

# תכנות מעבדי 31561 DSP

# P10- Heartbeat Detection

מגישות:

בלום אלונה 316406198

ליש לטם 313359556

בהנחיית:

מר קרוין יצחק

הוגש בתאריך: 29.01.2023

3	דרישות הפרויקט	2
3	דיאגרמת בלוקים של התוכנה	3
4	תרשים זרימה של המערכת	4
6	שיקולי תכנון	5
6	שיקולי התכנון עבור המסנן	5.1
8	שיקולי התכנון עבור התוכנית	5.2
8	תצורות	5.2.1
11	פונקציות התוכנית	5.2.2
17	תוצאות ההרצה	6

26.....Execution graph, Task and CPU load

בעיות הנדסיות ופתרונן......

26..... Execution graph

27......Task load

28......CPU load

תוכן עניינים 1

7

8

7.1

7.2

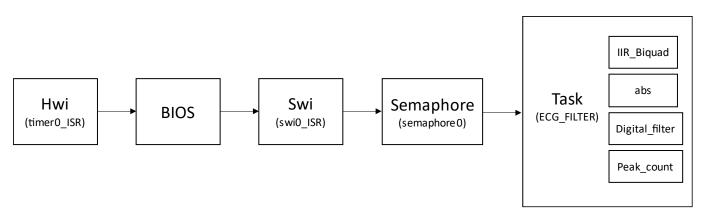
7.3

# 2 דרישות הפרויקט

- $\sim$  במערך בגודל 4012 ודגימתו בתדר דגימה של ECG השמת אות  $\sim$
- שימוש ב- Timer אשר דוגם את אות ה-ECG בתדר הדגימה שנקבע ובאופן רציף וציקלי ✓
- שימוש בתוכנת MATLAB לתכנון המסנן המתאים לסינון התדרים הלא רצויים ושיפור הזיהוי של הדופק. בהמלצת ✓ המרצה נבחר מסנן מסוג IIR
  - זיהוי מרווח הזמן בין הדפקים הראשיים (בין S1 ל- S1) ובין דופק ראשי לדופק משני (בין S1 ל- S2) וחישוב קצב על סמך מרווח הזמן בין הדפקים הראשיים
- ✓ הצגה על מסך ה- console את קצב פעימות הלב בפורמט bps. בנוסף, בחרנו להציג למסך גם את קצב הפעימות
   בפורמט bpm, את מרווחי הזמן בין הדפקים והאינדקסים שלהם במערך הדגימות.
- לאחר מעבר במסנן IIR, לאחר מעבר ECG בשלבים השונים של העיבוד (האות המקורי, לאחר מעבר במסנן IIR, לאחר מעבר במיישר גל שלם ולאחר מעבר בגלאי מעטפת) במישור הזמן ובמישור התדר
  - Execution graph, CPU load, Task load הצגת ✓

# 3 דיאגרמת בלוקים של התוכנה

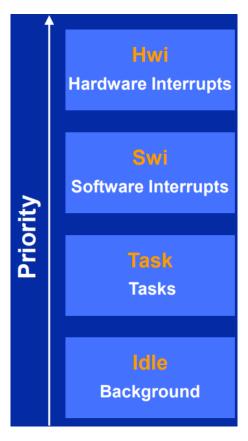
בזמן אמת: multi-threading דיאגרמת על ארכיטקטורת



איור מס. 1 דיאגרמת הבלוקים של התוכנה

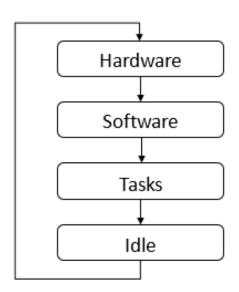
# 4 תרשים זרימה של המערכת

ה- Priority של ה- threads במערכת Priority של ה-

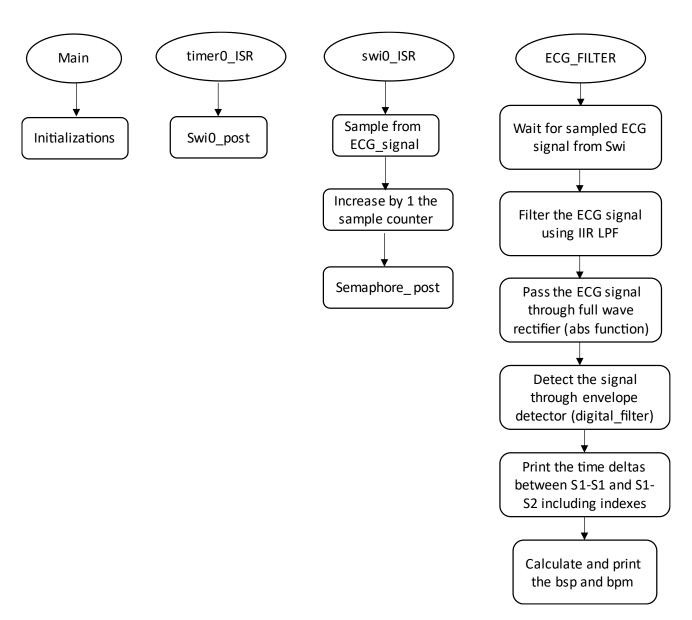


threads-של ה-priority איור מס. 2 ה

# וסדר ביצוע הפעולות הינו:



איור מס. 3 סדר ביצוע ה-threads בכל הרצה



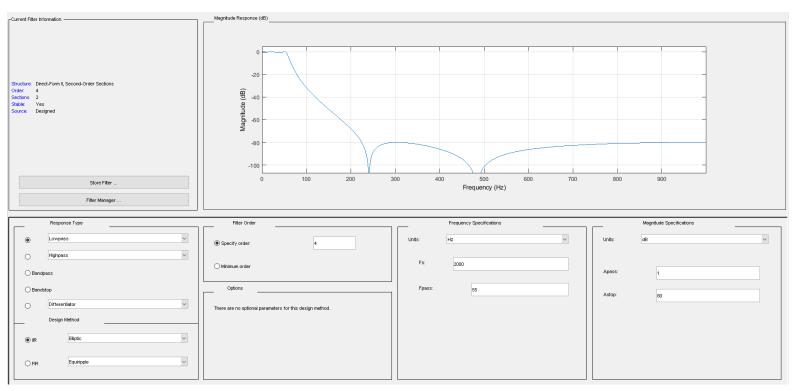
איור מס. 4 תרשים הזרימה של התוכנית

# 5 שיקולי תכנון

מטרת הפרויקט היא לחשב את קצב פעימות הלב של אדם ולהציג אותו בפורמט bps בהינתן אות ה ECG -שלו.
ראשית, ביצענו את תכנון המסנן באמצעות אפליקציית Filter Designer ב חרנו במסנן מסוג IIR אליפטי ואת סדר המסנן בחרנו להיות 4 לסינון תדרים נמוכים, מתוך השיקולים שיוסברו בהמשך. עבור מימוש אליפטי ואת סדר המסנן בחרנו להיות 4 לסינון תדרים נמוכים, מתוך השיקולים שיוסברו בהמשך. עבור מימוש התוכנית, נעזרנו בתוכנית זו שינויים, למשל שינוי זמן המחזור של כל דגימה ב-timer0 ושינוי שעון ה-CPU ל-300MHz כפי שהיה בתבנית של פרק ג. בנוסף, הוספנו גם פונקציות שרלוונטיות למטרת הפרויקט אשר יוסברו בהמשך. שאר המשאבים נותרו ללא שינוי.

# 5.1 שיקולי התכנון עבור המסנן

להלן תצוגת המסנן הנבחר כפי שמופיעה ב- Filter Designer ב-MATLAB.



איור מס. 5 תכנון המסנן ב- Filter Designer ב-

## תכנון המסנן בוצע במספר שלבים:

- על מנת להבין אילו תדרים עלינו לסנן, בשלב הראשון הסתכלנו על אות ה-ECG במישור התדר ובחנו את התדרים הרצויים. באמצעות ניסוי וטעייה מצאנו שהמסנן אמור להיות מסוג LPF עם תדר העברה של 55Hz על מנת לזהות באופן מיטבי את התדרים המתאימים עבור S1 ו- S2 עם מינימום רעשים.
- קבענו את סוג המסנן להיות IIR מכיוון שהוא יעיל יותר מבחינה חישובית. ניתן ליישם אותו באמצעות מספר קטן של מקדמים לעומת ה-FIR מה שהופך אותו לחסכוני מבחינת חומרה ומשאבים חישוביים.
  - 3. בחרנו את מסנן ה- IIR להיות אליפטי מכמה סיבות:
  - א. ראינו שהוא מעניק לנו Transition band חד יותר לעומת הסוגים האחרים.
    - ב. ראינו שיש לו יכולת גבוהה של הנחתה ב- Stop band.
    - ג. ראינו שעבורו אנחנו מקבלות סינון טוב עם מעט מקדמים.

4. בחרנו את סדר המסנן להיות 4 (כלומר עם שתי דרגות) על מנת לקבל רמת סינון מספקת. תחילה ביצענו במערכת השמה של מסנן עם דרגה אחת וראינו שהתוצאות אינן טובות. לאחר מכן ביצענו תכנון חוזר של המסנן אך הפעם עם שתי דרגות וראינו שתוצאות השתפרו מאוד.

להלן המפרט של המסנן:

Filter type: IIR

Response: Lowpass

Number of sections: 2

Filter order: 4

Design method: elliptic

Passband frequency: 55Hz

Cutoff frequency (-3dB point): 57.811Hz

Half power frequency (-6dB point): 61.05Hz

Stopband frequency: 224.34Hz

Transition band width: 169.34Hz

Passband ripple: 1dB

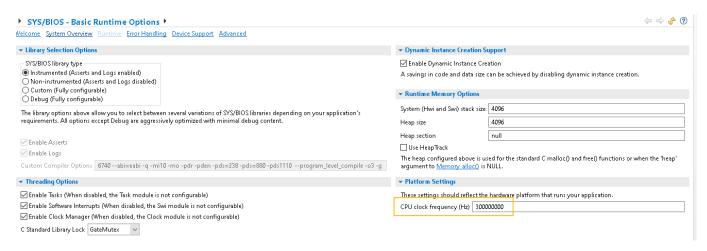
Attenuation Rate:  $\frac{Gh[dB] - Gl[dB]}{\log_2(\frac{1}{224.34})} = \frac{80}{-7.81} = -10.24 [dB/dec]$ 

# 5.2 שיקולי התכנון עבור התוכנית

#### 5.2.1 תצורות

#### BIOS 5.2.1.1

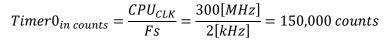
יחידה זו משמשת לניהול threads בזמן אמת (תקשורת וסנכרון), תמיכה בציוד היקפי, טיפול בפסיקות וניהול זיכרון. ביחידה זו מגדירים את תדר שעון ה-CPU, שבחרנו להשאיר אותו ב-300MHz, כפי שהיה בתבנית שניתנה על ידי המרצה בתרגול של פרק ג.

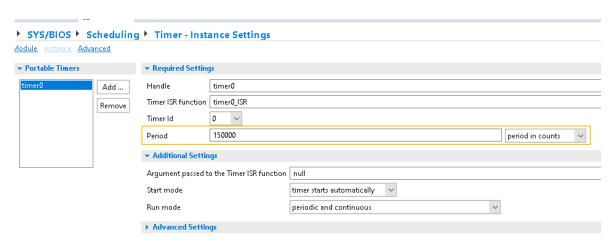


איור מס. 6 תצורת ה-BIOS

#### *Timer* 5.2.1.2

timer0 הינו מונה אשר ניתן להשתמש בו ליצירת פסיקות תקופתיות. המונה מופעל לפי תדר השעון של המערכת והינו בעל יכולת טעינה מחדש לאחר שהוא חוצה את הערך העליון שהוגדר לו. בפרויקט זה הוא משמש להפקת מרווחי זמן בין דגימה לדגימה, בהתאם לתדר דגימה של 2kHz (כלומר דגימה בכל 0.5msec). הגדרנו אותו לספור בפורמט של counts ולכן ערכו העליון הוא על פי הנוסחה:

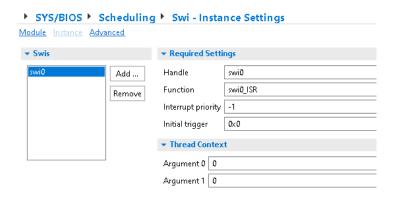




איור מס. 7 תצורת ה-Timer

#### Swi 5.2.1.3

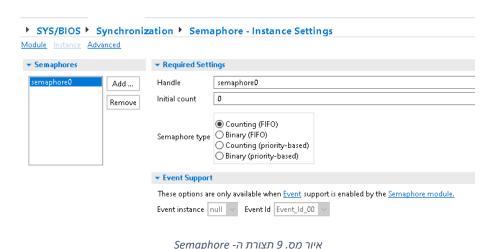
swi0 הינו פסיקת תוכנה עבור המעבד. משתמשים בו על מנת לעבור בין משימות, כך שמשימה בעלת עדיפות גבוהה יותר (swi0 מתרחשת) מקדימה משימה בעלת עדיפות נמוכה יותר. במקרה שלנו, הקריאה ל- swi0 מתרחשת בתוך שגרת הפסיקה של swi0 אנו דוגמים ערך מתוך המערך בתוך שגרת הפסיקה של swi0 אנו דוגמים ערך מתוך המערך ECG\_signal לצורך עיבוד.



איור מס. 8 תצורת ה- Swi

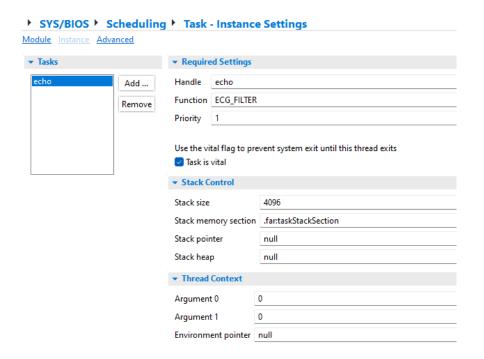
### Semaphore 5.2.1.4

semaphore0 משמש לסנכרון תהליכים מרובים. הוא מאפשר ל- thread אחד לשלוט מתי threads אחרים יכולים לגשת משאב משותף למשאב משותף, תוך שהם ממשיכים בעבודתם בזמן ההמתנה. בכך הוא מבטיח שרק thread מסוים ישתמש במשאב משותף למשאב משותף, תוך שהם ממשיכים בעבודתם בזמן ההמתנה. בכך הוא מבטיח שגרת הפסיקה של semaphore ה-swi0 ה-semaphore מאותת על המתנה מאותת על משאב זמין (באמצעות הפקודה semaphore\_post). בעוד שבפונקציה TASK ה-semaphore מאותת על המתנה למשאב (באמצעות הפקודה semaphore).



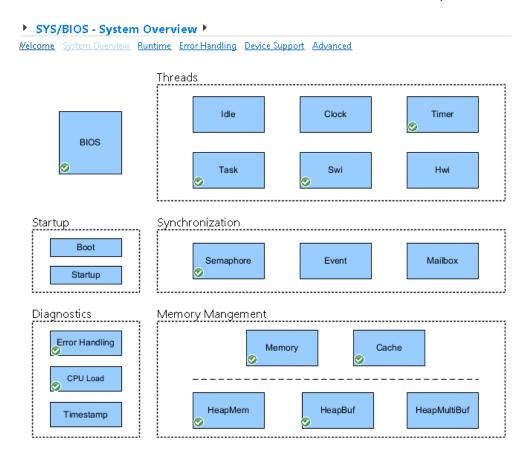
Task 5.2.1.5

זה יחידת העבודה שמבוצעת על ידי התוכנית. ניתן להשתמש בו כדי לארגן ולבצע פעולות בסדר מסוים או במרווחי זמן ספציפיים. במקרה שלנו הוא מעין הפונקציה הראשית בתוך לולאה אינסופית שקוראת לכל הפונקציות האחרות בתוכנית (מלבד הפסיקות). בין הפונקציות: IIR\_Biquad, digital\_filter, peak\_counts.



איור מס. 10 תצורת ה- Task

# System Overview 5.2.1.6



System Overview 11 איור מס.

#### 5.2.2 פונקציות התוכנית

#### ECG-signal.h 5.2.2.1

זו קובץ header אשר מכיל מערך המייצג אות ECG\_signal לעיבוד. המערך נקרא ECG\_signal בהתאם, והוא מכיל 4012 ערכים המייצגים את האותות החשמליים של הלב לאורך זמן. קובץ זה ניתן לנו מהמרצה ואין אנו מימשנו אותו, מלבד השמתו בתוכנית. בתוכנית הראשית אנו קוראים ממנו ערך בכל דגימה.

להלן חלק מקטע הקוד:

```
1#ifndef ECG SIGNAL H
 2 #define _ECG_SIGNAL_H
 5 SAMPLES: 4012
     SAMPLERATE: 2000
 8 #define N 4012
                                   //size array
11 float ECG_signal[N] = {-2307.58,-1684.78,73.4506,5224.59,3470.11,4951.74,4501.13,3878.71,4284.36,-719.158,-371.91
                                -3623.17,-3923.36,-4115.15,-2300.49,-1590.68,-3776.94,-59.0414,-3384.14,-1140.64,-5774.39,-3964.53,-2615.89,-4892.96,
                                 -3679.11,-4361.12,-7369.18,-6468.93,-4961.26,-9324.97,-5777.07,-4985.04,-6419.31,-8233.98,-3897.68,-5944.36,-5673.17,
                               555.797,1019.79,2650.2,4326,835.874,1782.48,245.028,5663.8,-579.575,3866.38,2150.56,-53.4769,1014.77,
127.761,-1360.48,1583.99,811.742,-662.335,3592.36,107.027,6502.59,6744.6,5495.97,2102.28,4776.59,4244.19,
15
                               1341.92 ,1687.16 ,-560.093,2226.79 ,-236.094,-2788.78,-877.103,653.325 ,-2583.59,2755.18 ,2447.73 ,-1923 ,2790.37 ,
2240.95 ,1732.91 ,-1702.79,3566.37 ,-991.141,237.729 ,1367.78 ,-2125.31,-4686.77,-405.844,-3290.72,-3610.71,-4914.76,
-5183.36,-3384.31,332.194 ,-5752.19,-2480.28,-5730.59,-3633.12,-537.017,-3011.51,-3948.55,-5078.59,-869.891,-3055.17,
16
17
                               1416.35 ,2257.34 ,4084.59 ,1165.29 ,738.05 ,591.442 ,-556.597,723.238 ,2477.3 ,4508.15 ,5896.99 ,2669.3 ,4566.55 ,
-56.1934,5557.98 ,6165.19 ,4575.94 ,1691.66 ,758.231 ,5369.97 ,2380.48 ,2118.07 ,5582.98 ,2653.5 ,4198.16 ,-1172.6 ,
20
                               1812.09 ,888.863 ,69.4418 ,3627.74 ,5496.19 ,4716.57 ,25.4324 ,4170.76 ,-219.583,-341.368,-1535.39 ,2491.93 ,3394.35 ,527.276 ,-8.14026,-192.138,-1068.17,-2534.2 ,978.548 ,77.7074 ,1482.58 ,-2640.11,-5352.2 ,-1215.26,-4088.53,-6431.4 ,
21
22
                                -2052.44, -5784.95, -3577.88, -1356.41, -3779.49, -3348.51, -28.2329, 1620.79, 1706.36, 2896.78, -1593.15, -2670.78, -1274.53,
                               -2928.79, -2539.97,185.711 ,599.105 ,-2175.38,-128.732,-43.5413,-421.551,1927.9 ,517.06 ,-1074.57,400.278 ,1991.34 ,-1170.36,-368.751,773.309 ,3223.8 ,-2917.57,-3601.39,1512.37 ,-1776.33,-3259.56,-4433.6 ,-1327.31,-1287.29,-1312.9 ,
                               -2777.33, -4623.98, -541.656, -1948.47, -4381.94, -2646.72, -3486.73, 294.377, -235.877, 2496.78, -1911.59, 2264.7, 4535.57
```

איור מס. 12 פונקצית הספריה ECG\_signal

# fdacoefs.h 5.2.2.2

זו קובץ header בו מגדירים מערכים דו מימדיים המכילים את המקדמים של המסנן IIR שתיכננו באמצעות תוכנת header זו קובץ MATLAB. אלו הם הערכים המספריים המגדירים את המאפיינים של המסנן בהתאם לפרמטרים שהכנסנו בממשק ה-Filter Designer ב- MATLAB. שיקולי התכנון של המסנן מוסברים בהמשך.

## להלן קטע הקוד:

```
16 /st General type conversion for MATLAB generated C-code st/
17 #include "tmwtypes.h"
18 /*
19 * Expected path to tmwtypes.h
20 * C:\Program Files\MATLAB\R2019a\extern\include\tmwtypes.h
21 */
22 /*
23 * Warning - Filter coefficients were truncated to fit specified data type.
       The resulting response may not match generated theoretical response.
       Use the Filter Design & Analysis Tool to design accurate
       single-precision filter coefficients.
28 #define MWSPT_NSEC 5
29 const int NL[MWSPT_NSEC] = { 1,3,1,2,1 };
30 const real32_T NUM[MWSPT_NSEC][3] = {
31
         0.07501506805,
                         -0.1038354784,
32
                     1,
                                                      1
          0.002682692604,
                                                        0
33
                            -1.454896331,
34
                      1,
                                                       1
35
                     1,
36 };
37 const int DL[MWSPT_NSEC] = { 1,3,1,2,1 };
38 const real32_T DEN[MWSPT_NSEC][3] = {
39
                             -1.880930066,
                                             0.8890467286
40
                       1,
41
                                     0,
                                                      0
42
                          -1.925604343,
                                          0.9543580413 },
43
                                      0,
                                                      0
44 };
```

fdacoefs איור מס. 13 פונקצית הספריה

#### timer0\_ISR () 5.2.2.3

להלן קטע הקוד:

```
// Sampling ISR according to fs frequency (2kHz)
void timer0_ISR(void)
{
    Swi_post(swi0); //SW interrupt post
}
```

איור מס. 14 שגרת הפסיקה של ה- Timer

# swi0\_ISR () 5.2.2.4

בשגרת פסיקה זו מתבצעת דגימת ערך מהמערך ECG\_signal בכל 0.5msec ושמירת הערך בתוך משתנה בשם sample\_cnt. הגדרנו משתנה נוסף בשם sample\_cnt אשר סופר כלפי מעלה בכל דגימה. בהמשך התוכנית ניתן לראות ש-sample\_cnt מתאפס לאחר 2000 דגימות המייצגות שניה אחת ולאחר מכך חוזר לספור מחדש. בסוף הפסיקה מתבצעת קריאה לsemaphore לאיתות על משאבים זמינים.

להלן קטע הקוד:

```
// Getting the ECG_signal sample
void swi0_ISR(void)
{
    // samples ECG signal
    sample = ECG_signal[idx];
    sample_cnt ++;
    Semaphore_post(semaphore0); //post semaphore
}
```

איור מס. 15 שגרת הפסיקה של Swi

ECG FILTER 5.2.2.5

פונקציה זו היא ה-Task ומהווה את הפונקציה הראשית של התוכנית. היא קוראת לפונקציה Task ועל מנת לבצע סינון Task ראשוני של האות הנדגם, לאחר מכן עושה פעולת ערך מוחלט על האות שיצא מהמסנן (ערך מוחלט הינו תיאור למיישר גל שלם) ושומרת את הערך במערך abs\_arr. בשלב הבא היא קוראת לפונקציה שלום שהיא גלאי מעטפת דיגיטלי. לאחר שהאות עובר את השלבים הנ"ל, היא קוראת לפונקציה peak\_count אשר סופרת את מספר הפיקים (בתוך הפונקציה שהאות עובר את הפרשי הזמן בין הפיקים ואת קצב פעימות הלב). בסוף התוכנית peak\_count ישנה קריאה לפונקציה אשר מחשבת את הפרשי הזמן בין הפיקים ואת קצב פעימות הלב). בסוף התוכנית האינדקס של מערך הדגימות idx עולה ב-1 עד שהוא מגיע לסוף המערך (T דגימות) ומתאפס. יחד עם האיפוס של מתאפסים גם המשתנים השומרים את אינקדסי הפיקים ואת מונה הפיקים.

```
//Task
void ECG FILTER(UArg arg0, UArg arg1)
    while(1)
        //Pending semaphore
        Semaphore_pend(semaphore0, BIOS_WAIT_FOREVER); //Wait for sample
        IIR Biquad();
                                                        //Filtering the sample
        filtered arr[idx] = abs( filtered arr[idx]);
                                                         //Absolute array's values
        abs_arr[idx] = filtered_arr[idx];
        // Envelope detector
        if (idx > 0)
            digital filter();
        peak_count();
        if(idx == N) // Zeroing indexes when the array is full
            idx = 0;
            peak idx = 0;
            prev peak idx = 0;
            second_prev_peak_idx = 0;
            peak\_cnt = 0;
        }
        else
            idx++;
    }
}
```

ECG\_FILTER (Task) איור מס. 16 פונקציית

#### *IIR\_Biquad()* 5.2.2.6

פונקציה זו הינה מסנן IIR דיגיטלי מסוג LPF לסינון תדרים לא רצויים באות ה-ECG. פונקציית המסנן מותאמת למסנן שתוכנן ב- Filter Designer ב- MATLAB: היא מכילה שתי דרגות של משוב וגם משתמשת במקדמים שחושבו ב-MATLAB (מיובאים דרך קובץ ה-fdacoefs.h header). היא מקבלת בתור קלט את הערך הנדגם מהמערך feCg\_signal ומוציאה בתום שתי הדרגות את הערך לאחר סינון. כאשר index מתאפס, גם ערכי הפונקציה של המסנן מתאפסים. הבסיס לקוד נלקח מתוך מצגת ההרצאה על IIR Filter . <u>הוספנו מערך IIR filtered arr על מנת לראות את האות היוצא מהמסנו.</u>

להלן קטע הקוד:

```
//IIR biguad filter- Eliptic IIR with 5 coeffs
void IIR Biquad()
    // Clean IIR every time the buffer is fulfilled
    if (idx == 0 )
        d00 = 0;
        d01 = 0;
        d02 = 0;
        d001 = 0;
        d01 1 = 0;
       d02 1 = 0;
    }
    // Read the input sample from the signal buffer
    xn = sample;
    v0 = 0;
    prod1 = d02*DEN[1][2];
    prod2 = d01*DEN[1][1];
    d00 = xn - prod1 - prod2;
    prod3 = d01*NUM[1][1];
    prod4 = d02*NUM[1][2];
    prod5 = d00*NUM[1][0];
    y0 = prod3+prod4+prod5;
    d02 = d01;
    d01 = d00;
    // Read the input sample after the first stage
    xn 1 = y0*NUM[0][0];
    y0 1 = 0;
    prod1 1 = d02 1*DEN[3][2];
    prod2 1 = d01 1*DEN[3][1];
    d00 = xn_1 - prod1_1 - prod2_1;
    prod3 1 = d01 1*NUM[3][1];
    prod4 1 = d02 1*NUM[3][2];
    prod5 1 = d00 1*NUM[3][0];
    y0_1 = prod3_1+prod4_1+prod5_1;
    d02 1 = d01 1;
    d01 1 = d00;
    // The signal after the IIR filter
   IIR_filtered_arr[idx] = y0_1*NUM[2][0];
    filtered_arr[idx]= IIR_filtered_arr[idx];
}
```

IIR Biquad איור מ 17 פונקצית

### digital\_filter() 5.2.2.7

פונקציה זו הינה גלאי מעטפת דיגיטלי. לאחר המעבר דרך מסנן ה-IIR וביצוע פעולת ערך מוחלט, האות הנדגם עובר דרך ה-digital filter. גלאי המעטפת הוא אלגוריתם המשמש לחילוץ המעטפת של אות מאופנן, שהיא מייצגת את המידע המקורי הכלול באות. בעולם האנלוגי, גלאי המעטפת מורכב מדיודה, נגד וקבל, כאשר הדיודה מאפשרת את הטעינה המהירה של הקבל והנגד מאפשר את ההתפרקות האיטית של הקבל. ביישום האלגוריתם בתוכנה, גלאי המעטפת פועל על ידי השוואת הערך המספרי הנוכחי עם הערך המספרי הקודם: אם הערך הנוכחי גדול מהערך הקודם אז הערך הנוכחי נשמר ואם הערך הנוכחי קטן מהערך הקודם, הערך הנוכחי אינו נשמר והוא יורד ב-delta מסוימת, כלומר יורד בשיפוע קבוע. ערך ה-לפוצא בתוך משתנה הנקרא משרכו 50. ערך זה נבחר להיות 50 מתוך איזון בין השיפוע בעליה לשיפוע בירידה של אות המידע.

להלן קטע הקוד:

```
/* Create constant negative slope using in envelope detector
(capacitor discharge through a resistor) */
void digital_filter()
{
   if(filtered_arr[idx] < filtered_arr[idx - 1])
        filtered_arr[idx] = filtered_arr[idx - 1] - num;
}

digital filter איור מס. 18 פונקצית 18.00</pre>
```

peak\_count() 5.2.2.8

פונקציה זו סופרת את כמות ה-peaks שהתגלו ושומרת את האינדקסים של ה-peak הנוכחי וה-peak הקודם. היא מגלה peak פונקציה זו סופרת את כמות ה-peak שהתגלו ושומרת את האינדקסים של ה-6480. ערך זה נקבע על סמך בחינה בין ברגע שהיא מקבלת ערך הגדול מערך סף מסוים (Threshold), שהוגדר להיות 6480. ערך זה נקבע על סמך בחינה בין הערכים שאנו רוצים לקבל (S1 ו- S2) לערכים שאנו רוצים לסנן. בנוסף, הפונקציה דואגת שה-peak יספר פעם אחת בלבד בכך שהיא בודקת האם הערך הנוכחי גדול מערך ה- Threshold.

להלן קטע הקוד:

```
// Count s1 and s2 peaks
void peak count()
{
    // Detect rising and falling of every peak
   if (filtered_arr[idx] >= Threshold && flag == 0 )
                                    // Increase the current index of the peak
        peak cnt++;
        prev_peak_idx = peak_idx; // Save the previous peak index
                                    // Update the current peak index
        peak idx = idx;
                                    // Make sure the peak is measured only once
        flag = 1;
    else if (filtered_arr[idx] < Threshold)</pre>
        flag = 0;
    if (sample cnt == 2000) //2000 counts in every second for fs = 2[kHz]
        sample cnt = 0;
                           // After crossing one second, reset the counter
    time_peaks();
                            // Call the time measure function
}
                             peak count איור מס. 19 פונקצית
```

#### time peaks() 5.2.2.9

פונקציה זו סופרת את ההפרש בין הדפקים הראשיים (\$1-\$1) ובין דופק ראשי לדופק משני (\$1-\$2). ההפרש בין שני דפקים ראשיים (\$1-\$3) ובין דופק ראשי לדופק משני (\$1.52). ההפרש בין שני דפקים ראשיים לפחות (בלומר באשר ישנם שני דפקים ראשיים לפחות) ומרווח זמן בין דופק ראשי לדופק משני נמדד באשר ה-\$10 הנוכחי הוא זוגי והוא 2 לפחות (בלומר יש דופק ראשי ודופק משני). באשר מחשבים את הזמן בין \$1.52 שומרים את הערך של \$10 (\$1.52 (\$1.52 שניתן יהיה לחשב את המרווח בין \$1.52 הנוכחי ל-\$1.53 הקודם.

לאחר שמחשבים את הזמן בין \$1\_S1\_S1 (s1\_delta) מחשבים את קצב פעימות הלב ב-bps בכך שמחלקים את הערך 2000 (מכות התאים במערך המגדיר את מרווח הזמן בין ה-s1\_delta). מנה זו (כמות התאים במערך המגדיר את מרווח הזמן בין ה-S1\_delta). מנה זו מתארת כמה זמני מחזור של \$1\_S1 נכנסים בשניה אחת, כלומר את קצב פעימות הלב לשניה. בנוסף, חישבנו את קצב פעימות הלב לדקה באמצעות הכפלת ה-bps פי 60.

את קצב פעימות הלב, מרווחי הזמן ואינדקסי הזמן אנו מדפיסים למסך.

להלן קטע הקוד:

```
// Calculate the delta time between two peak (s1-s1 and s1-s2)
void time_peaks()
{
    prev s1 delta = s1 delta;
    prev_s12_delta = s12_delta;
    if (peak_cnt % 2 && peak_cnt > 2) // Calculate the delta time for primary peaks (S1-S1)
        s1_delta = peak_idx - second_prev_peak_idx; //peak_idx minus peak_idx-2
        bps = (float)(2000.0/s1_delta);
                                                      // Calculate the heart rate in beat per second format
        if (s1_delta != prev_s1_delta)
          System_printf ("previous s1 peak index = %d current s1 peak index = %d\n", second_prev_peak_idx, peak_idx);
          System_printf("si_delta = %d [0.5msec]\n", s1_delta);
System_printf ("bps = %f bpm = %f\n", bps, bps*60);
          System_flush();
    else if (((peak cnt % 2) == 0) && peak cnt > 1) // Calculate the delta time for secondary peaks (S1-S2)
        second_prev_peak_idx = prev_peak_idx; // Save the peak_idx-2 index
        s12_delta = peak_idx - prev_peak_idx; //peak_idx minus peak_idx-1
        if (s12_delta != prev_s12_delta)
          System_printf ("s1 peak index = %d s2 peak index = %d\n", second_prev_peak_idx, peak_idx);
          System_printf("s12_delta = %d [0.5msec]\n", s12_delta);
          System_flush();
    }
}
```

time\_peaks איור מס. 20 פונקצית

<u>על מנת להשתמש בפונקציה System\_printf כולל האפשרות להדפיס מספרים שהם float, יש להוסיף את שורות הקוד</u> <u>הבאות בקובץ ECG.cfg:</u>

```
var System = xdc.useModule('xdc.runtime.System');
var SysStd = xdc.useModule('xdc.runtime.SysStd');
System.SupportProxy = SysStd;
System.extendedFormats = "%f";
```

איור מס. 21 שורות הקוד הנחוצות להדפסה עבור System\_printf

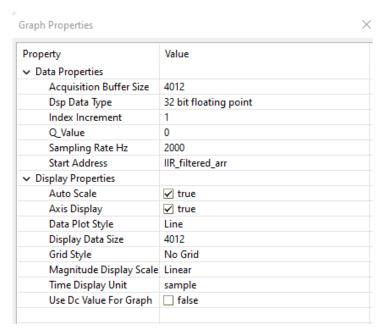
# 6 תוצאות ההרצה

הגדרות עבור הצגת הגרפים במישור הזמן:

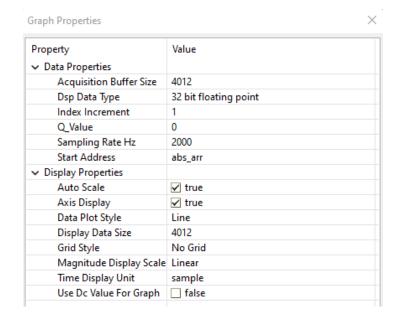
יעבור האות המקורי נציג את המערך ECG\_signal

Property	Value
→ Data Properties	
Acquisition Buffer Size	4012
Dsp Data Type	32 bit floating point
Index Increment	1
Q_Value	0
Sampling Rate Hz	2000
Start Address	ECG_signal
→ Display Properties	
Auto Scale	✓ true
Axis Display	✓ true
Data Plot Style	Line
Display Data Size	4012
Grid Style	No Grid
Magnitude Display Scale	Linear
Time Display Unit	sample
Use Dc Value For Graph	☐ false

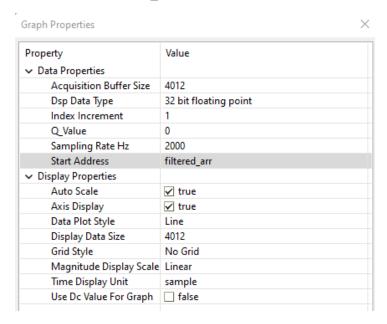
# עבור האות שנראה אחרי המסנן IIR נציג את המערך



:abs\_arr עבור האות שנראה אחרי המעבר במיישר הגל השלם (ערך מוחלט) נציג את המערך



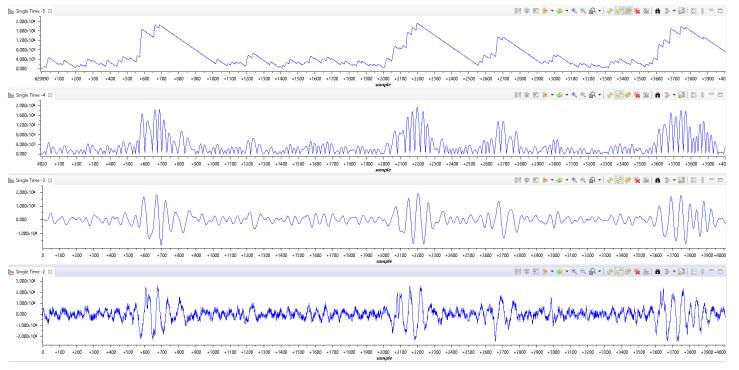
# יעבור האות שנראה אחרי המעבר בגלאי המעטפת נציג את המערך filtered\_arr עבור האות שנראה



איור מס.22 הגדרות עבור הצגת הגרפים במישור הזמן

האיור הבא מתאר את אות ה-ECG במישור הזמן בשלבי העיבוד השונים (מלמטה למעלה)

- ב. אות ה-ECG המקורי שניתן על ידי המרצה
- 2. אות ה-ECG לאחר מעבר במסנן IIR (הפונקציה ECG-2
- 3. אות ה-ECG משלב 2 לאחר מעבר במיישר גל שלם (פונקציית ערך מוחלט)
- (digital\_filter משלב 3 לאחר מעבר בגלאי מעטפת דיגיטלי (הפונקציה ECG- 4.



איור מס. 23 אות ה-ECG בשלבי העיבוד השונים במישור הזמן

# הגדרות עבור הצגת הגרפים במישור התדר:

# ינציג את המערך ECG\_signal עבור האות המקורי נציג את

Property	Value
→ Data Properties	
Acquisition Buffer Size	4012
Dsp Data Type	32 bit floating point
Index Increment	1
Q_Value	0
Sampling Rate Hz	2000
Signal Type	Real
Start Address	ECG_signal
→ Display Properties	
Auto Scale	✓ true
Axis Display	✓ true
Data Plot Style	Line
Frequency Display Unit	Hz
Grid Style	No Grid
Magnitude Display Scale	Linear
✓ FFT	
FFT Frame Size	2048
FFT Order	11
FFT Window Function	Hamming

# :IIR\_filtered\_arr עבור האות שנראה אחרי המסנן IIR נציג את המערך

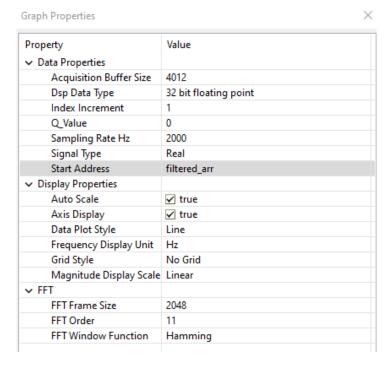
# Graph Properties

Property	Value
→ Data Properties	
Acquisition Buffer Size	4012
Dsp Data Type	32 bit floating point
Index Increment	1
Q_Value	0
Sampling Rate Hz	2000
Signal Type	Real
Start Address	IIR_filtered_arr
<ul> <li>Display Properties</li> </ul>	
Auto Scale	✓ true
Axis Display	✓ true
Data Plot Style	Line
Frequency Display Unit	Hz
Grid Style	No Grid
Magnitude Display Scale	Linear
✓ FFT	
FFT Frame Size	2048
FFT Order	11
FFT Window Function	Hamming

# יעבור האות שנראה אחרי המעבר במיישר הגל השלם (ערך מוחלט) נציג את המערך abs\_arr עבור האות שנראה

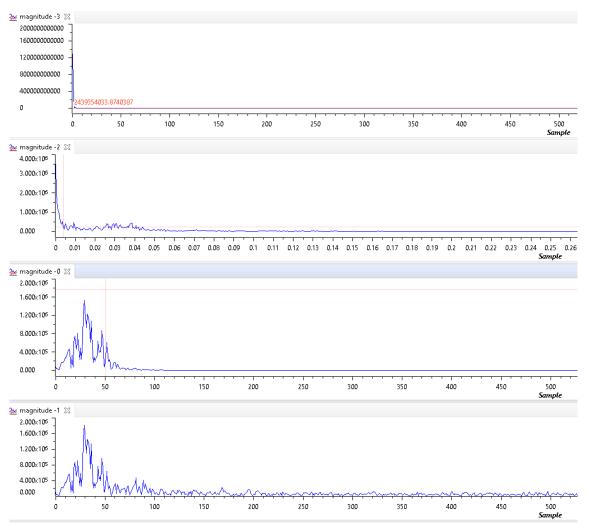
**Graph Properties** Property Value → Data Properties Acquisition Buffer Size 4012 Dsp Data Type 32 bit floating point Index Increment Q Value 0 Sampling Rate Hz 2000 Signal Type Real Start Address abs\_arr Display Properties Auto Scale ✓ true Axis Display ✓ true Data Plot Style Line Frequency Display Unit Hz No Grid Grid Style Magnitude Display Scale Linear ✓ FFT FFT Frame Size 2048 FFT Order 11 FFT Window Function Hamming

# יעבור האות שנראה אחרי המעבר בגלאי המעטפת נציג את המערך filtered\_arr:



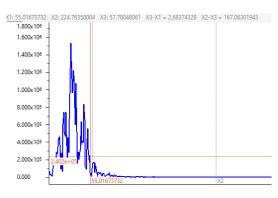
איור מס. 24 הגדרות עבור הצגת הגרפים במישור התדר

# האיור הבא מתאר את אות ה-ECG במישור התדר בשלבי העיבוד השונים (מלמטה למעלה):



איור מס. 25 אות ה-ECG בשלבי העיבוד השונים במישור התדר

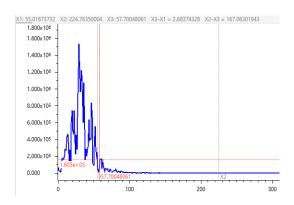
# עבור ה- passband נקבל:



איור מס.26 passband בהשוואה ל-MATLAB

אב-sasband הם בקירוב: אבור ה-passband הם בקירוב: X=55.017Hz, Y=2.402E+5

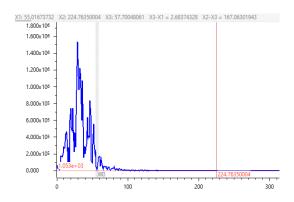
### עבור ה- cutoff frequency נקבל:



איור מס. 27 cutoff frequency בהשוואה ל-MATLAB

אברכים עבור ה-cutoff frequency הם בקירוב: X=57.7Hz, Y=1.6E+5

## :עבור ה-stopband נקבל



איור מס. stopband 28 בהשוואה ל-MATLAB

הערכים עבור ה-stopband הם בקירוב: X=224.764, Y=1.053E+3

נסכם את התוצאות ונקבל:

Passband frequency: 55.017Hz

Cutoff frequency (-3dB point): 57.7Hz

Stopband frequency: 224.764Hz

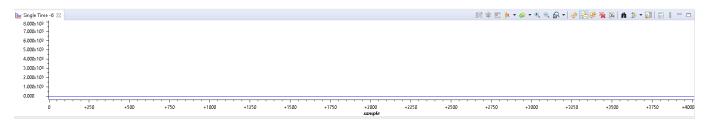
Transition width = 167.063Hz

Attenuation Rate: 
$$\frac{20\log(\frac{2.402E+5}{1.053e+3})}{\log_2(\frac{2}{224.764})} = \frac{47.163}{-7.812} = -6.037[dB/dec]$$

ניתן לומר שהתוצאות עבור המסנן המעשי דומות לתוצאות עבור המסנן התיאורטי שתוכנן ב- MATLAB, מלבד שקצב ההנחתה הוא מעט קטן יותר משל המסנן בתיאוריה. יש לקחת בחשבון שהמדידה של ערכי המסנן המעשי נעשתה באופן ידני על סמך העין האנושית בעוד שערכי המסנן ב-MATLAB חושבו באופן אוטומטי על ידי ה- MATLAB. בנוסף, גרף ה- FFT Magnitude ב- CCS הוא אינו סטטי אלא מעדכן במהלך ההרצה ויכול להיות שעבור זמן אחר היינו מקבלות תוצאות מעט שונות. באופן כללי ניתן לומר שהמסנן המעשי עמד בדרישות המצופות.

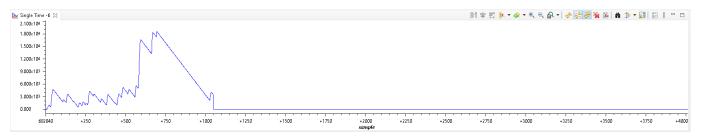
האיורים הבאים מתארים את שלבי זיהוי מרווחי הזמן בין S1-S1 ו-S1-S2 וזיהוי קצב פעימות הלב:

# שלב 1- המערכת עוד לא זיהתה peaks



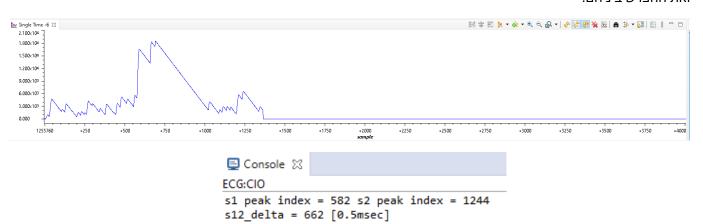
Peaks איור מס.29 שלב זיהוי 1- אין

## שלב 2- המערכת זיהתה את S1 ושומרת את האינדקס שלו, אבל עדיין לא ביצעה חישובים עבורו.



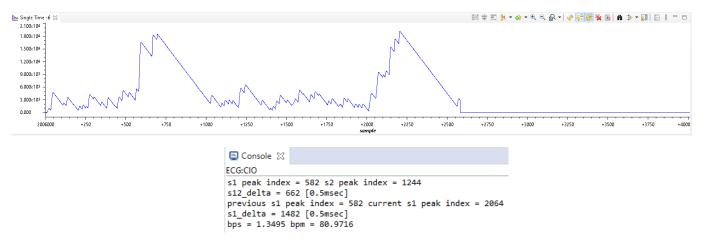
איור מס. 30 שלב זיהוי 2- זוהה S1

# שלב 3- המערכת זיהתה את S1 ו- S2 וביצעה חישוב של מרווח הזמן ביניהם. ניתן לראות בפלט את האינדקסים של S1 ו-S2 ואת ההפרש ביניהם.



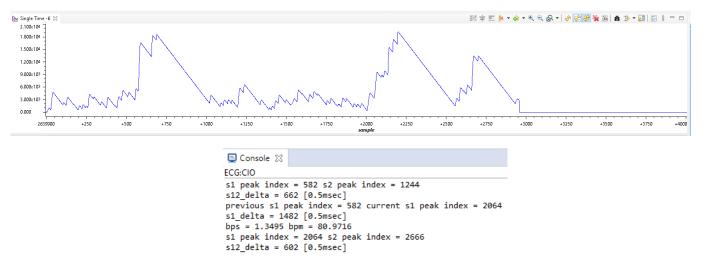
איור מס. 31 שלב זיהוי 3- זוהה זוג S1-S2 וחושב מרווח הזמן ביניהם

שלב 4- המערכת זיהתה שני S1, ביצעה חישוב של ההפרש ביניהם ואת קצב פעימות הלב (ב-bpm ו- bpm). ניתן לראות בפלט את האינדקסים של שני ה- S1, את ההפרש ביניהם ואת קצב פעימות הלב ב-bpm.



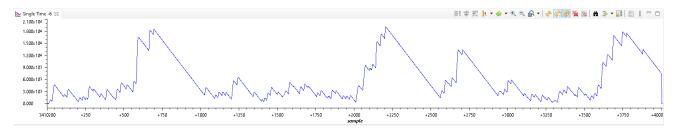
איור מס.32 שלב זיהוי 4- זוהה זוג S1-S1 וחושב מרווח הזמן ביניהם וקצב פעימות הלב

שלב 5- המערכת זיהתה זוג חדש של S1-S2 וביצעה חישוב של ההפרש ביניהם. החישוב עבור S1-S1 טרם התעדכן כי אין S1 חדש. ניתן לראות בפלט את האינדקסים של הזוג S1-S2 החדש ואת ההפרש ביניהם.



איור מס. 33 זוהה זוג S1-S2 חדש וחושב מרווח הזמן ביניהם

שלב 6- המערכת זיהתה זוג חדש של S1-S1, ביצעה חישוב של ההפרש ביניהם ואת קצב פעימות הלב החדש. החישוב עבור S1-S2 לא התעדכן כי אין S2 חדש.



```
ECG:CIO

s1 peak index = 582 s2 peak index = 1244

s12_delta = 662 [0.5msec]
previous s1 peak index = 582 current s1 peak index = 2064

s1_delta = 1482 [0.5msec]
bps = 1.3495 bpm = 80.9716

s1 peak index = 2064 s2 peak index = 2666

s12_delta = 602 [0.5msec]
previous s1 peak index = 2064 current s1 peak index = 3613

s1_delta = 1549 [0.5msec]
bps = 1.2911 bpm = 77.4693
```

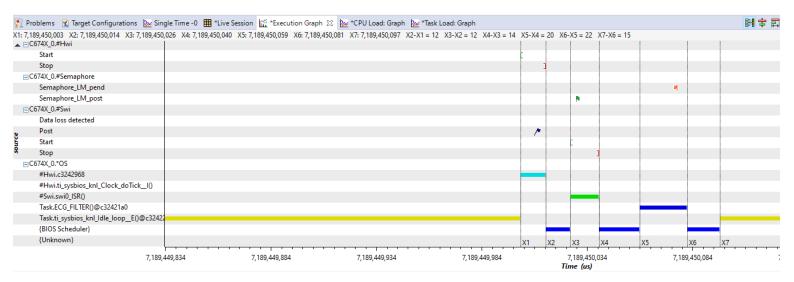
איור מס. 34 זוהה זוג S1-S1 חדש וחושב מרווח הזמן ביניהם וקצב פעימות הלב

# Execution graph, Task and CPU load 7

# Execution graph 7.1

גרף הביצוע מציג באופן חזותי את סדר ביצוע הפקודות על ידי מחשב ומראה כמה זמן לוקח כל חלק בתוכנית. משתמשים בו על מנת למצוא צווארי בקבוק ולספק תובנות מדוע פעולות מסוימות נמשכות יותר זמן מאחרות לשם ייעול ביצועי התוכנה. לשם בדיקה אמינה של הביצועים, הצבנו breakpoint בשלב שבו אינדקס מערך הדגימות מגיע לערך האחרון.

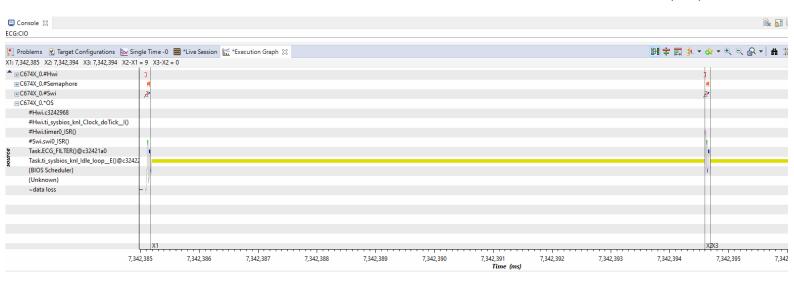
להלן גרף הביצוע של התוכנית שלנו:



Execution graph 35 איור מס.

ניתן לראות שהפונקציה הארוכה ביותר היא ה- Task. מכיוון שרוב התוכנית מתבצעת ב- Task, הגיוני שהיא הפונקציה הארוכה ביותר והיא נמשכת 22μsec. שגרות הפסיקה הינן קצרות מאוד, כאשר הפסיקת ה- Hwi נמשכת 22μsec. שגרות הפסיקה הינן קצרות מאוד Swi נמשכת 14μsec. פונקציית Task שהיא הארוכה ביותר בתוכנית אך עדיין קצרה מבחינת זמן ושגרות פסיקה קצרות מאוד מעידות על תוכנית יעילה מבחינת ביצועים. בנוסף, ניתן לראות שבסיום מחזור אחד של הרצה התוכנית חוזרת למצב Idle.

### להלן הגרף לאחר שתי הרצות:



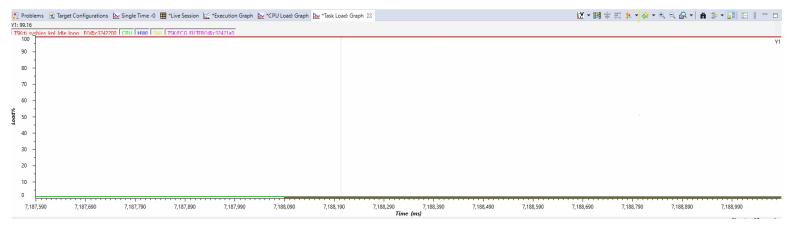
איור מס. Execution graph 36 בתום שתי הרצות

לאחר הרצה נוספת מדדנו את משך הזמן של ה-idle וראינו שהוא נמשך ב-9msec. הוא ארוך משמעותית מה-idle ל-0. פרק האחרים שמשכם ביחד 95μsec. בגלל ההבדלים הגדולים בסדרי הגודל, התוכנה עיגלה את פרק הזמן של ה-95μsec ל-0. פרק זמן ארוך מאוד של Idle לעומת threads אחרים מעיד על ביצועים טובים של התוכנית.

# Task load 7.2

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

להלן גרף עומס המשימות של התוכנית שלנו:



Task load 37 איור מס.

ניתן לראות שהעומס הגדול ביותר מתקיים כאשר התוכנית נמצאת במצב threads") ושאר ה-threads בשברי האחוז הנותרים. אחוז Idle גבוה ואחוז פסיקות נמוך בגרף העומס מעיד על תוכנית יעילה מבחינת ביצועים.

# CPU load 7.3



CPU load 37 .איור מס

ניתן לראות שניצול המעבד הינו 1.12% $^{\sim}$ , כלומר המעבד נמצא בשימוש בפרק זמן קצר מאוד, דבר המעיד על ביצועים טובים של המערכת.

# 8 בעיות הנדסיות ופתרונן

פתרון	בעיה
תיכננו מסנן חדש עם 2 sections וראינו שהתוצאות	יחיד, אך ראינו IIR בהתחלה חשבנו לתכנן מסנן
השתפרו מאוד.	שהתוצאות שהתקבלו עדיין רועשות
הוסבר לנו שעלינו להציב breakpoint בנקודה מסוימת, רצוי	Execution graphs, CPU -לא הצלחנו לבצע מדידה של ה
בנקודה שזה אינדקס המערך מגיע לערכו המקסימלי. לאחר	and Task load. גם כאשר הצלחנו לקבל גרפים הם היו
ההצבה הצלחנו לקבל את התוצאות הרצויות.	נראים לא הגיוניים.
על ידי ניסוי וטעייה עד אשר Threshold הורדנו את סף	דגימת דפיקות הלב שקיבלנו לא נמדד באיכות טובה וקיים
מצאנו ערך בו המערכת שלנו מצליחה לספור את הפולס	בה פולס S2 שנדגם בעוצמה נמוכה מידי ולכן היה קשה
ללא ספירה של רעש.	לתפוס אותו בספירת ה-peaks