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3} \quad (2.16)$$

非等向性擴散指標

本研究使用多數文獻採用的非等向性指標 (Fractional Anisotropy, FA)，主要是用來評估擴散張量中非等向性部份的擴散大小，FA的定義如下：

$$FA = \sqrt{\frac{3}{2}} \frac{\sqrt{(\lambda_1 - \langle \lambda \rangle)^2 + (\lambda_2 - \langle \lambda \rangle)^2 + (\lambda_3 - \langle \lambda \rangle)^2}}{\sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}} \quad 0 \leq FA \leq 1 \quad (2.17)$$

$$\text{where } \langle \lambda \rangle = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3}$$

當水分子呈等向性擴散時，三個特徵值相同時可得到FA的最小值為0；而當有一個最大特徵值，其餘兩個特徵值為0時，可得到FA的最大值為1。由此量化指標可將水分子主要擴散方向的比例表現出來，當FA值愈大，代表其擴散的非等向性愈強(愈有方向性)。

三、研究架構及方法

3-1 研究流程

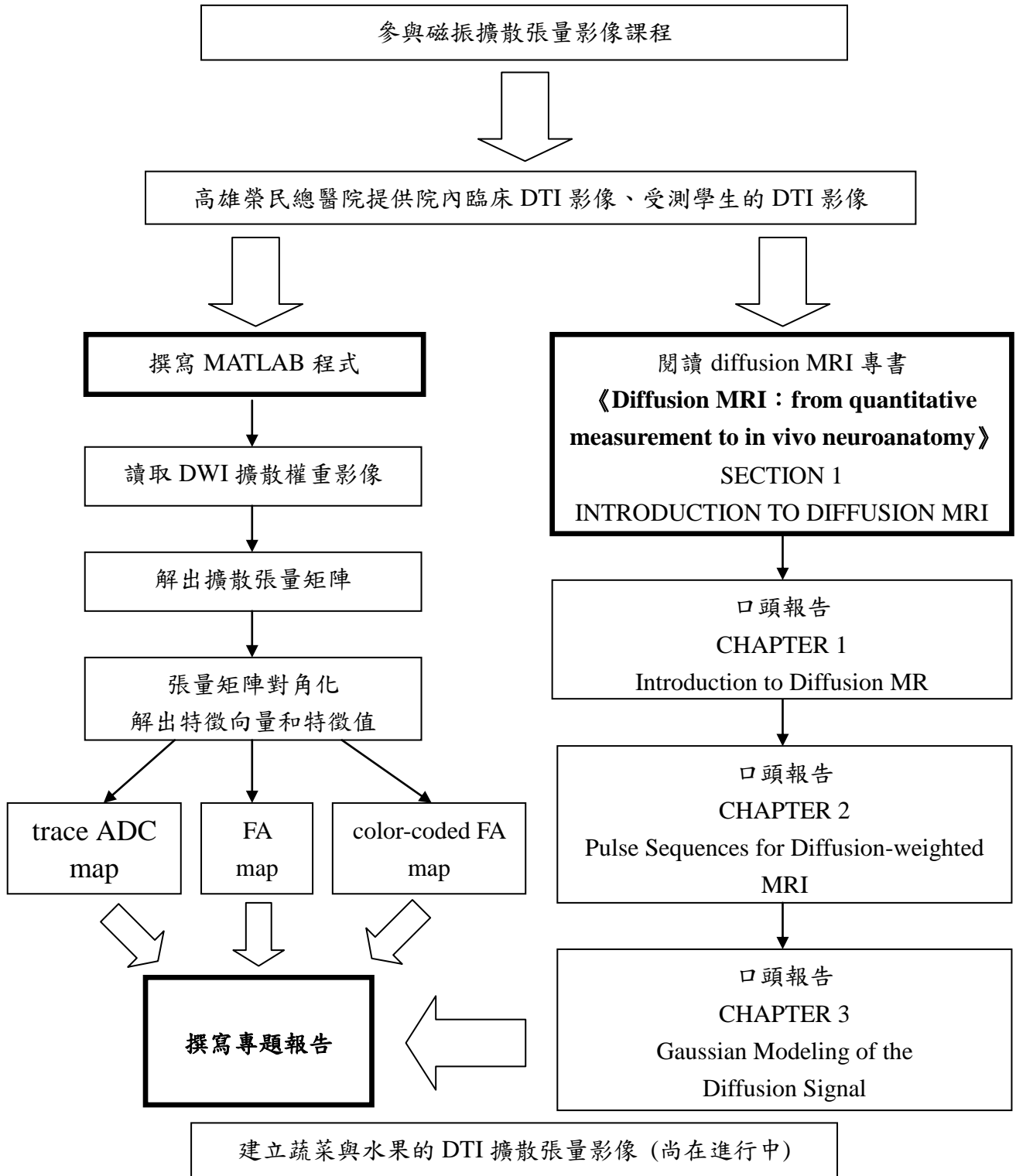


圖3.1 研究流程圖

3-2 研究設備及材料

使用的實驗儀器為高雄榮民總醫院的 GE 1.5 Tesla Signa HDx 磁振造影機，實驗採用院內提供的兩組臨床DTI影像及受測同學的DTI影像。

影像	6個方向的擴散權重影像(b=1000)與一張當作參考的T2影像(b=0)		
影像數	總共7×5=35張影像	影像大小	128×128 pixel
切面數	5	切面厚度/間隔	5 mm / 9 mm
Number of averages	6	FOV (field of view)	100 mm
Repetition time (TR)	4000 ms	Echo time (TE)	120 ms

表3.1 第一組DTI影像參數

影像	15個方向的擴散權重影像(b=1000)一張當作參考的T2影像(b=0)		
影像數	總共16×33=528張影像	影像大小	128×128 pixel
切面數	33	切面厚度/間隔	4.4 mm / 4.4 mm
Number of averages	2	FOV (field of view)	80 mm
Repetition time (TR)	10000 ms	Echo time (TE)	93.4 ms

表3.2 第二組DTI影像參數

影像	6個方向的擴散權重影像(b=1000)與一張當作參考的T2影像(b=0)		
影像數	總共7×9=63張影像	影像大小	256×256 pixel
切面數	9	切面厚度/間隔	10 mm / 9 mm
Number of averages	8	FOV (field of view)	100 mm
Repetition time (TR)	4000 ms	Echo time (TE)	97.7ms

表3.3 受測同學DTI影像參數

*所有影像皆儲存成DCM檔案格式(.dcm)。

3-3 擴散張量影像的建立

擴散梯度

由於一張擴散權重影像(DWI)只可測得水分子擴散的一個方向，欲得到擴散張量影像(DTI)至少需要6張不同方向的DWI影像。本研究採用6個及15個擴散梯度方向(表3.4、表3.5)的擴散權重影像。

X	Y	Z
1	0	0
0.446	0.895	0
0.447	0.275	0.851
0.448	-0.723	-0.525
0.447	-0.724	0.526
-0.449	-0.277	0.85

表3.4 6個擴散梯度方向

X	Y	Z
0.216001983700	-0.898615365314	0.381881615504
-0.444561363553	-0.418726663881	0.791854263732
-0.635186145240	-0.770065881729	-0.059473512527
0.500548727571	-0.192538217024	0.844026069688
-0.221229771469	0.531169628316	-0.817872981685
-0.891941312897	0.079142510044	-0.445170930601
-0.169315707509	0.513429353508	0.841262438331
-0.263965919566	-0.440254059158	-0.858194824444
0.598524035730	0.006919955250	-0.801074960833
-0.899631198936	0.223429384229	0.375157321885
0.985305483557	-0.166404497880	0.038505157549
0.627905121857	0.627079786181	0.460983838881
-0.350119335865	0.936470382954	0.020968369105
0.527048413266	0.773124394001	-0.352843650184
0.420616988873	-0.804160710609	-0.420008214424

表3.5 15個擴散梯度方向

擴散張量矩陣的計算

利用擴散張量 D 與擴散訊號衰減程度的關係式：

$$\ln\left(\frac{I_{DWI}}{I_0}\right) = -bD = -\gamma^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3}\right) G^T D_{eff} G \quad (3.1)$$

求得擴散張量矩陣 D_{eff} ，其中 I_{DWI} 為有擴散梯度的影像訊號大小， I_0 為不受擴散梯度影響的訊號大小(T2影像)， G 為梯度磁場方向。

為了方便理解數學運算，以六個不同方向的梯度 $G_1 [1,1,0]$ 、 $G_2 [1,-1,0]$ 、 $G_3 [1,0,1]$ 、 $G_4 [1,0,-1]$ 、 $G_5 [0,1,1]$ 、 $G_6 [0,1,-1]$ 為例說明。

以梯度 $G_1 [1,1,0]$ 為例，由式子(3.1)可得：

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix} = D_{xx} + D_{yy} + 2D_{xy} = D_{(1,1,0)} \quad (3.2)$$

$$\ln\left(\frac{I_{(1,1,0)}}{I_0}\right) \times \frac{1}{-b} = D_{(1,1,0)} \quad (3.3)$$

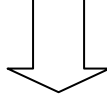
$$\begin{aligned} D_{(1,1,0)} &= D_{xx} + D_{yy} + 2D_{xy} \\ D_{(1,-1,0)} &= D_{xx} + D_{yy} - 2D_{xy} \\ D_{(1,0,1)} &= D_{xx} + D_{zz} + 2D_{xz} \\ D_{(1,0,-1)} &= D_{xx} + D_{zz} - 2D_{xz} \\ D_{(0,1,1)} &= D_{yy} + D_{zz} + 2D_{yz} \\ D_{(0,1,-1)} &= D_{yy} + D_{zz} - 2D_{yz} \end{aligned} \quad (3.4)$$

以此類推六個方向為：

$$\text{寫成矩陣形式：} \quad \begin{bmatrix} D_{(1,1,0)} \\ D_{(1,-1,0)} \\ D_{(1,0,1)} \\ D_{(1,0,-1)} \\ D_{(0,1,1)} \\ D_{(0,1,-1)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 2 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 0 & -2 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 2 \\ 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & -2 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & 2 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & -2 & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} D_{xx} \\ D_{yy} \\ D_{zz} \\ D_{xy} \\ D_{yz} \\ D_{xz} \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

經由反矩陣運算：

$$\begin{bmatrix} D_{xx} \\ D_{yy} \\ D_{zz} \\ D_{xy} \\ D_{yz} \\ D_{xz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 2 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 0 & -2 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 2 \\ 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & -2 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & 2 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & -2 & 0 \end{bmatrix}^{-1} \times \begin{bmatrix} D_{(1,1,0)} \\ D_{(1,-1,0)} \\ D_{(1,0,1)} \\ D_{(1,0,-1)} \\ D_{(0,1,1)} \\ D_{(0,1,-1)} \end{bmatrix} \quad (3.6)$$



可得：

$$[D_{xyz}]_{6 \times 1} = [G_{eff}]_{6 \times 6}^{-1} \times [D]_{6 \times 1} \quad (3.7)$$

(3.7)式中等號左邊的 D_{xyz} matrix為所求張量矩陣 D_{eff} 中的六個獨立參數， G_{eff} matrix則為六個梯度方向矩陣， D matrix即經由(3.3)式得到。因此只要將(3.5)式的等號兩邊同乘上 G_{eff} matrix的反矩陣，即可算出完整的擴散張量 D_{eff} ：

$$D_{eff} = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

以MATLAB程式產生擴散張量矩陣的流程如下：(以6個方向的擴散梯度為例)

- (1) 讀入同一個切面的七張影像(六張擴散權重影像+一張參考用T2影像)
- (2) 將六個擴散梯度 $G_1 \sim G_6$ 儲存成 3×6 矩陣 G ，經運算後即可得到矩陣 G_{eff} 。
- (3) 由(3.3)式計算出矩陣 D ，再將 G_{eff} 的反矩陣乘上矩陣 D 可得到矩陣 D_{xyz} 。
- (4) MRI影像中大腦才是我們感興趣的區域，所以求擴散張量矩陣時，為了避免計算到大腦外的區域造成影像上不必要的雜訊，我們在T2影像上設界限，若是pixel中的intensity小於此界線值則不進行步驟(3)之計算，也就是影像的masking。
- (5) 將矩陣 D_{xyz} 中的六個參數作安排即可得出擴散張量矩陣 D_{eff} 。

擴散量化指標的計算

將擴散張量矩陣 D_{eff} 對角化後，即可解出每個pixel的三個特徵向量(eigenvector， \vec{V}_1 、 \vec{V}_2 、 \vec{V}_3)與相對應的特徵值 (eigenvalue， λ_1 、 λ_2 、 λ_3)，簡易的標示出空間中三軸向的擴散大小，最後利用特徵值計算出擴散量化指標與特徵張量影像，如 trace ADC、FA map等。

以MATLAB程式計算擴散量化指標的流程如下：(以6個方向的擴散梯度為例)

- (1) 使用 eig 指令計算矩陣 $D_{eff} \rightarrow [V, H] = \text{eig}(D_{eff})$

會得到以下兩個矩陣：

$$V = \begin{bmatrix} V_{1x} & V_{2x} & V_{3x} \\ V_{1y} & V_{2y} & V_{3y} \\ V_{1z} & V_{2z} & V_{3z} \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

$$H = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

- (2) 其中V矩陣的每一直行為一個特徵向量，共有三個特徵向量

$\vec{V}_1 = (V_{1x}, V_{1y}, V_{1z})$ ， $\vec{V}_2 = (V_{2x}, V_{2y}, V_{2z})$ ， $\vec{V}_3 = (V_{3x}, V_{3y}, V_{3z})$ 。而H矩陣的對角線元素 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 則是對應的特徵值。

- (3) 根據式(2.16)及(2.17)，利用特徵值計算出 trADC 及 FA 值：

$$trADC = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3}$$

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

- (4) 在大小為 128×128 pixels的影像中，對於每一個pixel的張量矩陣進行以上步驟的運算，就可以輸出獲得擴散張量影像 trace ADC map 與 FA map。

色彩編碼表示法

擴散張量可用橢圓球來說明，將張量矩陣對角化後的三個特徵值代表橢圓球的三個軸，三個特徵向量代表三個擴散方向，其中最大的特徵值表示擴散能力最強，所以其對應之特徵向量表示水分子主要的擴散方向。

為了觀察水分子主要的擴散方向，使非等向性擴散更顯而易見，我們在FA圖上使用色彩編碼表示法，以MATLAB程式顯示的方法如下：

- (1) 比較式(3.10)中三個特徵值的大小，取出最大特徵值所對應的特徵向量。
- (2) 將此特徵向量的X、Y、Z部份分別取出來，乘上FA值後，再加上絕對值。
- (3) 在大小為 128×128 pixels的影像中，對於每一個pixel的張量矩陣進行以上步驟的運算，就可以分別獲得X、Y、Z三個方向的FA圖。
- (4) 利用電腦視覺中的三原色，紅(R)、綠(G)、藍(B)對擴散張量影像作色彩配置。最常見的一種編碼方式是將三種顏色對應到三個方向的FA圖，即(R,G,B)對應到(X,Y,Z)，並可依FA值大小對顏色進行比例的配置：FA值愈高的體素，其顏色愈亮；反之FA值愈低的體素，顏色愈暗。
- (5) 使用指令 `cat(3,X,Y,Z)` 把X、Y、Z三方向之FA圖作色彩編碼後，再將三張影像進行疊加，即可獲得色彩編碼FA圖 (圖3.2)。

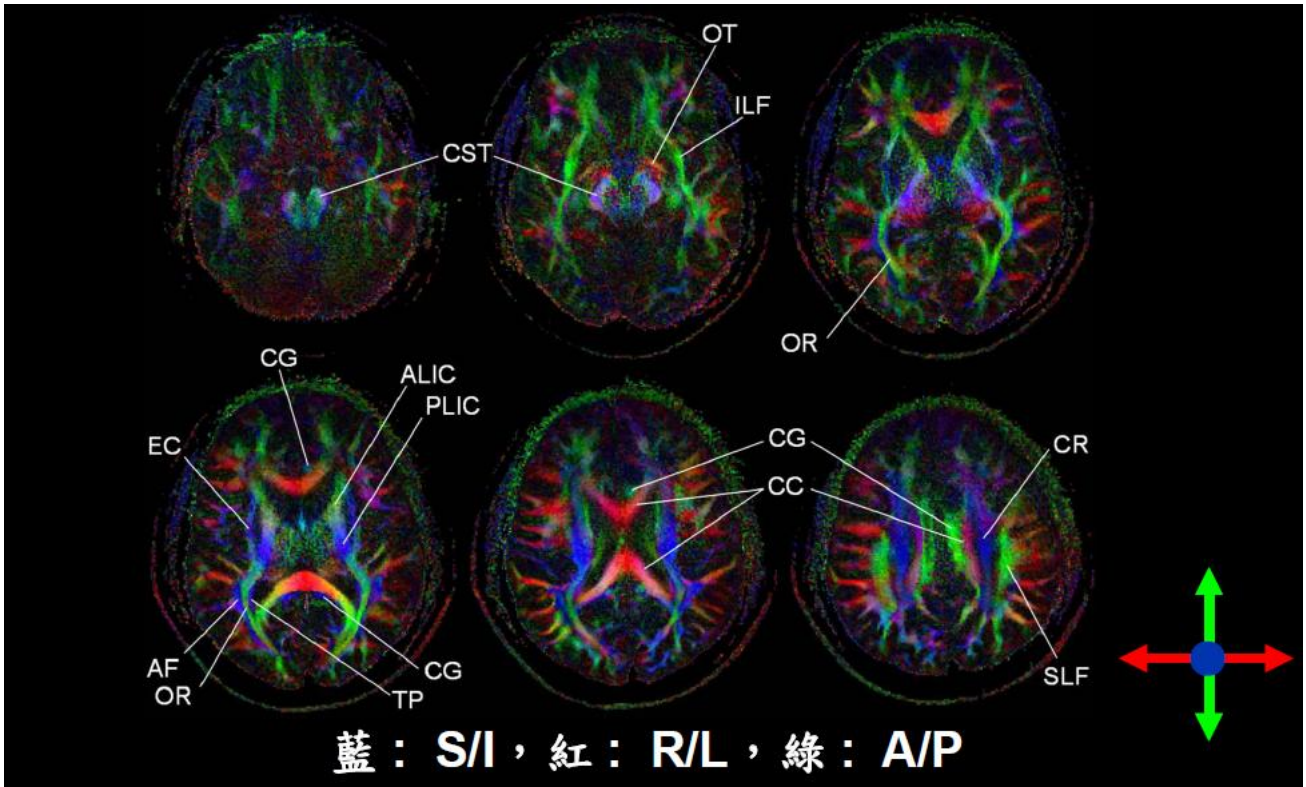


圖3.2 色彩編碼FA圖 (color-coded FA map) (參考文獻[3]): 三原色對應到三個主要的擴散方向: 紅色代表R/L (right右/left左), 綠色代表A/P (anterior前/posterior後), 藍色代表S/I (superior高/inferior低), 斜方向則利用混色原則顯示 (例如: 黃=紅+綠)。白色的英文簡寫表示大腦不同的區塊, superior and inferior longitudinal fasciculus (SLF and ILF)、arcuate fasciculus(AF)、genu and splenium of corpus callosum (CC)、anterior and posterior limbs of the internal capsules (ALIC and PLIC)、external capsules (EC)、corticospinal tracts (CST)、corona radiata (CR)、tapetum (TP)、cingulum (CG)、optic tracts (OT) and optic radiation (OR)。

MATLAB 程式碼 (以六個擴散梯度方向為例)

% 擷取擴散權重影像

ima=double(dicomread('IM1'));

% 檔案IM1~IM5為五個切面的參考用T2影像

imb1=double(dicomread('IM6'));

% 檔案 IM6 開始每五張一組，為同一個擴散梯度方向

imb2=double(dicomread('IM11'));

% 的擴散權重影像，每一張為一個切面。

imb3=double(dicomread('IM16'));

imb4=double(dicomread('IM21'));

imb5=double(dicomread('IM26'));

imb6=double(dicomread('IM31'));

b=1000;

% 選擇擴散權重因子的值

% 六個擴散梯度方向

G1=[1;0;0];

G2=[0.446;0.895;0];

G3=[0.447;0.275;0.851];

G4=[0.448;-0.723;-0.525];

G5=[0.447;-0.724;0.526];

G6=[-0.449;-0.277;0.85];

G=[G1 G2 G3 G4 G5 G6];

% 將 G1~G6 儲存成 3×3 矩陣 G

% 計算Geff矩陣

Geff=zeros(6,6);

```
for i=1:6  
  
Geff(i,1:6)=[G(1,i)^2,G(2,i)^2,G(3,i)^2,2*G(1,i)*G(2,i),2*G(2,i)*G(3,i),2*G(1,i)*G(3,i)];
```

```
end
```

```
% 宣告其他矩陣
```

```
Dxyz=zeros(6,1);
```

```
Deff=zeros(3,3);
```

```
H=zeros(3,3);
```

```
evaluate1=zeros(128,128);
```

```
evaluate2=zeros(128,128);
```

```
evaluate3=zeros(128,128);
```

```
ADC=zeros(128,128);
```

```
FA=zeros(128,128);
```

```
X=zeros(128,128);
```

```
Y=zeros(128,128);
```

```
Z=zeros(128,128);
```

```
% 計算張量矩陣Deff
```

```
for i=1:128
```

```
for j=1:128
```

```
if ima(i,j)<=100 % 在參考的 T2 影像上設界限
```

```
else
```

```
D=[log(imb1(i,j)./ima(i,j))./(-b);log(imb2(i,j)./ima(i,j))./(-b);log(imb3(i,j)./ima(i,j))./(-b);log(imb4(i,j)./ima(i,j))./(-b);log(imb5(i,j)./ima(i,j))./(-b);log(imb6(i,j)./ima(i,j))./(-b)]; % 計算矩陣 D
```

```
Dxyz=Geff\D; % 計算矩陣 Dxyz
```

```
Deff=[Dxyz(1,1),Dxyz(4,1),Dxyz(6,1);Dxyz(4,1),Dxyz(2,1),Dxyz(5,1);Dxyz(6,1),Dxyz(5,1),Dxyz(3,1)];
```

```
% 將矩陣 Dxyz 中的值排列得到矩陣 Deff
```

```
% 計算擴散量化指標
```

```
[V,H]=eig(Deff); % 將張量矩陣 Deff 對角化
```

```
if (H(1,1)>H(2,2))&&(H(1,1)>H(3,3)) % 取出最大特徵值所對應的特徵向量
```

```
evector=V(1:3,1)';
```

```
elseif (H(2,2)>H(1,1))&&(H(2,2)>H(3,3))
```

```
evector=V(1:3,2)';
```

```
else
```

```
evector=V(1:3,3)';
```

```
end
```

```
evaluate1(i,j)=H(1,1);
```

```
evaluate2(i,j)=H(2,2);
```

```
evaluate3(i,j)=H(3,3);
```

```
ADC(i,j)=(H(1,1)+H(2,2)+H(3,3))/3; % 計算 trADC 值
```

```
FA(i,j)=((3/2)^(1/2))*(((H(1,1)-ADC(i,j))^2+(H(2,2)-ADC(i,j))^2+(H(3,3)-ADC(i,j))^2)/(H(1,1)^2+H(2,2)^2+H(3,3)^2))^(1/2); % 計算 FA 值
```

```
X(i,j)=abs(evector(1,1)*FA(i,j)); % 獨立出 X、Y、Z 方向的 FA 值
```

```
Y(i,j)=abs(evector(1,2)*FA(i,j));
```

```
Z(i,j)=abs(evector(1,3)*FA(i,j));
```

```
end
```

```
end
```

```
end
```

```
% 顯示擴散張量影像
```

```
figure
```

```
imshow(ADC,[]); % 顯示 trace ADC map
```

```
impixelinfo;
```

```
figure
```

```
imshow(FA,[]); % 顯示 FA map
```

```
impixelinfo;
```

```
rgb_FA=cat(3,X,Y,Z); % RGB 色彩編碼
```

```
figure
```

```
imshow(rgb_FA,[]); % 顯示色彩編碼 FA map
```

```
impixelinfo;
```

四、結果與討論

4-1 擴散張量影像

建立張量矩陣所需的擴散權重影像與T2影像如圖4.1及圖4.2所示，分別為六個方向及十五個擴散梯度方向的。利用擴散張量矩陣所求得之特徵向量與特徵值(圖4.3、圖4.4)，計算出各種擴散量化指標以及張量影像，包括 trace ADC map (圖4.5、圖4.6) 、FA map 與 color-coded FA map。

經由 FA map 可輕易的觀察出複雜的大腦組織結構，圖4.7及圖4.8列出受測者掃描後，從上到下的5個切面及33個切面的 FA map，由影像中較亮的區域，判斷該組織應為白質纖維，其餘較暗的區域為非等向性擴散較弱的組織，大多為灰質組織和中間充滿水的腦室。

圖4.10及圖4.12的 color-coded FA map 則利用最大特徵向量以及相關的FA值，計算出每一點主要的擴散方向，並用RGB三色代表三個軸向的擴散強度，相較於FA map，更能幫助我們辨認大腦的神經纖維走向。

院內提供的臨床DTI影像

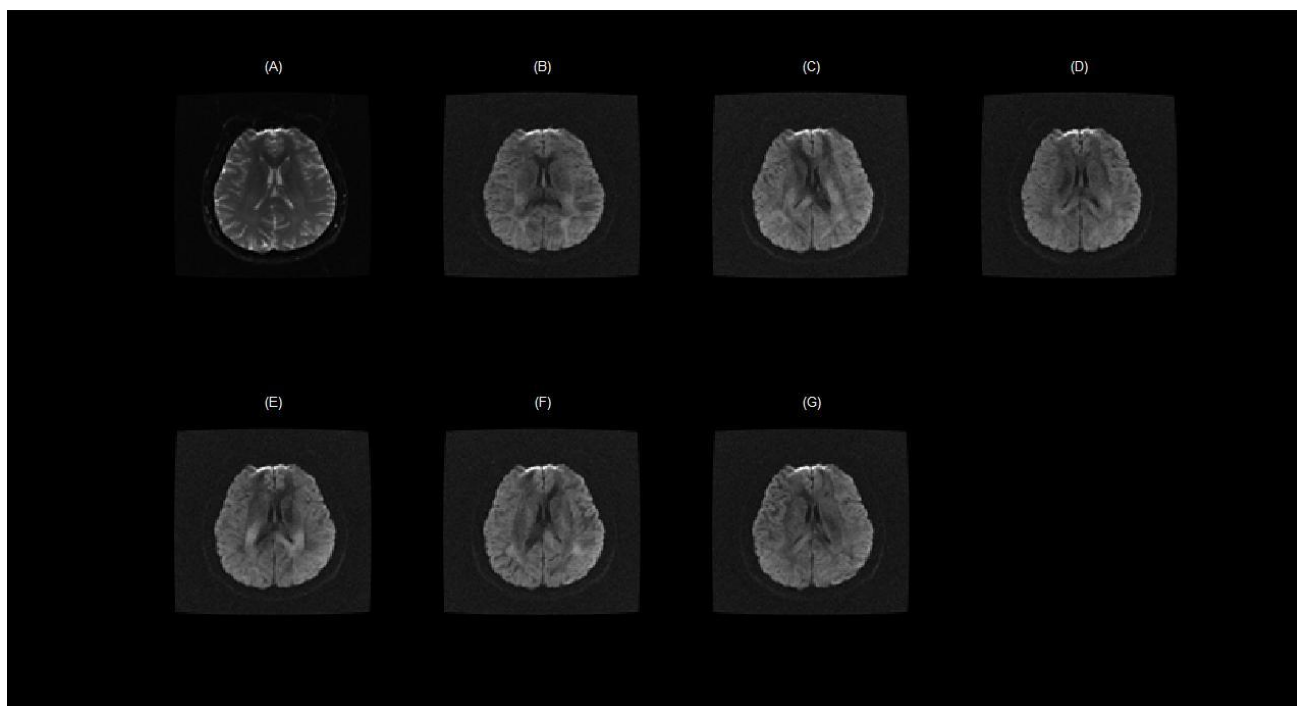


圖4.1 第一組DTI所需的7張影像：(A) T2影像 (B)~(G) 六個方向的擴散權重影像

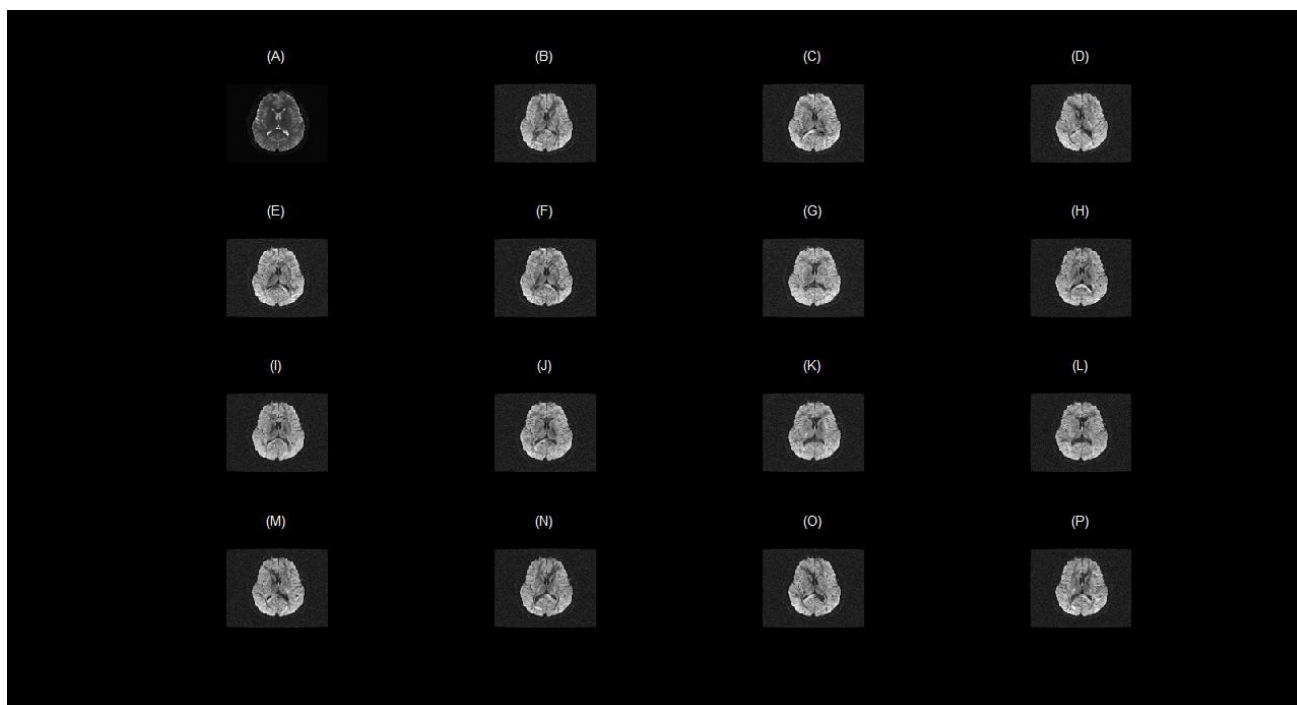


圖4.2 第二組DTI所需的16張影像：(A) T2影像 (B)~(P) 十五個方向的擴散權重影像

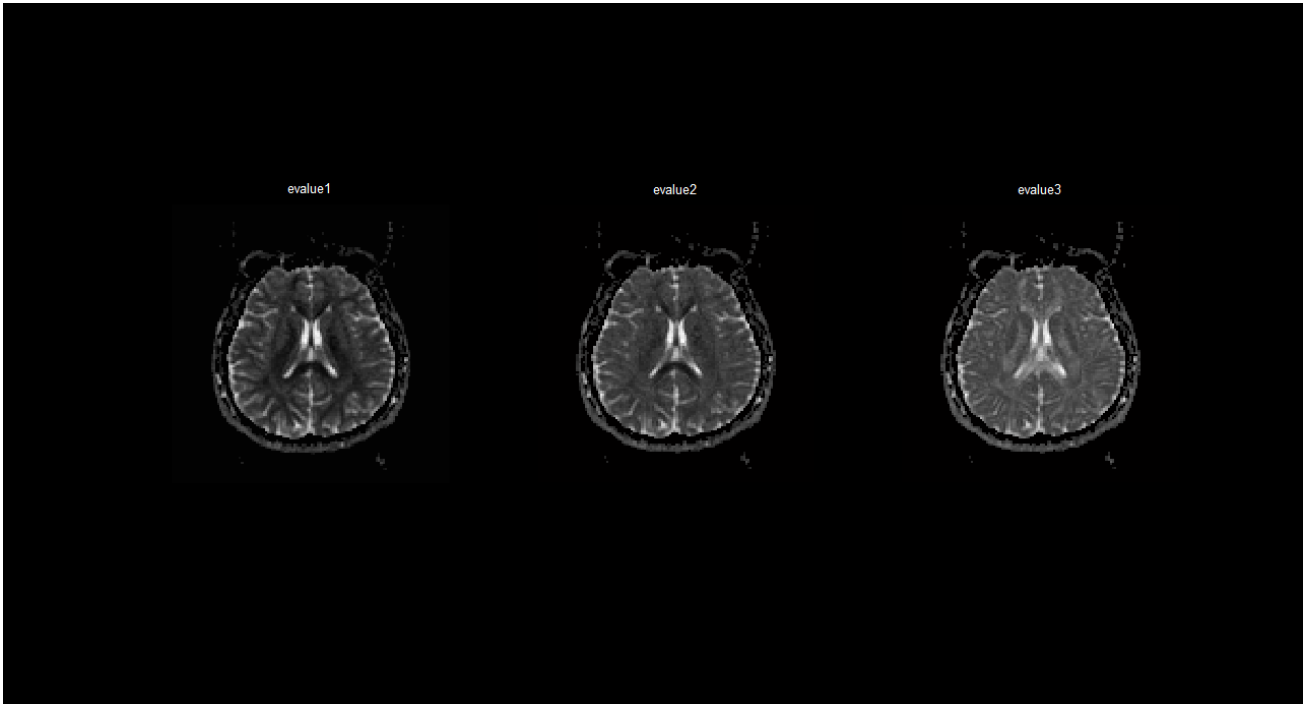


圖4.3 三個特徵值影像(六個方向)

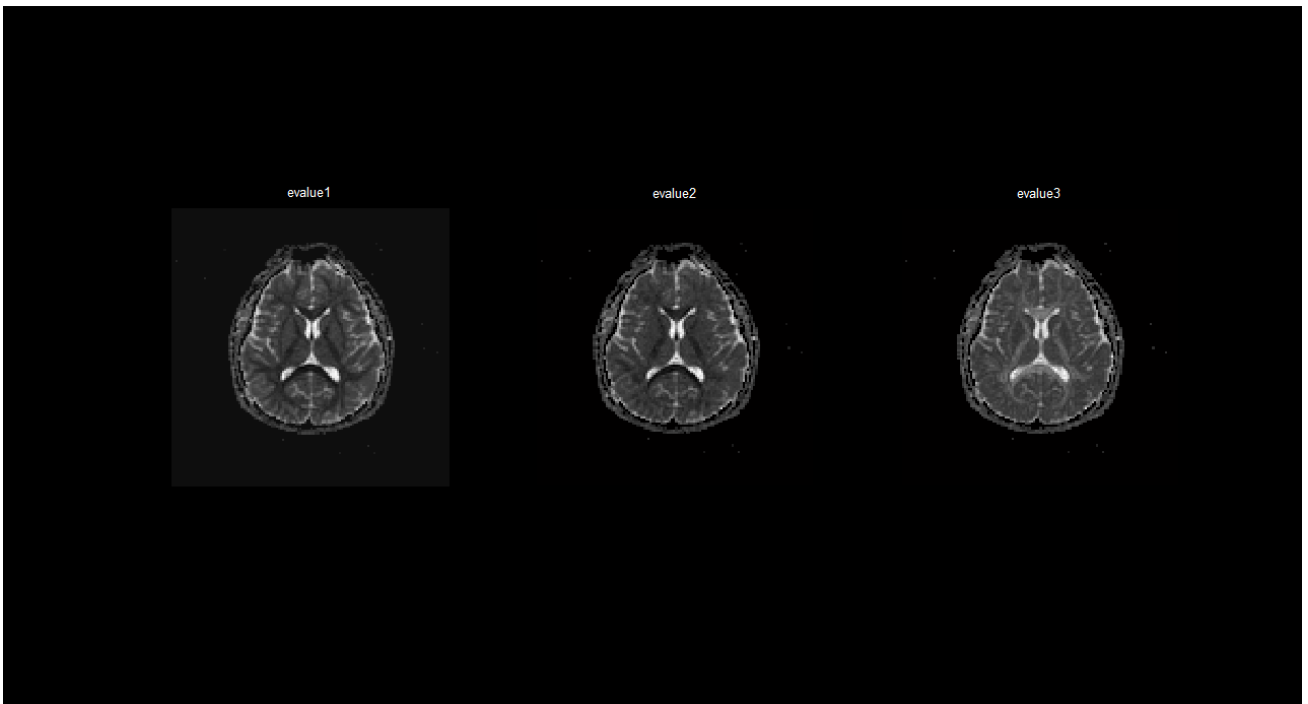


圖4.4 三個特徵值影像(十五個方向)

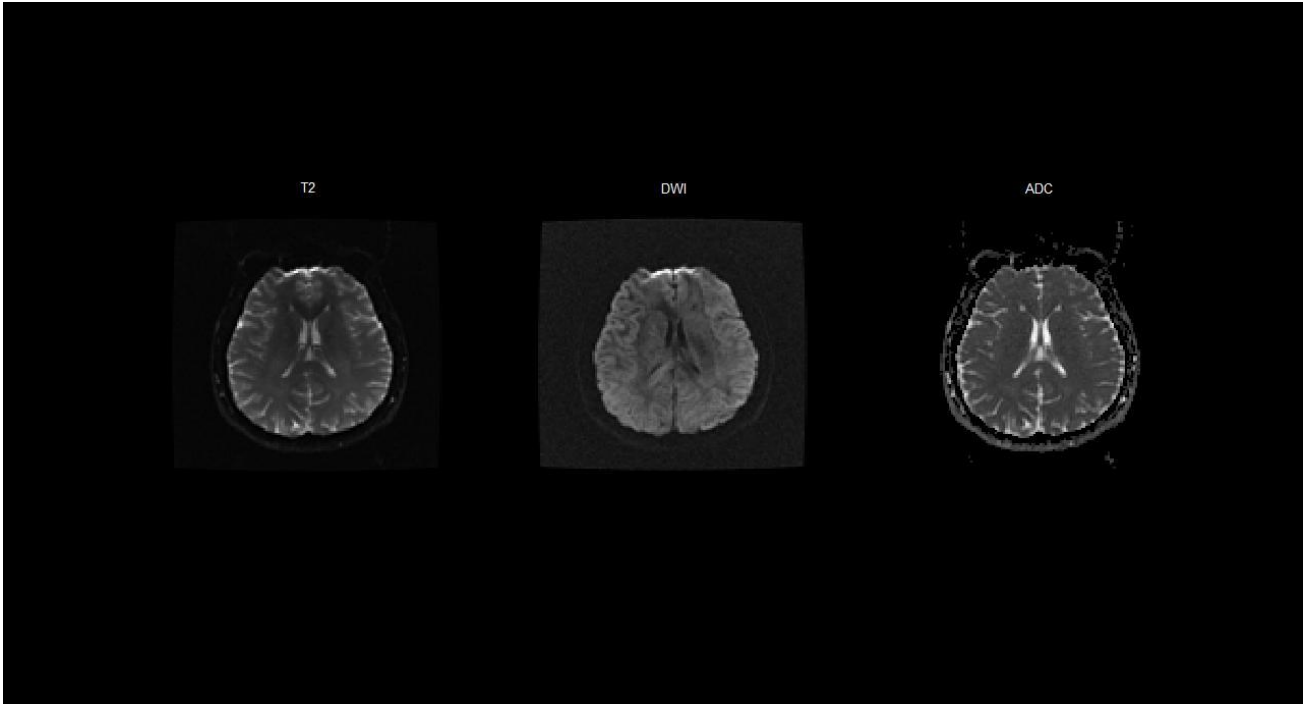


圖4.5 T2、DWI、trace ADC影像(六個方向)

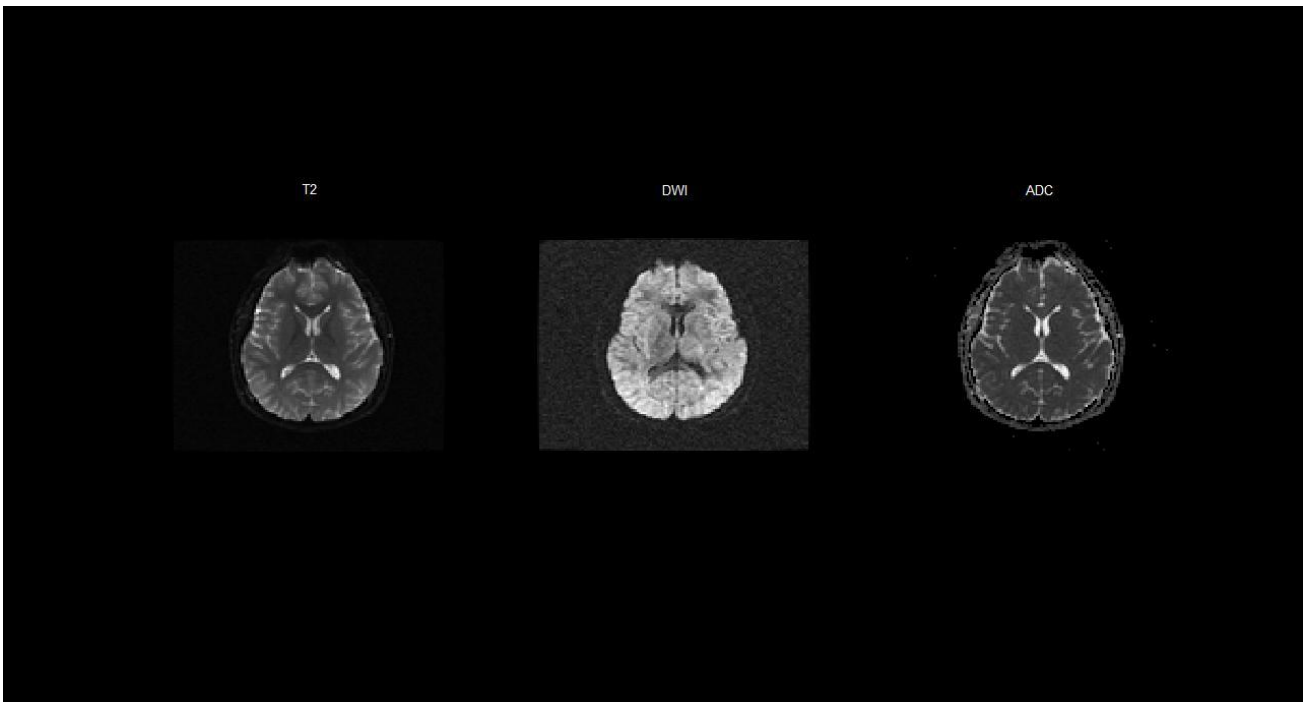


圖4.6 T2、DWI、trace ADC影像(十五個方向)

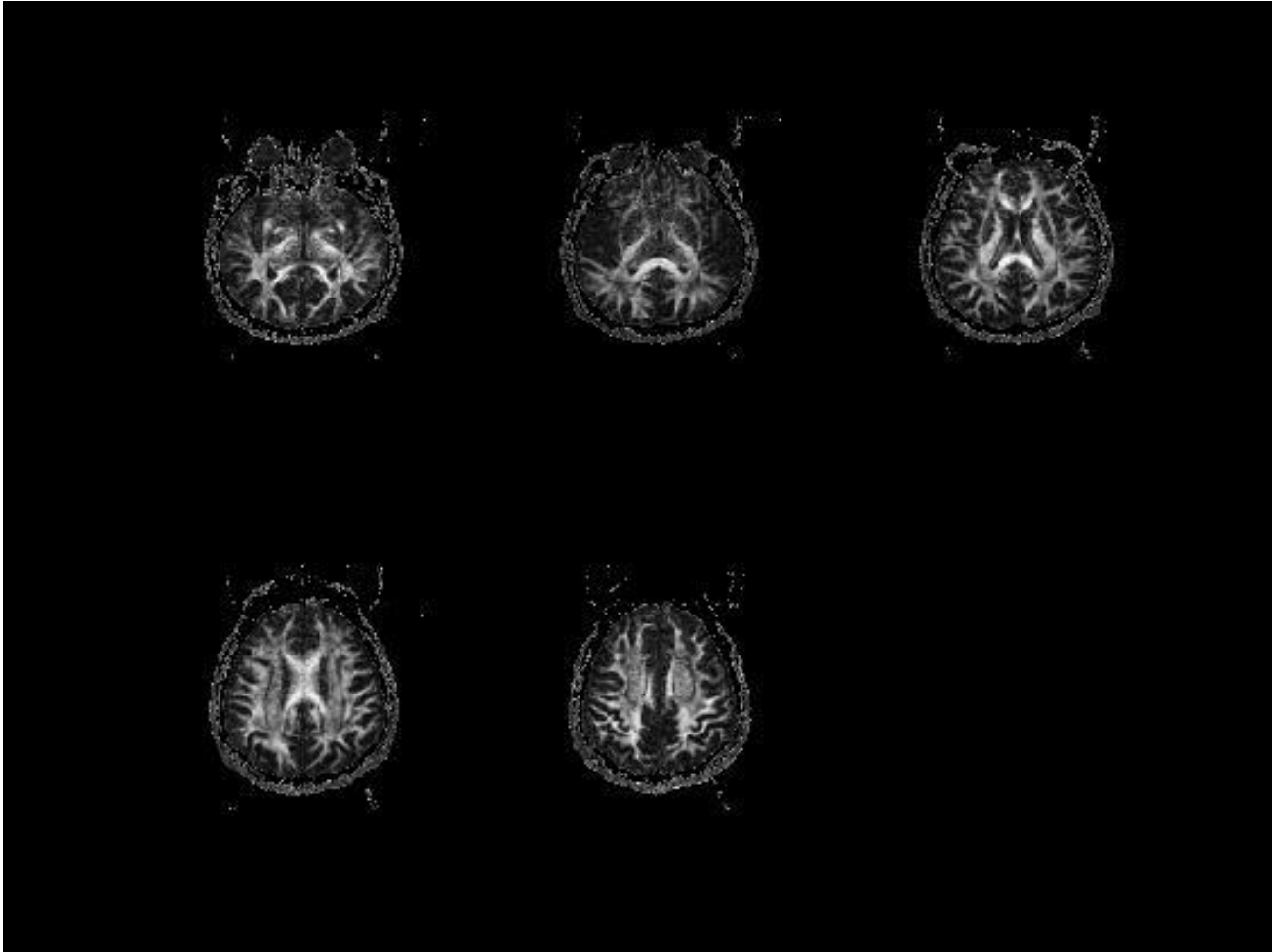


圖4.7 所有切面之FA影像(六個方向)

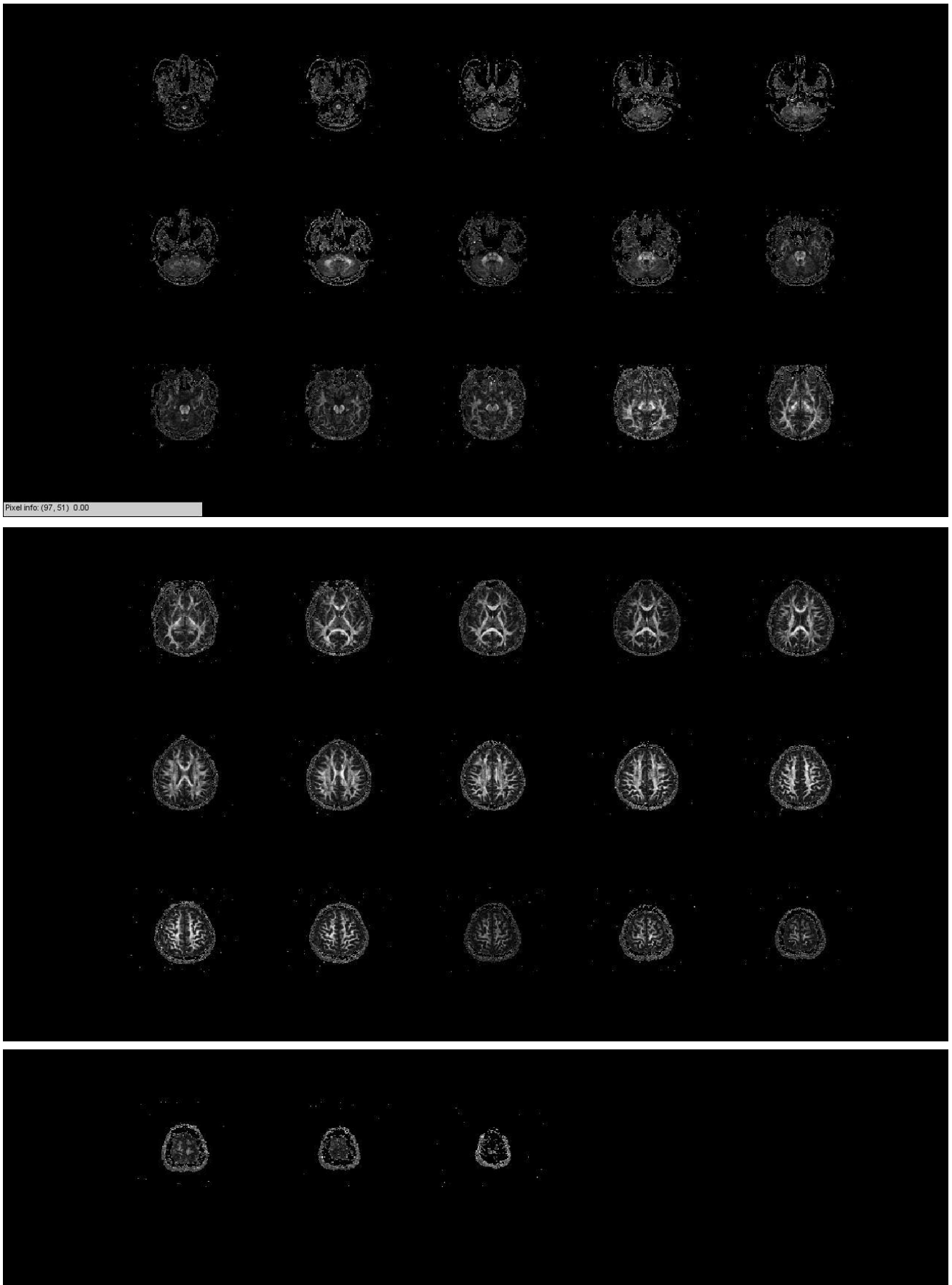


圖4.8 所有切面之FA影像(十五個方向)

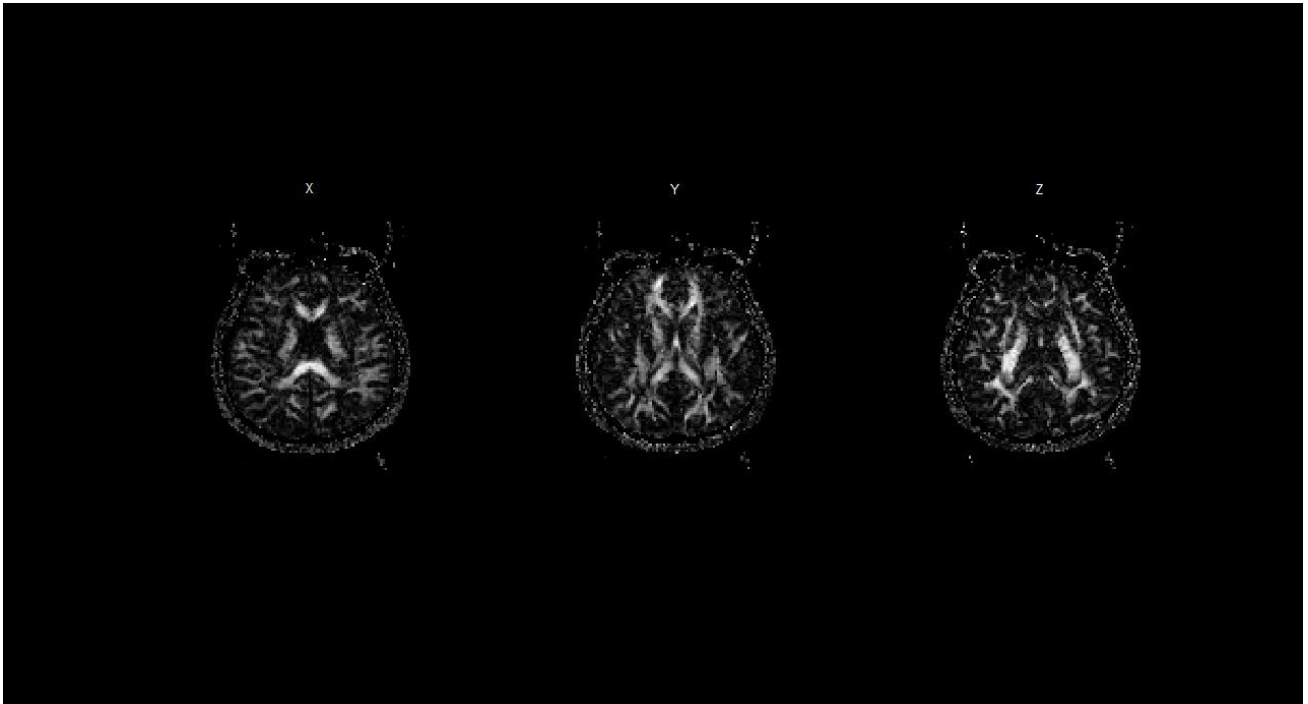


圖4.9 X、Y、Z影像(六個方向)

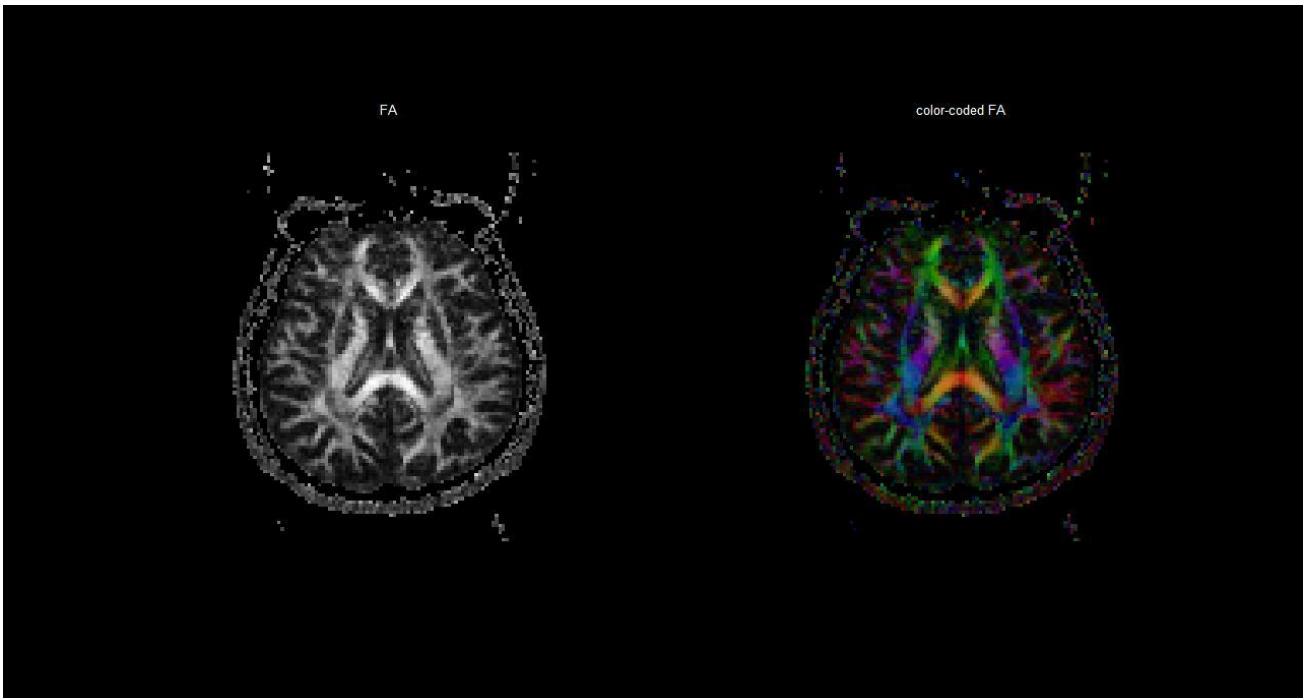


圖4.10 FA、color-coded FA影像(六個方向)

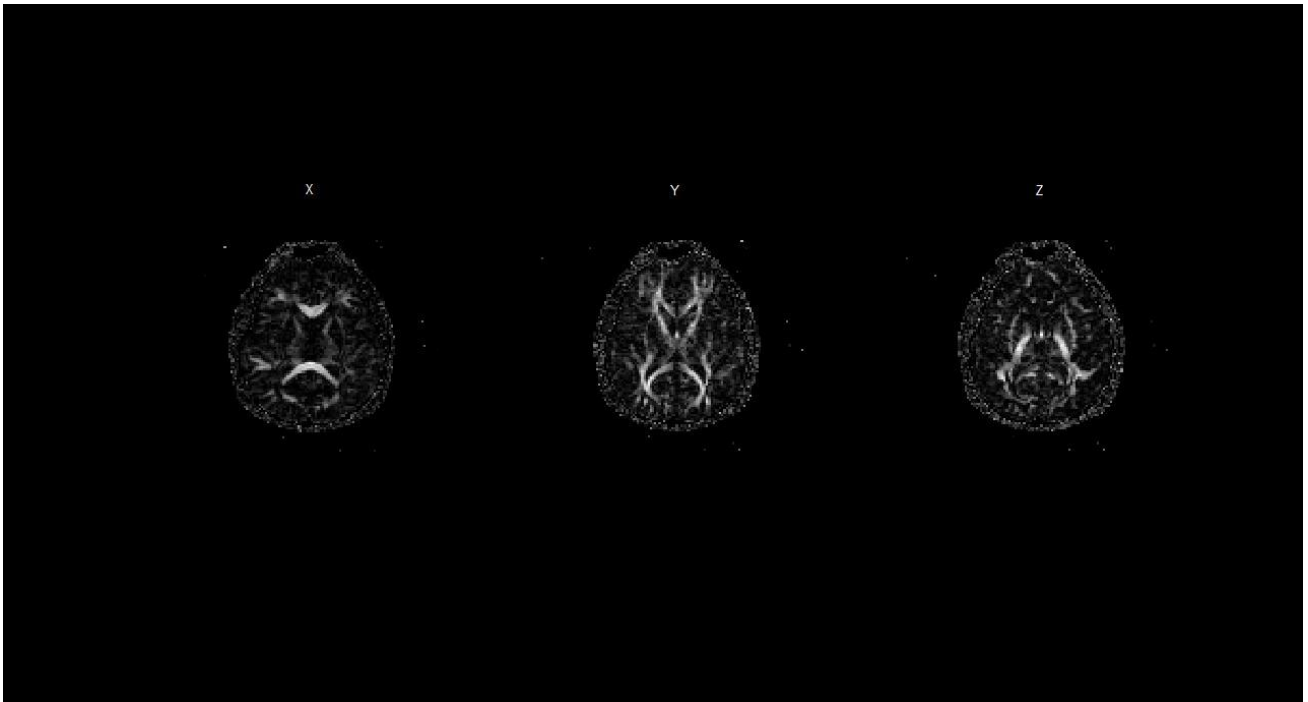


圖4.11 X、Y、Z影像(十五個方向)

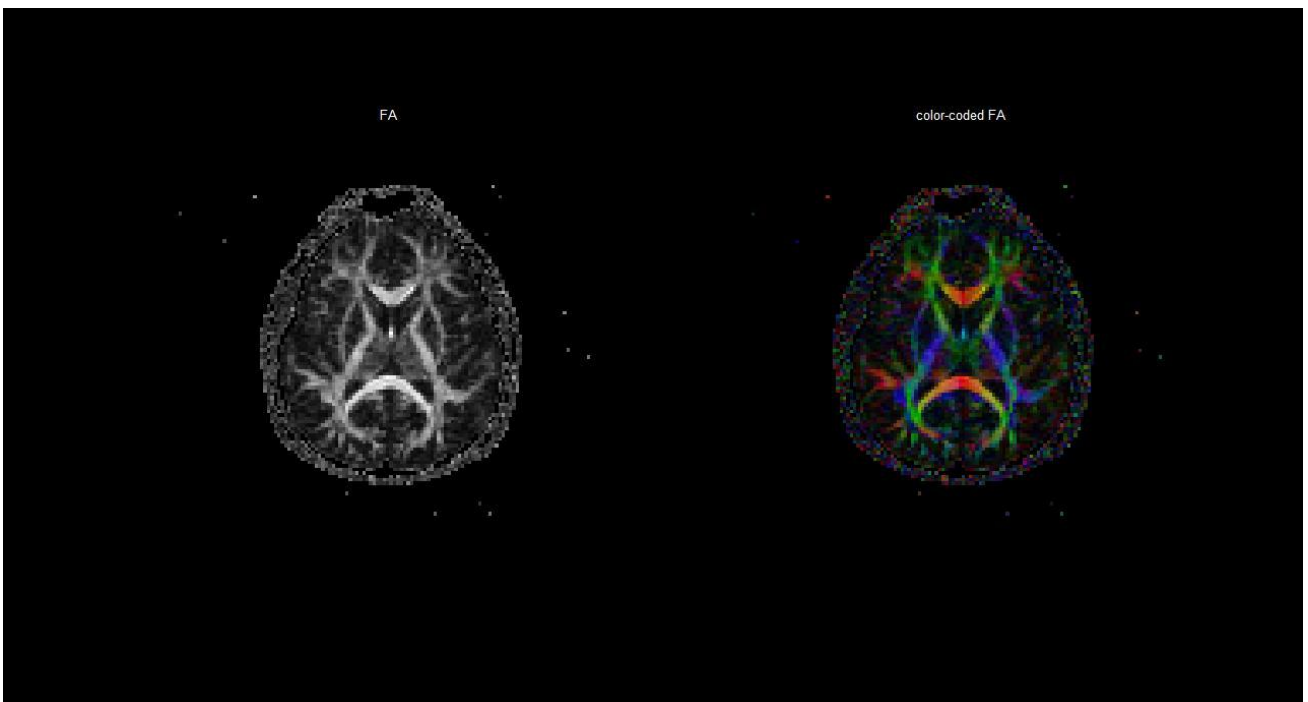


圖4.12 FA、color-coded FA影像(十五個方向)

受測同學的 DTI 影像

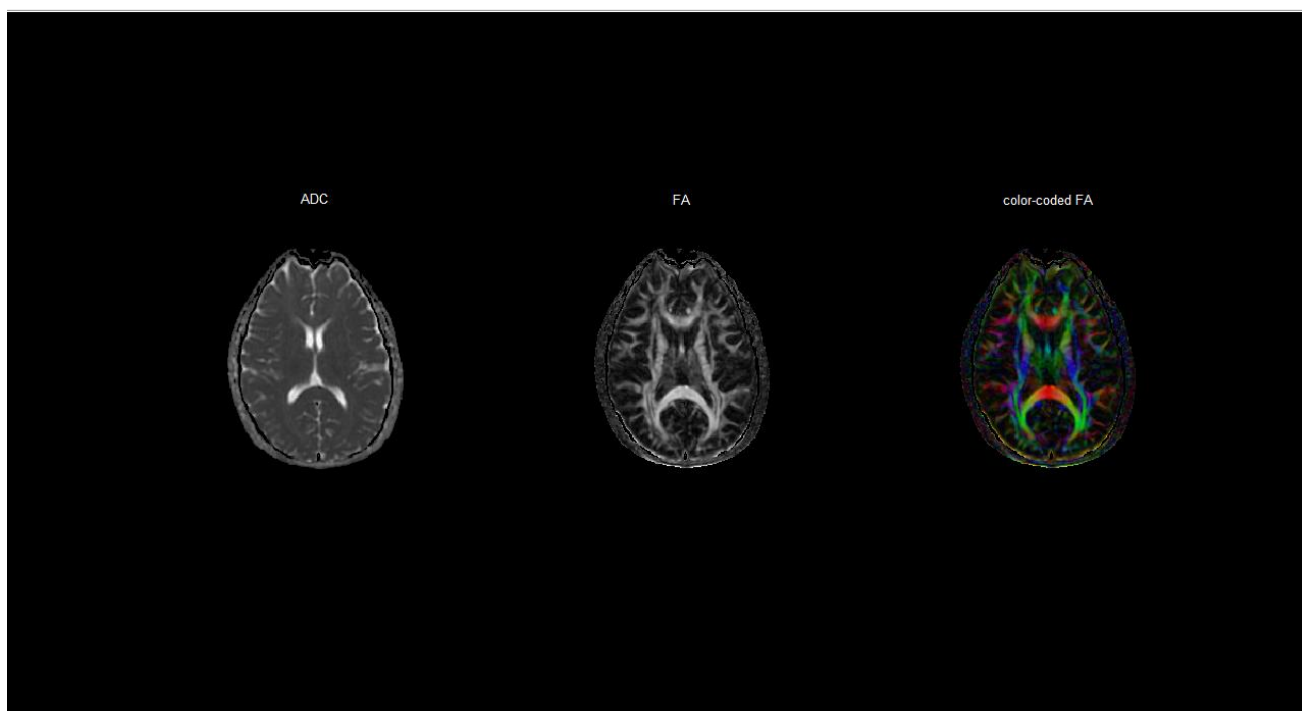


圖4.13 受測者-楊念篤同學 trace ADC、FA、color-coded FA影像(六個方向)

我們與參考文獻[2]相比實驗結果，比較大腦相近切面位置的 trace ADC、FA、color-coded FA 影像，發現均有相近的影像對比分布，因此推論所計算出的水分子平均擴散大小、非等向性擴散的大小及水分子的主要擴散方向應為可信度高的實驗數據。

4-2 擴散指標統計

我們在圖4.10中的color-coded FA影像圈選出有興趣觀察的局部區域 (region of interest, ROI)，擷取出該區域的所有擴散量化指標 *trADC* 及 FA 數據，並計算出平均值與標準差。

在ROI的選擇與圈選上，我們參考文獻[2]圖4.6，分別圈選出八個大腦解剖位置，包括 internal capsule (IC)、corpus callosum (CC)、subcortical white matter (SCWM)、putamen (P)、superficial gray matter (SGM)、cranial nerves (CN)、corona radiata (CR)及thalamus (T)，其中IC、CC、SCWM為白質，P、SGM、CN、CR及T為灰質。

大腦解剖位置	<i>trADC</i> 平均值 (mm ²)	標準差	FA 平均值	標準差
IC	0.000642	± 0.000043874	0.6484	± 0.0611
CC	0.000733	± 0.000039667	0.8084	± 0.0767
SCWM	0.00072	± 0.000049327	0.3801	± 0.0723
P	0.000674	± 0.000044694	0.1967	± 0.0632
SGM	0.000965	± 0.0002039	0.1503	± 0.102
CN	0.000892	± 0.0001749	0.3205	± 0.0699
CR	0.000671	± 0.000049304	0.401	± 0.0764
T	0.0019	± 0.00081427	0.1139	± 0.0617

表4.1 擴散指標統計數值

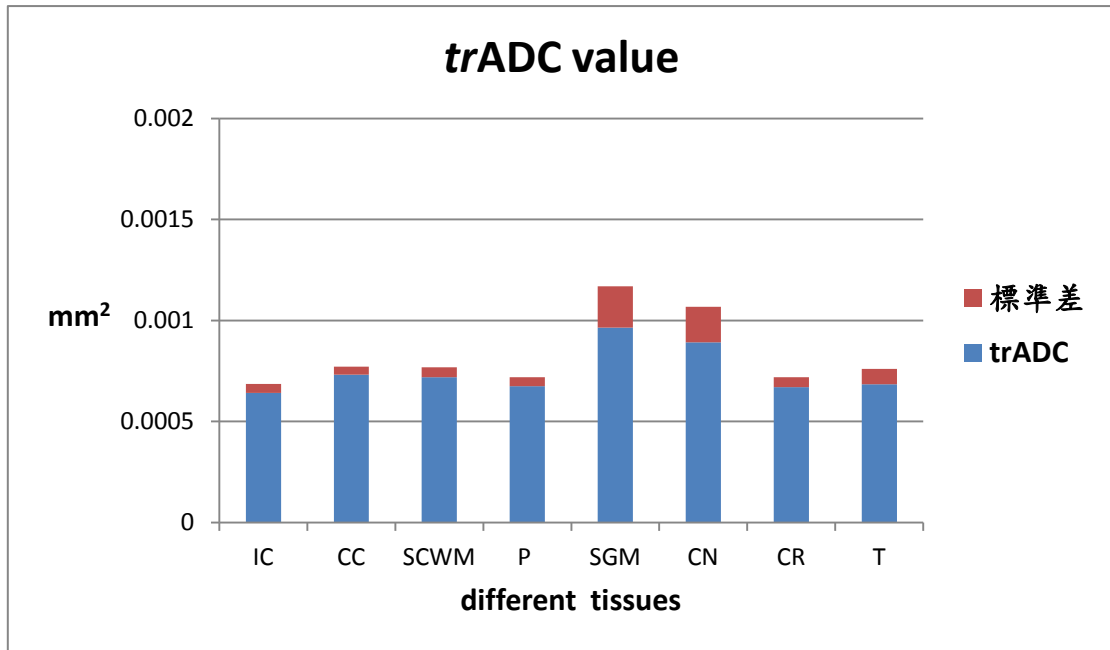


圖4.14 各組織區水分子平均擴散係數trADC統計圖

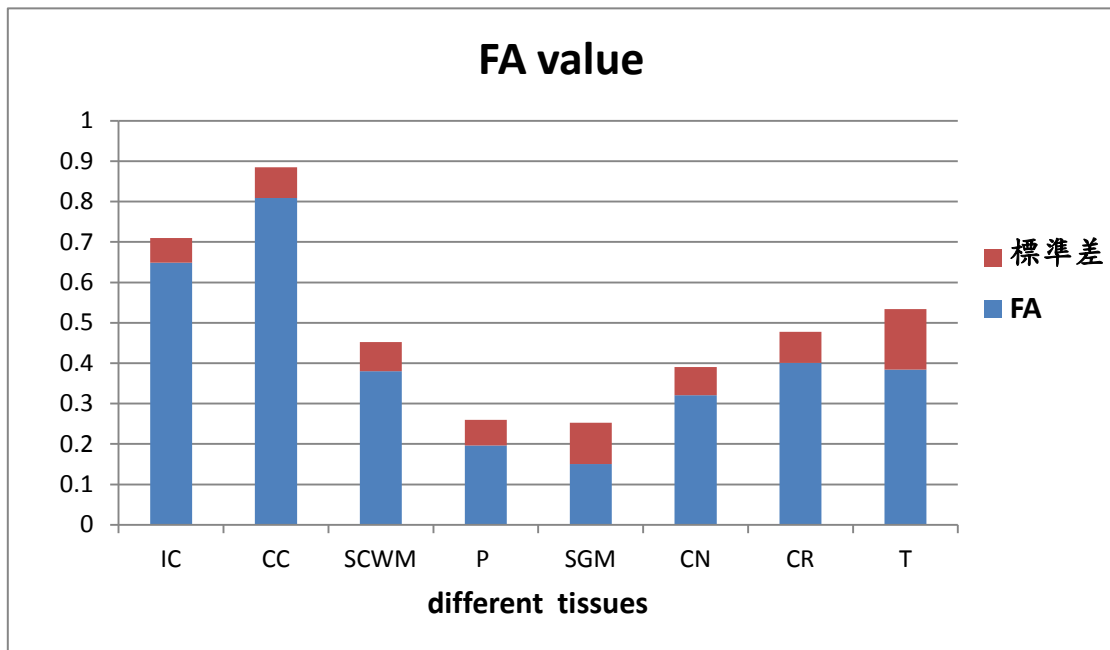


圖4.15 各組織區非等向性指標FA統計圖

我們統計出各組織區的相關重要數據，如圖4.14的水分子平均擴散係數 $trADC$ ，可約略看出灰質(P、SGM、CN、CR、T)的擴散速率稍快，顯現灰質的組織結構較為鬆散；圖4.15為各組織區的非等向性指標FA，其中白質(IC、CC、SCWM)的FA值明顯高於灰質，各白質間的差異也比灰質大，顯現FA影像在區分灰質與白質組織時，有很好的辨識效果。

我們與[參考文獻\[2\]](#)相比實驗結果，發現相同白質與灰質區域的擴散指標統計結果相當接近，因此推論本實驗數據為可信的。

參考文獻

- [1] **Diffusion MRI : from quantitative measurement to in vivo neuroanatomy / edited by Heidi Johansen-Berg, Timothy E.J. Behrens.** Amsterdam ; Boston : Elsevier/Academic Press, 2009
- [2] 腦部磁振擴散張量影像之建立與分析，徐正憲、劉益瑞、阮春榮、周銘鍾。
- [3] **PROPELLER-EPI With Parallel Imaging Using a Circularly Symmetric Phased-Array RF Coil at 3.0 T : Application to High-Resolution Diffusion Tensor Imaging,** Tzu-Chao Chuang,¹ Teng-Yi Huang,² Fa-Hsuan Lin,³ Fu-Nien Wang,¹ Chun-Jung Juan,^{1,4} Hsiao-Wen Chung,^{1*} Cheng-Yu Chen,⁴ and Kenneth K. Kwong³.
- [4] Abragam A (1961) *The Principles of Nuclear Magnetism.* Oxford: Clarendon Press.
- [5] Basser PJ, Mattiello J, LeBihan D (1994) Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo. *J Magn Reson B* 103(3):247–254.
- [6] Brown R (1828) A brief account of microscopical observations made in the months of June, July, and August, 1827, on the particles contained in the pollen of plants; and on the general existence of active molecules in organic and inorganic bodies. *Phil Mag* 4:161–173.
- [7] Carr HY, Purcell EM (1954) Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments. *Phys Rev* 94(3):630–638.
- [8] Einstein A (1905) Ü ber die von der molekularkinetischen Theorie der wärme geforderte Bewegung von in ruhenden Flüssigkeiten suspendierten Teilchen. *Ann Physik* 4:549–560.
- [9] Einstein A (1926) *Investigations on the Theory of the Brownian Movement.* New York: Dover Publications, Inc.
- [10] Fick A (1855a) Concerns diffusion and concentration gradient. *Ann Phys Lpz* 170:59.
- [11] Fick A (1855b) Ü ber diffusion. *Ann Phys* 94:59.

- [12] Fürth R, Cowper AD (eds) (1956) *Investigations on the Theory of the Brownian Movement*. New York: Dover Publications.
- [13] Hahn EL (1950) Spin echoes. *Phys Rev* 80:580–594.
- [14] Stejskal EO (1965) Use of spin echoes in a pulsed magnetic-field gradient to study anisotropic, restricted diffusion and flow. *J Chem Phys* 43(10):3597–3603.
- [15] Stejskal EO, Tanner JE (1965) Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *J Chem Phys* 42(1):288–292.
- [16] Basser PJ, LeBihan D (1992) Fiber orientation mapping in an anisotropic medium with NMR diffusion spectroscopy. In: *Book of Abstracts: Eleventh Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*, ISMRM, Berkeley, CA, p. 1221.
- [17] Brown R (1828) A brief account of microscopical observations made in the months of June, July and August 1827 on the particles contained in the pollen of plants; and on the general existence of active molecules in organic and inorganic bodies. *Philosoph Mag* 4:161.
- [18] Chenevert TL, Brunberg JA, Pipe JG (1990) Anisotropic diffusion within human white matter: demonstration with NMR techniques in vivo. *Radiology* 177:401–405.
- [19] Doran M, Hajnal J, Van Bruggen N, King MD, Young IR, Bydder GM (1990) Normal and abnormal white matter tracts shown by MR imaging using directional diffusion weighted sequences. *J Comput Assist Tomogr* 14:865–873.
- [20] Einstein A (1905) Über die von der molekularkinetischen Theorie der Wärme geforderte Bewegung von in ruhenden Flüssigkeiten suspendierten Teilchen. *Ann Physik* 4:549–590.
- [21] Le Bihan D, *et al.* (1986) MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 161:401–407.
- [22] Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J (1990a) Diffusion weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. *Radiology* 187:439–446.
- [23] Stejskal EO, Tanner JE (1965) Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *J Chem Phys* 42:288–292.