基於時序卷積網路之單FMCW雷達應用於非接觸式即時生命特徵監控

緒論

市面上有許多監測心率及呼吸率的產品，依監測方式可分為接觸式及非接觸式兩種。接觸式裝置的精確度通常較非接觸式來得高，然而也會有長期穿戴不適等問題。

接觸式

- 智慧手錶/手環、夾式血氧儀

非接觸式

- **無線雷達**、雷射測距儀、熱成像攝影

此次研究使用的是調頻連續波(FMCW)雷達

心率/呼吸率提取方法

- 資料前處理
    1. FMCW 雷達 ->時域訊號
    2. 時域訊號->Range FFT->頻域訊號
    3. 頻域訊號->靜態雜波濾除->動態物體頻率與距離
    4. 用拍頻訊號之相位差提取心率及呼吸率
- 時序卷積網路
- Transformer Encoder
- Regressor

調頻連續波雷達 Frequency Modulated Continuous Waveform Radar

FMCW

連續調變波

- 應用鎖相迴路（Phase-Locked Loop，PLL）作為訊號產生器。
- 透過不斷調整 PLL 裡的壓控振盪器(Voltage-Controlled Oscillator, VCO) 的頻率來生成頻率連續調變的信號

WAVE

訊號表示

- 發射訊號: $x_T(t) = A_T \cos(2\pi f_T(t)t + \Phi_T(t))$, A_T為發射的傳輸能量大小
- 接收訊號: $x_R(t) = A_R \cos(2\pi f_R(t)t + \Phi_R(t))$, A_R為接收的傳輸能量大小

我們將 LNA 加強後的訊號與發射訊號做混頻處理，經過混頻後的訊號稱為拍頻訊號

- 拍頻訊號:
  $x_T(t) \cdot x_R(t) = A_T \cos(2\pi f_T(t)t + \Phi_T(t)) \cdot A_R \cos(2\pi f_R(t)t + \Phi_R(t))$

將混頻完的訊號取低頻部分，即為我們所需的基頻訊號

- 基頻訊號:

$$\begin{aligned} x(t) &= \frac{1}{2} A_T A_R \cdot \cos(2\pi(f_T(t) - f_R(t))t + (\Phi_T(t) - \Phi_R(t))) \\ &= A \cos(2\pi f_b(t)t + \Phi_b(t)t). \end{aligned}$$

Φ_b為拍頻訊號相位隨時間的變化

數位訊號處理器

將類比訊號取樣來獲得數位訊號

- 取樣表示

$$x[n,m] = A\cos(2\pi f_b(nT_f + mT_s)nT_f + \Phi_b(nT_f + mT_s))$$

- T_f 快速時間 (Fast-time): 針對每個 chirp 裡的時間做取樣
- T_s 慢速時間 (Slow-time): 針對不同 chrip 之間的時間間隔做取樣

距離推導

FMCW 雷達發射訊號的頻率會隨著時間變化，假設一個 chirp 的起始頻率為f_s、截止頻率為f_e、週期為T_s、頻寬為B、斜率為S，則可以表示成以下式子:

- $B = F_e - F_s$
- $S = \frac{B}{T_s}$

毫米波以光速C傳遞，因此可以透過前面得到的拍頻訊號經由下式推導出距離$d(t)$

- $t_d = \frac{2d(t)}{C}$
- $f_b = St_d = \frac{B}{T_s} \cdot \frac{2d(t)}{C}$

一維快速傅立葉轉換將協助我們取得f_b, 從而算得$2d(t)$。

一維快速傅立葉轉換 Range FFT

我們得到經取樣過的拍頻訊號後，將每一個快速時間取樣點做 Range FFT，經過 FFT 的表示如下:

$$X_m[K] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n,m] e^{-j\frac{2\pi nk}{N}}, k = 0, \ldots, N-1$$

其中 K 為 FFT 指標(index)，N 為每個 chirp 裡的取樣數。當第 K 個達到最大值時，即可透過距離分辨率換算物體距離。其換算的公式如下:

$$d = \frac{t_d \cdot C}{2} = f_b T_c \cdot \frac{C}{2B}$$

其中$C = 3 \times 10^8$為光速，B為 chirp 之頻寬。 $\frac{C}{2B}$ 定義為距離分辨率。

靜態雜波濾除 Clutter removal

- 利用平滑處理來濾出環境中的靜態背景物件

$$X'_m[k] = \sigma X_m[k] + (1-\sigma)X_{m-1}[k], 0 \leq \sigma \leq 1$$

- σ為平滑系數，σ越大，平滑效果越好，但較多的目標訊號也會被平滑掉；σ越小，平滑效果越差，較多的靜態雜波會被保留。
- 最後，將平滑處理後的靜態雜波圖與原本未經處理的訊號相減，便能得到濾除靜態雜波後的結果。其表示如下:

$$Y_m[K] = X_m[k] - X'_m[k]$$

從這些$Y_m[K]$找出最大值的頻率，結合推導的距離分辨率便能計算出物體距離，其表示如下:

$$k_{\max} = \arg_k \max |Y_m[K]|$$

$$d = f_b T_c \cdot \frac{C}{2B} = k_{\max} \cdot \frac{C}{2B}$$

相位提取

- 我們可以將拍頻訊號以胸壁運動振幅表示為以下：

$$\begin{aligned} x(t) &= A\cos(2\pi f_b(t)t + \phi(t)) \\ &= A\cos(2\pi(\frac{2B}{T_sC}\cdot(d_0+\Delta d(t)))t + (\phi_0 + \Delta\phi(t))) \end{aligned}$$

- 其中d_0及ϕ_0為胸壁距離雷達的初始位置相位，$\Delta d(t)$及$\Delta\phi(t)$為心跳及呼吸而造成的胸壁運動振幅與相位。
- $\Delta d(t)$亦可表示成以下：

$$\Delta d(t) = A_{hr}\sin(2\pi f_{hr}t) + A_{rr}\sin(2\pi f_{rr}t)$$

- 其中A_{hr}, A_{rr}分別為心跳及呼吸之振幅，f_{hr}, f_{rr}分別為心跳及呼吸之頻率。

相位計算

- 透過拍頻訊號的相位差來提取心跳及呼吸頻率：$\Delta\phi(t) = 4\pi\frac{\Delta d(t)}{\lambda}$
- 取出$Y_m[k_{\max}]$ 的實部及虛部做arctan: $\phi_m = \arctan(\frac{Im(Y_m[k_{\max}])}{Re(Y_m[k_{\max}])})$
- 若兩個連續相位差的結果超過$-\pi \sim \pi$之間，補上-2π~2π的落差值，將相位差範圍限制在$-\pi \sim \pi$之間。

$$\phi_{b,m} = \begin{cases} \phi_m + 2\pi, & \phi_m - \phi_{m-1} > \pi \\ \phi_m - 2\pi, & \phi_m - \phi_{m-1} < -\pi \\ \phi_m, & \text{otherwise} \end{cases}$$

- 結合此頁第一式：$\phi_{b,m} = \frac{4\pi}{\lambda}[A_{hr}\sin(2\pi f_{hr}t) + A_{rr}\sin(2\pi f_{rr}t)]$
- 此時的$\phi_{b,m}$為胸壁造成的相位差，其包含了呼吸及心率兩種相位。

相位分離

- 串聯兩個雙二階的 IIR 濾波器，每個雙二階的 IIR 濾波器的結構為直接 II 階型 (Direct-form II)，其差分方程如下:

$$y[n] = b_0\omega[n] + b_1\omega[n-1] + b_2\omega[n-2]$$
$$\text{where } \ \omega[n] = x[n] - a_1\omega[n-1] - a_2\omega[n-2]$$

- 將截止頻率設定為頻率$(0.1 - 0.6\text{Hz})$較符合人體呼吸的合理範圍頻率，則可得到呼吸相位$\Phi_{rr,m}$;同理，也能將截止頻率設定為頻率$(0.8 - 2\text{Hz})$較符合人體心跳的合理範圍頻率，也能得到心率相位$\Phi_{hr,m}$

循環暫存器

- 蒐集一段時間的$\Phi_{rr,m}$，並放入長度為L的循環暫存器(Circular Buffer)內，確保每次取樣皆能更新呼吸率。
- 將循環暫存器內所有相位做L點的 FFT 即可得到呼吸頻率f_{rr}，其表示如下:

$$\Phi_{m,rr}[l]=\sum_{n=0}^{L-1}\Phi[n]e^{-j\frac{2\pi ml}{L}},l=0,\ldots,L-1$$

$$f_{rr}=arc_l\max|\Phi_{m,rr}[l]|\cdot\frac{1}{T_sL}$$

- 在心率估計上，則同理呼吸率