



**המחלקה להנדסת חשמל ואלקטרוניקה**

**תכנות מעבדי DSP**

## **P12 – Heartbeat vs Breath Sound**

---

פרנסיס עבוד  
בשארה חביב

---

מרצה: יצחק קרוין

תאריך: 19/01/2025

## תוכן עניינים

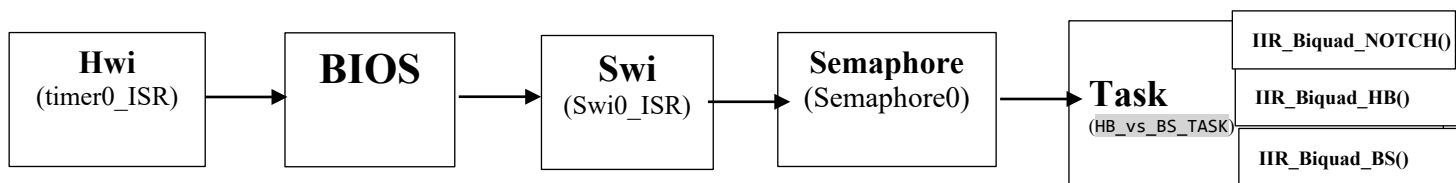
1.	דרישות הפרויקט	3
2.	דיאגרמת בלוקים של התוכנה	3
3.	תרשים זרימה של המערכת	4
4.	שיקולי תכנון	6
5.	שיקולי התכנון עבור המסננים	6
6.	שיקולי התכנון עבור התוכנית	10
7.	תצורות	10
8.	פונקציות התוכנית	13
9.	תוצאות ההרצה	18
10.	Execution graph, Task and CPU load	20
11.	Execution graph	20
12.	Task load	21
13.	CPU load	21

## דרישות הפרויקט

- ✓ השמת אות של פעימות הלב ו- נשימה נתון במערך בגודל 4405 דגימתו בתדר דגימה של 2000Hz
- ✓ שימוש ב- Timer אשר דוגם את האות בתדר הדגימה שנקבע ובאופן רציף וציקלי
- ✓ שימוש במסננים מתאימים ובכלי DSP אחרים כדי לזהות את פעימות הלב והנשימה בנפרד
- ✓ התוצאות צריכות להיות ארבעה גרפים. שניים הם האותות לאחר ההפרדה והשניים האחרים הם האנרגיה של האותות הפיזיולוגיים
- ✓ הצג גם, גרף FFT Magnitude של הקלט ולאחר סינון
- ✓ הצגת Execution graph, CPU load, Task load

## דיאגרמת בלוקים של התוכנה

דיאגרמת הבלוקים בדגש על ארכיטקטורת multi-threading בזמן אמת:



איור מס. 1 דיאגרמת הבלוקים של התוכנה

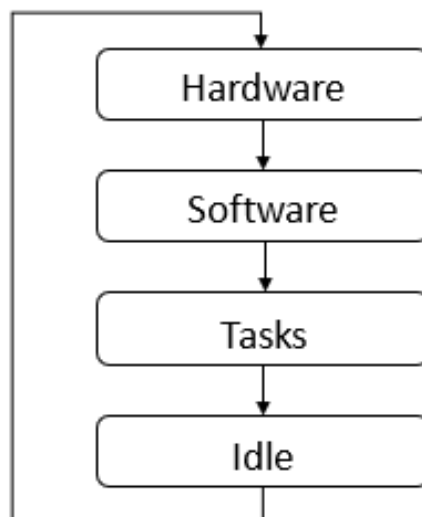
## תרשים זרימה של המערכת

ה- Priority של ה- threads במערכת RTOS הינה בסדר הבא :



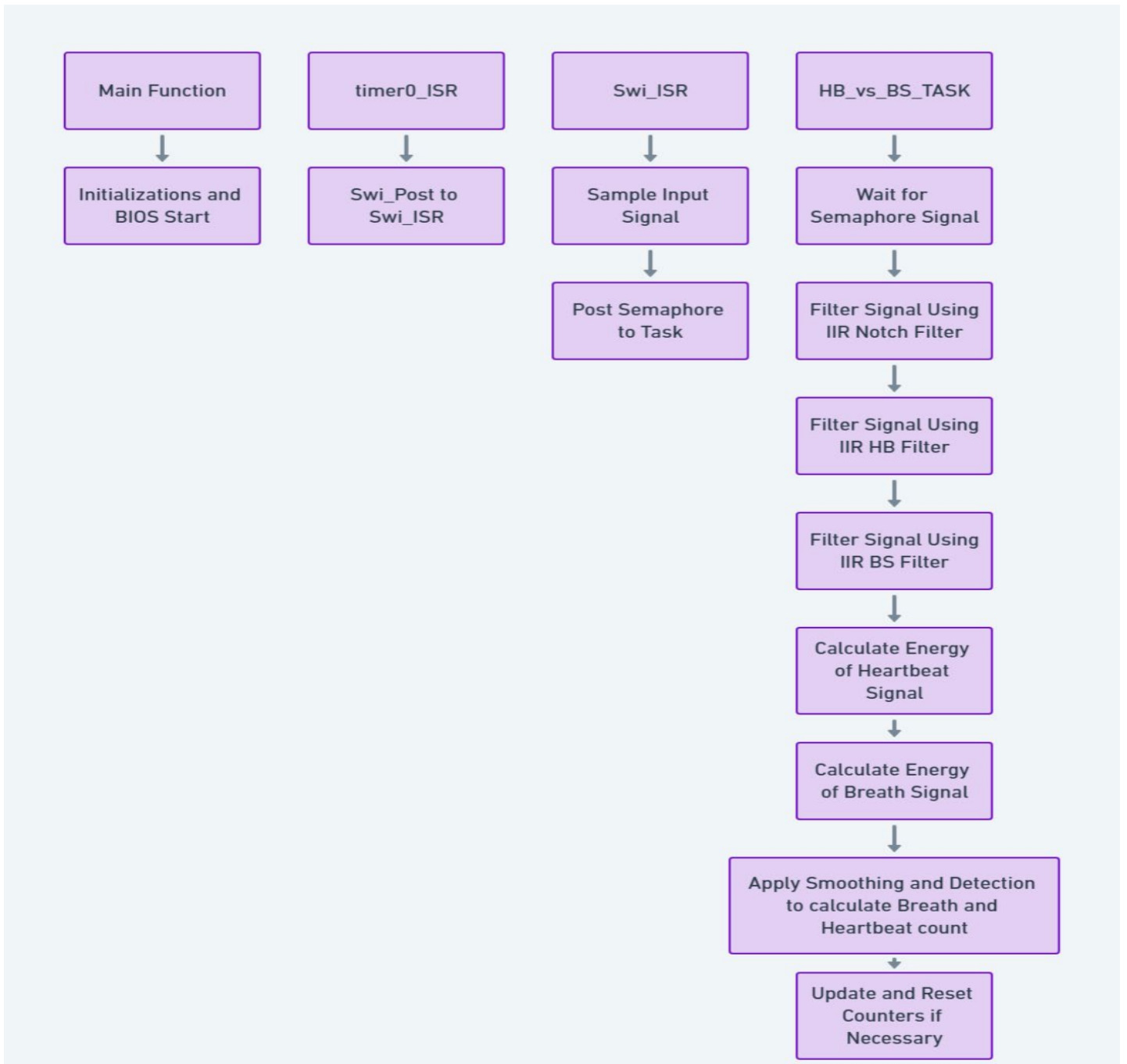
איור מס. 2. ה- priority של ה- threads

וסדר ביצוע הפעולות הינו :



איור מס. 3. סדר ביצוע ה- threads בכל הרצה

תרשים הזרימה של התוכנית :



איור מס. 4 תרשים הזרימה של התוכנית

## שיקולי תכנון

מטרת הפרויקט היא להשתמש ב מערך של פעימות הלב ו- נשימה לסנן אותו ולהפריד בין פעימות הלב והנשימה ו- לזהות אותם בנפרד ו להוציא גרפים של האותות והאנרגיה שלהם, ביצענו את תכנון המסנן באמצעות אפליקציית Filter Designer ב- MATLAB.

מסנן ראשון הוא מסנן מסוג Single Notch IIR בתדר  $F_{notch}=0.25\text{KHz}$  עם  $F_S=2\text{KHz}$  ואת סדר המסנן מוגדר להיות 2 עם  $Q=1$  לסנן את ההפרעה שהיתה בתדר בודד.

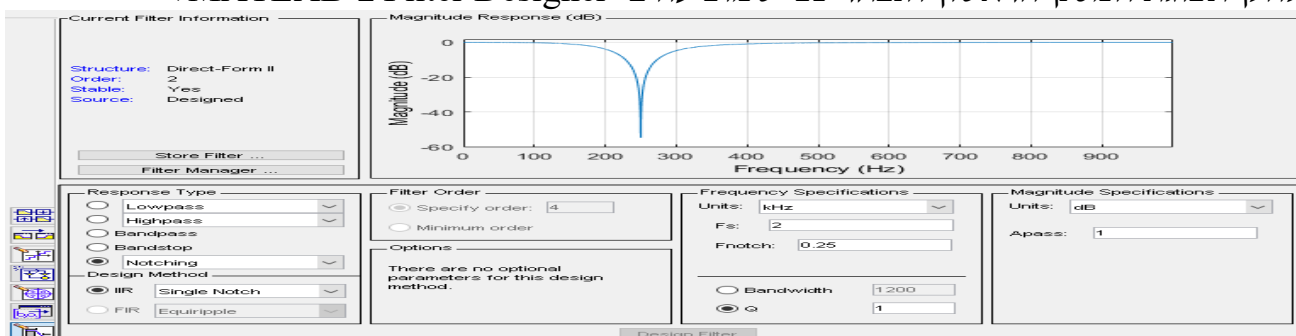
מסנן שני הוא מסנן מסוג IIR אליפטי LPF בתדר 135Hz ואת סדר המסנן בחרנו להיות 4 להפריד את אות של פעימות הלב מהאות המקורי.

מסנן שלישי הוא מסנן מסוג IIR אליפטי HPF בתדר 135Hz ואת סדר המסנן בחרנו להיות 4 להפריד את אות של הנשימה מהאות המקורי.

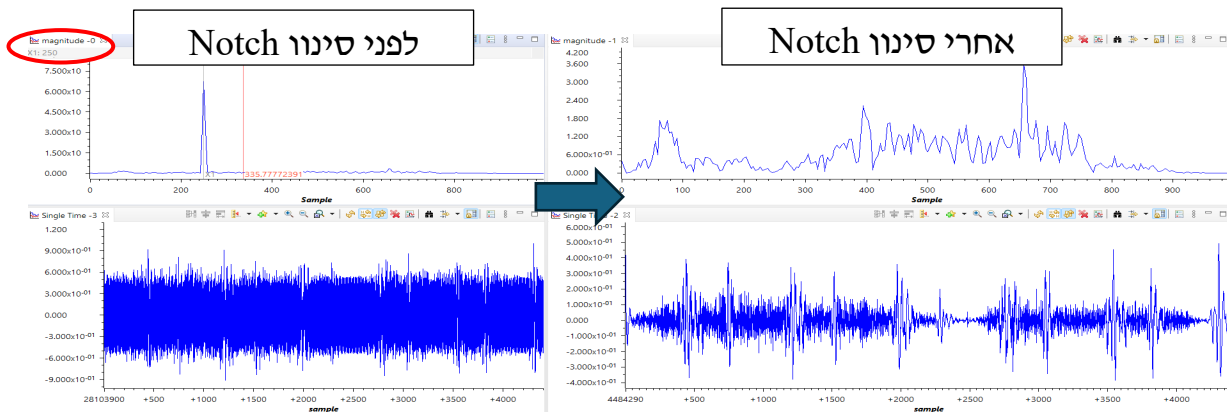
- בחרנו תדר 135 Hz למרות שהיה נתון בהגדרת הפרויקט 140 Hz מכיוון שסיננו את ההפרעה הנוטש פילטר ולכן הגבול היה 135 Hz.

## שיקולי התכנון עבור המסננים

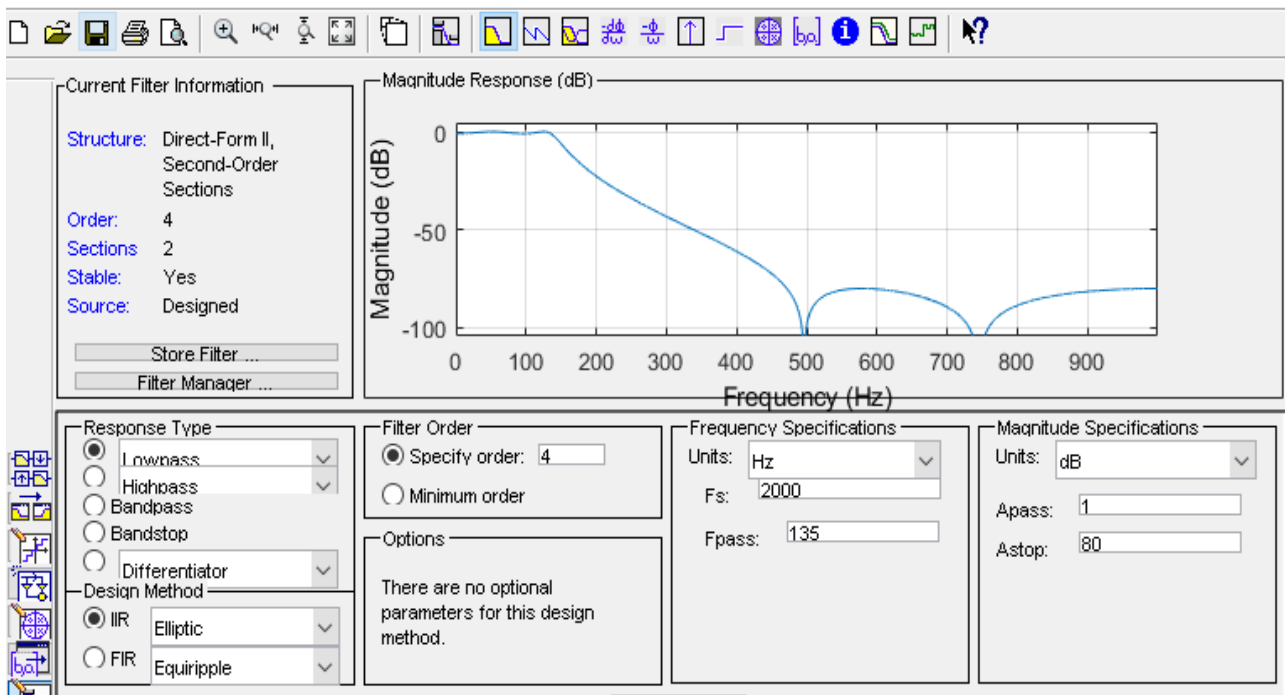
להלן תצוגת המסנן הראשון הנבחר כפי שמופיעה ב- Filter Designer ב- MATLAB :



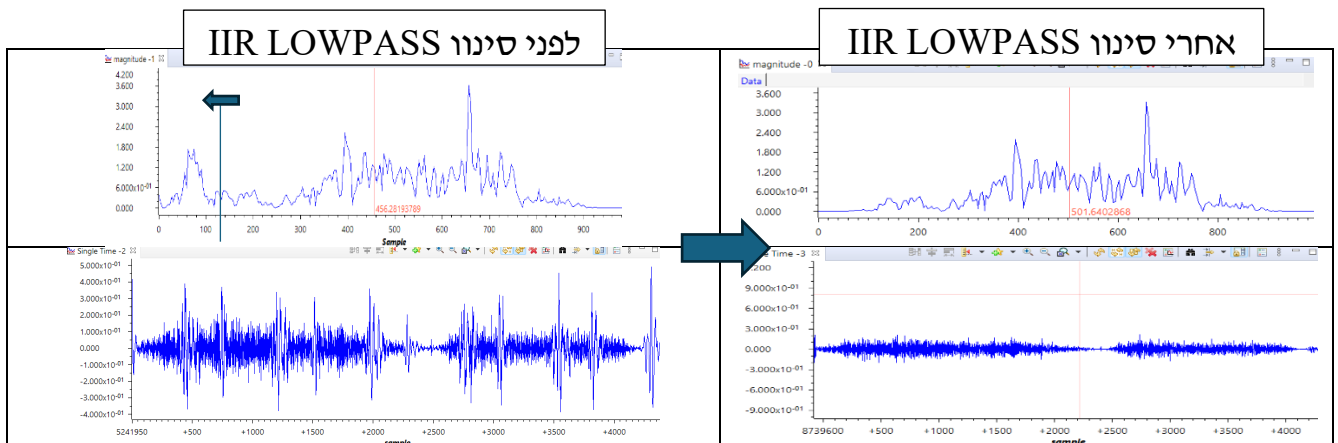
קבענו את ה  $F_{notch}$  לפי ה FFT Magnitude Graph → אנחנו יכולים לראות את ההפרעה ב  $F_{notch} = 0.25\text{KH}$   $X1 = 250 \text{ Sample}$



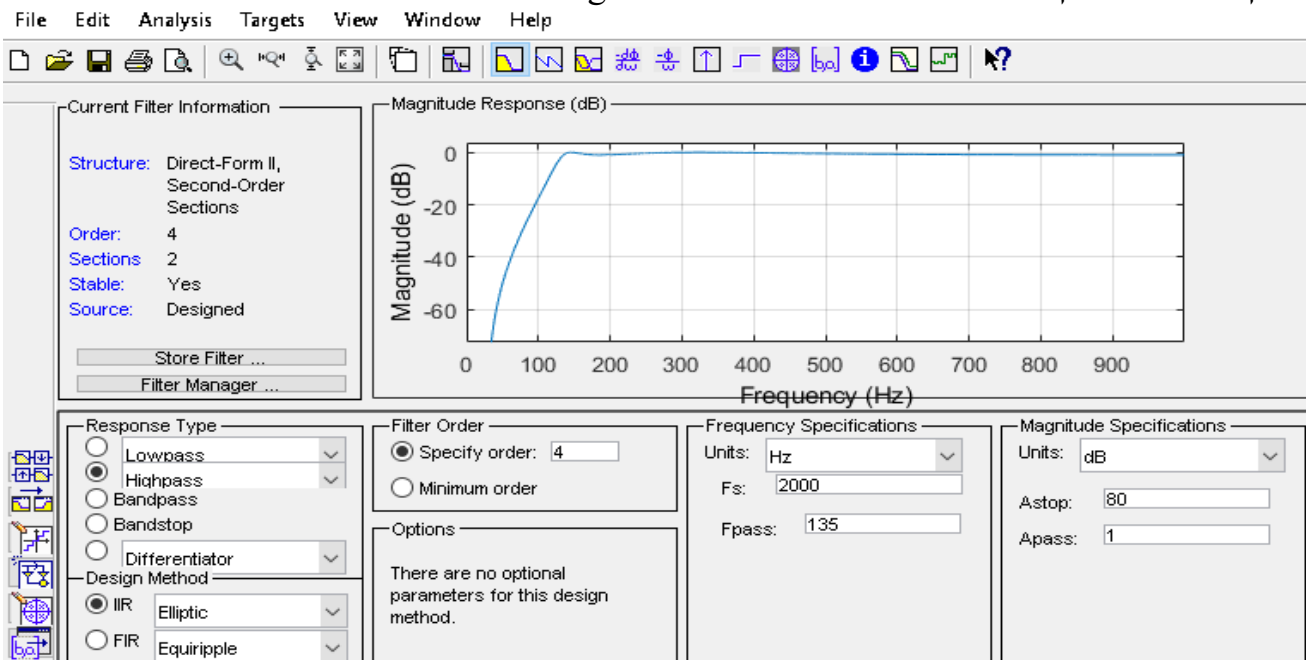
## להלן תצוגת המסנן השני הנבחר כפי שמופיעה ב-MATLAB Filter Designer:



בחרנו את התדר שיהיה  $F_{pass} = 135\text{Hz}$  כדי לקבל רק אות של הנשימה

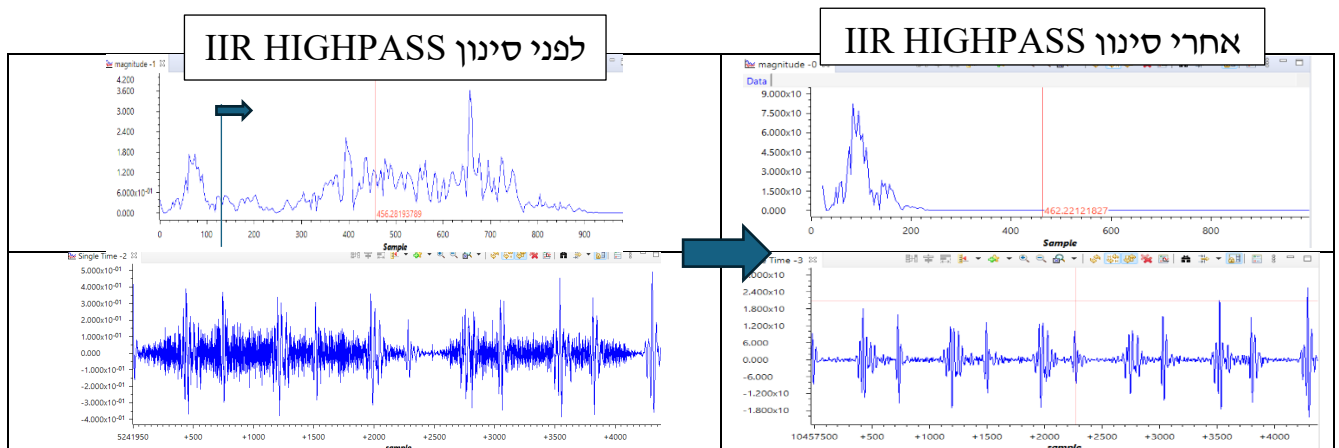


## להלן תצוגת המסנן השני הנבחר כפי שמופיעה ב- MATLAB Filter Designer :



איור מס. 5 תכנון המסנן ב- MATLAB Filter Designer

בחרנו את התדר שיהיה  $F_{pass} = 135\text{Hz}$  ב IIR HIGHPASS כדי לקבל רק אות של פעימות הלב





תכנון המסנן בוצע במספר שלבים :

### 1. הוספת מסנן Notch בתחילת השרשרת

ראשית, בחרנו למקם מסנן Notch (מסנן דיכוי תדר ספציפי) כדי לסנן רעשי רשת או תדר לא רצוי אחר המופיע באות. מסנן זה מוציא את הרכיב המזיק לפני המשך הסינון וההפרדה של אות הנשימה ואות פעימות הלב.

### 2. ניתוח תדרי האותות

לאחר מכן הסתכלנו על האות במישור התדר, וגם נעזרנו במידע מהאינטרנט ומהמרצה, והבנו כי :

תדרי אות פעימות הלב (Heartbeat) קטנים מ-135 Hz

תדרי אות הנשימה (Breath) גדולים מ-135 Hz

### 3. החלטה על סדר המסנן

בחרנו שהסדר (Order) של המסננים יהיה 4 כדי לקבל רמת סינון מספקת והנחתה טובה באזורים הלא רצויים.

### 4. בחירת סוג המסנן (IIR)

העדפנו להשתמש במסנני IIR מכיוון שהם יעילים יותר מבחינה חישובית ודורשים מספר קטן יחסית של מקדמים (Coefficients) להשגת ביצועים טובים.

### 5. בחירת מסנן אליפטי (Elliptic)

מבין משפחות המסננים האפשריות, החלטנו להשתמש במסנן אליפטי (Elliptic) ממספר סיבות :

יש לו יכולת הנחתה גבוהה ב-Stop Band.

ביישומו קיבלנו סינון איכותי עם מעט מקדמים, המתאים לאילוצי חישוב וזיכרון.

להלן המפרט של המסנן הראשון :

Filter type: IIR

Response: Lowpass

Number of sections: 2

Filter order: 4

Design method: elliptic

Passband frequency: f<sub>pb1</sub> = 0 Hz → 127.8076 Hz , f<sub>pb2</sub> = 360.8691 Hz → 1000 Hz

Cutoff frequency (-3dB point): f<sub>c1</sub> = 191.04 Hz , f<sub>c2</sub> = 322.7539 Hz

Half power frequency (-6dB point): f<sub>hp1</sub> = 214.3224 Hz , f<sub>hp2</sub> = 290.0391 Hz

Stopband frequency: f<sub>sb1</sub> = 240.8447 Hz , f<sub>sb2</sub> = 259.6436 Hz

Transition band width: f<sub>sb1</sub> - f<sub>pb1</sub> = 240.8447 Hz - 127.8076 Hz = 113.0371 Hz , f<sub>pb2</sub> - f<sub>sb2</sub> = 360.8691 Hz - 259.6436 Hz = 101.2255 Hz

Stop-band: f<sub>sb2</sub> - f<sub>sb1</sub> = 259.6436 Hz - 240.8447 Hz = 18.7989 Hz

Pass-band ripple: -0 dB - (-1.8912 dB) = 1.8912 dB

Stop-band ripple: -17.2522 dB

להלן המפרט של המסנן השני :

Filter type: IIR

Response: Lowpass

Number of sections: 2

Filter order: 4

Design method: elliptic

Passband frequency: f<sub>pb</sub> = 124.3896 Hz

Cutoff frequency (-3dB point): f<sub>c</sub> = 141.7236 Hz

Half power frequency (-6dB point): f<sub>hp</sub> = 149.4141 Hz

Stopband frequency: f<sub>sb</sub> = 464.8438 Hz

Transition band width: f<sub>sb</sub> - f<sub>pb</sub> = 464.8438 Hz - 124.3896 Hz = 340.4542 Hz

Stop-band: f<sub>sample</sub>/2 - f<sub>sb</sub> = 1000 Hz - 464.8438 Hz = 535.1262 Hz

Pass-band ripple: -0.0662 dB - (-4.1139 dB) = 4.0477 dB

Stop-band ripple: 1 dB

## להלן המפרט של המסנן השלישי :

Filter type: IIR  
Response: Highpass  
Number of sections: 2  
Filter order: 4  
Design method: elliptic  
Passband frequency:  $f_{pb} = 136.1084\text{Hz}$   
Cutoff frequency (-3dB point):  $f_c = 128.418\text{Hz}$   
Half power frequency (-6dB point):  $f_{hp} = 121.82621\text{Hz}$   
Stopband frequency:  $f_{sb} = 34.91221\text{Hz}$   
Transition band width:  $f_{pb} - f_{sb} = 464.8438\text{Hz} - 136.1084\text{Hz} = 328.7354\text{Hz}$   
Pass-band:  $F_{sample}/2 - f_{pb} = 1000\text{Hz} - 136.1084\text{Hz} = 863.8916\text{Hz}$   
Pass-band ripple:  $-0.0038\text{dB} - (-0.9996\text{dB}) = 0.9958\text{dB}$   
Stop-band ripple:  $-71.448\text{dB}$

## שיקולי התכנון עבור התוכנית

### תצורות

### BIOS

#### ▸ SYS/BIOS - Basic Runtime Options ▸



[Welcome](#) [System Overview](#) [Runtime](#) [Error Handling](#) [Device Support](#) [Advanced](#)

##### ▼ Library Selection Options

SYS/BIOS library type

- ☐ Instrumented (Asserts and Logs enabled)  
☐ Non-instrumented (Asserts and Logs disabled)  
☒ Custom (Fully configurable)  
☐ Debug (Fully configurable)

The library options above allow you to select between several variations of SYS/BIOS libraries depending on your application's requirements. All options except Debug are aggressively optimized with minimal debug content.

- ☒ Enable Asserts  
☒ Enable Logs

Custom Compiler Options

##### ▼ Threading Options

- ☒ Enable Tasks (When disabled, the Task module is not configurable)  
☒ Enable Software Interrupts (When disabled, the Swi module is not configurable)  
☒ Enable Clock Manager (When disabled, the Clock module is not configurable)

C Standard Library Lock

##### ▼ Dynamic Instance Creation Support

- ☒ Enable Dynamic Instance Creation

A savings in code and data size can be achieved by disabling dynamic instance creation.

##### ▼ Runtime Memory Options

System (Hwi and Swi) stack size   
Heap size   
Heap section

- ☐ Use HeapTrack

The heap configured above is used for the standard C malloc() and free() functions or when the 'heap' argument to [Memory\\_alloc\(\)](#) is NULL.

##### ▼ Platform Settings

These settings should reflect the hardware platform that runs your application.

CPU clock frequency (Hz)

## Timer

timer0 הינו מונה אשר ניתן להשתמש בו ליצירת פסיקות תקופתיות. בפרויקט זה הוא משמש לדגום את אות של הערכים, בהתאם לתדר דגימה של 2000Hz. הגדרנו אותו לספור בפורמט של *microsecs* ולכן ערכו העליון הוא על פי הנוסחה:

$$Timer0_{in\ microsecs} = \frac{1}{F_s} = \frac{1}{2000[Hz]} = 500\ microsecs$$

▸ SYS/BIOS ▸ Scheduling ▸ Timer - Instance Settings

Module Instance Advanced

**Portable Timers**

t0
Add ...
Remove

**Required Settings**

Handle: t0
Timer ISR function: timerISR
Timer Id: ANY
Period: 500 period in microseconds

**Additional Settings**

Argument passed to the Timer ISR function: null
Start mode: timer starts automatically
Run mode: periodic and continuous

**Advanced Settings**

איור מס. 7 תצורת ה-Timer

## Swi

swi0 הינו פסיקת תוכנה עבור המעבד. משתמשים בו על מנת לעבור בין משימות, כך שמשימה בעלת עדיפות גבוהה יותר מקדימה משימה בעלת עדיפות נמוכה יותר. במקרה שלנו, הקריאה ל- swi0 מתרחשת בתוך שגרת הפסיקה של timer0, ב Swi אנחנו דוגמים את ה-Sample ועוברים ל-Task.

main\_HB\_BS.c HB\_BS.cfg HB\_BS\_signal.h fdacoefs.h fdacoefs\_BS.h

Heartbeat\_VS\_BreathSound/main\_HB\_BS.c

▸ SYS/BIOS ▸ Scheduling ▸ Swi - Instance Settings

Module Instance Advanced

**Swis**

swi0
Add ...
Remove

**Required Settings**

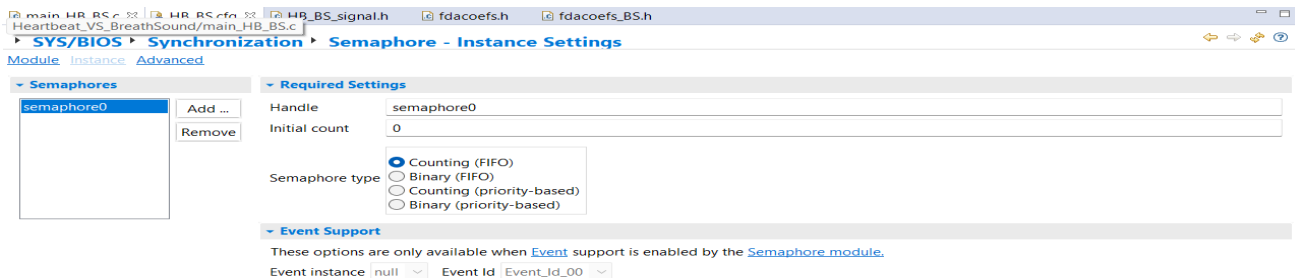
Handle: swi0
Function: swi0\_ISR
Interrupt priority: -1
Initial trigger: 0x0

**Thread Context**

Argument 0: 0
Argument 1: 0

איור מס. 8 תצורת ה-Swi

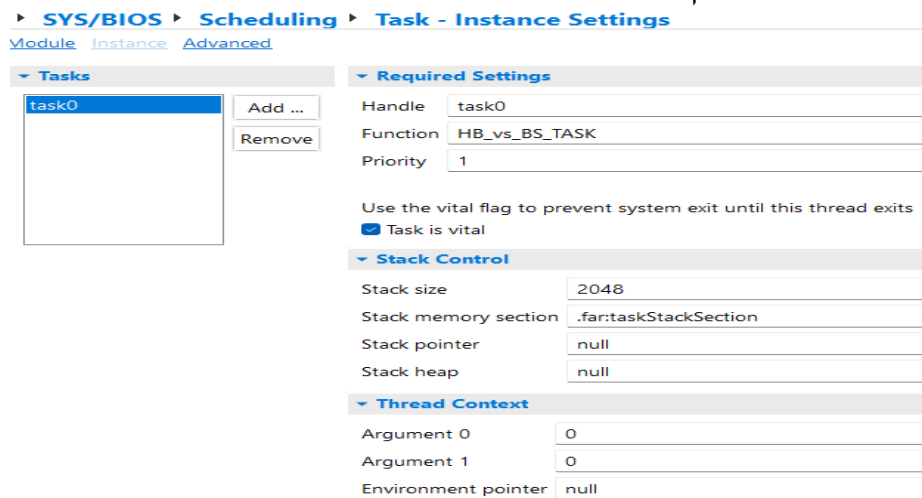
## Semaphore



איור מס. 9 תצורת ה-Semaphore

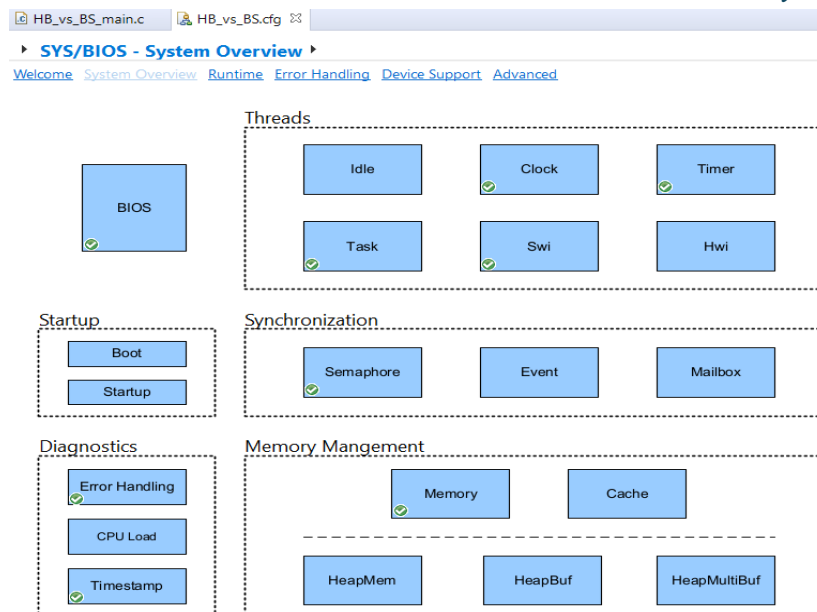
## Task

זה יחידת העבודה שמבוצעת על ידי התוכנית. ניתן להשתמש בו כדי לארגן ולבצע פעולות בסדר מסוים או במרווחי זמן ספציפיים.



איור מס. 10 תצורת ה-Task

## System Overview



איור מס. 11 System Overview

*HB\_BS\_Signal.h*

זו קובץ header אשר מכיל מערך המייצג את Heart Beat Breath Sound לעיבוד. המערך נקרא HB\_BS\_Signal והוא מכיל 4405 ערכים המייצגים את האותות. להלן חלק מקטע הקוד:

```

HB_vs_BS_main.c  HB_vs_BS.cfg  HB_BS_Signal.h
1 // Heartbeat and Breath Sound input
2 // fs=2KHz N=4405
3 #define N 4405
4 float HBvBS[N]={
5 0.0758,
6 0.5239,
7 0.6281,
8 0.4562,
9 0.0841,
10 -0.3104,
11 -0.5101,
12 -0.4039,
13 -0.0362,
14 0.3141,
15 0.4377,
16 0.2664,
17 -0.128,
18 -0.5201,
19 -0.6728,
20 -0.5042,
21 -0.1403,
22 0.2553,
23 0.4418,
24 0.2979,
25 -0.0626,
26 -0.4395,
27 -0.5585,
28 -0.3804,
29 -0.0073,
30 0.4013,
31 0.5606,
32 0.4014,
33 0.0388,
34 -0.3073,
35 -0.447,
36 -0.3076,
37 0.0851,
38 0.4453,
39 0.5647,
40 0.4277,
41 0.053,
42 -0.342,
43 -0.5164,
44 -0.3636,
45 0.0333,
46 0.3823,
47 0.5166.

```

איור מס. 12 פונקצית הספריה HB\_vs\_BS\_signal

*fdacoefs\_IIR\_BS.h + fdacoefs\_IIR\_BS.h + fdacoefs\_NOTCH.h*

זו קובצים header בהם מגדירים מערכים דו מימדיים המכילים את המקדמים של המסננים שתיכנונו באמצעות תוכנת MATLAB. להלן קטע הקוד:

## 1. IIR NOTCH filter coefficients

```

1 /*
2  * Filter Coefficients (C Source) generated by the Filter Design and Analysis Tool
3  * Generated by MATLAB(R) 9.6 and Signal Processing Toolbox 8.2.
4  * Generated on: 19-Jan-2025 13:51:13
5  */
6
7 /*
8  * Discrete-Time IIR Filter (real)
9  * -----
10 * Filter Structure      : Direct-Form II
11 * Numerator Length     : 3
12 * Denominator Length   : 3
13 * Stable                : Yes
14 * Linear Phase         : No
15 */
16
17 /* General type conversion for MATLAB generated C-code */
18 #include "tmwtypes.h"
19
20 /*
21 * Expected path to tmwtypes.h
22 * C:\Program Files\MATLAB\R2019a\extern\include\tmwtypes.h
23 */
24 /*
25 * Warning - Filter coefficients were truncated to fit specified data type.
26 * The resulting response may not match generated theoretical response.
27 * Use the Filter Design & Analysis Tool to design accurate
28 * single-precision filter coefficients.
29 */
30 const int NL_NOTCH = 3;
31 const real32_T NUM_NOTCH[3] = {
32     0.8259197474, -1.168026924, 0.8259197474
33 };
34 const int DL_NOTCH = 3;
35 const real32_T DEN_NOTCH[3] = {
36     1, -1.168026924, 0.6518394947
37 };
38

```

## 2. Heart Beat IIR Lowpass filter coefficients

```

8 * Discrete-Time IIR Filter (real)
9 * -----
10 * Filter Structure      : Direct-Form II, Second-Order Sections
11 * Number of Sections   : 2
12 * Stable                : Yes
13 * Linear Phase         : No
14 */
15
16 /* General type conversion for MATLAB generated C-code */
17 #include "tmwtypes.h"
18
19 #define MWSPT_NSEC 5
20 const int NL_IIR_HB[MWSPT_NSEC] = { 1,3,1,3,1 };
21 const real32_T NUM_IIR_HB[MWSPT_NSEC][3] = {
22     {
23         0.2371501029, 0, 0
24     },
25     {
26         1, 1.391106009, 1
27     },
28     {
29         0.004272235092, 0, 0
30     },
31     {
32         1, -0.02537427098, 1
33     },
34     {
35         1, 0, 0
36     }
37 };
38 const int DL_IIR_HB[MWSPT_NSEC] = { 1,3,1,3,1 };
39 const real32_T DEN_IIR_HB[MWSPT_NSEC][3] = {
40     {
41         1, 0, 0
42     },
43     {
44         1, -1.701754332, 0.7476446629
45     },
46     {
47         1, 0, 0
48     },
49     {
50         1, -1.728202105, 0.8940779567
51     },
52     {
53         1, 0, 0
54     }
55 };

```

### 3. Breath Sound IIR Highpass filter coefficients

```

8  * Discrete-Time IIR Filter (real)
9  * -----
10 * Filter Structure : Direct-Form II, Second-Order Sections
11 * Number of Sections : 2
12 * Stable : Yes
13 * Linear Phase : No
14 */
15
16 /* General type conversion for MATLAB generated C-code */
17 #include "tmwtypes.h"
18
19 #define MWSPT_NSEC 5
20 const int NL_IIR_BS[MWSPT_NSEC] = { 1,3,1,3,1 };
21 const real32_T NUM_IIR_BS[MWSPT_NSEC][3] = {
22 {
23     10.4896822,      0,      0
24 },
25 {
26     1, -1.998457551, 1
27 },
28 {
29     0.04608005658,  0,      0
30 },
31 {
32     1, -1.991204619, 1
33 },
34 {
35     1,      0,      0
36 }
37 };
38 const int DL_IIR_BS[MWSPT_NSEC] = { 1,3,1,3,1 };
39 const real32_T DEN_IIR_BS[MWSPT_NSEC][3] = {
40 {
41     1,      0,      0
42 },
43 {
44     1, -1.003433347, 0.3899464309
45 },
46 {
47     1,      0,      0
48 },
49 {
50     1, -1.723300219, 0.8929643035
51 },
52 {
53     1,      0,      0
54 }
55 };

```

איור מס. 13 פונקציה הספרייה fdacoefs

*timer0\_ISR ()*

להלן קטע הקוד :

```

283 /*****
284 ***** Timer Interrupt (HWI) *****
285 *****/
286 void timerISR()
287 {
288     /* Simply post the SWI that fetches a new sample and signals the task */
289     Swi_post(swi0);
290 }

```

איור מס. 14 שגרת הפסיקה של ה-Timer

*swi0\_ISR ()*

בשגרת פסיקה זו מתבצעת דגימת ערך מהמערך HB\_BS\_signal ושמירת הערך בתוך משתנה בשם sample. בסוף הפסיקה מתבצעת קריאה ל-semaphore לאיתות על משאבים זמינים.

להלן קטע הקוד :

```

174 /*****
175 ***** Software Interrupt (SWI) *****
176 *****/
177 void swi_ISR()
178 {
179     /* Read the sample from the big array that merges HB & BS signals */
180     sample = HBvBS[idx];
181
182     /* Signal the main task that a new sample is ready */
183     Semaphore_post(sem);
184 }

```

איור מס. 15 שגרת הפסיקה של Swi

## HB\_vs\_BS\_TASK

```

186 /***** Main Processing Task *****/
187
188 1) Waits on semaphore for new data
189 2) Applies Notch, HB, BS filters
190 3) Computes energy, envelope, smoothing
191 4) Detects half-cycles for breath/heartbeat
192 5) After N=4405 samples, calculates final counts
193
194 */
195 void HB_vs_BS_TASK()
196 {
197     while (TRUE)
198     {
199         /* Wait for new sample to be posted by SWI */
200         Semaphore_pend(sem, BIOS_WAIT_FOREVER);
201
202         /* Apply Notch filter first */
203         IIR_Biquad_NOTCH();
204         /* Overwrite sample with the notch-filtered output */
205         sample = IIR_filtered_arr_NOTCH[idx];
206
207         /* Then apply HeartBeat and BreathSound filters */
208         IIR_Biquad_HB();
209         IIR_Biquad_BS();
210
211         /* Compute energies (absolute values) */
212         Energy_HB[idx] = (IIR_filtered_arr_HB[idx] >= 0.0f)
213             ? IIR_filtered_arr_HB[idx]
214             : -IIR_filtered_arr_HB[idx];
215         Energy_BS[idx] = (IIR_filtered_arr_BS[idx] >= 0.0f)
216             ? IIR_filtered_arr_BS[idx]
217             : -IIR_filtered_arr_BS[idx];
218
219         /* Compute envelopes */
220         if (idx == 0) {
221             Envelope_HB[idx] = Energy_HB[idx];
222             Envelope_BS[idx] = Energy_BS[idx];
223         } else {
224             Envelope_HB[idx] = computeEnvelope(Energy_HB[idx], Envelope_HB[idx-1], tau);
225             Envelope_BS[idx] = computeEnvelope(Energy_BS[idx], Envelope_BS[idx-1], tau);
226         }
227
228         /* Smooth the envelopes over the recent samples */
229         Envelope_HB[idx] = smoothRecentValues(Envelope_HB, idx, smoothing_window);
230         Envelope_BS[idx] = smoothRecentValues(Envelope_BS, idx, smoothing_window);
231
232
233         /* Update the sliding windows for BS and HB */
234         sliding_window_BS[window_idx_BS] = Envelope_BS[idx];
235         sliding_window_HB[window_idx_HB] = Envelope_HB[idx];
236
237         /* Detect half-cycles for breath (BS) if we've filled the window */
238         if (idx >= WINDOW_SIZE_BS) {
239             detectHalfCycles(sliding_window_BS, WINDOW_SIZE_BS,
240                             &prev_avg_BS, &is_rising_BS, &BS_count,
241                             idx, &last_transition_idx_BS);
242         }
243
244         /* Detect half-cycles for heartbeat (HB) if we've filled the window */
245         if (idx >= WINDOW_SIZE_HB) {
246             detectHalfCycles(sliding_window_HB, WINDOW_SIZE_HB,
247                             &prev_avg_HB, &is_rising_HB, &HB_count,
248                             idx, &last_transition_idx_HB);
249         }
250
251         /* Advance sliding window indices */
252         window_idx_BS = (window_idx_BS + 1) % WINDOW_SIZE_BS;
253         window_idx_HB = (window_idx_HB + 1) % WINDOW_SIZE_HB;
254
255         /* If we've reached the end of the block (N=4405), compute final counts */
256         if (idx == N - 1)
257         {
258             local_breath_count = BS_count / 4;
259             local_heartbeat_count = HB_count / 2;
260
261             /* Reset everything for the next block */
262             BS_count = 0;
263             HB_count = 0;
264             is_rising_BS = 0;
265             is_rising_HB = 0;
266             prev_avg_BS = 0.0f;
267             prev_avg_HB = 0.0f;
268             window_idx_BS = 0;
269             window_idx_HB = 0;
270
271             /* Also reset filter states to avoid carry-over */
272             resetAllFilters();
273
274             idx = 0; /* wrap around */
275         }
276         else
277         {
278             idx++;
279         }
280     }
281 }

```

HB\_vs\_BS\_TASK() אור מס. 16 פונקציית

הסבר זה נועד להציג את הפעולות העיקריות המתבצעות בפונקציה HB\_vs\_BS\_TASK, המשמשת כ"ליבת העיבוד" של המערכת. בפונקציה זו נקלטות דגימות (Samples) של אותות לב ונשימה לאורך בלוק בגודל N (לדוגמה, 4405 דגימות), ולאחר סדרת עיבודים ופילטרים מתקבל מספר הנשימות (Breath) והפעימות (Heartbeat) באותו בלוק.

1. המתנה לדגימה חדשה (Semaphore\_pend)  
הפונקציה רצה בלולאה אינסופית, ובכל סבב מחכה בעזרת Semaphore\_pend(sem, BIOS\_WAIT\_FOREVER) עד שה- SWI (swi\_ISR) מסמן כי הגיעה דגימה חדשה. ברגע שהספירה משתחררת, המשמעות היא שיש דגימה זמינה לעיבוד.
2. יישום מסנן Notch  
עם קבלת הדגימה, קוראים לפונקציה IIR\_Biquad\_NOTCH() המסננת רעשים לא רצויים (כמו רעש רשת חשמל). התוצאה נכתבת למערך IIR\_filtered\_arr\_NOTCH[idx] ולאחר מכן מועתקת למשתנה sample להמשך עיבוד.
3. מסנני HeartBeat ו-BreathSound  
  - הפונקציה IIR\_Biquad\_HB() מסננת מרכיבי דופק (Heartbeat) מתוך sample ושומרת את התוצאה במערך IIR\_filtered\_arr\_HB.
  - הפונקציה IIR\_Biquad\_BS() מסננת מרכיבי נשימה (BreathSound) מתוך אותו sample ושומרת את התוצאה במערך IIR\_filtered\_arr\_BS.
4. חישוב אנרגיה (Energy)  
האנרגיה של כל אות מחושבת על ידי ערך מוחלט (Absolute Value). אם הערך של IIR\_filtered\_arr\_HB או IIR\_filtered\_arr\_BS שלילי, כופלים אותו ב-1; אחרת שומרים כמות שהוא. התוצאות נשמרות במערכים Energy\_HB ו-Energy\_BS.
5. חישוב מעטפת (Envelope)  
  - בדגימה הראשונה כאשר (idx == 0), ערכי Envelope\_HB ו-Envelope\_BS נקבעים ישירות לפי האנרגיה הנוכחית.
  - לאחר מכן, הפונקציה computeEnvelope() משווה את האנרגיה הנוכחית לערך המעטפת הקודם ומאפשרת עלייה מיידית אך ירידה הדרגתית (עם מקדם דעיכה tau).



6. **החלקת המעטפת (Smoothing)**  
 כדי למנוע רעשי רקע קצרים, מפעילים פעולה של החלקה (smoothRecentValues) על המעטפת. הפונקציה משתמשת ב־ smoothing\_window כדי לחשב ממוצע נע על מספר דגימות אחרונות, ובכך הופכת את האות ליציב יותר לפני זיהוי פסגות ושקעים. היא נחוצה כדי למנוע שינויים חדים מדי באות העוטף, כך שהמדידה של קצב הלב או הנשימה תהיה יציבה ומדויקת יותר.
7. **עדכון חלונות הזזה (Sliding Windows)**  
 לאחר ההחלקה, הערכים החדשים של Envelope\_HB ו־ Envelope\_BS מוכנסים לשני מערכי חלון (sliding\_window\_HB ו־ sliding\_window\_BS) כל חלון בעל גודל קבוע (למשל WINDOW\_SIZE\_HB ו־ WINDOW\_SIZE\_BS) ומיועד לחישוב ממוצעים על פני מספר דגימות רצוף.
8. **זיהוי מחזורי-חצי (Half-Cycles)**  
 ברגע שהאינדקס idx מגיע לגודל החלון (או עובר אותו), אפשר להפעיל את detectHalfCycles, הבודקת אם הממוצע הנוכחי של החלון (sliding\_window\_HB או sliding\_window\_BS) עולה או יורד ביחס לממוצע הקודם.  
 • מעבר ממצב עולה למצב יורד (או להפך) נספר כ־ Half-Cycle אחד, ומתווסף למונה HB\_count (לפעילות לב) או BS\_count (לנשימה).
9. **עדכון אינדקסי החלון (window\_idx\_BS, window\_idx\_HB)**  
 בכל לולאה, האינדקסים של החלונות מוזזים ב־1 (בחישוב מודולרי), כך שהחלון תמיד כולל את הדגימות האחרונות ביותר.
10. **בדיקה אם הגענו לסוף הבלוק (N דגימות)**  
 אם  $idx == (N - 1)$  (למשל 4405 דגימות), המשמעות היא שסיימנו לעבד בלוק שלם:  
 • מחשבים את כמות הנשימות:  $local\_breath\_count = BS\_count / 4$ . חלוקה ב־4 כי עבור נשימה מלאה (שאיפה + נשיפה) מזוהים בפועל 4 מעברים (פסגות/שקעים).  
 • מחשבים את כמות הפעילות:  $local\_heartbeat\_count = HB\_count / 2$ . חלוקה ב־2 כי כל פעימת לב מורכבת משני חצאי-מחזור (פסגה ושפל).  
 • מאפסים את המונים, הדגלים והמצבים הרלוונטיים (BS\_count, HB\_count, is\_rising\_BS, is\_rising\_HB, prev\_avg\_BS, prev\_avg\_HB, resetAllFilters).  
 • לבסוף מגדירים  $idx = 0$  כדי להתחיל עיבוד בלוק חדש.
11. **אחרת (אם לא הגענו ל־N דגימות)**  
 פשוט מגדילים את idx ב־1 וממשיכים ללולאה עם הדגימה הבאה.  
 זהו סדר הפעולות בפונקציה המרכזית HB\_vs\_BS\_TASK, שמטרתה לסנן ולזהות בצורה אמינה את מספר הנשימות ופעילות הלב בכל מקבץ (Buffer) של דגימות.

# תוצאות ההרצה

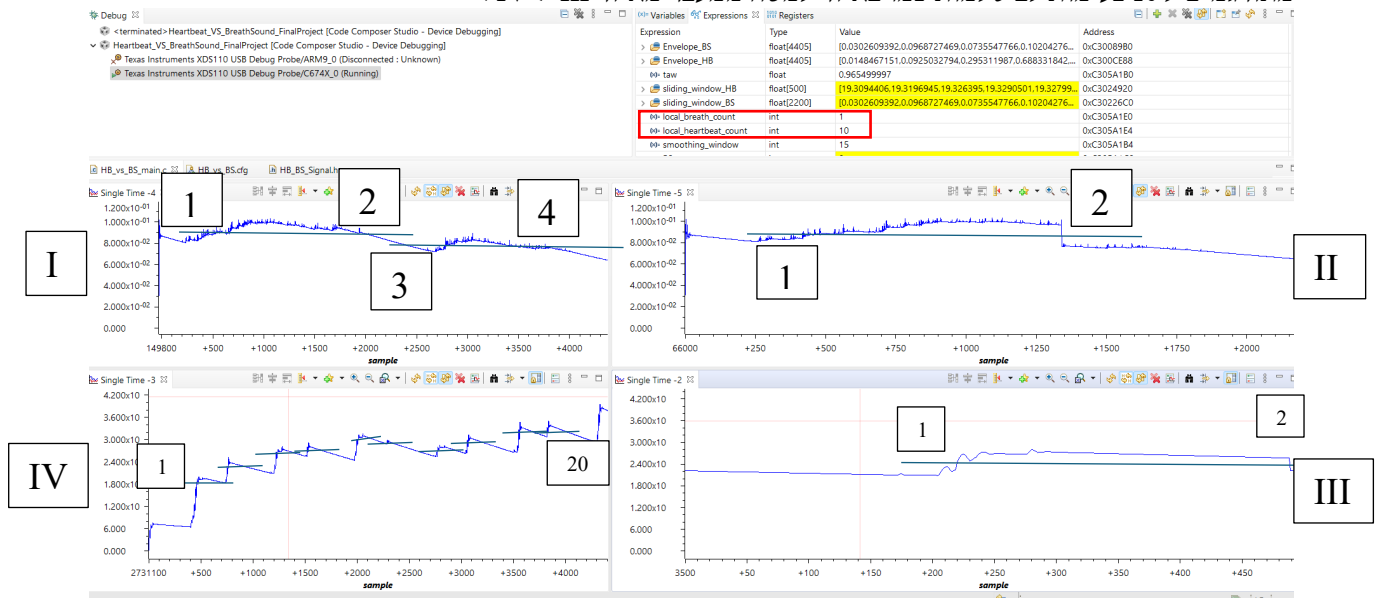
Graph	Single Time	FFT Magnitude
HBvBS		
IIR_filtered_arr_NOTCH		
IIR_filtered_arr_BS		
IIR_filtered_arr_HB		
Energy_BS		
Energy_HB		
Envelope_BS		
Envelope_HB		



## תוצאת ה Count

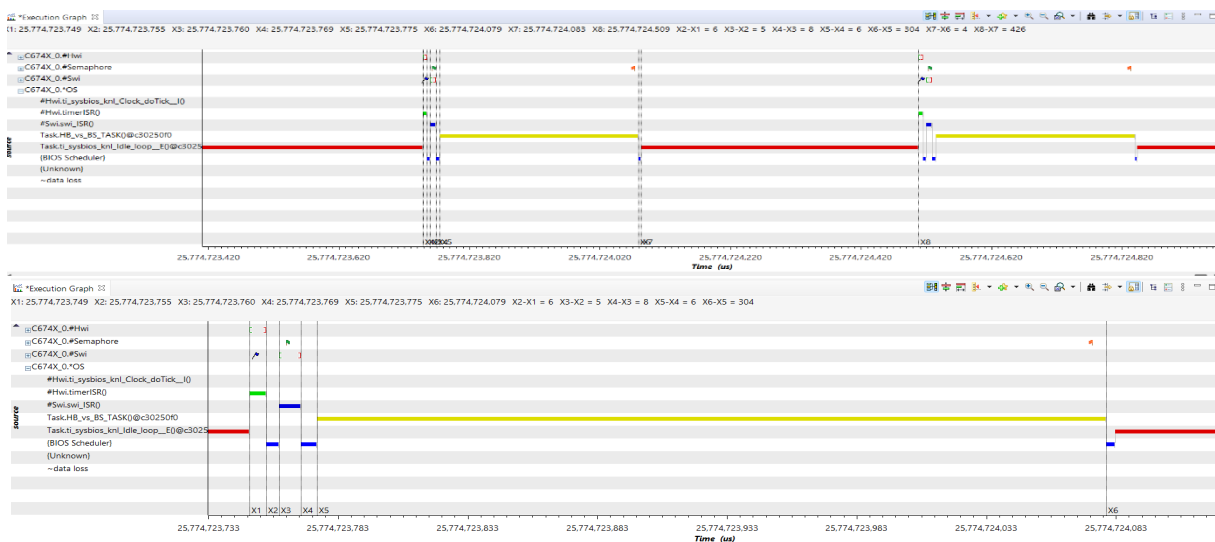
בתרשים שלפניכם מוצגות שתי מעטפות – האחת לאות הנשימה (Envelope\_BS) והשנייה לאות הדופק (Envelope\_HB). בנוסף, ניתן לראות את חלונות ההזזה (sliding windows) המשמשים לחישוב הממוצע ולזיהוי הפסגות והשקעים.

לדוגמה, בתרשים הנשימה (BS) זוהו 4 מעברים (חצאי-מחזור), שבעקבותיהם הספירה מתורגמת לנשימה אחת שלמה כמו באיור למטה ממעבר מאיור I < II. בתרשים הדופק (HB) נצפו 20 מעברים, אשר בהתאם לאלגוריתם מתורגמים ל-10 פעימות לב שלמות כמו באיור למטה ממעבר מאיור III < IV.



## Execution graph, Task and CPU load

### Execution graph

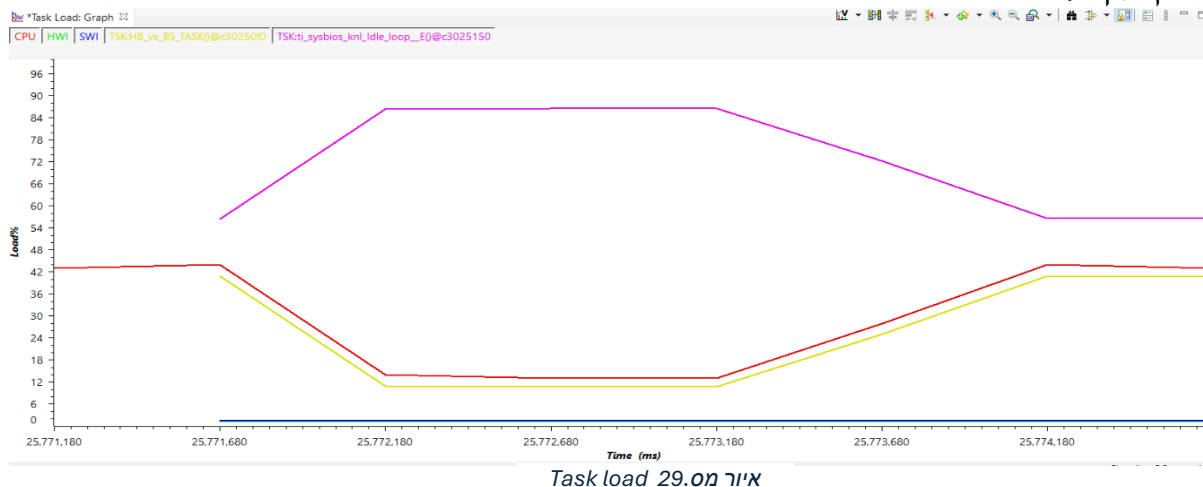


תוצאות:

Hwi.timerISR() = 6 [us]  
 Swi. ISR() = 8 [us]  
 Task.HB\_vs\_BS\_TASK() = 304 [us]  
 Task.Lsysbios\_knl\_idle\_loop() = 426 [us]

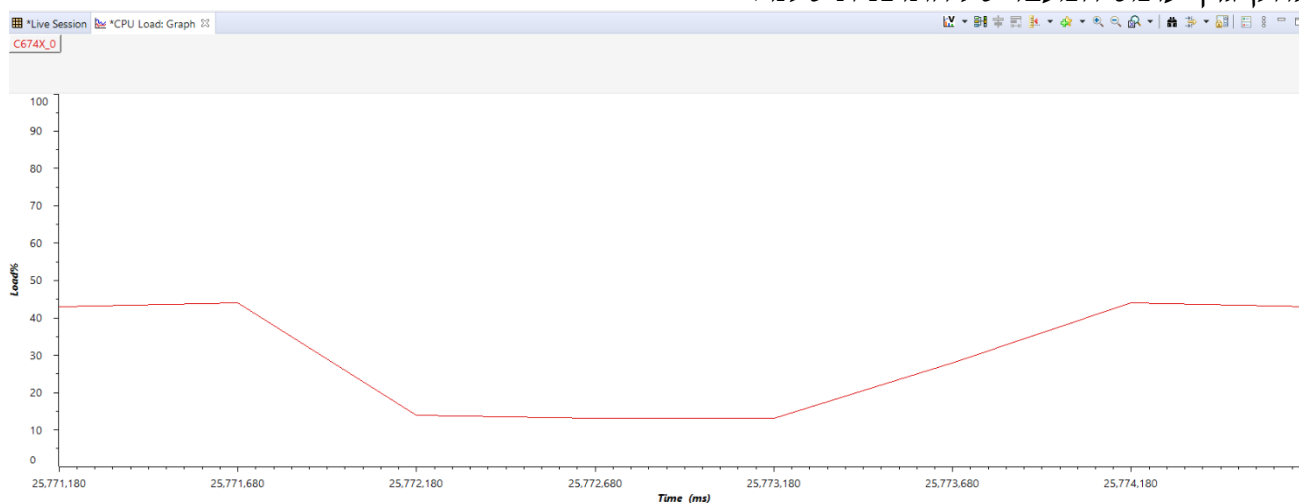
## Task load

גרף ה- Task load (גרף עומס המשימות) מציג באופן חזותי את עומס העבודה של התוכנית.  
להלן גרף עומס המשימות של התוכנית שלנו :



## CPU load

גרף ה-CPU load (עומס המעבד) מציג באופן חזותי את ניצול כוח העיבוד של המעבד.  
עומס גבוה מציין שהמעבד נמצא בשימוש רב ועומס נמוך מציין שהמעבד אינו בשימוש רב.  
להלן גרף עומס המעבד של התוכנית שלנו :



### • הערות חשובות:

- המערכת שבנינו נוכל לוטון אותה בכל מני ערכים של דופק לב וקצב נשימה אפילו שונים ממה שהכנסנו אך התנאי היחיד הוא להכניס נתונים שמתאימים לתדרי הפילטרים שהשתמשנו כלומר אנו יכולים להפוך את סדר הכנסת הנתונים להעביר בהתחלה אות לקצב נשימה ואחרי זה הפרעה ואז קצב דופק לב ויחד עם הפילטרים מבודדים את כל מני אותות.
- בקוד שלנו כתבנו מגוון פונקציות שבהן השתמשנו בתוך **HB\_vs\_BS\_TASK**, במטרה לארגן את הקוד ולהקל על הבנתו. אנו מודעים לכך שביצוע הקוד באיטרציה אחת, ללא קריאות לפונקציות חיצוניות, עשוי להיות מהיר יותר ולפגוע פחות בביצועי המערכת, אך בחרנו בכל זאת להשתמש בפונקציות כדי לשמור על קריאות וברור הקוד. מכיוון שזהו מיני-פרויקט, החלטנו להעדיף נוחות קריאה ותחזוקה על פני אופטימיזציה מוחלטת של הביצועים.