國立政治大學理學院應用物理研究所

碩士論文

Graduate Institute of Applied Physics, College of Science

National Chengchi University

Master Thesis

大腦核磁共振影像之二維對位比較

Two-dimensional image registration on MRSI metabolite concentration maps

指導教授：蔡尚岳

研究生：吳柏賢

中華民國一一零年六月

DOI:10.6814/NCCU202100531

致謝

感謝指導教授蔡尚岳老師，在這兩年來，不管是研究指導或是學業教導上，老師對我孜孜不倦的教誨，使得論文研究工作上順利進行，致使論文得以順利完成。

另外要感謝家中長輩，在生活上全力的支持，使我無後顧之憂，得以放心投入求學與研究之中。

國立政治大學 National Chengchi University

DOI:10.6814/NCCU202100531

摘要

本論文旨在使用二維對位的方法下，以不同頭型切片作為模板，比較二維對位方法與三維對位方法之間的效果差異。再以切片厚度作為控制變因，使用不同厚度的切片進行對位，以判斷切片厚度對於對位的影響。對位完成後，將影像資料元素代入標準化相互資訊的公式，量化兩影像之間相似的程度，其後建立數值矩陣，計算各矩陣內元素的平均與標準差，比較各組數值之間差異，判斷使用二維對位方法時，其效果與三維對位的差距。

國立政治大學 National Chengchi University

關鍵字：二維對位、三維對位、對位、相互資訊、標準化相互資訊

DOI:10.6814/NCCU202100531

Abstract

In this paper, using the two-dimensional registration method to compare the effect differences between the two-dimensional registration method and the three-dimensional registration method via using different head slices.Thesection thicknessis used as the control variable, and different slice thicknessare used for registration to determine the effect of section thickness on registration.After the registrationcompleted, Substitute theelements of image datainto the Normalized mutual information formulato quantify the degree of similarity between the two images.Then establish the numerical matrix, calculating the average and standard deviation of the elements in each matrix, comparing the difference between the values of each group, and judging the difference between using three-dimensional registration methodand two-dimensional registration method.

Keywords: Two-dimensional registration、Three-dimensional registration、Registration、Mutual information、Normalized mutual information

DOI:10.6814/NCCU202100531

目錄

第一章緒論.....1
1.1 內容大綱.....1
1.2 研究動機.....1
1.3 研究目的.....2
1.4 研究方法.....2
第二章方法與步驟.....3
2.1 三維全腦對位.....3
2.2 二維對位.....14
2.3 標準化相互資訊.....22
2.4 建立NMI數值矩陣.....27
第三章數據結果.....28
3.1 取用與計算數值矩陣內元素.....28
3.2 NMI數值矩陣之平均與標準差結果.....29
第四章結論.....34
參考文獻.....36
附件.....37
附件A-二維對位.....37
附件B -NMI算法一.....38
附件C- NMI算法二.....39

DOI:10.6814/NCCU202100531

圖錄

圖 2-1 SPM的起始介面 3
圖 2-2 DICOM Import介面 4
圖 2-3 受試者編號C101 的三維頭部影像資料 4
圖 2-4 Normalise(Est＆Wri)功能位置 6
圖 2-5 Voxel sizes系統預設值[2 2 2]，指將頭型影像資料分成格狀的體積像素，其中每一個體積像素的大小皆為 2×2×2 mm 6
圖 2-6 Voxel size參數修改至[1 1 1]，每個體積像素的大小皆為 1×1×1 mm 7
圖 2-7 Bounding box系統預設值為[156 188 155]，指影像的三維邊界長度分別為 156 mm、188 mm、155 mm，順序依序是左右、前後、上下 7
圖 2-8 Bounding box修改參數至[256 256 192]，影像的三維邊界長度分別為 256 mm、256 mm、192 mm 8
圖 2-9 模板樣式選取亞洲人頭型模板 8
圖 2-10 受試者C101，左側(a)為對位前，右側(b)為對位後 9
圖 2-11 (a)上三張圖為受試者C101 之三維影像資料(對位前)，下三圖為受試者C101 之二維單張切片資料，C101 之三維影像資料編號 161.5 對應至二維單張切片資料編號 3，(b)上三張圖為受試者C103 之三維影像資料(對位前)，下三圖為受試者C103 之二維單張切片資料，C103 之三維影像資料編號 171.5 對應至二維單張切片資料編號 3 11
圖 2-12 受試者C101 三維影像資料 (a)對位前編號 161.5，(b)對位後編號 89 ...12
圖 2-13 受試者C103 三維影像資料 (a)對位前編號 161.5，(b)對位後編號 90 ...12
圖 2-14 受試者C101 三維影像資料 (a)對位前編號 171.5，(b)對位後編號 91 ...13
圖 2-15 (a)受試者C101，二維單張切片編號 3，(b)受試者C103，二維單張切片編號 3，(c) 範本模板mni_icbm152_t1 編號 88~90 13
圖 2-16 不同厚度的範本模板mni_icbm152_t1 (維度：192 × 226)：(a)mni_icbm152_t1_3mm，(b)mni_icbm152_t1_9mm，(c) mni_icbm152_t1_15mm 15
圖 2-17 不同厚度的範本模板mni_icbm152_t1 (維度：256 × 256)：(a)mni_icbm152_t1_3mm，(b)mni_icbm152_t1_9mm，(c) mni_icbm152_t1_15mm 15
圖 2-18 左列圖為C101 對位前，右列圖為對位後，(a)組為厚度 3 mm，(b)組為厚度 9 mm，(c)組為厚度 15 mm 16
圖 2-19 左列圖為C103 對位前，右列圖為對位後，(a)組為厚度 3 mm、(b)組為厚度 9 mm、(c)組為厚度 15 mm 17
圖 2-20 受試者編號C101 不同厚度的二維單張切片：(a) C101_ 3 mm，(b) C101_ 9 mm，(c) C101_ 15 mm 18
圖 2-21 受試者編號C103 不同厚度的二維單張切片：(a) C103_ 3 mm，(b) C103_

DOI:10.6814/NCCU202100531

9 mm，(c) C103_ 15 mm 18
圖 2-22 左列圖為受試者C103 對位之前，右列圖為受試者C103 對位之後，(a)組為厚度 3 mm、(b)組為厚度 9 mm、(c)組為厚度 15 mm 19
圖 2-23 左列圖為受試者C105 對位前，右列圖為受試者C105 對位後，(a)組為厚度 3 mm、(b)組為厚度 9 mm、(c)組為厚度 15 m 20
圖 2-24 左側圖為受試者C101 之切片影像，影像元素經過四捨五入至最近的整數前；右側圖為受試者C101 之切片影像，影像元素經過四捨五入至最近的整數後 21
圖 2-25 左側圖為受試者C103 之切片影像，影像元素經過四捨五入至最近的整數前；右側圖為受試者C103 之切片影像，影像元素經過四捨五入至最近的整數後 21
圖 2-26 左側圖為C101，右側圖為C103。 26
圖 2-27 藍色圓形為模板之影像之示例，紅色橢圓為資源之影像之示例 26
圖 3-1 以不同受試者作為模板(厚度 3 mm)，其餘受試者作為資源，經二維對位並執行NMI算法一後建立的方矩陣，後續數值計算只取用下三角矩陣內部元素。(a)受試者D017，(b)受試者D022，(c)範本模板mni_icbm152_t1 28
圖 3-2 NMI算法一(厚度 3 mm)，橫軸依序是以二十一位受試者的二維單張切片作為模板(厚度 3 mm)的二維對位(藍線)、範本模板二維對位後(紅線)、三維對位後(綠線)。分別將受試者的單張切片作為模板(厚度 3 mm)，其餘受試者作為對位資源，經對位完成後，使用NMI算法一並取用下三角矩陣內的資料，計算出下三角矩陣內 210 個元素的平均數與標準差。 29
圖 3-3 NMI算法一(厚度 15 mm)，橫軸依序是以二十一位受試者的二維單張切片作為模板(厚度 15 mm)的二維對位(藍線)、範本模板二維對位後(紅線)、三維對位後(綠線)。分別將受試者的單張切片作為模板(厚度 15 mm)，其餘受試者作為對位資源，經對位完成後，使用NMI算法一並取用下三角矩陣內的資料，計算出下三角矩陣內 210 個元素的平均數與標準差。 30
圖 3-4 NMI算法二(厚度 3 mm)，橫軸依序是以 21 位受試者的單張切片作為模板(厚度 3 mm)的二維對位(藍線)、範本模板的二維對位(橙線)、三維對位前(紅線)、三維對位後(綠線)，經對位完成後，使用NMI算法二並取用下三角矩陣內的資料，計算出下三角矩陣內 210 個元素的平均數與標準差。 31
圖 3-5 NMI算法二(厚度 9 mm)，橫軸依序是以 21 位受試者的單張切片作為模板(厚度 9 mm)的二維對位(藍線)、範本模板的二維對位(橙線)、三維對位前(紅線)、三維對位後(綠線)，經對位完成後，使用NMI算法二並取用下三角矩陣內的資料，計算出下三角矩陣內 210 個元素的平均數與標準差。 32
圖 3-6 NMI算法二(厚度 15 mm)，橫軸依序是以 21 位受試者的單張切片作為模板(厚度 15 mm)的二維對位(藍線)、範本模板的二維對位(橙線)、三維對位前(紅線)、三維對位後(綠線)，經對位完成後，使用NMI算法二並取用下三角矩陣內的資料，計算出下三角矩陣內 210 個元素的平均數與標準差。 33

DOI:10.6814/NCCU202100531

第一章緒論

1.1 內容大綱

本文共分為四章，第一章為緒論，其中包含研究動機、研究目的、研究方法。第二章方法與步驟，主要介紹三維對位與二維對位方法，說明三維對位所使用的工具介面、進行三維對位所需用到的功能、參數設定，二維對位使用的計算法、依照使用不同的切片種類，可分為二維對位方法一、二維對位方法二，介紹標準化相互資訊及後續公式中所需的聯合熵、條件熵，最後介紹將標準化相互資訊產出的數值，建立成矩陣以便後續取值計算。第三章為數據結果，介紹取用矩陣內元素以計算平均值與標準差以及在不同切片厚度下，使用為二維對位方法一、二維對位方法二的結果。第四章為結論與建議，為分析第三章中圖表數據的趨勢，以及未來對於使用方法可以進行討論與優化的部分。

1.2 研究動機

在醫學影像分析上，為了顯現出人體內的結構或診療患部，時常需要使用量測儀器進行掃描，以便醫師進行診斷與後續治療。磁共振頻譜造影(Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging, MRSI) [1][2]利用氫原子核在不同環境下產生的化學位移來量測化學物質的含量，以判斷人體內化學物質的分布與多寡，除了物質含量之外，化學位移還可提供尖峰頻率、化學物質成分、分子結構等資訊，其中尖峰的高矮則為判斷化學物質多寡的依據。當腦部出現病變時，不同的腦代謝物會有不同程度的變化，可藉由 MRSI 偵測該變化，幫助觀測方辨識疾病，或是經由長期觀測，以了解疾病的進程與治療。氫原子磁共振頻譜中，常見的代謝物質包含 NAA(N-acetylaspartate)、glutamate、glutamine 等。

但鑒於 MRSI 產出的影像資料僅有單張切片、代謝物影像不具備結構資訊且解析度較低(解析度為 32 × 32，MRI 影像的解析度為 256 × 256)，若需要進行群組分析時，影像對位需仰賴 T1 影像以進行二維對位，使用不同切片影像資料進

DOI:10.6814/NCCU202100531

行二維對位，並與三維對位比較效果為本文探討重點。

1.3 研究目的

考量到使用 MRSI 方法產出的影像不具結構資訊之外，影像資料僅有二維單張切片，對位程序上受限於二維對位而無法使用三維對位；使用 MRSI 量測厚度為 15 mm 的二維單張切片時，花費時間約為 8~13 分鐘，若欲掃描全腦的代謝物影像，使用 MRSI 必須花費相當多時間，對於受試者而言負擔較大，故選擇使用二維單張切片進行二維對位後，與三位對位方法比較兩者效果。

1.4 研究方法

本文以使用不同類型的二維切片影像資料作為模板，並調整取用的切片厚度，而後利用二維對位方法進行對位，與三維對位方法比較兩者之間效果。二維對位使用的切片種類分為受試者群組內的受試者、受試者群組外的範本模板 mni_icbm152_t1；三維對位使用的切片種類分為亞洲人模板與歐洲人模板，由於受試者群組內皆為亞洲人，故三維對位會將模板種類限制於使用亞洲人模板；取用的切片厚度分別為 3 mm、9 mm、15 mm。對位完成後，代入標準化相互資訊 (Normalized Mutual Information)公式，以量化對位後各組切片影像資料之間相似的程度。

DOI:10.6814/NCCU202100531

第二章方法與步驟

2.1 三維全腦對位

SPM(Statistical Parametric Mapping)介面，用於分析與處理腦部影像資料，本文後續將使用到 DICOM Import、Normalise(Est ＆Wri)、Check Reg 功能。

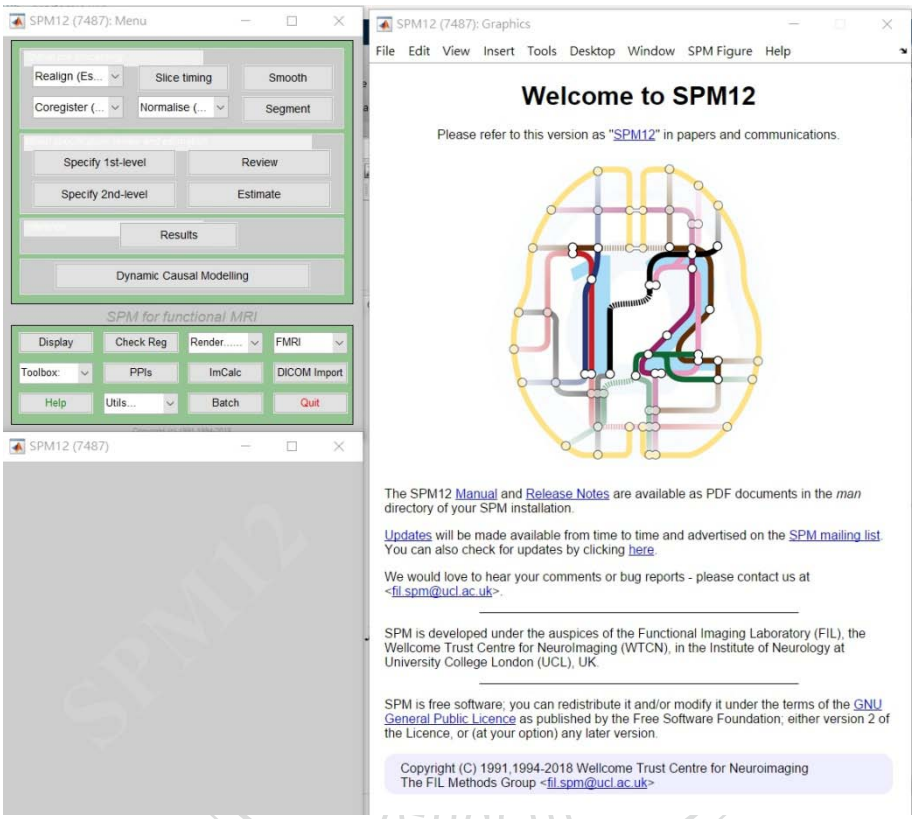


圖 2-1 SPM 的起始介面

DICOM Import

DICOM Import 是 SPM 的其中一項功能，其功能為選擇受試者，並選取頭部切片(共 192 張)，執行(Done)後即可得到完整的三維頭部影像資料，如圖 2-2。圖中為受試者編號 C101，操作者選取受試者資料夾後，路徑如圖中 F:\柏賢_論文數據\DM\C101\MPRAGE，選取受試者資料中 192 張投型資料切片後執行(Done)，即可獲得尚未對位前完整的頭型影像資料，執行完之後可從原資料夾中找到 DICOM Import 完成後的檔案，使用 SPM 介面中的 Display 功能以展示影像資料，其維度為 224 × 256 × 192，圖中藍線交點即為當前影像內位置，如圖 2-3。

DOI:10.6814/NCCU202100531

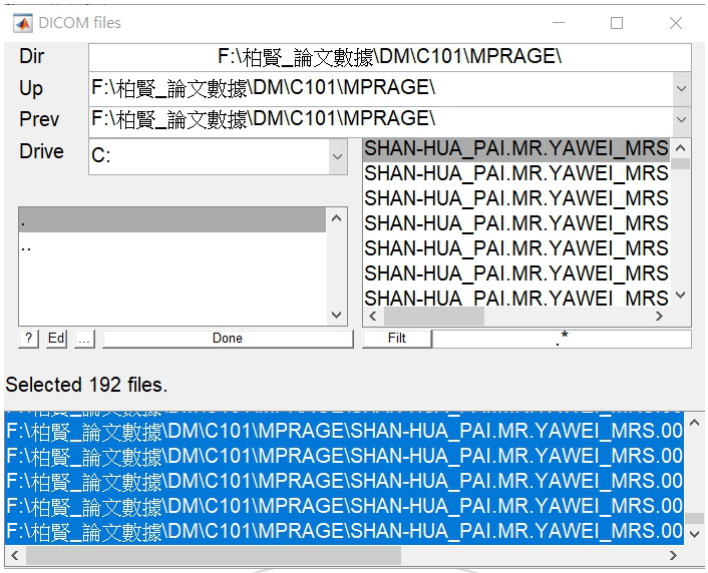


圖 2-2DICOM Import 介面

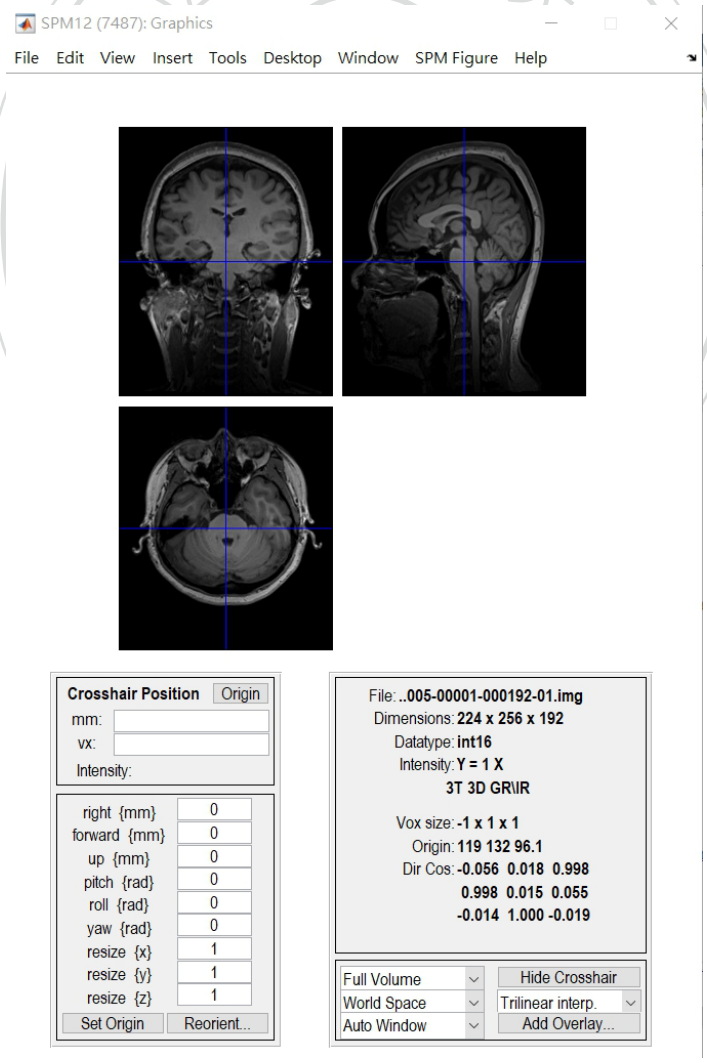


圖 2-3 受試者編號 C101 的三維頭部影像資料

DOI:10.6814/NCCU202100531

Normalise(Est＆Wri)

三維全腦頭型對位程序中,使用者可從 SPM 介面選取 Normalise(Est＆Wri)，如圖 2-4。Normalise(Est＆Wri)主功能為輸入受試者的影像資料，並調整欲對位資料的各項參數以進行對位，本文後續欲修改的參數選項為：Voxel sizes、Bounding box、Affine Regularisation，其餘未提及之參數部分均沿用 SPM 介面中的系統預設值。

Voxel sizes

Voxel sizes 選項為修改體積像素大小，其數值決定後續影像資料的解析度，Voxel sizes 數值越大，其影像圖片放大後將會越模糊，反之則越精細；Voxel sizes 的系統預設值為 2 × 2 × 2 mm，如圖 2-5，為了統一待測資料之間的參數配置與獲得較為清晰的影像圖片，故將其數值修改為 1 × 1 × 1 mm，如圖 2-6。

Bounding box

Bounding box 數值選項決定影像資料的範圍；Bounding box 的系統預設值為 X：-78~78、Y：-112~76、Z：-70~85，將正負數值區間合併後得到維度 156 × 188 × 155，如圖 2-7；為了統一待測資料之間的維度，故將 Bounding box 的正負數值區間修改為 X：-128~128、Y：-128~128、Z：-92~100，將正負數值區間合併後得到維度 256 × 256 × 192，如圖 2-8，其數值由左至右為影像資料的三個方向，依序為左右、前後、上下。

Affine Regularisation 功能為決定對位時使用的模板樣式，其主要分為歐洲人與亞洲人頭型模板。由於受試者群組為亞洲人，故選取亞洲人頭型模板，如圖 2-9。

DOI:10.6814/NCCU202100531

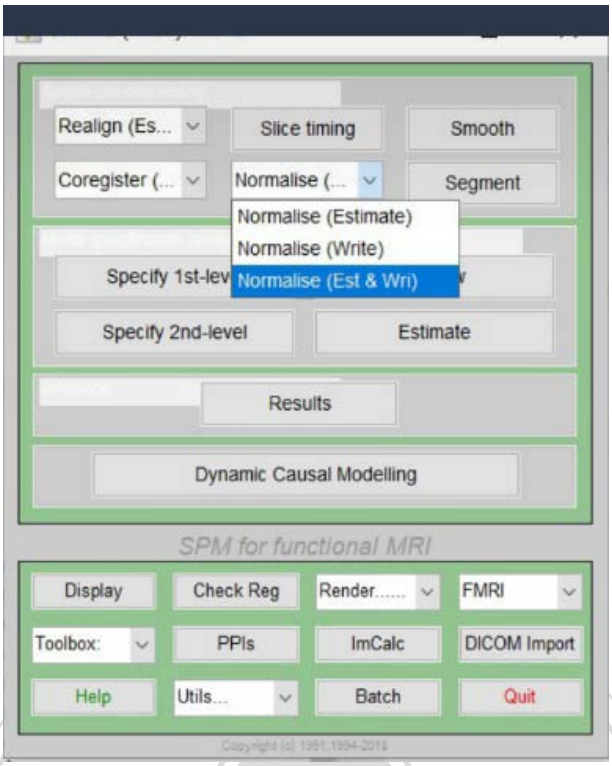


圖 2-4 Normalise(Est＆Wri)功能位置

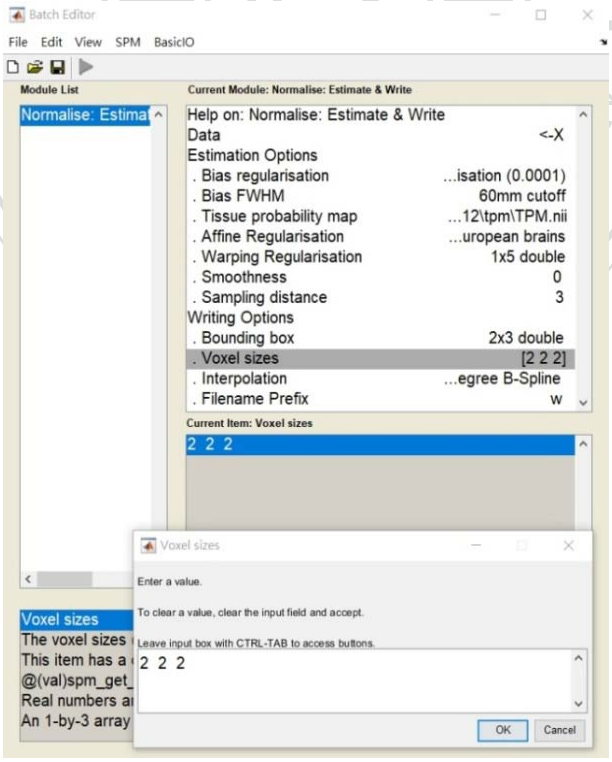


圖 2-5 Voxel sizes 系統預設值[2 2 2]，指將頭型影像資料分成格狀的體積像素，其中每一個體積像素的大小皆為 2×2×2 mm

DOI:10.6814/NCCU202100531

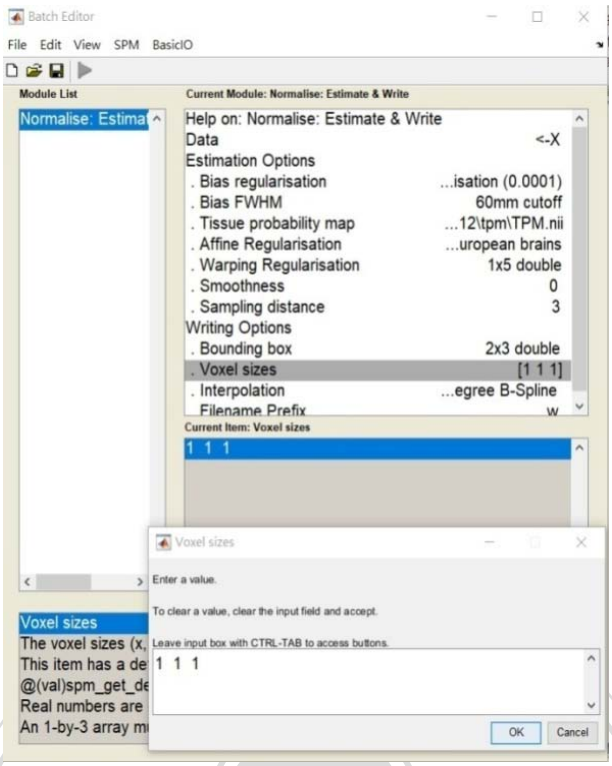


圖 2-6 Voxel size 參數修改至[1 1 1]，每個體積像素的大小皆為 1×1×1 mm

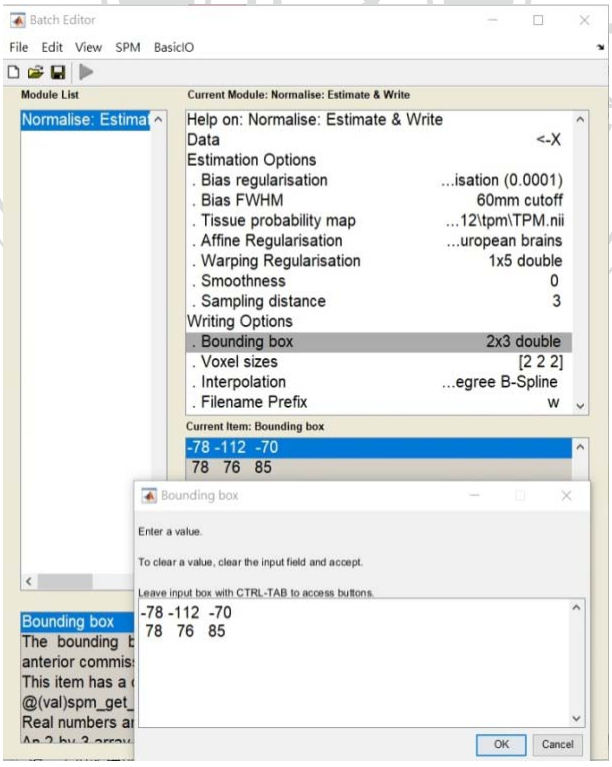


圖 2-7 Bounding box 系統預設值為[156 188 155]，指影像的三維邊界長度分別為 156 mm、188 mm、155 mm，順序依序是左右、前後、上下

DOI:10.6814/NCCU202100531

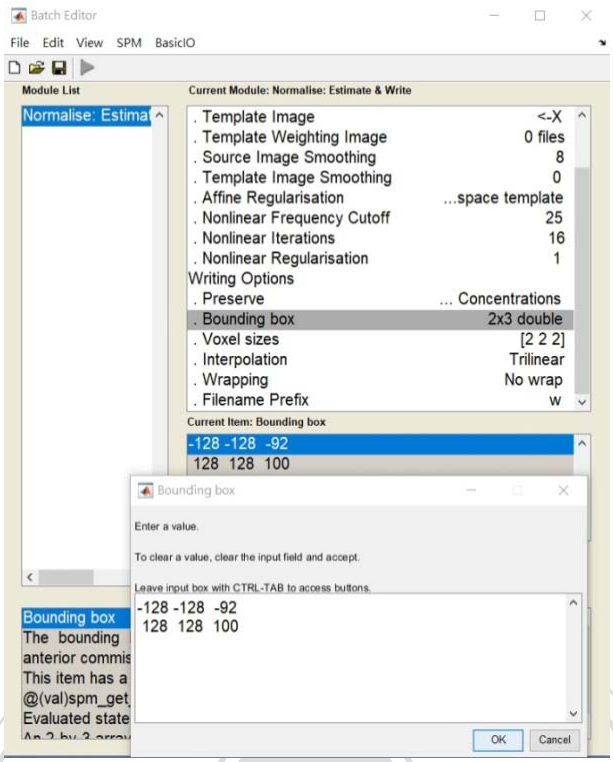


圖 2-8 Bounding box 修改參數至[256 256 192]，影像的三維邊界長度分別為 256 mm、256 mm、192 mm

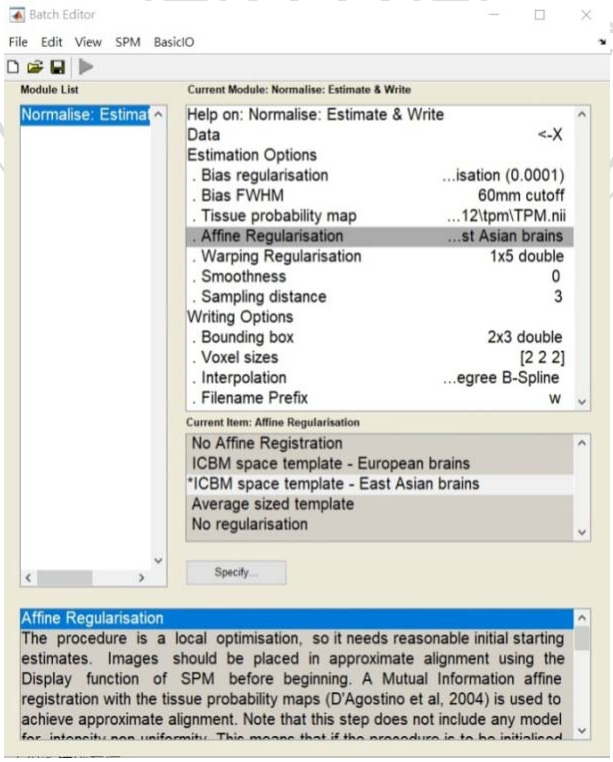
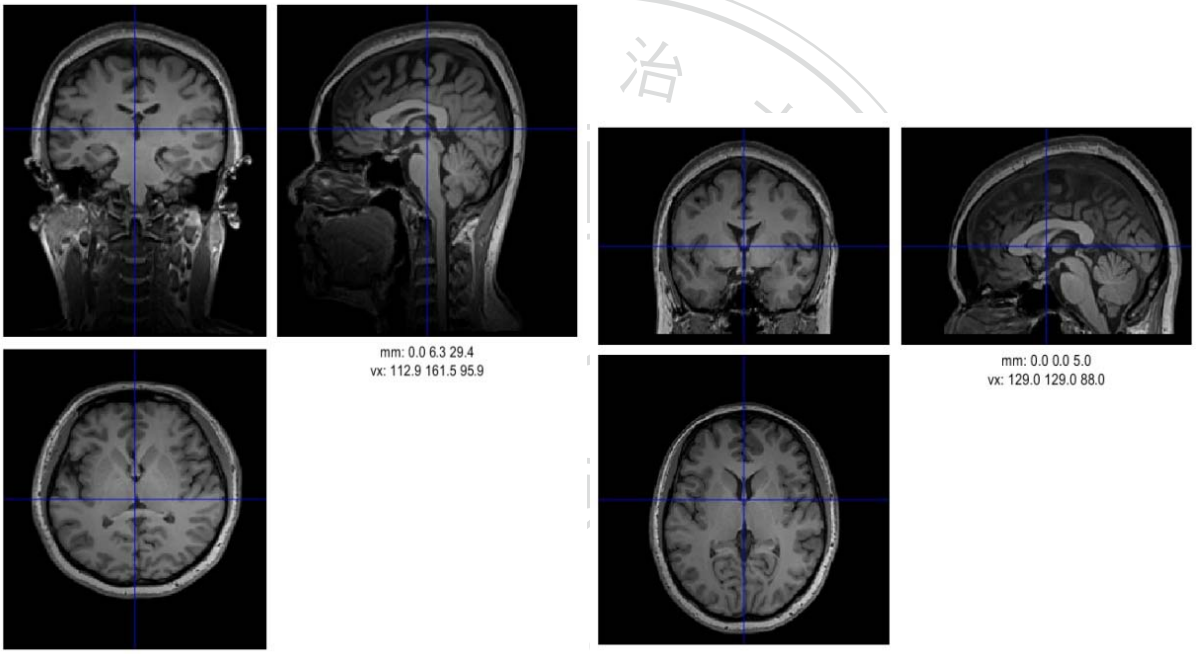


圖 2-9 模板樣式選取亞洲人頭型模板

DOI:10.6814/NCCU202100531

Check Reg

Check Reg 主功能為顯示多筆數據資料。受試者的原始資料經過三維對位後，逐一確認各組對位的狀況，確認是否對位成功以及影像資料是否符合前述設定的維度。本文受試者群組原始總人數為 47 人，需先進行一次篩檢以篩選出較合適的受試者資料，其中篩選的條件為：不採用資料不齊全、頭型影像傾斜、頭型影像過大或過小者。經篩選後受試者群組的剩餘人數為 21 人。上述三者參數經調整後，導入篩選後的受試者資料進行三維對位，對位效果前後效果如圖 2-10。



(a) (b)

圖 2-10 受試者 C101，左側(a)為對位前，右側(b)為對位後

DOI:10.6814/NCCU202100531

選取切片編號

進行三維對位前需先判斷與二維單張切片相同位置的三維影像資料，使用 Check Reg 功能並輸入受試者經對位前的三維影像資料與其二維單張切片資料，如圖 2-11，逐一判斷並記錄各受試者的編號數據，此數據後續將用於辨識三維影像資料對位前、後之相對位置。

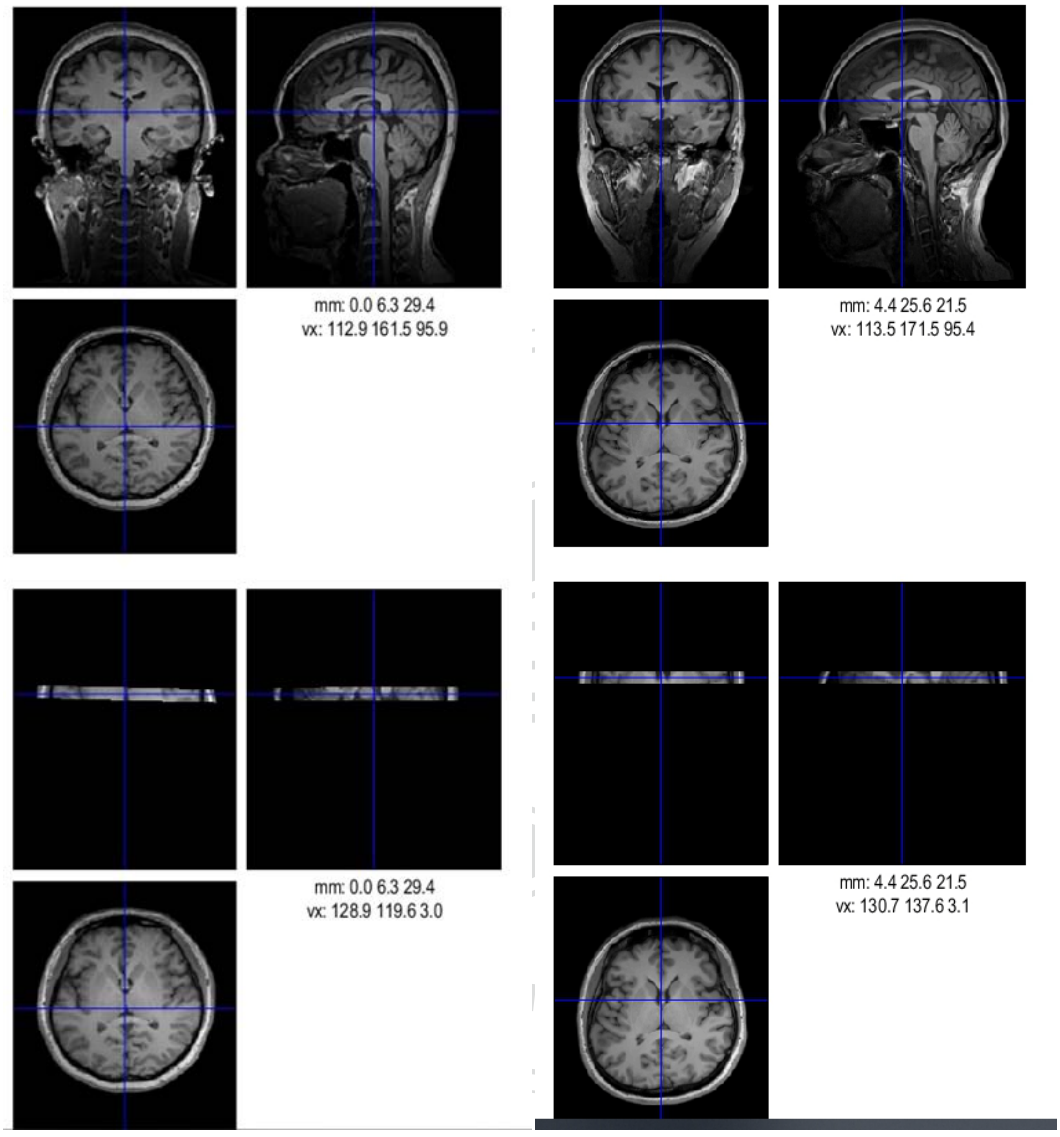
三維影像資料經過 DICOM Import 與 Normalise(Est＆Wri)兩過程後產生的影像資料，其體積像素尺寸為 1 × 1 × 1 mm、維度為 256 × 256×192 ；受試者二維單張切片的體積像素尺寸為 1 × 1 × 3 mm，其中 3 mm 為厚度；維度為 256 × 256 × 5，5 代表單張切片的數量，故二維單張切片的厚度總計為 15 mm。為統一測資料之間的尺寸，需疊合 3 張三維影像資料或範本模板 mni_icbm152_t1 之切片，疊合後影像資料的體積像素尺寸等同於 1 × 1 × 3 mm。前述已判斷並記錄經對位前的三維影像資料與二維單張切片資料之間編號位置的數據，後續再次使用 Check Reg 功能並輸入受試者對位前與對位後的三維影像資料，以人眼辨識受試者三維影像資料經三維對位之後，其相對位置的數據分布，如圖 2-11。圖 2-12、圖 2-13、圖 2-14。逐一辨識並平均相對位置數值後，最後結果為二維單張切片編號 3，近似對應至三維影像資料(對位後)編號 88~90。

除受試者的二維單張切片需逐一以人眼辨識相對位置之外，也需判斷受試者的二維單張切片與範本模板 mni_icbm152_t1 之間的相對位置，以便後續提取切片數據計算。範本模板 mni_icbm152_t1 影像經逐一辨識後，最後結果為二維單張切片編號 3，近似對應至範本模板 mni_icbm152_t1 切片編號 88~90，如圖 2-15。

本文後續使用方法中，二維單張切片的編號 1，對應至三維影像切片(對位後)的編號 82~84、範本模板 mni_icbm152_t1 編號 82~84；二維單張切片的編號 2，對應至三維影像切片(對位後)的編號 85~87、範本模板 mni_icbm152_t1 編號 85~87；二維單張切片的編號 3，對應至三維影像切片(對位後)的編號 88~90、範本模板 mni_icbm152_t1 編號 88~90；二維單張切片的編號 4，對應至三維影像切片(對位

DOI:10.6814/NCCU202100531

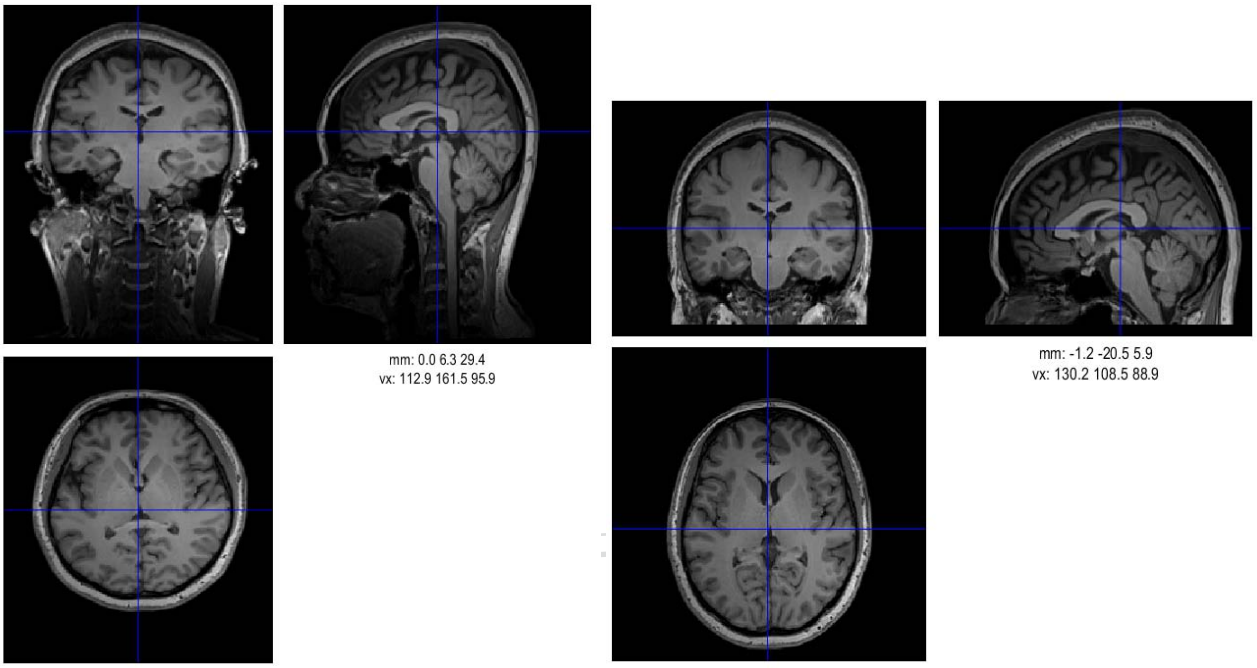
後)的編號 91~93、範本模板 mni_icbm152_t1 編號 91~93；二維單張切片的編號 5，對應至三維影像切片(對位後)的編號 94~96、範本模板 mni_icbm152_t1 編號 94~96。



(a) (b)

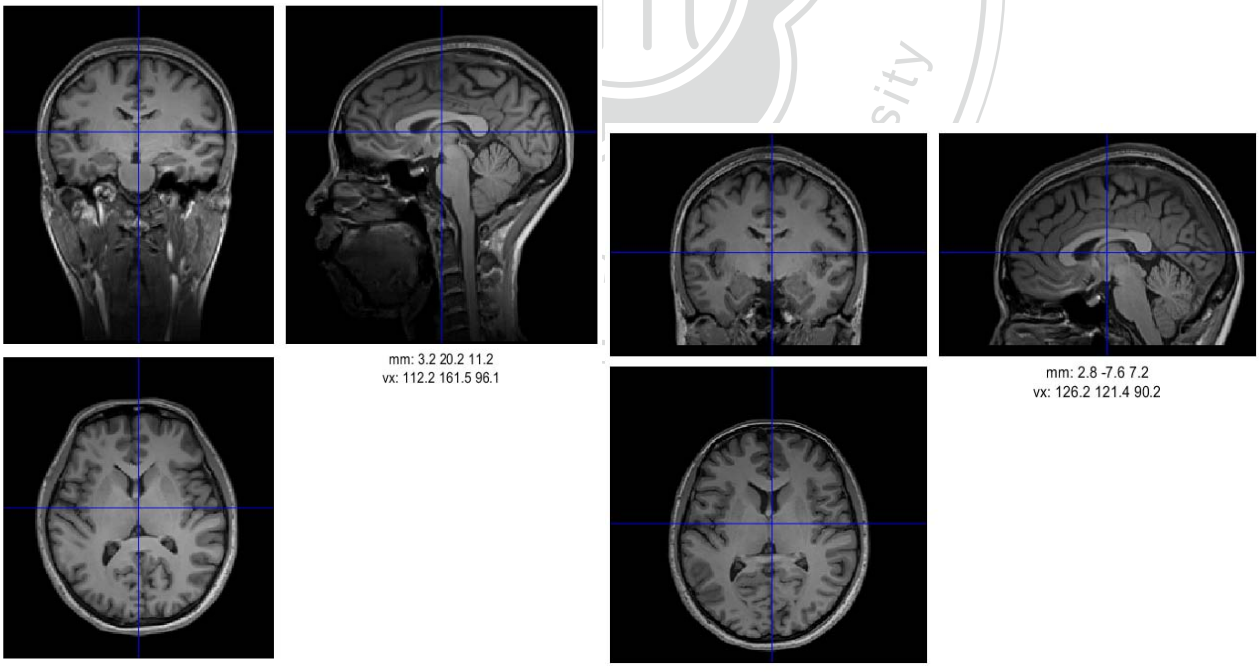
圖 2-11 (a)上三張圖為受試者 C101 之三維影像資料(對位前)，下三圖為受試者 C101 之二維單張切片資料，C101 之三維影像資料編號 161.5 對應至二維單張切片資料編號 3，(b)上三張圖為受試者 C103 之三維影像資料(對位前)，下三圖為受試者 C103 之二維單張切片資料，C103 之三維影像資料編號 171.5 對應至二維單張切片資料編號 3

DOI:10.6814/NCCU202100531



(a) (b)

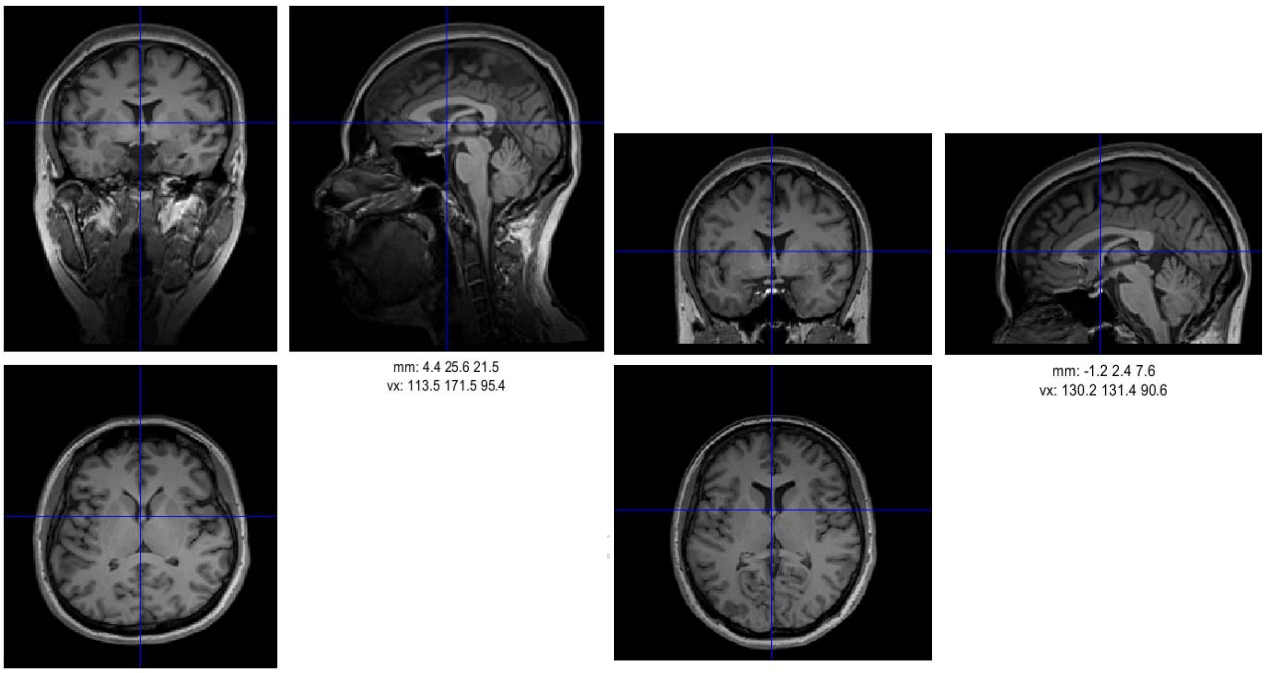
圖 2-12 受試者 C101 三維影像資料(a)對位前編號 161.5，(b)對位後編號 89



(a) (b)

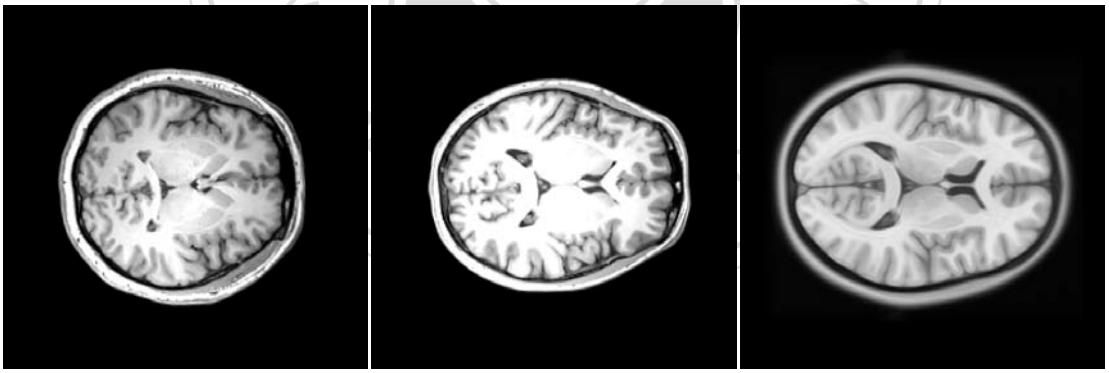
圖 2-13 受試者 C103 三維影像資料(a)對位前編號 161.5，(b)對位後編號 90

DOI:10.6814/NCCU202100531



(a) (b)

圖 2-14 受試者 C101 三維影像資料(a)對位前編號 171.5，(b)對位後編號 91



(a) (b) (c)

圖 2-15 (a)受試者 C101，二維單張切片編號 3，(b)受試者 C103，二維單張切片編號 3，(c)範本模板 mni_icbm152_t1 編號 88~90

DOI:10.6814/NCCU202100531

2.2 二維對位

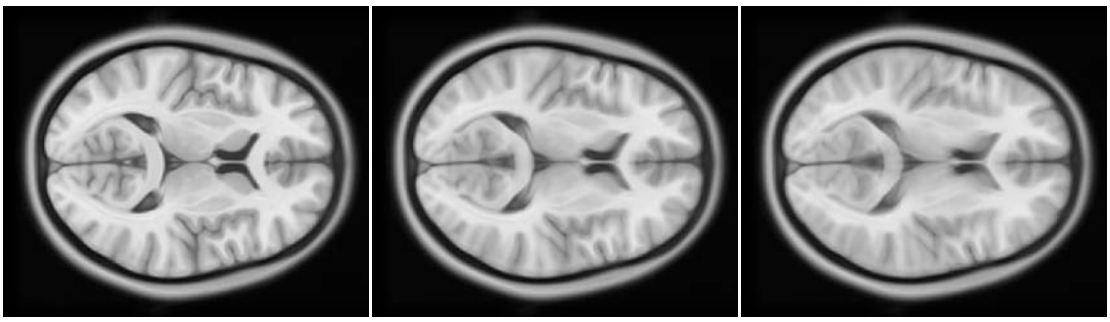
二維對位計算法[3][4]，提供一組頭型模板(Template)，其餘對位資源(Sourse)以此模板進行對位。模板與資源分別先做歸一化處理，再利用計算法中register2dem_global 功能以計算與取得流場(flow field，[M(:,:,sidx),bn,cn])之參數，最後使用算法中 aff_warp 功能，置入對位資源與流場參數，即可取得對位後的資源。在對位之前，模板與對位資源的維度需經過統一，否則無法進行後續算法的計算。本文中使用的切片數據，其二維維度均需統一至 256 × 256，並將厚度設為操作變因，取用的切片厚度分別為 3 mm、9 mm、15 mm。比較在不同厚度下切片的對位效果。

比較對象依序如下：二維單張切片編號 3(厚度 3 mm)，對應至三維影像資料編號 88~90(厚度 3 mm)、範本模板影像資料編號 88~90(厚度 3 mm)；二維單張切片編號 2~4(厚度 9 mm)，對應至三維影像資料編號 85~93(厚度 9 mm) 、範本模板影像資料編號 85~93(厚度 9 mm)；二維單張切片編號 1~5(厚度 15 mm)，對應至三維影像資料編號 82~96(厚度 15 mm)、範本模板影像資料編號 82~96(厚度 15 mm)。

二維單張切片對位-方法一

二維單張切片對位-方法一是以範本模板 mni_icbm152_t1 作為模板，範本模板 mni_icbm152_t1 的二維初始維度為 192 × 226，如圖 2-16；在對位前需將其維度修改至 256 × 256，且頭型影像資料需盡量置中，避免對位時模板與對位資源的影像資料位置差距過大，導致對位效果不彰，本文中使用 matlab 內建的 paddarray 功能，將範本模板的影像資料的周圍填入固定數值元素零，可同時滿足將頭型影像置中以及將其維度修正至 256 × 256，對位前後如圖 2-17。選擇的模板編號與厚度分別為：編號 88~90(厚度 3 mm)、編號 85~93(厚度 9 mm)、編號 82~96(厚度 15 mm)。

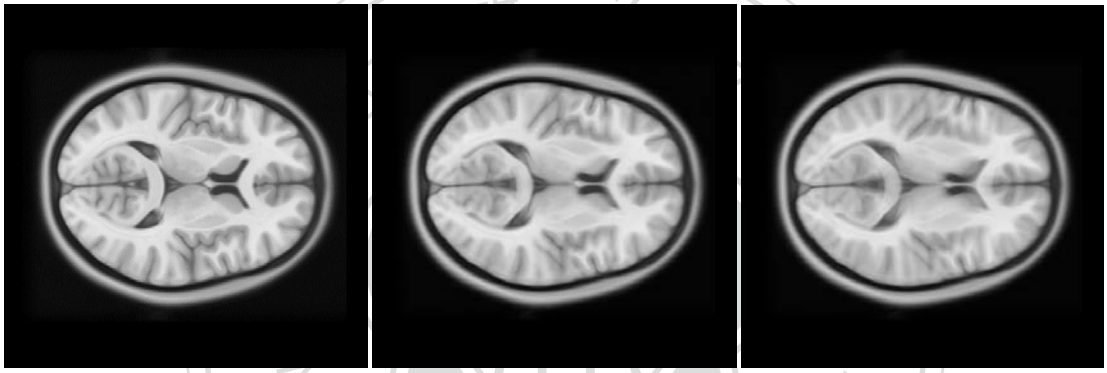
DOI:10.6814/NCCU202100531



(a) (b) (c)

圖 2-16 不同厚度的範本模板 mni_icbm152_t1 (維度：192 × 226)：

(a)mni_icbm152_t1_3mm，(b)mni_icbm152_t1_9mm，(c) mni_icbm152_t1_15mm



(a) (b) (c)

圖 2-17 不同厚度的範本模板 mni_icbm152_t1 (維度：256 × 256)：

(a)mni_icbm152_t1_3mm，(b)mni_icbm152_t1_9mm，(c) mni_icbm152_t1_15mm

以不同厚度之範本模板 mni_icbm152_t1 作為模板，並以受試者 C101、受試者 C103 作為資源之二維對位效果，如圖 2-18 與圖 2-19

DOI:10.6814/NCCU202100531

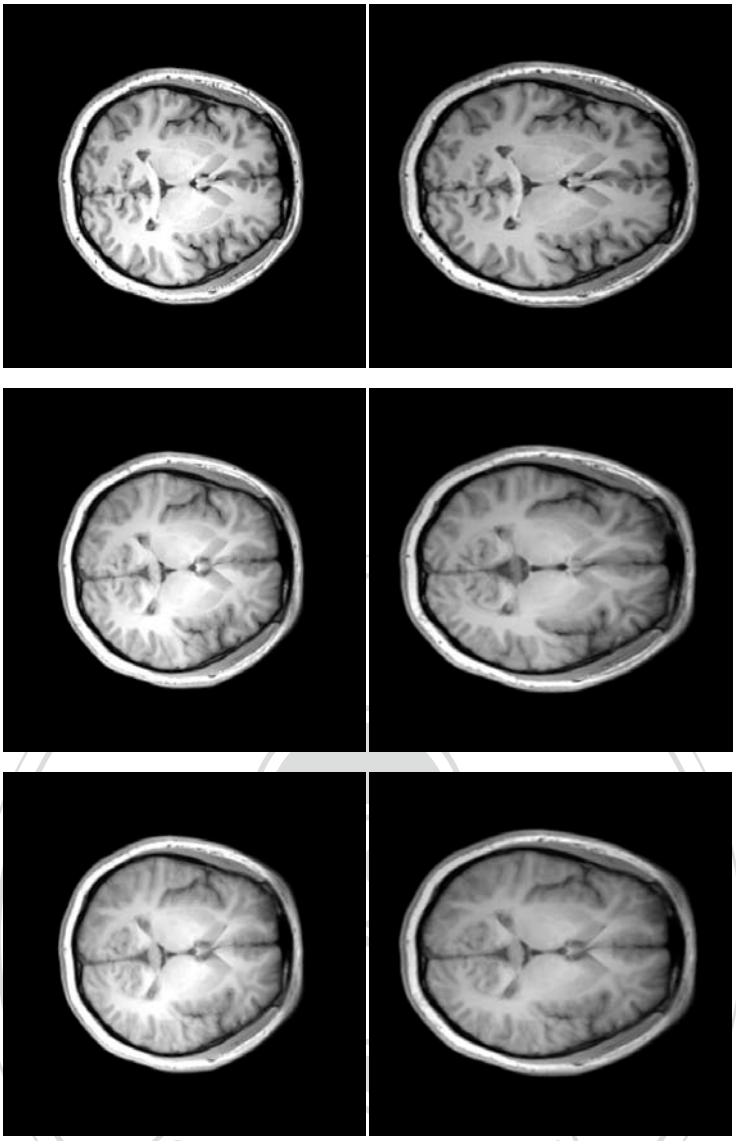


圖 2-18 左列圖為 C101 對位前，右列圖為對位後，(a)組為厚度 3 mm，(b)組為厚度 9 mm，(c)組為厚度 15 mm

DOI:10.6814/NCCU202100531

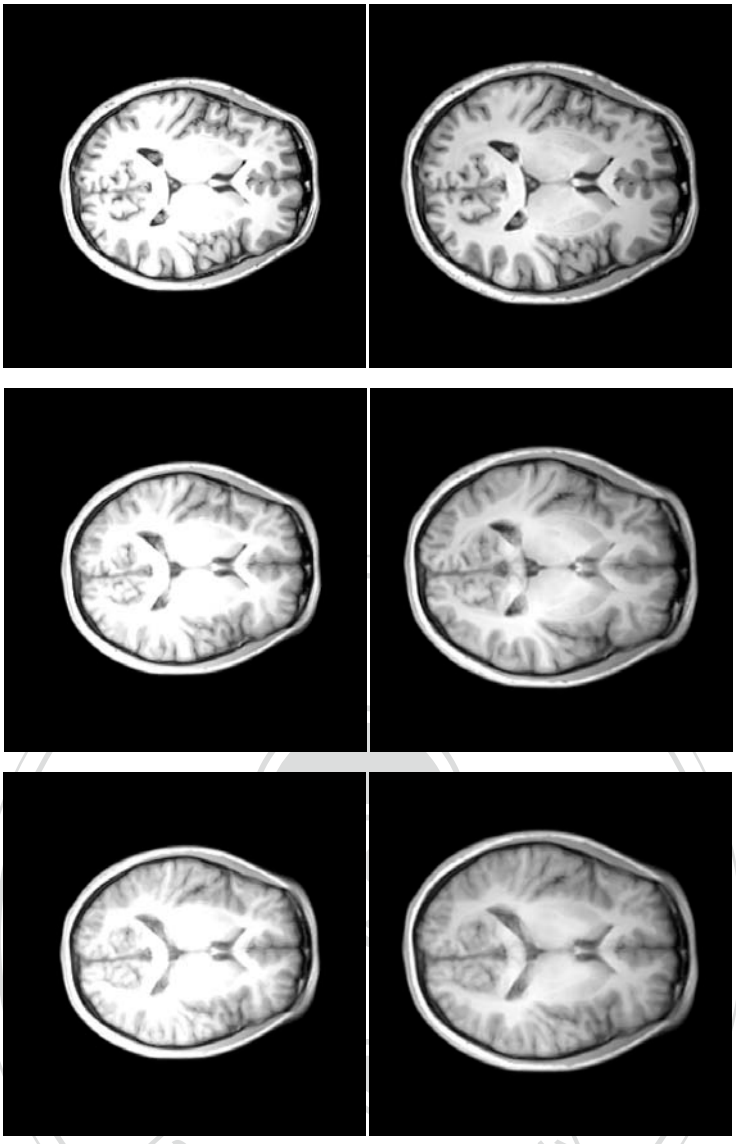


圖 2-19 左列圖為 C103 對位前，右列圖為對位後，(a)組為厚度 3 mm、(b)組為厚度 9 mm、(c)組為厚度 15 mm

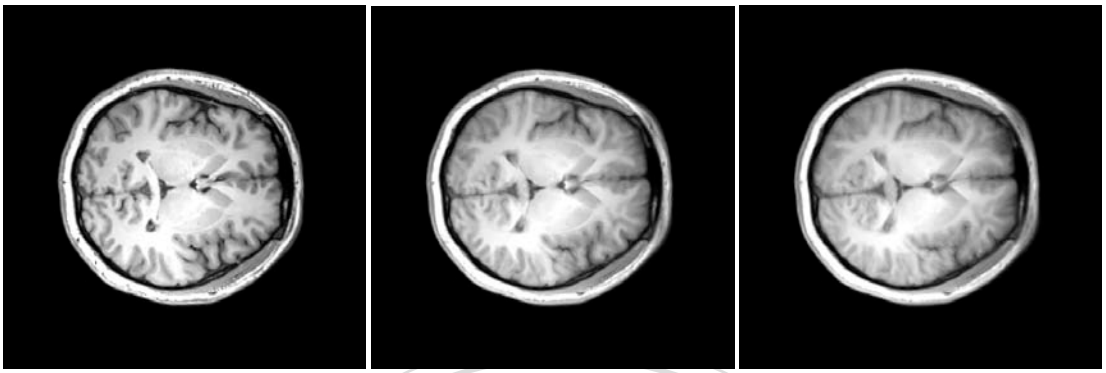
二維單張切片對位-方法二

二維單張切片對位-方法二是以受試者的二維單張切片作為模板與對位資料，由於受試者二維單張切片的初始資料維度為 256 × 256，故不需修改其的維度。受試者之二維單張切片切片編號依序為 1、2、3、4、5，每一二維單張切片的厚度均為 3 mm。作為模板的切片分別為二維單張切片編號 3(對應至厚度 3 mm)、編號 2~4(對應至厚度 9 mm)、編號 1~5(對應至厚度 15 mm)，如圖 2-20、圖 2-21。

DOI:10.6814/NCCU202100531

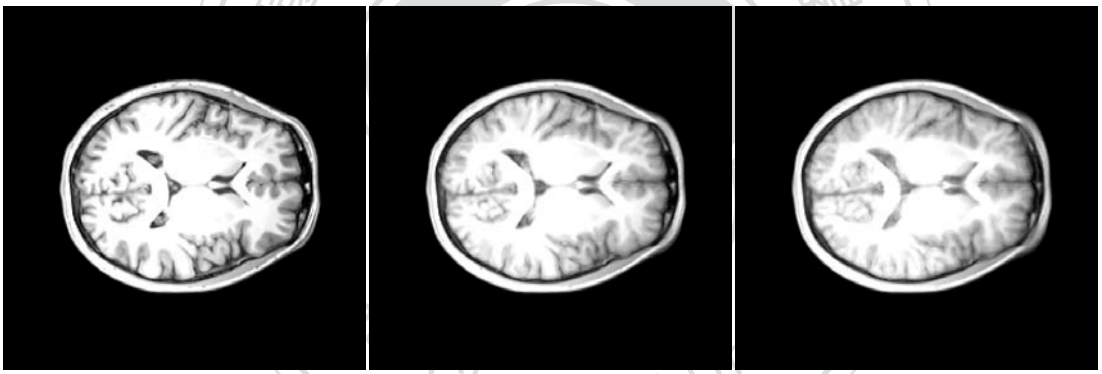
圖 2-22 為以不同厚度之 C101 作為模板，並以受試者 C103 作為資源之對位效果；

圖 2-23 為以不同厚度之 C101 作為模板，並以受試者 C105 作為資源之對位效果。



(a) (b) (c)

圖 2-20 受試者編號 C101 不同厚度的二維單張切片：(a) C101_ 3 mm，(b) C101_ 9 mm，(c) C101_ 15 mm

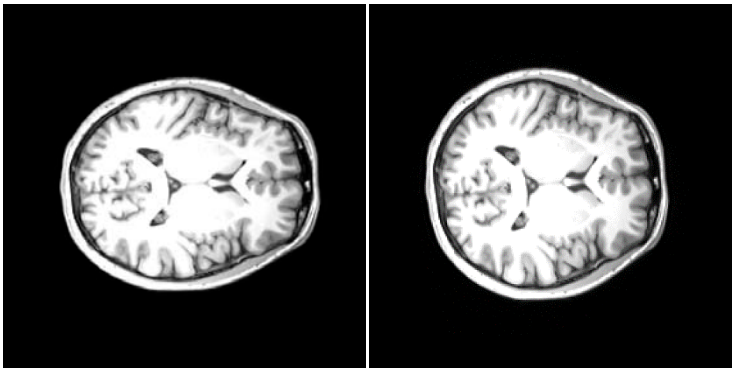


(a) (b) (c)

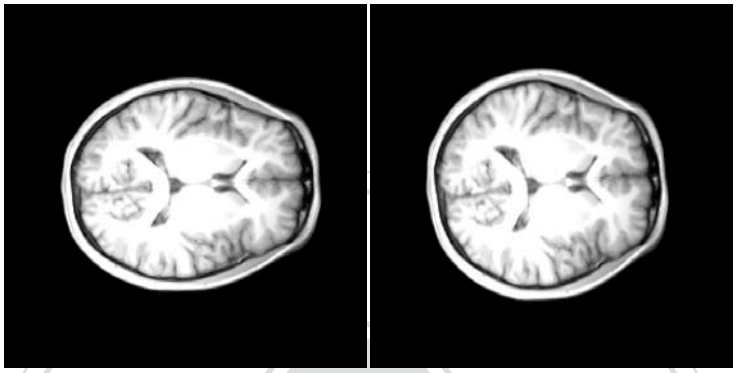
圖 2-21 受試者編號 C103 不同厚度的二維單張切片：(a) C103_ 3 mm，(b) C103_ 9 mm，(c) C103_ 15 mm

DOI:10.6814/NCCU202100531

(a)



(b)



(c)

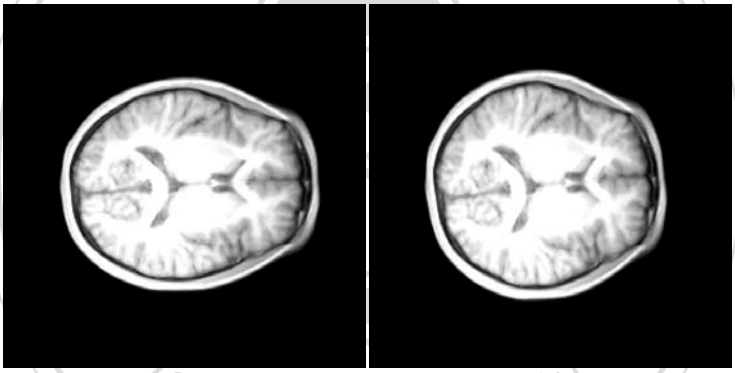
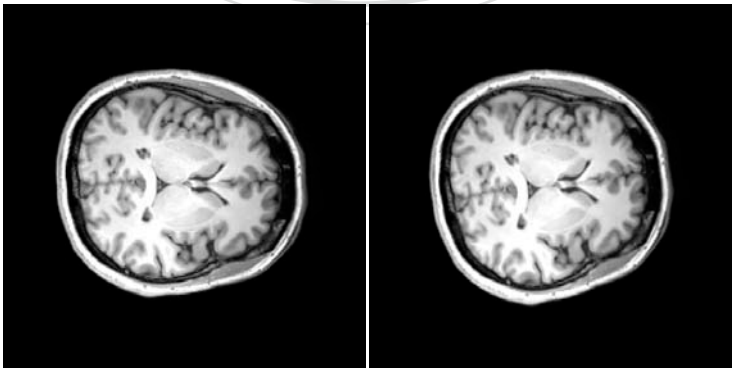


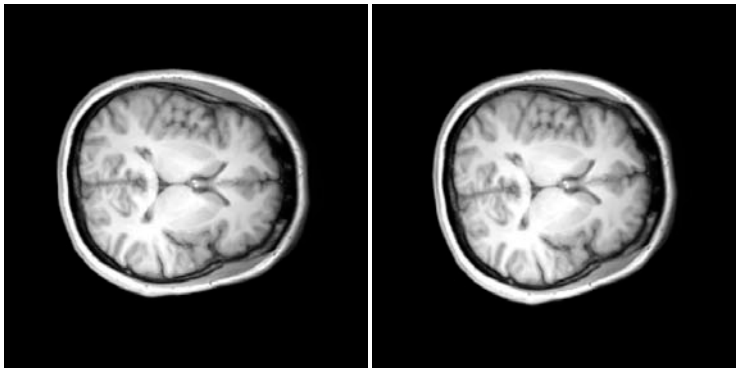
圖 2-22 左列圖為受試者 C103 對位之前，右列圖為受試者 C103 對位之後，(a)組為厚度 3 mm、(b)組為厚度 9 mm、(c)組為厚度 15 mm

(a)



DOI:10.6814/NCCU202100531

(b)



(c)

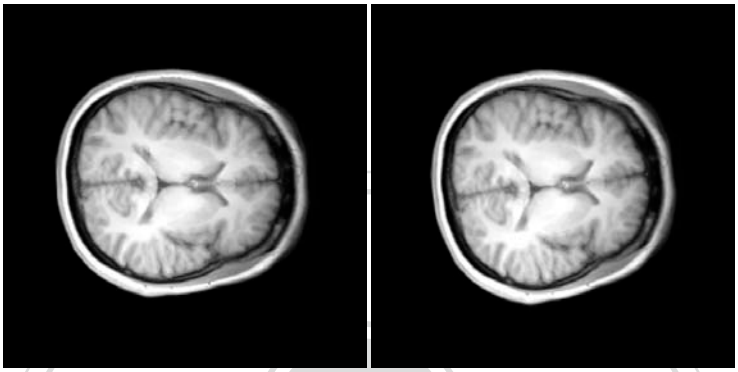


圖 2-23 左列圖為受試者 C105 對位前，右列圖為受試者 C105 對位後，(a)組為厚度 3 mm、(b)組為厚度 9 mm、(c)組為厚度 15 m

影像亮度處理

受試者的影像資料經過對位之前，整體亮度元素數值介於 0 至 1000 之間的整數，如圖 2-24，元素數值為 0 時，該位置的影像亮度為 0 並且該區域之影像呈現黑色；元素數值越高則代表該位置影像的亮度越高。經過對位後，整體亮度元素數值介於 0 至 1000 之間的浮點數，如圖 2-25。選定使用切片的數值之後，為了後續代入標準化相互資訊公式與運算，需使用 matlab 中的”round”指令，將該影像資料的每個元素數值四捨五入至最近的整數，由於轉換後影像差距不大，故此差距

DOI:10.6814/NCCU202100531

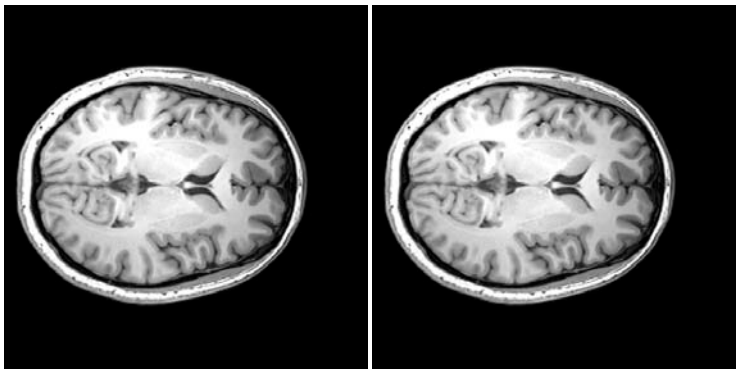


圖 2-24 左側圖為受試者 C101 之切片影像，影像元素經過四捨五入至最近的整數前；右側圖為受試者 C101 之切片影像，影像元素經過四捨五入至最近的整數後

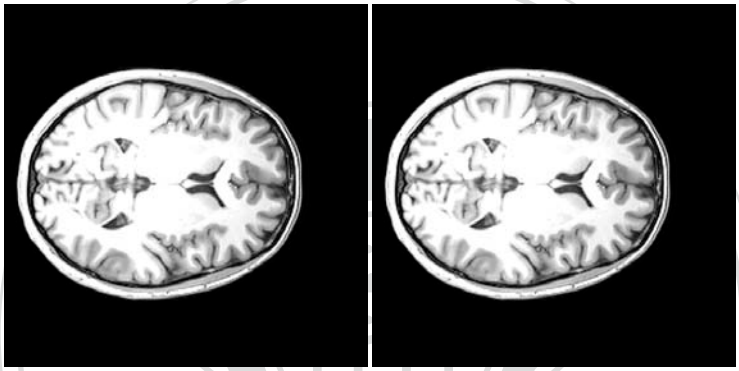


圖 2-25 左側圖為受試者 C103 之切片影像，影像元素經過四捨五入至最近的整數前；右側圖為受試者 C103 之切片影像，影像元素經過四捨五入至最近的整數後

National Chengchi University

DOI:10.6814/NCCU202100531

2.3 標準化相互資訊

相互資訊 Mutual Information

相互資訊 Mutual Information (以下簡稱 MI)[5]在資訊理論與機率論中，用於統計兩組隨機變量 X 與 Y 之間相關性程度 I(X;Y)。兩者之間的相關性越高，則 MI 數值越高；MI 具備對稱性(I(X;Y) = I(Y;X))，且為非負數(I(X;Y)≧0)。

兩組隨機變量 X 與 Y，X 與 Y 的相互資訊 I(X;Y)[5]定義如下：

$$I(x;y)=\sum_{y\in Y}\sum_{x\in X}p(x,y)\log_2\left(\frac{p(x,y)}{p_1(x)\,p_2(y)}\right) \tag{1.1}$$

其中 $p_1(x)$與 $p_2(y)$為機率函數，p(x)為變量 X 中，元素 x 發生的機率、p(y)為變量 Y 中，元素 y 發生的機率，p(x,y)為聯合機率(Joint probability)。

假設兩組隨機變量 X 與 Y 獨立(兩者無關)，則其 MI 為 0，可經由下式驗證之：

$$\log_2\left(\frac{p(x,y)}{p_1(x)\,p_2(y)}\right)=\log_2\left(\frac{p_1(x)\,p_2(y)}{p_1(x)\,p_2(y)}\right)=\log(1)=0 \tag{1.2}$$

聯合熵(Joint entropy)

聯合熵[5]為兩組隨機變量 X 與 Y，其聯合熵 H(X,Y)定義如下：

$$H(X,Y)=-\sum_{x\in X}\sum_{y\in Y}p(x,y)\log_2 p(x,y) \tag{1.3}$$

其中 p(x,y)為聯合機率(Joint probability)[6][7]。

DOI:10.6814/NCCU202100531

條件熵(Conditional entropy)

條件熵[5]描述在已知隨機變量 X 的條件下，隨機變量 Y 的不確定性。兩組隨機變量 X 與 Y，X 與 Y 的條件熵 H(Y|X)定義如下：

$$\begin{aligned} H(Y|X) &= \sum_{x\in X} p(x) H(Y|X=x) \\ &= -\sum_{x\in X} p(x) \sum_{y\in Y} p(y|x) \log_2 p(y|x) \\ &= -\sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y) \log_2 p(y|x) \end{aligned} \tag{1.4}$$

條件熵 H(Y|X)等同於將聯合熵 H(X,Y)減去隨機變量 X 的熵，即 H(Y|X)= H(X,Y)-H(X)，證明過程如下：

$$\begin{aligned} H(X,Y) &= -\sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y) \log_2 p(x,y) \\ &= -\sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y) \log_2 [p(y|x)p(x)] \\ &= -\sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y) \log_2 p(y|x) - \sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y) \log_2 p(x) \\ &= H(Y|X) - \sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y) \log_2 p(x) \\ &= H(Y|X) - \sum_{x\in X} \log_2 p(x) \sum_{y\in Y} p(x,y) \\ &= H(Y|X) - \sum_{x\in X} [\log_2 p(x)] p(x) \\ &= H(Y|X) - \sum_{x\in X} p(x) \log_2 p(x) \\ &= H(Y|X) + H(X) \end{aligned}$$

可得 $$H(Y|X) = H(X,Y) - H(X) \tag{1.5}$$

或是 $$H(X,Y) = H(X) + H(Y|X) \tag{1.6}$$

DOI:10.6814/NCCU202100531

相互資訊與熵的關聯

可以將相互資訊 I(X;Y)[5]改寫為下式：

$$
\begin{aligned}
I(X;Y) &= \sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y)\log_2 \frac{p(x,y)}{p(x)p(y)} \\
&= \sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y)\log_2 \frac{p(x|y)}{p(x)} \\
&= \sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y)\log_2 p(x|y) - \sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y)p(x) \\
&= -\left(-\sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y)\log_2 p(x|y)\right) - \sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p(x,y)p(x) \\
&= -H(X|Y) + H(X) \\
&= H(X) - H(X|Y)
\end{aligned}
\tag{1.7}
$$

由前述可得知，相互資訊 I(X;Y)[5]可視為在已知隨機變量 Y 的條件下，隨機變量 X 不確定度的縮減量。且由於相互資訊的對稱性，可得：

$$
I(X;Y) = I(Y;X) = H(Y) - H(Y|X) \tag{1.8}
$$

代入(3.5)或(3.6)之表示式，可得：

$$
I(X;Y) = H(X) + H(Y) - H(X,Y) \tag{1.9}
$$

標準化相互資訊(Normalized Mutual Information, NMI)

標準化相互資訊 U(X;Y)[6]具備相互資訊[5]的兩項特性，兩者之間相關性越高，則 NMI 數值越高；具備對稱性 (U(X；Y)=U(Y；X))；其數值為非負數且介

DOI:10.6814/NCCU202100531

於 0 到 1 之間 (1≧U(X；Y)≧0)。標準化相互資訊[6]定義如下：

$$U(X;Y)=\frac{I(X;Y)}{\sqrt{H(X)H(Y)}} \tag{1.10}$$

$$H(X)=-\sum p(x_i)\log_2 p(x_i) \tag{1.11}$$

$$H(Y)=-\sum p(y_i)\log_2 p(y_i) \tag{1.12}$$

代入標準化相互資訊(NMI)[6]的公式，判斷兩影像資料之間相似的程度，其計算過程分為幾個過程：判斷兩者維度與元素數目是否相同(若不相同則無法運算，前述步驟已將各待測切片之二維維度統一至 256 × 256)、元素以列向量型式排列(若資料維度為 256 × 256，將其按順序排列並修改為 65536 × 1)、計算兩資料的熵資料之聯合機率(joint distribution)[5]與聯合熵(Joint entropy)[5]、代入公式以計算出相互資訊[5]與標準化相互資訊[6]之數值。在標準化相互資訊[6]計算過程中，可經由修改程式碼以調整待測資料元素，調整前後分為 NMI 算法一與 NMI 算法二。

NMI 算法一

NMI 算法一所比較的二維影像資料維度均為 256 × 256，其中影像資料包含頭型切片影像以及影像外圍亮度為零的區域，此處進行計算前需確認比較對象之間維度相同(維度為 256 × 256)，若不相同，則無法進行計算。確認維度一致後，後續列入計算的元素資料數值固定為 65536 個，比較示例如圖 2-26。

DOI:10.6814/NCCU202100531

圖 2-26 左側圖為 C101，右側圖為 C103。

NMI 算法二

NMI 算法二與 NMI 算法一之間的差異在於待測資料的元素，NMI 算法二所使用的二維影像資料維度並非為定值，其維度與元素個數值取決於作為模板的二維切片資料，後續列入計算的元素資料數值大多介於 42000~51000 個之間。將一組頭型切片影像作為模板，其餘資源以此進行二維對位後，先紀錄與去除模板中亮度為零的區域，再從已對位完成的資源中扣除該區域元素，過程示例如圖 2-27。圖 2-27 左側為對位過程，藍色圓形為模板之影像之示例，紅色橢圓為資源之影像之示例；右側為刪去元素的過程，刪去並記錄模板影像中亮度為零的區域，再從已對位的資源影像中扣除該區域元素。

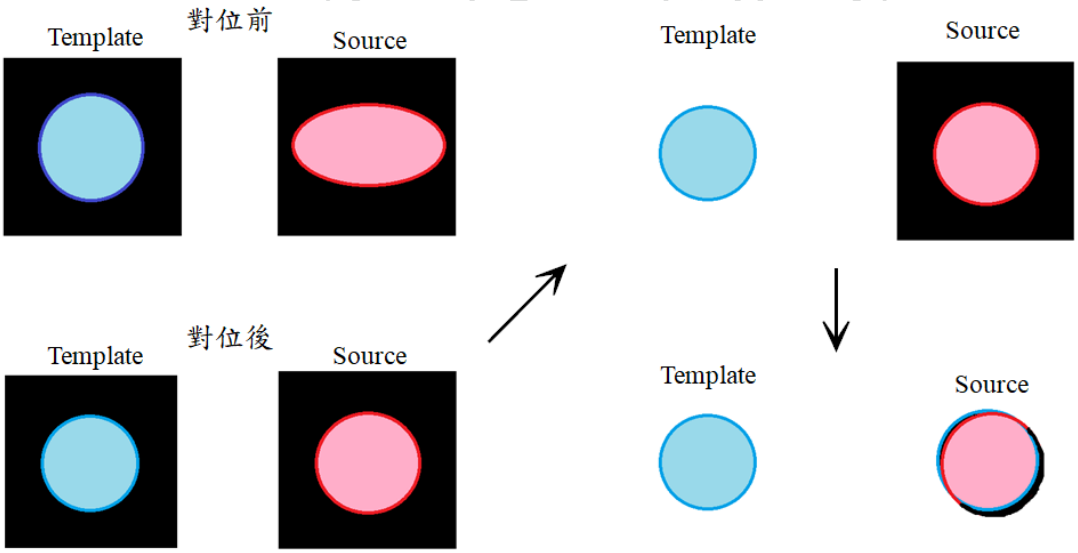


圖 2-27 藍色圓形為模板之影像之示例，紅色橢圓為資源之影像之示例

DOI:10.6814/NCCU202100531

2.4 建立 NMI 數值矩陣

受試者群組中總計 21 位受試者，以兩人組成一組執行 NMI 算法一或 NMI 算法二，最後將構成 21 × 21 的方矩陣。由於 NMI 算法具備對稱性，最後產生的方矩陣會對稱於對角線，對角線數值均為 1(標準化相互資訊計算方法作用於同一名受試者時，其數值結果為 1)，故後續取平均值與標準差時，只取用上三角或下三角矩陣的數值資料，取用的數值資料個數固定為 210 個。

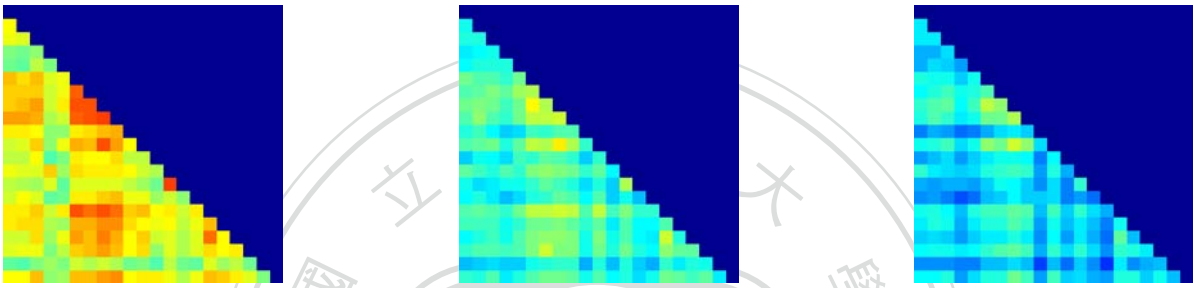
國立政治大學 National Chengchi University

DOI:10.6814/NCCU202100531

第三章數據結果

3.1 取用與計算數值矩陣內元素

由於數值矩陣對稱於對角線，且對角線元素皆等於 1，若取用方矩陣內部所有元素並計算平均值與標準差，將會對結果數值造成影響，故在計算結果數值前，需先修改矩陣，將移除矩陣內所有對角線上的元素，以及只取用下三角(或者上三角)矩陣內的元素，如圖 3-1。



(a) (b) (c)

圖 3-1 以不同受試者作為模板(厚度 3 mm)，其餘受試者作為資源，經二維對位並執行 NMI 算法一後建立的方矩陣，後續數值計算只取用下三角矩陣內部元素。(a)受試者 D017，(b)受試者 D022，(c)範本模板 mni_icbm152_t1

DOI:10.6814/NCCU202100531

3.2 NMI 數值矩陣之平均與標準差結果

圖 3-2 中，其數值結果呈現高低起伏，數值趨勢符合預期，三維對位的數值高於大部分受試者與範本模板 mni_icbm152_t1，但是仍有數組以受試者(受試者 C103、D028)的二維單張切片作為模板的對位效果優於三維對位，而以受試者作為模板的數值，大多數高於以範本模板 mni_icbm152_t1 作為模板的數值。

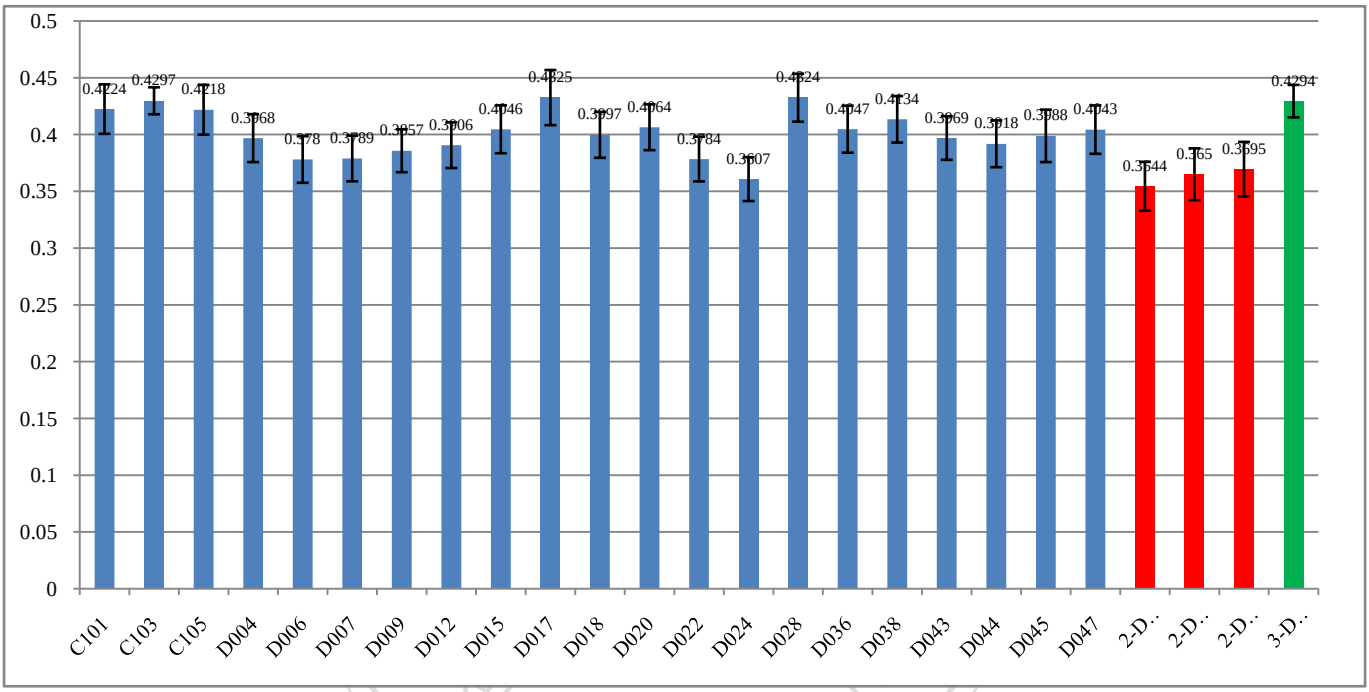


圖 3-2 NMI 算法一(厚度 3 mm)，橫軸依序是以二十一位受試者的二維單張切片作為模板(厚度 3 mm)的二維對位(藍線)、範本模板二維對位後(紅線)、三維對位後(綠線)。分別將受試者的單張切片作為模板(厚度 3 mm)，其餘受試者作為對位資源，經對位完成後，使用 NMI 算法一並取用下三角矩陣內的資料，計算出下三角矩陣內 210 個元素的平均數與標準差。

DOI:10.6814/NCCU202100531

圖 3-3 中，經提高待測資料的切片厚度，整體趨勢接近於圖 3-2，三維對位效果仍然相對較為優勢，而詳細比較圖 3-3 內各組資料之間的數值，可發現與圖 3-2 相比，各組之間數值的相對高低關係有些許不同，圖 3-3 中可見三維對位的數值高於所有二維對位的數值，並且以受試者作為模板的數值，全數高於以範本模板 mni_icbm152_t1 作為模板的數值。

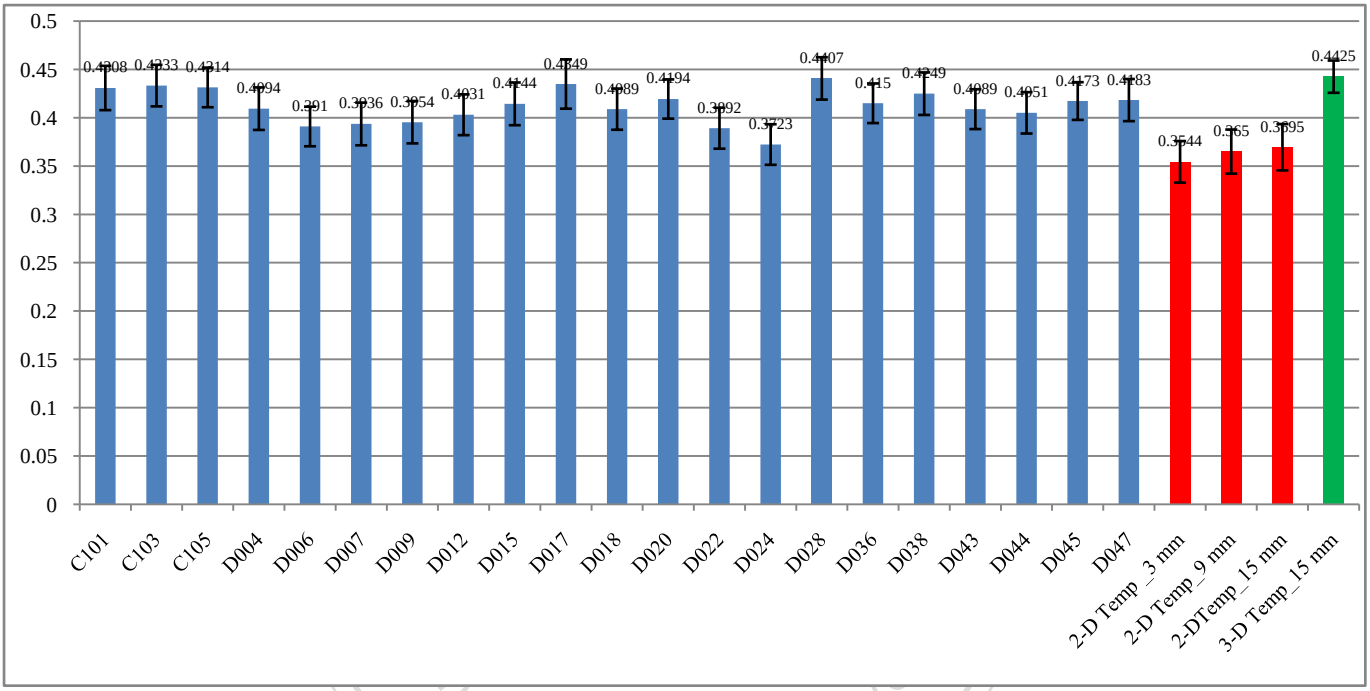


圖 3-3 NMI 算法一(厚度 15 mm)，橫軸依序是以二十一位受試者的二維單張切片作為模板(厚度 15 mm)的二維對位(藍線)、範本模板二維對位後(紅線)、三維對位後(綠線)。分別將受試者的單張切片作為模板(厚度 15 mm)，其餘受試者作為對位資源，經對位完成後，使用 NMI 算法一並取用下三角矩陣內的資料，計算出下三角矩陣內 210 個元素的平均數與標準差。

DOI:10.6814/NCCU202100531

圖 3-4 中，將計算方法更換成 NMI 算法二後，與圖 3-2 相比可見整體數值均下降，但是在圖 3-2 中數值相對較高者(受試者 C101、D028)，在圖 3-4 中數值仍舊處於較高的順位；相對高低差異較大的部分在於三維對位的數值，在圖 3-2 中，僅有少數受試者(受試者 C101、D028)的二維對位數值高於三維對位，但是在圖 3-4 中，可見有較多組受試者的二維對位數值高於三維對位的數值；而以範本模板 mni_icbm152_t1 作為模板的數值與圖 3-2 相符，仍然較低於其他受試者且低於三維對位；圖 3-4 中紅線為受試者的頭型切片，不採取任何對位方法並直接使用 NMI 算法二進行計算，從圖 3-4 中可見頭型切片在對位前、二維或者三維對位後相比，其數值上明顯具有差異，證明對位過程確實發揮其效果。

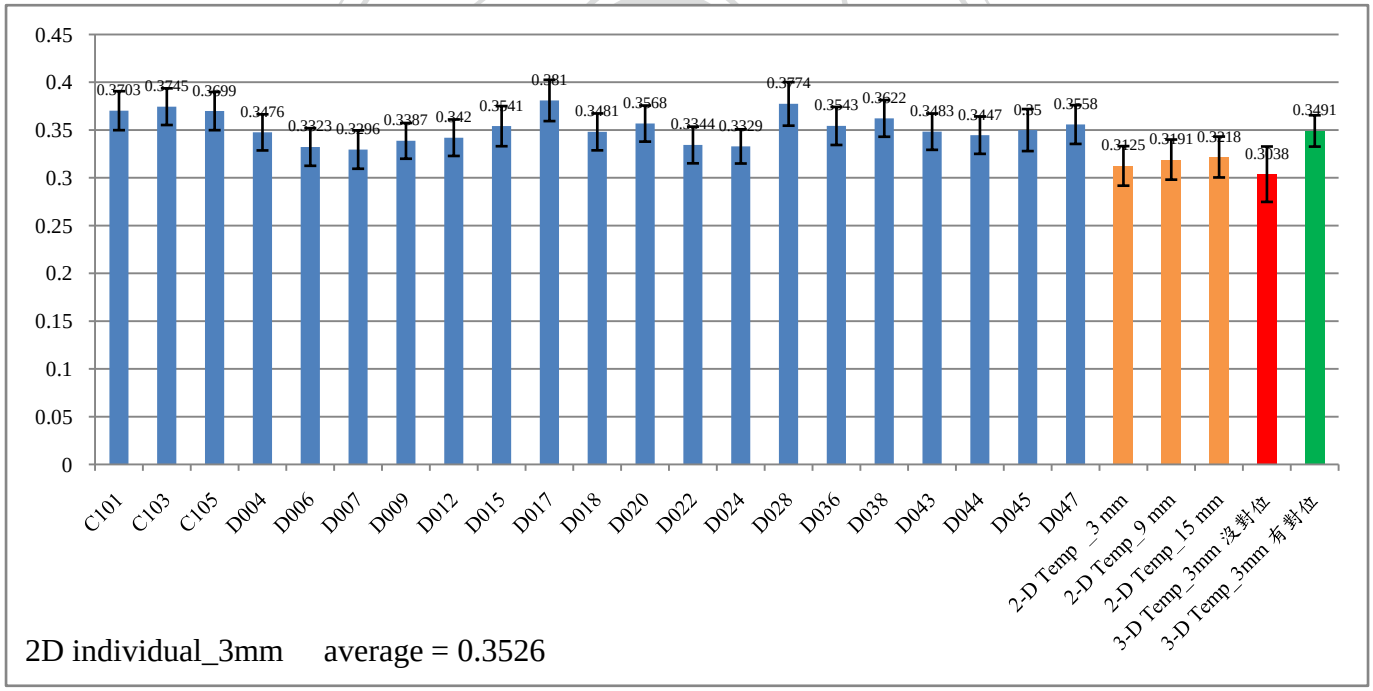


圖 3-4 NMI 算法二(厚度 3 mm)，橫軸依序是以 21 位受試者的單張切片作為模板(厚度 3 mm)的二維對位(藍線)、範本模板的二維對位(橙線)、三維對位前(紅線)、三維對位後(綠線)，經對位完成後，使用 NMI 算法二並取用下三角矩陣內的資料，計算出下三角矩陣內 210 個元素的平均數與標準差。

DOI:10.6814/NCCU202100531

圖 3-5 中，使用 NMI 算法二並將切片後度提高至 9 mm，在數值上與圖 3-4 相比僅有微幅的提高，而各組資料之間的高低趨勢相近於圖 3-4，接近半數受試者的二維對位數值高於三維對位數值之外，以範本模板 mni_icbm152_t1 作為模板的數仍值明顯低於其他受試者的數值，即便在受試者群組中，數值相對最低的 D024，仍高於範本模板 mni_icbm152_t1(厚度 9 mm)。

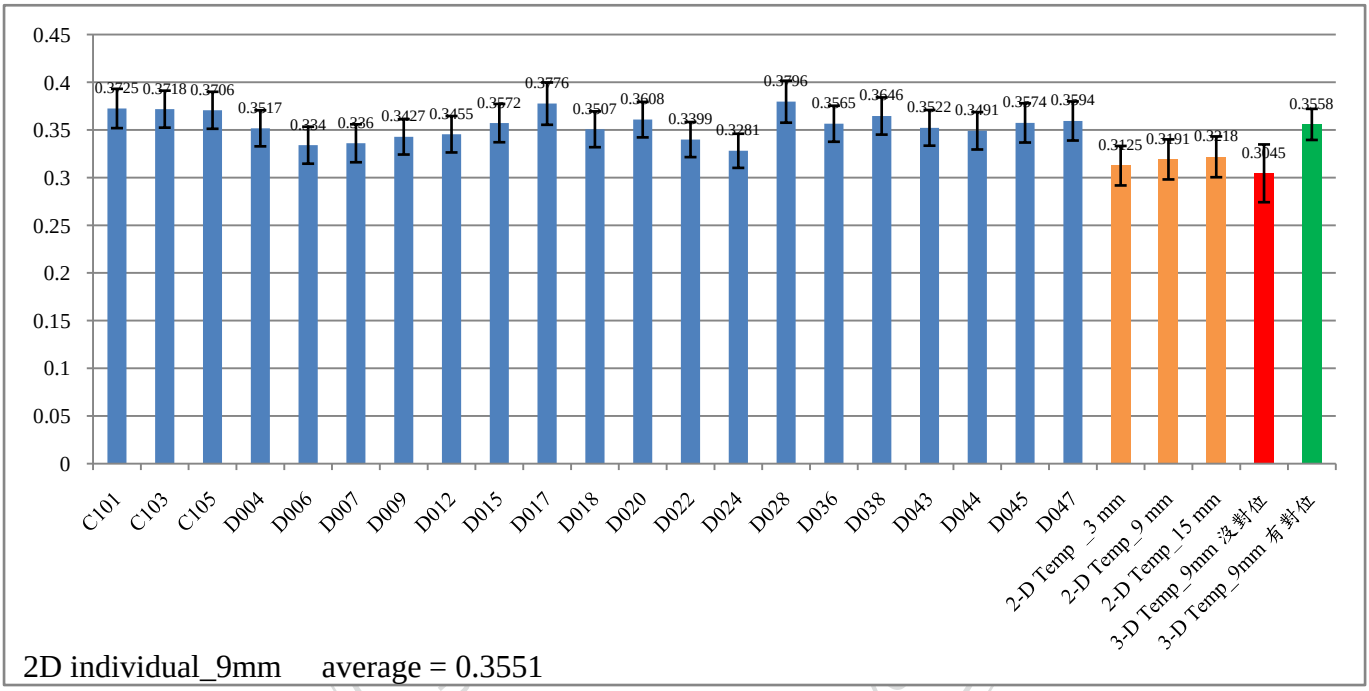


圖 3-5 NMI 算法二(厚度 9 mm)，橫軸依序是以 21 位受試者的單張切片作為模板(厚度 9 mm)的二維對位(藍線)、範本模板的二維對位(橙線)、三維對位前(紅線)、三維對位後(綠線)，經對位完成後，使用 NMI 算法二並取用下三角矩陣內的資料，計算出下三角矩陣內 210 個元素的平均數與標準差。

DOI:10.6814/NCCU202100531

圖 3-6 中，將選用切片的厚度再次提高，提高至 15 mm，與圖 3-5 相比，整體數值雖微幅提高，但仍未改變各組之間相對高低的趨勢；接近半數受試者的二維對位數值高於三維對位數值之外，以範本模板 mni_icbm152_t1 作為模板的數值仍明顯低於其他受試者的數值。

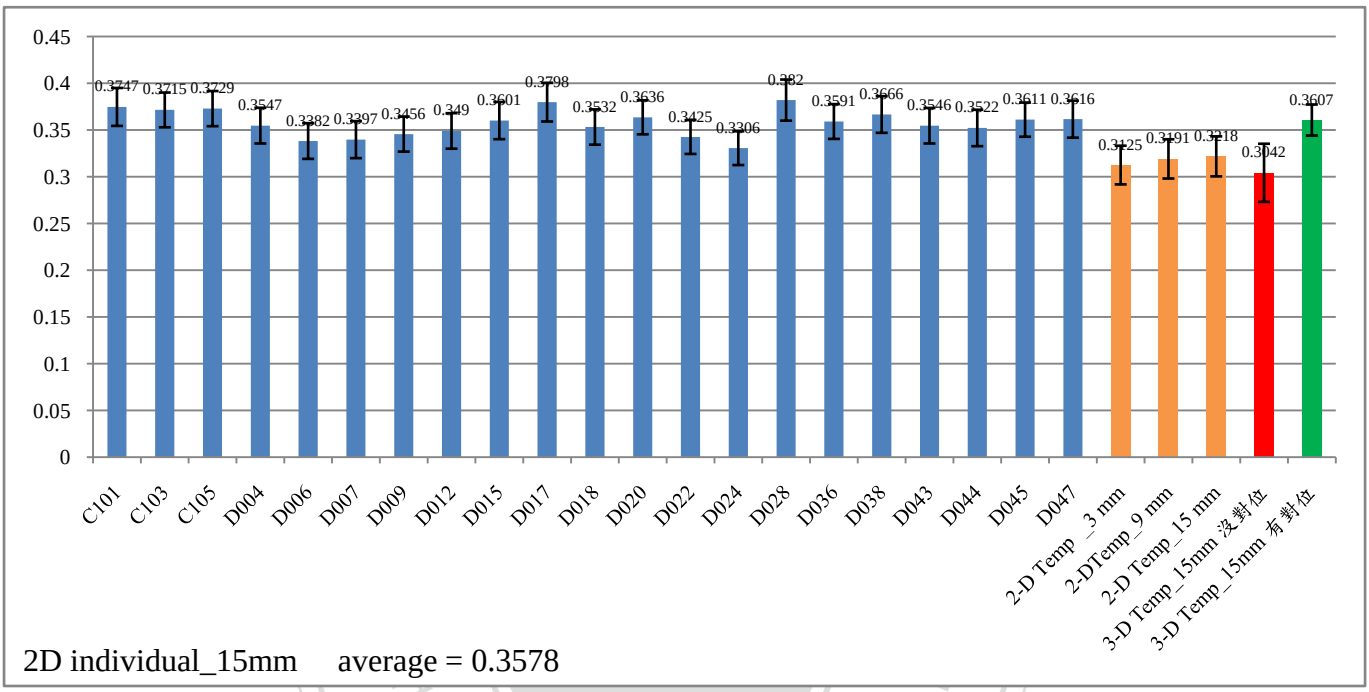


圖 3-6 NMI 算法二(厚度 15 mm)，橫軸依序是以 21 位受試者的單張切片作為模板(厚度 15 mm)的二維對位(藍線)、範本模板的二維對位(橙線)、三維對位前(紅線)、三維對位後(綠線)，經對位完成後，使用 NMI 算法二並取用下三角矩陣內的資料，計算出下三角矩陣內 210 個元素的平均數與標準差。

DOI:10.6814/NCCU202100531

第四章結論

使用 NMI 算法一時，由於數值計算過程包含外圍亮度為零的元素，難以判斷將那些元素列入計算後影響數值的程度，故使用 NMI 算法二，減少大部分亮度為零的元素以輔助判斷數值之間相對的高低。由各組圖進行比較可得出以下幾點結論：

圖 3-4 與圖 3-2 相比(或者圖 3-6 與圖 3-3 相比)，從使用 NMI 算法一修改至使用 NMI 算法二，整體數值均下降，但並未改變各組之間高低的趨勢；從這兩筆數據可得知在厚度相同條件下，影像資料代入標準化相互資訊[9]的公式，其作用範圍是否包含外圍亮度為零的區域，其影響僅在於最後平均數與標準差數值的大小，並不會影響各組之間相對的高低。

使用 NMI 算法一或是使用 NMI 算法二皆可見到，與三維對位方法的數值相比，數位受試者的單張切片作為模板的數值接近甚至高於三維對位方法的數值，其顯示出若使用受試者的單張切片作為模板，其效果未必劣於使用三維對位，結構資訊在受限於單張切片，需使用二維對位時，可在受試者群組進行分析前，可先統一挑選待測切片的編號，並將所有受試者切片分別作為模板後進行對位程序，選用數值相對較高者的切片作為模板，群組分析時，代謝物濃度在其結構之上參考；而使用範本模板的二維對位效果低於受試者群組，故在選擇模板時，不會將其列入優先考量。

比較圖 3-4、圖 3-5、圖 3-6，將切片厚度數值逐漸提高並使用 NMI 算法二，可見隨著切片厚度數值增加，圖中平均數值雖維幅提高，但是和圖 3-2 與圖 3-3 之間變化的幅度相比，其變化幅度相對較小，且各組之間相對高低並無顯著的改變，此數據顯示出代入標準化相互資訊[9]的公式，並且若在切片影像資料中，去除大部分外圍亮度為零的區域的狀況下，提高厚度數值對於最後平均值與標準差的影響不大，可由檢測方進行判斷並調整切片厚度的大小以便進行群組分析。

本文利用三維對位與二維對位，並使用各組不同切片進行對位，後續代入

DOI:10.6814/NCCU202100531

標準化相互資訊公式，計算影像資料的熵、聯合熵、條件熵，再經過標準化相互資訊公式，量化兩影像之間相關的程度，其優點在於熵的數值是根據各項數學公式計算出來，是一種相對客觀的計算方法，可以減少人為因素造成的影響；但是其缺點在於只使用該算法計算並量化數值，並未使用其他算法進行運算，故無法利用其他數據輔助比對，未來可朝其他不含熵概念的公式量化相似程度，以比較當利用不同公式計算時，數據之間是否相吻合或是具備其他趨勢。

國立政治大學 National Chengchi University

DOI:10.6814/NCCU202100531

參考文獻

[1]郭盈昇、陳啟仁、王宣惠、關婉君、蔡承坤、邱文達，“磁振造影於中樞神經系統之運用”，科儀新知，Vol.32，No.4，(2016)。

[2]JohnKurhanewiczDaniel, B.VigneronSarah,and J.Nelsonm, “Three-Dimensional Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging of Brain and Prostate Cancer1,” Neoplasia, Vol. 2, Issue1-2, pp.166-189(2000).

[3]Senthil Periaswamy andHany Farid,“Elastic Registration in the Presence ofIntensity Variations,” IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.22,No.7(2003).

[4]Senthil Periaswamy and Hany Farid,“Medical Image Registration with Partial Data,”Medical Image Analysis, Vol. 10,Issue 10, pp.452-464(2006).

[5]Thomas M. Coverand Joy A. Thomas, “Elements of Information Theory,” JOHN WILEY & SONS, New Jersey,2006.

[6] La The Vinh, Sungyoung Lee, Young-Tack Park, and Brian J. d’Auriol, “A novel feature selection method based on normalized mutual information,” Applied Intelligence, Vol. 37, pp.100-120(2012).

DOI:10.6814/NCCU202100531

附件

附件 A-二維對位

tim 每位受試者的單張 T1 切片影像

```
im_s(:,:,sidx)=tim;

im_sn(:,:,sidx)=(tim-min(tim(:)))/(max(tim(:))-min(tim(:)));

[M(:,:,sidx),bn,cn] = register2dem_global(im_sn(:,:,sidx),im_tn);

im_w(:,:,sidx) = aff_warp(im_s(:,:,sidx),M(:,:,sidx));
```

國立政治大學 National Chengchi University

DOI:10.6814/NCCU202100531

附件 B-NMI 算法一

```
assert(numel(x) == numel(y));
n = numel(x);
x = reshape(x,1,n);
y = reshape(y,1,n);
l = min(min(x),min(y));
x = x-l+1;
y = y-l+1;
k = max(max(x),max(y));
idx = 1:n;
Mx = sparse(idx,x,1,n,k,n);
My = sparse(idx,y,1,n,k,n);
Pxy = nonzeros(Mx'*My/n); %joint distribution of x and y
Hxy = -dot(Pxy,log2(Pxy));
Px = nonzeros(mean(Mx,1));
Py = nonzeros(mean(My,1));
Hx = -dot(Px,log2(Px));% entropy of Py and Px
Hy = -dot(Py,log2(Py));
MI = Hx + Hy - Hxy;% mutual information
z = sqrt((MI/Hx)*(MI/Hy));% normalized mutual information
z = max(0,z);
```

國立政治大學 National Chengchi University

DOI:10.6814/NCCU202100531

附件 C- NMI 算法二

```
assert(numel(x) == numel(y));
n = numel(x);
x = reshape(x,1,n);
y = reshape(y,1,n);
position_x_zeros = find(x == 0);%NMI algorithm 2
x(position_x_zeros)=[];
y(position_x_zeros)=[];
n = numel(x);
l = min(min(x),min(y));
x = x-l+1;
y = y-l+1;
k = max(max(x),max(y));
idx = 1:n;
Mx = sparse(idx,x,1,n,k,n);
My = sparse(idx,y,1,n,k,n);
Pxy = nonzeros(Mx'*My/n); %joint distribution of x and y
Hxy = -dot(Pxy,log2(Pxy));
Px = nonzeros(mean(Mx,1));
Py = nonzeros(mean(My,1));
Hx = -dot(Px,log2(Px));% entropy of Py and Px
Hy = -dot(Py,log2(Py));
MI = Hx + Hy - Hxy;% mutual information
% normalized mutual information
z = sqrt((MI/Hx)*(MI/Hy));
z = max(0,z);
```


DOI:10.6814/NCCU202100531