

醫用都卜勒超音波壁濾波器設計

Wall filter design for medical Doppler ultrasound

鍾奕璇

指導教授：李夢麟

Abstract

血流成像系統的原理，是藉由都卜勒效應偵測血流移動時的都卜勒頻率偏移量，轉換為血流移動的速度。壁濾波器(wall filter)是超音波是過濾掉低頻都卜勒(Doppler)訊號的一種方式，在臨床中，通常是過濾掉在超音波血流成像系統中的低頻雜波信號，以偵測低速血流。此雜波信號來自低頻組織信號與管壁信號的低頻混響(reverberation)，管壁的移動會干擾血流的都卜勒波形，在頻譜上，低頻雜波信號常與緩慢流速的血流訊號混疊，壁濾波器在過濾雜波信號時可能會過濾掉真正的低頻血流信號，而影響血流成像的結果。

本專題的目的為確保高通壁濾波器過濾的結果誤差最小，我們將討論 FIR 與 IIR 濾波器實現高通壁濾波器的程度。FIR 濾波器脈衝響應為有限時間長度，雖然容易實現、輸出信號是穩定的，但在都卜勒成像系統中為了達到即時顯示的目的，用進行濾波的採樣數的長度是有限的，在同樣階數下，FIR 濾波器的濾波條件比 IIR 濾波器的濾波條件低許多，且 FIR 濾波器的 transition band 較大，使得 FIR 濾波器的頻率響應不理想，因此我們主要考慮到 IIR 濾波器應用於壁濾波器中。除此之外，為了消除 IIR 濾波器輸出暫態響應的影響，需要討論不同初始化的方法，以找出最有效的壁濾波器。

Introduction

在這個專題中，我們主要探討使用 IIR 濾波器不同初始化的結果，如 zero initialization, step initialization 和 projection initialization。IIR 濾波器的輸出包含暫態效應以和穩態，如何判斷初始化結果的好壞在於讓濾波器的輸出可以越快進入穩態。IIR 濾波器的初始化方式是根據濾波器的輸入訊號以及係數，對濾波器中的內部狀態和初始狀態作估計，使得濾波器的輸出可以及早進入穩態。實現 IIR 濾波器的狀態空間公式我們討論 form 2 的形式，狀態向量可以定義為 $v(n)=[v_1(n) \ v_2(n) \ \dots \ v_k(n)]^T$ 。

首先先畫出 Butterworth filter, Chebyshev filter 和 Elliptic filter 三種 IIR 濾波器對於 Zero initialization, Projection initialization 以及 Step initialization 的 transient response 及 steady state response 的比較，如下圖。

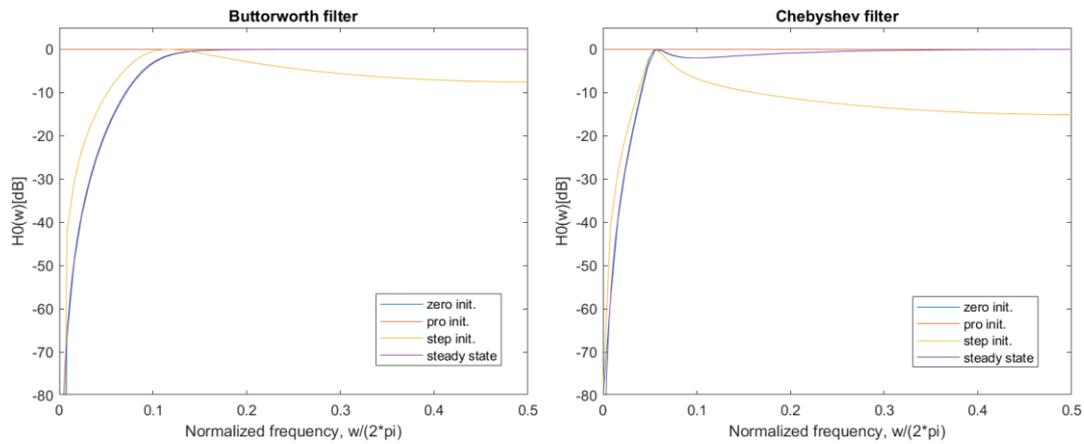


圖 1 左圖為 Butterworth filter 的三種 transient response 及 steady state response

圖 2 右圖為 Chebyshev filter 的三種 transient response 及 steady state response

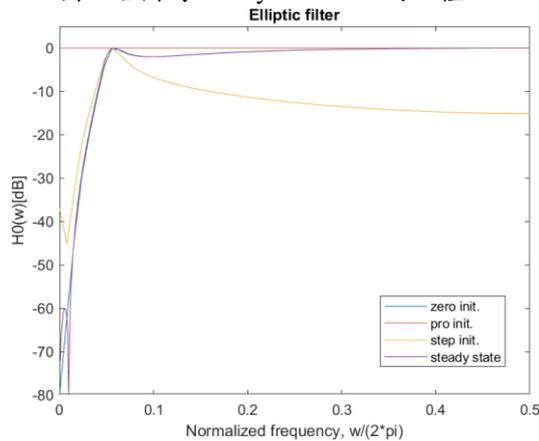


圖 3 為 Elliptic filter 的三種 transient response 及 steady state response

接著我們將上述的三種 IIR filter 通過血流模擬，以 Chebyshev filter 的 Zero initialization 作為過濾的例子，以圖示右方的動態範圍觀察過濾完的結果。當過濾前(圖 4)血管外的組織強度較大、頻率較低，而血管內的強度較小、頻率較高，過濾完(圖 5)我們可以發現經過一個高通的壁濾波器，我們可以將頻率較低的組織過濾掉，而血管內的訊號相對而言強度就高於血管外組織的強度。

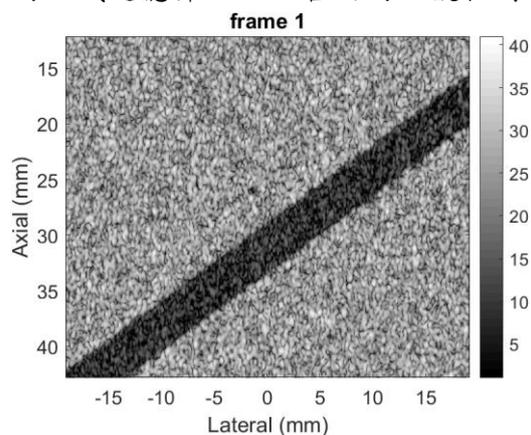


圖 4 為血流模擬

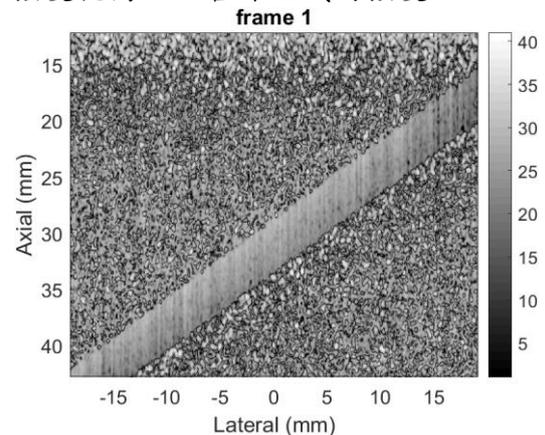


圖 5 為血流模擬經過過濾的結果

心得

這一年的專題相當累，有時還讓人很挫折，但也體驗到所有內容從零到有的過程，最一開始讀 paper，除了要結合過去所學，親自推導所有的式子、了解其中的意義，還要學習新的知識，像是超音波成像原理，壁濾波器的應用，以及 matlab 的使用。經過這次專題的磨練，雖然還有些結果沒有和 paper 完全符合，但還是會持續專研、持續學習，也要謝謝教授一年下來的教導，有些小細節經過透過教授的解說可以更加了解。