

不均勻超音波影像之斑紋消除法之研究

A Study on Speckle Reduction for Inhomogeneous Ultrasound Images

計畫編號：NSC 89 - 2213 - E - 002 - 130 -

執行期限：89 年 8 月 1 日至 90 年 7 月 31 日

主持人：陳中明 國立台灣大學醫學工程學研究所

一、中文摘要

本研究的主要目的在於發展不均勻超音波影像斑紋減少 (speckle reduction) 演算法以有效降低斑紋在臨床超音波影像定量分析之干擾。本研究的主要成果在於提出以斜面影像模型為基礎的對稱區域成長法。此法不但消除了傳統平面模型不真實的缺點，也保證平均值的不偏性。此外，此演算法也融入了斑紋模型，使得對於斑紋的估計更為正確。

關鍵詞：超音波影像、斑紋、斑紋消除、斜面、對稱區域成長

Abstract

The goal of this study was to develop a new speckle reduction algorithm for inhomogeneous ultrasound images to effectively alleviate the interference of speckle in the quantitative image analysis. The main contribution of this study was the symmetric region growing technique based on the slope facet model. This scheme not only eliminated the drawback of the unrealistic flat facet model, but also ensured the unbiasedness of the mean value. Besides, this scheme also incorporated a widely used speckle model, which promised a better estimation of the speckle.

Keywords: Ultrasound Image, speckle, speckle reduction, slope facet, symmetric region growing

二、緣由與目的

超音波掃描是醫學界使用相當普遍，具有便宜，快速，方便，安全等特點診斷儀器，不但適用於靜態人體臟器掃描，如肝臟腫瘤的早期發現，也可做動態的掃描，如心臟瓣膜閉合不全的診斷。但超音波影像品質較差，有相當大的雜訊，這雜訊來自超音波中的訊號處理，呈像過程，內插，組

織特性, speckle 等等。其中最難處理的是 speckle。speckle 的成因是散射時的同步干涉。在入射波長遠大於反射物且在一定體積下有足夠多的反射物時就會發生。Speckle 像是一團團規律的物體疊在超音波影像上，不但使解析度降低，也大幅影響了明亮度上的鑑別力。所以目標邊界有時並不十分明顯，與背景不易區分。這對在超音波影像分析中的分割--將目標邊緣標示出來 統計分析(如量取目標的長度，寬度，面積等) 特徵擷取(紋路分析供病變診斷)及三維重建等工作都造成相當大的困擾。

三、研究方法

如何降低 speckle 的影響一直是超音波影像研究人員非常感興趣的主題。解決的方法可大概分成兩大類，一種是藉由改變傳統的超音波影像生成硬體線路來將 speckle 在超音波影像生成之前即予以排除，所使用的方法有複合頻域及複合空域 (frequency and spatial compounding) 兩類方法。一般一張超音波影像是由超音波的探頭掃描一次所形成，複合頻域的方法是以不同頻率做多次掃描來合成一張影像，因 speckle 會隨著不同頻率而有不同面貌，所以以不同頻率掃描後取其平均，即可降低 speckle 的形成。複合空域的方法是以不同方向重複掃描的方式來合成一張影像，利用每一點在不同方向的掃描時的互不相關性來降低 speckle。這類做法在理論上雖然可以壓縮 speckle 的形成，但沒有利用到 speckle 在影像中的相關資訊而且會增加系統製造上的複雜度，對已有的超音波影像也沒有用處。所以許多學者比較傾向採用另外一類--影像濾波器的做法：在影像生成後，再將 speckle 從影像中過濾掉。這種做法不需更改影像生成的硬體，可應用於既有的超音波儀器及現有的超音波影

像，為許多研究人員及使用者所重視及採用。

我們所提出 adaptive neighborhood slope facet model 的方法是以每一點為中心點，找出在橫向及縱向上具有同一斜率最大區域，並且對稱於中心點。因此在生成過程中，對每一點需與其對稱於中心點的對稱點一起考慮，只有亮度變化與中心點的亮度變化都相同(差距在某個 threshold 以下)才同時列入生成區域中。如此雖然整個區域不是一個水平的區域，但具有同一斜率，不管斜率為何，其平均值仍為中心點所應有的值，如此即可保證所生成的區域在做平均時，其平均值就是中心點原應有的值，而不會有偏差，可正確還原原應有的亮度。如此即可對影像中所有的地方都做去除雜訊的處理，而可提昇去除雜訊的效果。而不會像傳統方法對越有邊緣反應的區域越不去做去除雜訊的處理。而且因為對稱性的限制，不會破壞原來影像的結構。

Adaptive neighborhood slope facet model 方法的通式如下：

在做區域成長時測試周圍點 (i,j) 是否與中心點 (m,n) 點有類似的特性時，必需滿足下列各式：

- (1). 點 (m,n) 與點 (i,j) 相連
- (2). 點 (m,n) 與點 (i,j) 在同一斜面上
- (3). (i,j) 對稱於中心點(m,n) 的點(k,l) 也符合(1)&(2)
- (4). $\max(|m-i|, |n-j|) \leq D$, D 為一固定值，限定區域成長的最大範圍。

1. E-slope

依據評估點 (m,n) 與點 (i,j) 在同一斜面上技術之不同，我們發展了三種方法，第一種(E-slope) 是使用 Kirsch templates[1] 但只使用水平及垂直兩個最簡單的 templates 來測試是否屬於同一平面，如果兩點的水平及垂直方向上的值都相差在某 predefined 的 threshold 範圍內，則認定這兩點在同一平面上。

一般的邊緣偵測法則強調在邊緣的精確位置要有最大的反應，但此處並不要求邊緣位置的準確性。而只求每點的亮度變化程度。Kirsch templates[1] 水平及垂直的

templates 如下：

n=1

$$\Delta_x^{(1)} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

$$\Delta_y^{(1)} = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}。$$

n=2

$$\Delta_x^{(2)} = \begin{bmatrix} -1 & -1 & 0 & 1 & 1 \\ -1 & -1 & 0 & 1 & 1 \\ -1 & -1 & 0 & 1 & 1 \\ -1 & -1 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix},$$

$$\Delta_y^{(2)} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}。$$

...

而在判斷是否具有同一斜率時，取 $\max(|\Delta_x^{(n)}|/n(2n+1), |\Delta_y^{(n)}|/n(2n+1)) < T$ 此處 T 是一事先決定的閾值，此值與 n 無關。

2. R-slope

Variance/mean 在不同高度下的平坦區為常數是 speckle 的重要統計特性，只要在同一平面上，variance/mean 的比值是相同的，因此區域成長的過程中，在跨越不同平面時，因為包含不同區域，計算出來的 variance 會變大，variance/mean 的比值會改變，所以區域成長過程中不會跨越邊界。但在傾斜區域，因為 variance/mean 的比值並不固定，也因此限制了區域的成長，造成在去除雜訊上效果不佳。因此我們第二種方法(R-slope) 是藉由求出在同一斜坡上，在不同高度(平均亮度)下，variance/mean 的比值間的應有的關係來評估周圍點是否與中心點在同一斜面上。假設 region growing 中 seed point x variance/mean 的比值為 R_x (平均值為 \bar{x} , variance 為 σ_x^2) , 斜率為 S , 周圍點

的 variance /mean 的比值應為多少才會和 seed point 在同一斜面上？假設此周圍點為 y ，高度(平均亮度)為 $\bar{y} = c\bar{x}$ ，再藉由已知相同的斜率 S ，在理論上即可算出若此周圍點 y 要與 x 在同一斜面上，則其 variance/mean 應有的比值。

計算後我們得到

$$E(R_y) = \frac{E(t_y^2)}{\bar{y}} = \frac{E(R_x) + (c-1)t_n^2}{c}$$

所以我們可用下面的方式來判斷 x 與 y 點是否在同一斜面上：

$$\text{if } \left| \frac{t_y^2}{\bar{y}} - \frac{R_x + (c-1)t_n^2}{c} \right| \leq \text{threshold} \quad \text{then}$$

x, y 在同一斜面上
else x, y 不在同一斜面上

3. Fusion

E-slope 對斜坡的估計較為精確但對 noise 較為 sensitive 而 R-slope 對斜坡估計比較不精確但較為抗 noise。這兩種方法有互補的功能。所以我們第三種方法(Fusion)是將兩者融合，以提高測試平面的精確度而同時抗 noise。融合的方式為必需同時符合 E-slope 及 R-slope 的條件才視為在同一斜面上。在檢驗兩點是否同一斜面時需有個 threshold 來判定。小於此 threshold 表示兩點在同一斜面。當 threshold 為 0 時表示兩點計算所得必需分毫不差才認為是同一平面，在有任何一點雜訊加在上面時，這是不可能的。所以此時的區域成長，每一點都不可能成長出去，即根本沒有去除雜訊，維持原值不變。Threshold 稍大時，在認定同一平面的標準就逐步放寬，區域成長可找到真正同平面的點來平均而能降低雜訊，且不會破壞影像結構。當 threshold 過大時，認定同一平面的標準就過於寬鬆，降低雜訊所得的好處抵不過破壞影像結構所得的壞處。E-slope 及 R-slope 的 threshold 在 fusion 中都要稍為放寬一些，因為我們 fusion 的方式是以 AND 來將兩者結合，條件原本就較單獨使用單一方法為嚴。而透過這種 fusion 的方式，在區域成長過程中，對斜坡估計的準

確度及抗雜訊方面都會比只單用一種方法為佳。

四、實驗結果

在下面的模擬中我們將比較 E-slope、R-slope、Fusion、ASSF[2]、AWMF[3]等方法。使用的合成影像是以灰階值 50 做為背景，加入各種形狀的物體，各物體的灰階值是 180，有些測試資料會先做 Gaussian blur，以 Gaussian blur (δ_b) 的標準差做為影像平滑程度的指標。Gaussian blur 的標準差越大，表示影像越平滑，Gaussian blur 的標準差越小，表示影像中物體邊緣越陡，當標準差為 0 時，表示沒有 blur，物體邊緣是 step edge。

表 1 MSE for Synthesized image with low level noise(SNR=37.4dB)

δ_b	0	0.5	1.0	1.5	2.0
還原方法					
E-slope	94	74	70	73	75
R-slope	130	87	75	72	72
Fusion	90	64	60	62	63
ASSF[2]	203	184	172	159	149
AWMF[3]	146	130	118	111	101

表 2 MSE for Synthesized image with middle level noise(SNR=30.4dB)

δ_b	0	0.5	1.0	1.5	2.0
還原方法					
E-slope	381	274	261	241	222
R-slope	381	248	222	198	176
Fusion	303	203	193	181	168
ASSF[2]	437	354	321	276	238
AWMF[3]	498	367	333	306	286

表 3 MSE for Synthesized image with high level noise(SNR=28.2dB)

δ_b	0	0.5	1.0	1.5	2.0
還原方法					
E-slope	606	455	430	386	351
R-slope	540	374	347	313	290
Fusion	505	358	339	308	288
ASSF[2]	541	423	395	354	323
AWMF[3]	889	690	653	614	597

E-slope 的方法在 low noise 之下，都有相當不錯的表現。證明此方法不管在 signal dependent 及 signal independent 之下都適用。另一方面在 Noise 越大的情形下，E-slope 的 performance 的確因 Noise 越大相對地較差。R-slope 因為是以 variance/mean 為基礎，對 noise 不會像 E-slope 那麼 sensitive，實驗結果顯示雖然在 low noise 下比不上 E-slope，在 middle/high noise 下都有超越 E-slope 的表現。而 R-slope 不論在任何情況下都較 ASSF 及 AWMF 為佳。不像 E-slope 在 high noise 下即比不上 ASSF。而融合 E-slope 及 R-slope 兩者優點的 Fusion 方法，則不論在任何情況下都有最佳的表現。

五、討論與結論

在本篇論文中我們提出 adaptive neighborhood slope facet model 來去除 speckle。我們所提出的方法是以每一點為中心點，找出具有同一亮度變化的最大區域，並且對稱於中心點。使用可調變區域的區域成長法來取出相連不規則形狀，這種方法可避免取出不屬於同一區域的點，如此雖然整個區域不是一個水平的區域，但具有同一亮度變化，其平均值仍為中心點所應有的值。並可對影像中所有的地方都做去除雜訊的處理，而不會像傳統方法對越有邊緣反應的區域越不去做去除雜訊的處理。經實驗結果証實我們所發展的方法的確較現有方法為佳。

六、參考文獻

- [1] R.A. Kirsch "Computer determination of the constitute structure of biological images." Computers and Biomedical Research Vol 4, No.3, pp315-328, June 1971.
- [2] Mustafa Karaman, M. Alper Kutay, and Gozde Bozdagi "An adaptive speckle suppression filter for medical ultrasonic imaging" IEEE Transactions on Medical Image, VOL. 14, NO.2, pp283-292, June 1995.
- [3] T.Loupas, W.N.Mcdicken, and P.L. Allan, "An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical

ultrasonic images" IEEE Trans. On Circuits Syst., VOL.36, pp129-135, Jan. 1989.

- [4] Robert M.Haralick and Layne Watson "A facet model for image data" Computer Graphics and image processing, VOL.15, pp113-129, 1981.
 - [5] Vinayak Dutt and James F. Greenleaf "Adaptive speckle reduction filter for Log-compressed B-scan images" IEEE Transactions on Medical Image, VOL.15, NO.6, pp802-813, December 1996.
 - [6] Rangaraj M. Rangayyan, Mihai Ciuc, and Farshad Faghih "Adaptive neighborhood filtering of images corrupted by signal-dependent noise" Applied Optics, Vol.37, No20, pp4477-4487, 10 July 1998.
 - [7] Huan-Chao Huang, Chung-Ming Chen, Sheng-De Wang, and Henry Horng-Shing Lu "Adaptive symmetric mean filters: a new noise-reduction approach based on the slope facet model" Applied Optics, Vol 40, No.29, pp5192-5206, 10 Oct.2001.
-