

科技部補助
大專學生研究計畫研究成果報告

計 畫
名 稱 : 基於經驗小波轉換的影像融合方法

執行計畫學生：林郡嬾
學生計畫編號：MOST 108-2813-C-040-003-E
研究期間：108年07月01日至109年02月28日止，計8個月
指導教授：張炎清

處理方式：本計畫可公開查詢

執行單位：中山醫學大學醫學資訊學系

中華民國 109年03月14日

基於經驗小波轉換的影像融合方法

壹、摘要

醫療隨著科技迅速發展不斷提升，醫師可以藉由科技技術快速獲得有效的生理訊息並且提高診斷準確度，在這樣的環境中，如何對我們所取得的生理資料進行分析與解釋，並且給予這些訊息更實際的意義即是我們努力的目標。

本計畫的目的是多模態(multimodality)影像融合(Image Fusion)，使用的影像融合方法為經驗小波轉換(Empirical Wavelet Transform, EWT)，藉由經驗小波轉換的特點可以根據影像特性選擇適合的帶通濾波器，用以改善傳統小波轉換無法確保相對應的濾波器，導致顯示影像無法使用最佳濾波器的缺點。此計畫的影像來源以電腦斷層掃描(Computed Tomography)和核磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging)兩種類型為主。本計畫所獲得的研究結果希望可以協助醫師掌握更完整的病理訊息，同時給予及時的醫療診斷，期望可應用在後續更廣泛的臨床醫學中。

貳、研究動機及研究問題

◆ 研究動機

醫學影像是對人體某些部位以非侵入方式取得人體內部組織影像的技術，可以協助醫療診斷或是醫學研究。醫學影像可以提供組織解剖或器官相關的資訊，例如器官組織的大小、形狀和相對位置。隨著不同醫學儀器的技術，可以提供不同的資訊，以電腦斷層掃描為例，能及時看出許多部位的腫瘤，例如肺、胰臟和肝臟等，藉由 CT 影像來確定位置與測量大小，亦可以從影像中得知對周圍組織的損害程度等重要的訊息，並且可以迅速診斷出肝臟、大腦、脾臟或其他體內器官的損害情況。以磁振造影為例，可以看出骨骼和骨骼周圍的軟組織，包含韌帶與肌肉，可以呈現清晰的影像，被廣泛使用在運動傷害上的診斷。由於磁振造影的照射過程沒有輻射曝露的危險，經常使用在較為敏感的檢查上，例如生殖系統、乳房，以及脊椎及關節的問題。由於斷層掃描與磁振造影最主要的差異性在於對軟組織的解析度，斷層掃描是利用不同密度對比的影像，因此只能辨識有密度差的組織，相較對比之下，磁振造影之影像可以透過調整變數的係數來抉擇要彰顯影像的特偵內容，但是因為磁振造影的原理是由氫原子共振成像，故在氫原子較缺乏或是含量較少的組織，例如骨頭、肺部等皆無法成像。

因此如果我們能有效將兩種不同來源影像融合而成，結合其各特徵資訊成一張影像，對於醫生掌握病患的生理狀況必有所幫助。在科學界雖然小波影像融合技術已經成熟，但小波轉換真正的基礎並沒有發展的很純熟，幾乎所有的離散小

波都建立在多分辨率的規定上。使用這種規則的結果是基於二原分解為主，但是卻不能確保相與影像對應的濾波器是表示的最佳濾波器，因此，具有自適應選擇濾波器是最佳的方法，尤其是基於影像本身的訊息。透過本研究希望藉由經驗小波轉換具有自適應的方法，能將不同來源的影像融合成一個影像，改善以往傳統小波轉換無法確保相對應的濾波器是顯示影像的最佳濾波器的缺點，並且希望將影像特徵顯示更加清晰，使得人工智慧在為來辨別影像準確度可以提升。

◆ 研究問題

此研究將取兩種不同的醫學影像儀器照射出的影像來做影像融合，能夠有效並且及時的判斷出組織異常的位置或是受損器官的形狀，因此，藉由臨床上的電腦斷層影像與磁共振造影的影像進行融合，使得融合出的影像能劇有更多有效的資訊並請更加清晰，以提供醫師或是醫護相關人員判別或是未來人工智慧的辨識，並且也能做為後續臨床上的研究參考。

本研究的問題如下，希望透過融合兩張不同來源的影像取得更豐富的訊息。首先，分別對於磁共振造影與電腦斷層的影像進行預處理，再透過EWT方法進行融合，因為EWT具有自適應的特色會先找出該影像頻譜的最佳濾波器，並提取不同的AM-FM成分。為了要選擇合適的小波濾波器組，需要對傅立葉轉換(Fourier Transform)的頻譜進行自適應性的分割，經過確定分割區之後，EWT將定義每個區間的帶通濾波器。在經驗小波轉換的方法中，分割傅立葉頻譜是很重要的步驟，因為直接關係到自適應分解的結果。因此，在本次研究將對影像預處理、傳統小波轉換、經驗小波轉換之不同，影像融合效果進行分析、解釋與探討。

叁、文獻回顧與探討

一、 影像融合

將不同感測器取得的相同場景影像，或是將同一感測器以不同的成像時間或是不同工作模式下取得相同場景的影像，利用影像融合的技術，將多幅不同來源的影像各自的優點、特徵容合併成具有更多豐富訊息的影像。

影像融合可依照以下不同的層次訊號特徵分為：

- 像素級影像融合
條件嚴格的配準下，依照某些相同的規則對各輻射影像進行直接的像素影像融合

- **特徵級影像融合**
屬於中層次的資訊融合，先對各影像擷取特徵，再對影像特徵域中進行融合，最終將這些特徵融合於一張影像中合併。
- **決策級影像融合**
屬於高層次的資訊融合，先從各影像中獲取決策，再以準則級依照各個決策可信度進行決策，最終將這些決策融合成最優的決策，此結果為控制指揮決策提供依據。此融合方法具有優良的融錯性以及準確性，但在預處理的成本較高。

影像融合亦可以依影像來源不同分為：

- **相同感測器影像融合**
針對相同感測器在不同模式或時間下獲得的影像進行融合，例如時間序列影像融合、多聚焦影像融合等。
- **異類感測器影像融合**
經由多個獨立且成像原理不同的感測器所獲得的影像進行融合，例如磁振造影和斷層掃描的影像融合。
- **遙測影像融合**
針對由飛機或是衛星感測器所形成的影像進行融合。此方法主要以多光譜影像的融合以及全色波段影像與SAR影像的影像融合。

影像融合依融合方法的不同可分為：

- **基於空間域的影像融合**
在影像像素灰階上直接進行融合，通常使用的演算法如：主要成分分析融合演算法、HIS空間融合演算法與加權平均融合演算法。
- **基於轉換域的影像融合**
先對各影像分別進行影像轉換，再將這些轉換後的係數按照一定的規則進行融合，最後對融合後的融合系數進行逆轉換得到最終的融合影像。經常使用的演算法包括：基於多尺度分解的影像融合演算法、基於傅立葉轉換的影像融合方法。

二、 多模態(Multimodality)

基於成像儀器設備與原理不同，在醫療臨床上經常需要運用多模態成像的資訊。不同模態的醫學影像技術可以從各方面提供不同的訊息，不同成像原理的影像有著優缺點，有些影像之間具有互補性，可以提升診斷技術。例如醫學臨床上可以將影像分為描述性型態的解剖成像和描述人體功能或代謝的成像。解剖成像包括 X 光、MRI、超音波、CT 等。

功能性成像包含正子造影 (PET)、光子發射計算診斷技術 (SPECT) 等。通常需要採用多模態成像，針對同一患者進行同一模態多次或是多種模態成像，可以更加瞭解病患組織器官的綜合資訊，使醫師可以準確診斷或是制定更加適合的治療選擇。

三、電腦斷層掃描

- 電腦斷層掃描 (Computed Tomography, CT)，結合 X 光與電腦技術的醫療診斷工具，運用通過單一軸面的 X 光旋轉照射人體，基於不同組織對 X 光的吸收能力或稱阻射率不同，產生多個橫切面的影像，運用電腦三維技術重建出斷層面影像，如圖 2。經由電腦技術的處理，可以得到相應的組織斷層影像，將這些斷層影像堆疊後，即可形成三維的立體影像。
- 電腦斷層掃描優點
 1. X 光電腦斷層掃描可以提供 3D 立體影像的完整器官資訊給醫師參考。
 2. 具有高解析，不同組織阻射過所得到的強度，即使小於百分之一的差異也可以區分出。
 3. 提供 3D 影像，依照醫師所需的診斷不同，可以看到軸切面，冠狀面，矢切面的影像，稱為多平面數位重建。

四、核磁共振成像

核磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI)，利用核磁共振原理，依照物質內部不同的結構環境，所釋放出的能量不同的衰減，另外透過外在的梯度磁場所產生的電磁波，以及儀器內的感測器可以接收發訊號並產生影像。此技術可以構成此物體原子核位置和種類，依據此繪製出物體內部構造的結構影像，如圖 3。

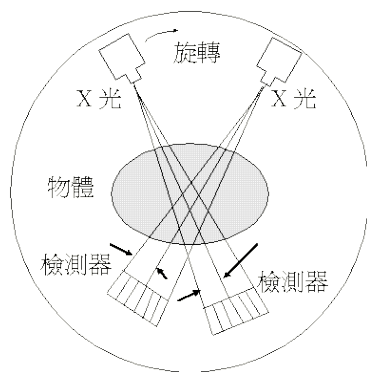


圖2，第二代電腦斷層掃描示意圖

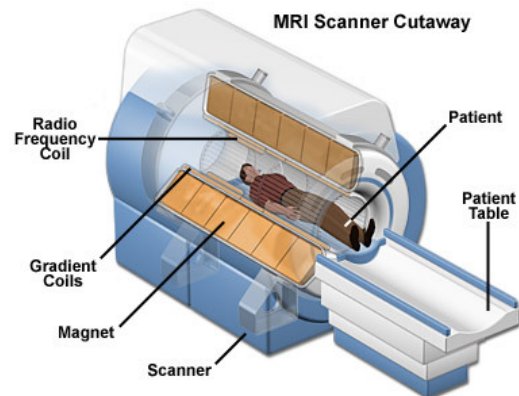


圖3，磁共振 (MRI) 示意圖

- **核磁共振優點:**

1. 多個成像參數能提供豐富的醫療診斷資訊，各種參數都可以用來成像，使得診斷對人體內代謝和功能的研究快速有效。例如肝炎和肝硬化的 T1 值變大，而肝癌的 T1 值更大，作 T1 加權圖像，可區別肝部良性腫瘤與惡性腫瘤。
2. 可以得到其他醫療成像技術所不能接近或是難以接近的影像。透過線圈可以調整磁場，使得可以自由選擇所需要的解剖面。
3. 對人體沒有游離輻射損傷

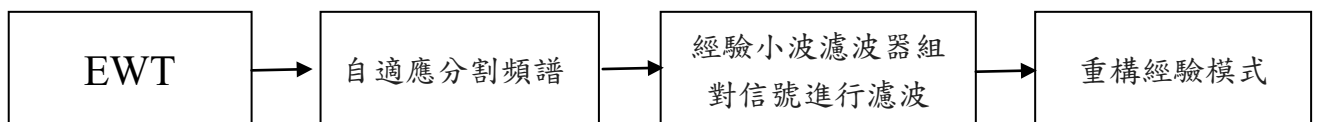
- **CT 與 MRI 之差異**

1. 以軟組織分辨力，MRI 具有極好的分辨力。例如對膀胱、直腸、子宮、陰道、骨、關節、肌肉等部位的檢查比 CT 優勝
2. 核磁共振的原理是偵測氫原子共振模式，可以調整不同的變數，或是透過影像的疊加或相減，來決定顯影的是水、脂肪、流動的液體、停滯的液體等
3. CT 只能獲取與人體長軸垂直的橫斷面，MRI 對於椎間盤和脊髓，可作矢狀面、冠狀面、橫斷面成像，可以看到神經根、脊髓和神經節等。

肆、研究方法與步驟

此計畫使用的方法是經驗小波轉換(Empirical Wavelet Transform, EWT)，EWT的定義是基於 Littlewood_paley 小波的公式並且結合具有自適應性的經驗模態分解(Empirical Mode Decomposition, EMD)。

經驗小波轉換主要步驟：



1. 自適應分割頻譜:

尋找出經驗模組自適性的濾波器

二元頻譜的切割方式，相當於傅立葉的濾波器組二元分解，但是不一定會對應於模式(Mode)。如圖 4。

因此使用EWT切割傅立葉頻譜，並找出適合的模組

- 先找出區域最大值
- 提取界線(boundary)，取連續最大值間的中間值為界線值，如圖5。

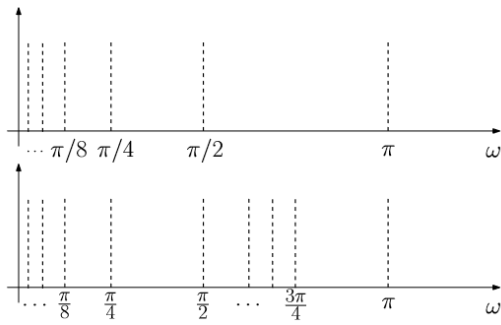


圖4，二元分解圖

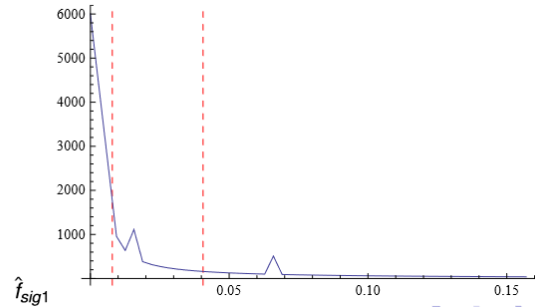


圖5，連續最大值中間最為界線值

2. 經驗小波濾波器組對信號進行濾波：

使用獲得的濾波器組輸入信號以獲得不同的組件。

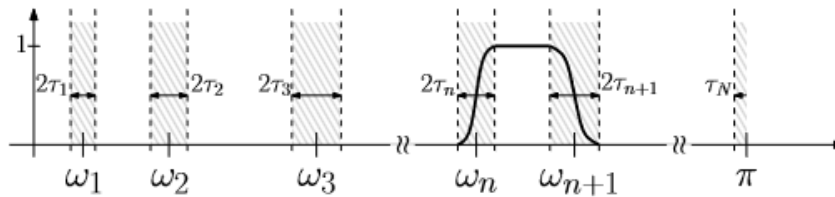


圖6，傅立葉軸的劃分

◆ 縮放函數頻譜(Scaling function spectrum) (父小波，低通濾波器)

$$\hat{\phi}_n(\omega) = \begin{cases} 1 & \text{if } |\omega| \leq \omega_n - \tau_n \\ \cos \left[\frac{\pi}{2} \beta \left(\frac{1}{2\tau_n} (|\omega| - \omega_n + \tau_n) \right) \right] & \text{if } \omega_n - \tau_n \leq |\omega| \leq \omega_n + \tau_n \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

◆ 小波頻譜(Wavelet spectrum)(母小波，高通濾波器)

$$\hat{\psi}_n(\omega) = \begin{cases} 1 & \text{if } \omega_n + \tau_n \leq |\omega| \leq \omega_{n+1} - \tau_{n+1} \\ \cos \left[\frac{\pi}{2} \beta \left(\frac{1}{2\tau_{n+1}} (|\omega| - \omega_{n+1} + \tau_{n+1}) \right) \right] & \text{if } \omega_{n+1} - \tau_{n+1} \leq |\omega| \leq \omega_{n+1} + \tau_{n+1} \\ \sin \left[\frac{\pi}{2} \beta \left(\frac{1}{2\tau_n} (|\omega| - \omega_n + \tau_n) \right) \right] & \text{if } \omega_n - \tau_n \leq |\omega| \leq \omega_n + \tau_n \\ 0 & \text{otherwise.} \end{cases}$$

3. 重構經驗模式並使用希爾伯特轉換(Hilbert Transform)進行解調和分析：

- 經驗小波轉換被定義為 W_f^ε 類似傳統的小波轉換方法。如式(1) 其中 $F(\cdot)$ 為傅立葉轉換； $F^{-1}(\cdot)$ 為逆傅立葉轉換。

$$W_f^\varepsilon(n, t) = \langle f(t), \Psi_n(t) \rangle = \int f(\tau) \overline{\Psi_n(\tau - t)} d\tau = F^{-1}(f(\omega) \widehat{\Psi}_n(\omega)) \quad (1)$$

- 生成近似係數通過具有經驗縮放函數的信號的內積，如式(2)

$$W_f^\varepsilon(0, t) = \langle f(t), \phi_1(t) \rangle = \int f(\tau) \overline{\phi_1(\tau - t)} d\tau = F^{-1}(f(\omega) \widehat{\phi}_1(\omega)) \quad (2)$$

其中 $\widehat{x}(\omega)$, $\widehat{\phi}_1(\omega)$, $\widehat{\psi}_n(\omega)$ ，可以表示為 x 的傅立葉轉換， $\widehat{\phi}_1(\omega)$, $\widehat{\psi}_n(\omega)$ 可以重新寫成：

$$\begin{aligned} f(t) &= W_f^\varepsilon(0, t) * \phi_1(t) + \sum_{n=1}^N W_f^\varepsilon(n, t) * \Psi_n(t) \\ &= F^{-1} \left(\widehat{W}_f^\varepsilon(0, \omega) \widehat{\phi}_1(\omega) + \sum_{n=1}^N \widehat{W}_f^\varepsilon(n, \omega) \widehat{\Psi}_n(\omega) \right) \end{aligned}$$

$\widehat{W}_f^\varepsilon(0, \omega)$ $\widehat{W}_f^\varepsilon(n, \omega)$ 可以表示為 $\widehat{W}_f^\varepsilon(0, t)$, $\widehat{W}_f^\varepsilon(n, t)$ 的傅立葉轉換，因此經驗模組可以表示為：

$$\begin{cases} f_0(t) = W_f^\varepsilon(0, t) * \phi_1(t) \\ f_k(t) = W_f^\varepsilon(n, t) * \Psi_k(t) \end{cases}$$

獲得經驗模式之後，希爾伯特轉換可用於計算瞬時頻率和瞬時幅度。經驗小波轉換在二維影像的方法一樣，先處理列(row)再處理行(column)，但是在界線的選取方式，因為在二維轉換的過程中變化很大，因此要使用取平均的方式來處理界線劃分。

◆ 影像融合(Image Fusion)

- 小波轉換影像融合

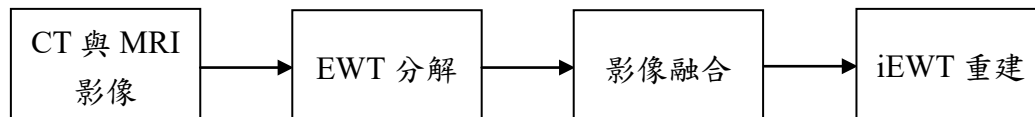
小波轉換絕對值大的係數，對應著顯著的亮度轉換值，也是影像中的顯著特徵。因此，選擇絕對值大者的小波係數作為我們需要的小波係數。低頻的部分，係數採用兩者求平均的方法，將最後所得到小波係數進行重構融合影像。

◆ 實驗流程圖

傳統小波轉換影像融合(Wavelet 使用 db6)



經驗小波轉換影像融合



伍、實驗結果

可由上述方法得到以下的實驗結果，我們使用四位不同患者的 CT 與 MRI 腦部影像進行研究，影像分別為 *ct 01*、*ct 02*、*ct 03*、*ct 04*、*mri 01*、*mri 02*、*mri 03*、*mri 04*，其中相同編號代表為同一患者，例如 *ct 01* 與 *mri 01* 代表相同患者不同儀器所拍攝出的影像。將影像以小波轉換與經驗小波轉換處理後，並採用加權平均的融合技術進行影像融合，其結果呈現在圖 8 至圖 15。傳統小波在轉換中需要選擇基底函數，因此我們選擇使用哈爾函數(Haar)與多貝西小波 (Daubechies Wavelet) 先進行比較，結果呈現於圖 7，從變異量結果發現使用 db6 與 haar 基底的傳統小波影像融合，值皆為 0.0730 並無顯著差異，因此以下傳統小波轉換影像融合研究皆使用 db6 為基底。

圖 8、圖 10、圖 12 與圖 14 由左到右呈現 CT 原始影像、MRI 原始影像、使用傳統小波轉換後的融合影像以及調整灰階值後的影像，圖 9、圖 11、圖 13 與圖 15 則呈現 CT、MRI 原始影像、使用經驗小波轉換後的融合影像以及調整灰階值後的影像。我們可以發現在影像融合後再對影像進行灰階調整，將影像對比度提升，改善了影像的視覺效果。

圖 16 至圖 19 呈現兩種方法的影像融合結果，從圖 17 與圖 19 中我們可以發現，EWT 融合影像的結果比傳統小波效果更加顯著，在經驗小波轉換融合影像上可以更清楚看出影像的細節，以及明暗的對比，會產生這樣的結果是因為相較於傳統小波，經驗小波轉換具有自適應的特性，可以隨著不同的影像選擇最適合的濾波器。

我們分別對原始影像與融合後的影像計算變異量，其結果呈現在表 1 至表 4。發現融合後的影像其變異量皆比原始影像有提升的趨勢，其中我們也發現經驗小波轉換融合影像變異量值皆大於傳統小波轉換融合影像。最後進行邊緣值測試，結果呈現在表 5 至表 8，經驗小波融合影像的邊緣值總和皆大於傳統小波轉換融合影像，顯示經驗小波轉換優於傳統小波轉換。

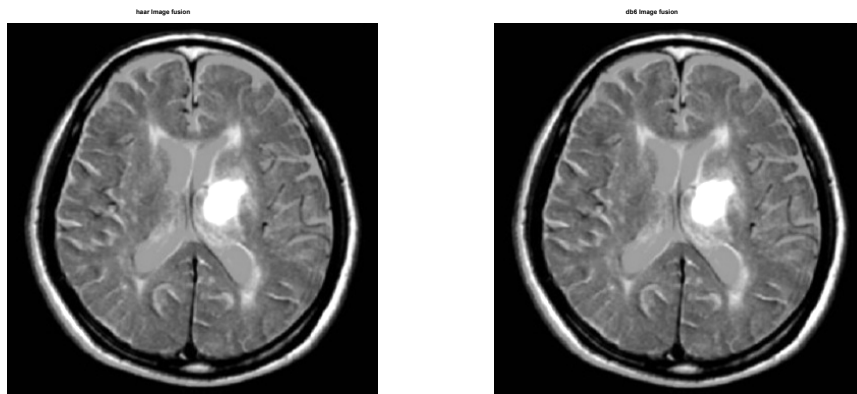


圖 7， haar (左)， db6 (右)

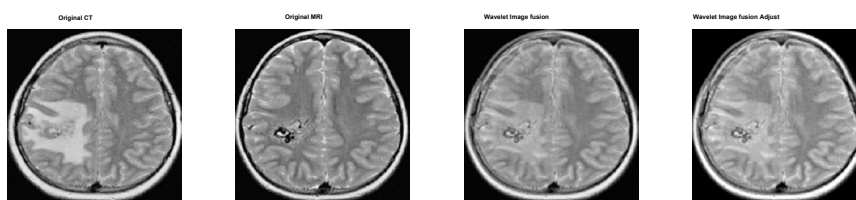


圖 8， *ct 01*、*mri 01* 傳統小波轉換融合影像

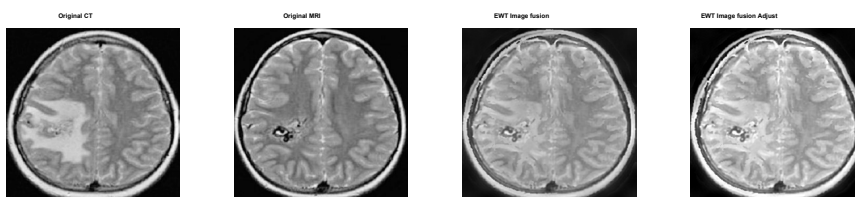


圖 9， *ct 01*、*mri 01* EWT 融合影像

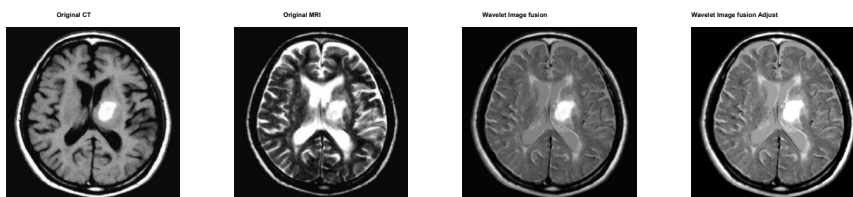


圖 10， *ct 02*、*mri 02* 傳統小波轉換融合影像

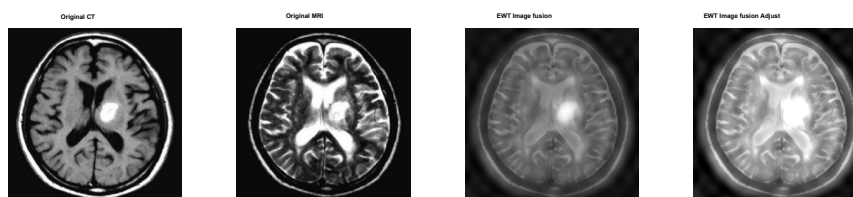


圖 11， *ct 02*、*mri 02* EWT 融合影像

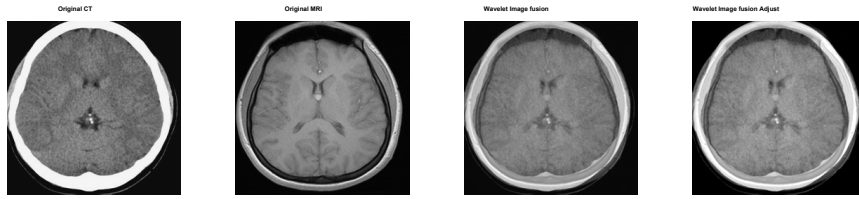


圖 12，*ct 03*、*mri 03* 傳統小波轉換融合影像

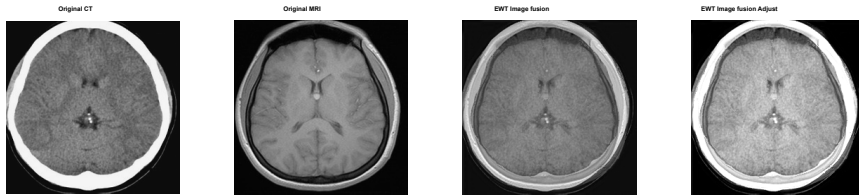


圖 13，*ct 03*、*mri 03* EWT 融合影像

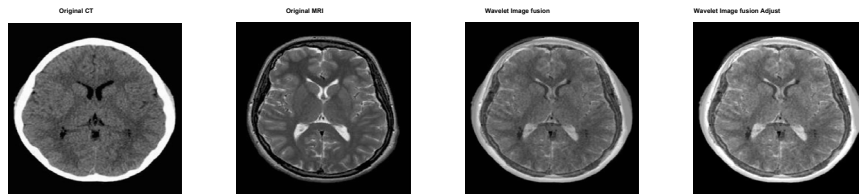


圖 14，*ct 04*、*mri 04* 傳統小波轉換融合影像

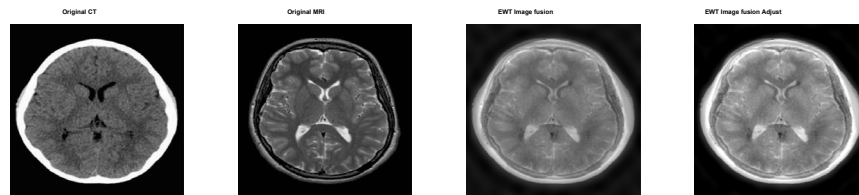


圖 15，*ct 04*、*mri 04* EWT 融合影像

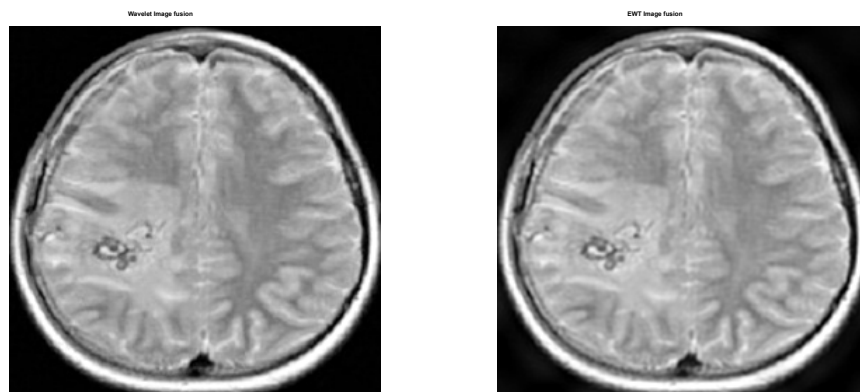


圖 16，*ct 01*、*mri 01* 傳統小波與 EWT 影像融合

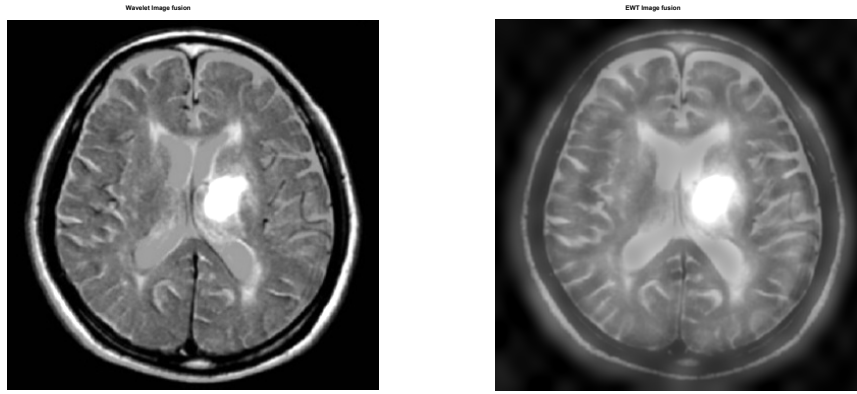


圖 17, *ct 02*、*mri 02* 傳統小波與 EWT 影像融合

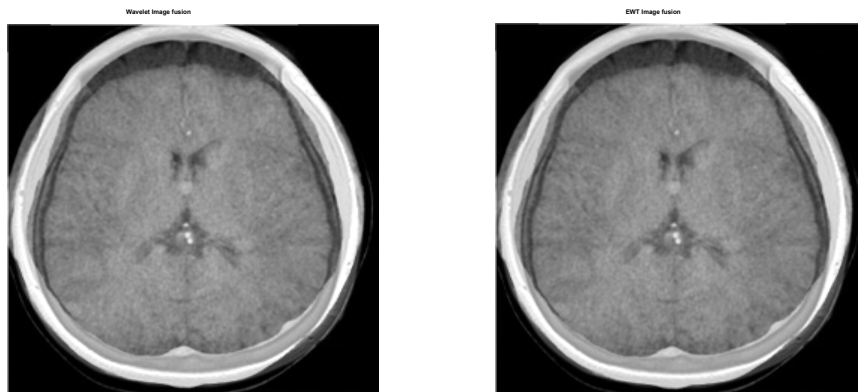


圖 18, *ct 03*、*mri 03* 傳統小波與 EWT 影像融合

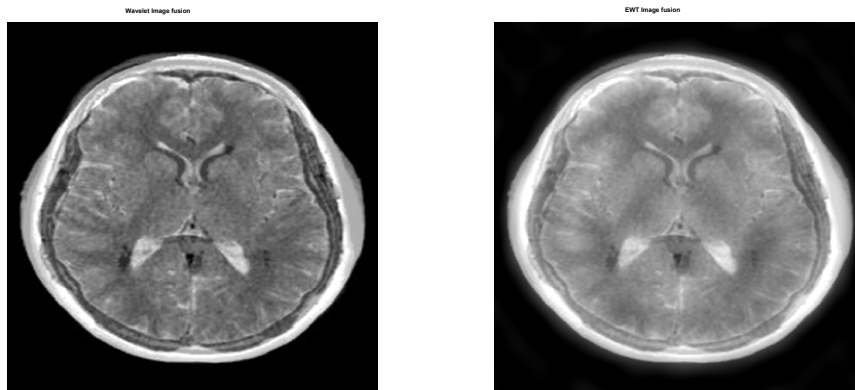


圖 19, *ct 04*、*mri 04* 傳統小波與 EWT 影像融合

<i>01</i>	Original CT	Original MRI	Combination	Adjustment
Wavelet	0.0392	0.0348	0.0456	0.0801
EWT	0.0392	0.0348	0.0681	0.0935

表 1, *Image 01* 傳統小波與 EWT 變異量值

02	Original CT	Original MRI	Combination	Adjustment
Wavelet	0.0518	0.0600	0.0476	0.0730
EWT	0.0518	0.0600	0.0526	0.0779

表 2, Image 02 傳統小波與 EWT 變異量值

03	Original CT	Original MRI	Combination	Adjustment
Wavelet	0.0958	0.0481	0.0769	0.0761
EWT	0.0958	0.0481	0.1218	0.1060

表 3, Image 03 傳統小波與 EWT 變異量值

04	Original CT	Original MRI	Combination	Adjustment
Wavelet	0.0827	0.0344	0.0596	0.0781
EWT	0.0827	0.0344	0.0791	0.0884

表 4, Image 04 傳統小波與 EWT 變異量值

01	Original CT	Original MRI	Combination	Adjustment
Wavelet	2160	2276	2252	2257
EWT	2160	2276	2287	2305

表 5, Image 01 邊界值總和

02	Original CT	Original MRI	Combination	Adjustment
Wavelet	3022	4395	3535	3522
EWT	3022	4395	3798	3779

表 6, Image 02 邊界值總和

03	Original CT	Original MRI	Combination	Adjustment
Wavelet	1813	2404	1949	1972
EWT	1813	2404	2289	2038

表 7, Image 03 邊界值總和

04	Original CT	Original MRI	Combination	Adjustment
Wavelet	2523	6256	4437	4443
EWT	2523	6256	4853	4889

表 8, Image 04 邊界值總和

陸、結論

本研究透過經驗小波轉換融合醫學影像，主要探討傳統小波影像融合與經驗小波影像融合，希望藉由融合不同來源影像協助醫師更快速掌握多面向資訊。傳統小波轉換需要先設定濾波器，除了無自適應性外，手動設定的濾波器不一定是最適合影像的濾波器，因此透過此研究發現經驗小波轉換具有自適應的特性，不僅可以自動尋找出最適合了濾波器，並且影像融合效果優於傳統小波，使得融合影像技術提升，改善了傳統小波轉換無法找到適合濾波器的缺點

柒、參考文獻

1. J. Gilles, G. Tran, and S. Osher, “2D Empirical Transforms. Wavelets, Ridgelets and Curvelets revisited,” *SIAM Journal on Imaging Sciences*, Vol. 7, No. 1, pp. 157-186, 2014.
2. J. Gilles, “Empirical wavelet transform,” *IEEE Transactions on Signal Processing*, Vol. 61, Issue 16, pp. 3999 - 4010, 2013.
3. Y. Xu, K. Zhang, C. Ma, X. Li, and J. Zhang, “An Improved Empirical Wavelet Transform and Its Applications in Rolling Bearing Fault Diagnosis,” *Applied Sciences* 2018, 8, 2352.
4. ZHAO Yan, SUN Jian, YANG Xue-jun ”The application and progress of multimodality image fusion in neurosurgery”, *Chin J Contemp Neurol Neurosurg*, Vol.12, No.6, December 2012
5. Gil Shabat, “3D pseudo polar Fourier and Radon Transforms”, MathWorks, Community, October 2017
6. 影像融合- Wikipedia
7. 王瑋翔, 2014, “MRI 與 SPECT 腦部醫學影像融合”, 碩士論文, 國立中興大學資訊科學與工程學系研究所.
8. 吳東璋, 2010, “多模式影像對位與融合技術之研究-以金花石蒜鱗莖影像為例”, 碩士論文, 國立臺灣大學生物產業機電工程學研究所.
9. 醫學影像- Wikipedia
10. 磁共振成像- Wikipedia
11. 電腦斷層掃描- Wikipedia
12. 劉冠陞, 2018, “用於 CT 與 MRI 之影像融合方法”, 碩士論文, 中山醫學大學醫學資訊系碩士.