

# מעבדה במכשור

## הנדסה ביורפואית

מגשים :

נדב אמיתי

יובל כסיף

סול אמרה

תאריך :

16.06.2022

1	תקציר:	3
2	ניסויים:	4
2.1	ניסוי 1:	4
2.1.1	היפותזה:	4
2.1.2	מתודולוגיה:	4
2.1.3	תוצאות:	4
2.1.4	מסקנות:	10
2.2	ניסוי 2: השפעת מצבי נשימה שונים	11
2.2.1	היפותזה:	11
2.2.2	מתודולוגיה:	11
2.2.3	תוצאות:	12
2.2.4	מסקנות:	25
2.3	ניסוי 3: השפעת רעשים שונים על אות ה-ECG	26
2.3.1	היפותזה:	26
2.3.2	מתודולוגיה:	26
2.3.3	תוצאות:	26
2.3.4	מסקנות:	33
2.4	ניסוי 4:	34
2.4.1	היפותזה:	34
2.4.2	מתודולוגיה:	34
2.4.3	תוצאות:	34
2.4.4	מסקנות:	38
3	מסקנות כלליות	39
4	נספחים	40

## 1 תקציר:

במעבדה זו הכרנו לעומק את אות ה-ECG והנשימה, בחנו את האותות במצבים שונים. אות ה-ECG הינו אחד מהאותות הפיזיולוגיים המשמעותיים בעולם הרפואה, ניתן להסיק ממנו רבות על מצב הלב של האדם ועל כל מיני פתולוגיות שונות ולכן יש חשיבות גבוהה למדידה נכונה וסינון רעשים מהאות כדי שנוכל להבדיל בין רעשים לפתולוגיות. בניסוי הראשון בחנו את השפעת מיקומי האלקטרודות על אות ה-ECG, ראינו כי ECG הנמדד משקעי הכתף מניב אות ECG שפחות חווה קו בסיס נודד, לעומת אות ECG שנמדד מהחזה. כאשר אנו מעוניינים למדוד את אות הנשימה מאות ה-ECG נעדיף להיעזר בשערוך קו הבסיס כאשר המדידה מבוצעת מאלקטרודות החזה. כמו כן, ראינו כי ישנה פאזה של פאי בין אות הנשימה לאות הטמפ' שמדדנו באמצעות הטרמיסטור. בניסוי השני בחנו את השפעתם של מצבי נשימה שונים על אות ה-ECG וכן על אות הנשימה. ראינו כי ניתן להפריד (הן אלגוריתמית והן ידנית) בין המצבים השונים, ובנוסף איששנו את הטענה שקובעת כי בשאיפה מרווח ה-RR מתקצר ובנשיפה מרווח ה-RR גדל. בניסוי השלישי בחנו את השפעתם של רעשים שונים על אות ה-ECG, ראינו כי עקב החפיפה של התדרים עם רעש ה-EMG, אין בידנו כרגע את הכלים בכדי לסנן רעש זה בצורה אידאלית מבלי לפגוע באות ה-ECG. בנוסף, ראינו כי יש לוודא כי האלקטרודות יושבות בצורה טובה ולא זזות, והתנינים מחוברים כראוי כיוון שזה עלול להוסיף רעשים כמו קו בסיס או קטימה בהתאמה. בניסוי הרביעי הוספנו חגורת מדידה נוספת סביב בטן הנבדק, וראינו כי ישנה פאזה 0 בין חגורת החזה לחגורת הבטן כאשר הנבדק במצב תקין, אך כאשר הוא חווה חסימה נשימתית ישנה פאזה פאי בניהם.

ב

## 2 ניסויים:

### 2.1 ניסוי 1:

#### 2.1.1 היפותזה:

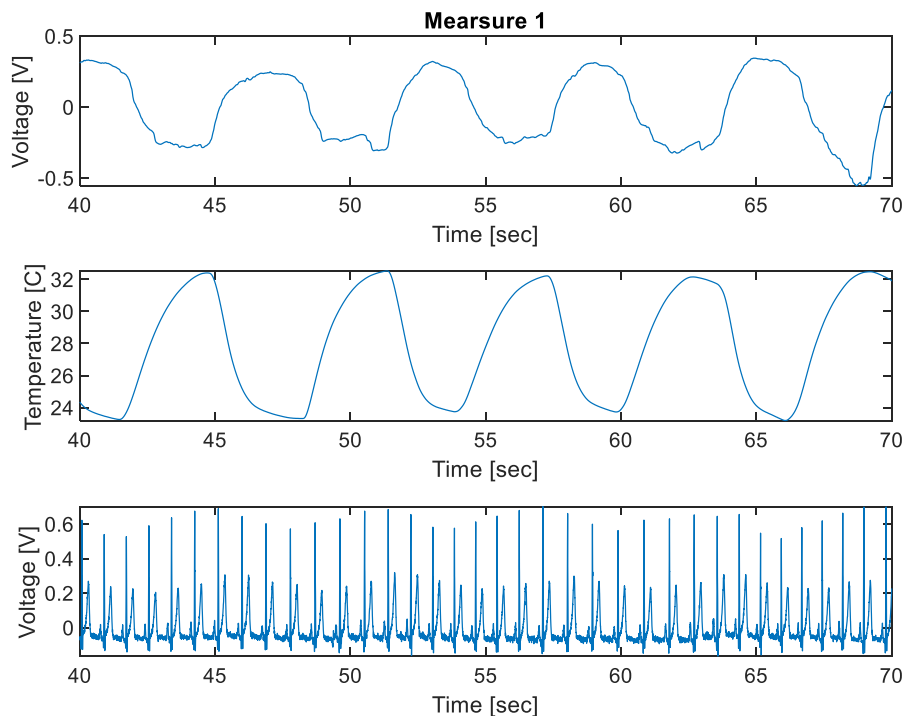
בניסוי זה נבחן את השפעת מיקום האלקטרודות על אות ה-ECG ונשימה. אנו מניחים כי הסיגנל שיימדד מהאלקטרודות שבשקעי הכתפיים יהיה פחות מושפע מנשימת הנבדק, שכן האלקטרודות שעל בית החזה נעות יותר בזמן נשימה ובכך מרעישות את הסיגנל (BLW).

#### 2.1.2 מתודולוגיה:

**מכשור וציוד:** אלקטרודות חד פעמיות, תנינים, מכשיר BIPAC, סנסור נשימה, תרמיסטור.

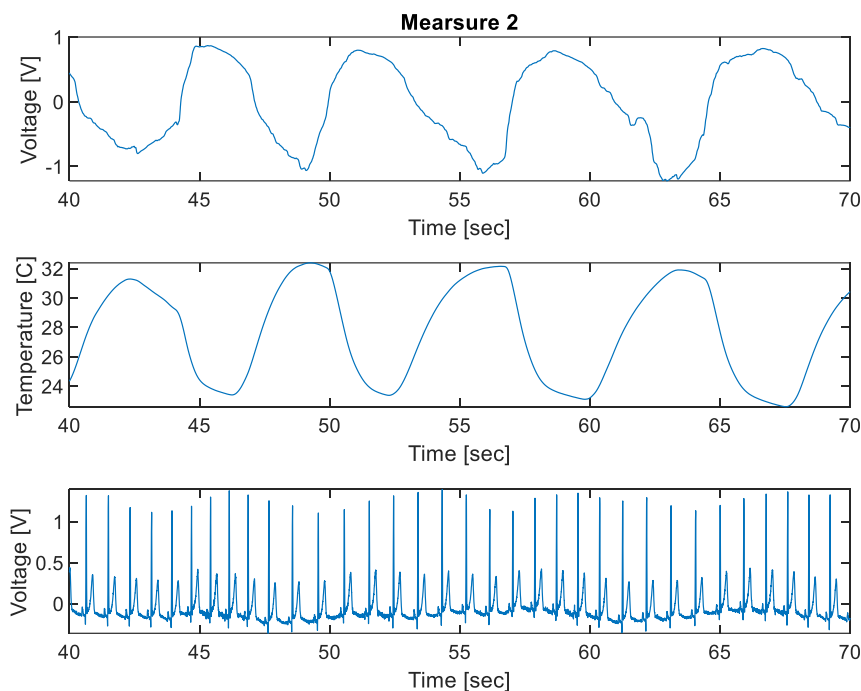
**מהלך הניסוי:** בניסוי זה מיקמנו 5 אלקטרודות חד פעמיות על אחד מחברי הקבוצה, כאשר בכל מדידה השתמשנו באלקטרודת הארקה, ועוד שתי אלקטרודות מבין ה-4 הנותרות. תחילה ביצענו מדידה של שתי דקות כאשר לקחנו את הסיגנל מהאלקטרודות שמונחות על שקעי הכתפיים, ולאחר מכן חזרנו על המדידה, אך הפעם לקחנו את הסיגנל מהאלקטרודות שממוקמות בבית החזה.

#### 2.1.3 תוצאות:



איור 1 - מדדים שונים שאספנו במהלך המדידה הראשונה (שקעי הכתפיים)

איור 1 מתאר את הנשימה, טמפ' ואות ה-ECG של הנבדק במהלך המדידה הראשונה. כמו כן, תחילה רואים את הנשימה שנמדדה באמצעות חגורת החזה, לאחר מכן ניתן לראות את הטמפ' שנמדדה באמצעות התרמיסטור, ולבסוף ניתן לראות את אות ה-ECG. כפי שניתן לראות מהאיור אות הנשימה ואות הטמפ' נמצאים בפאזה של פאי, שכן, הטמפ' נמצאת בשיאה כאשר הנבדק נושף (בקירוב אוויר בטמפ' הגוף), ובשפל כאשר הנבדק שואף את האוויר בטמפ' החדר. לעומת זאת, אות הנשימה נמצא בשיא דווקא כאשר הנבדק שואף אוויר פנימה ומנפח את בית החזה, ובשפל כאשר הנבדק נושף את האוויר ומרוקן את בית החזה מאוויר. בנוסף ניתן לשים לב שאות ה-ECG כמעט ולא חווה את תופעת ה-BLW, נרחיב על כך בהמשך.



איור 2 - מדדים שונים שאספנו במהלך המדידה השנייה (בית החזה)

איור 2 מתאר את הנשימה, טמפ' ואות ה-ECG של הנבדק במהלך המדידה השנייה. גם כאן ניתן לראות כי הנשימה והטמפ' נמצאים בפאזה פאי אחד מהשני, מאותן הסיבות שפירטנו למעלה. לעומת איור 1, באיור זה ניתן לראות כי אכן סיגנל ה-ECG חווה את תופעת ה-BLW. נציין כי במדידה זו האלקטרודות מוקמו באזור החזה של הנבדק בעוד שבמדידה 1 הן מוקמו באזור שקעי הכתפיים.

## תשובה לשאלה " חשבו על שתי דרכים בהן ניתן למצות בעזרת תוכנת MATLAB את אות הנשימה

### מאות ECG":

1. כפי שלמדנו, לפני שאנו מסננים רעשים, אות ה-ECG רוכב על גל סינוסי בתדר של עד 0.5 הרץ המתאר את נשימת הנבדק. ניתן לראות זאת במדידה מספר 2, בה מיקמנו את האלקטרודות באזור בית החזה של הנבדק. כעת ניתן באמצעות המטלב להעביר את האות במסנן מעביר נמוכים עד לתדר של 0.5 הרץ, בצורה זו נסנן את כל האות מלבד רעש הנשימה של הנבדק.
2. דרך שניה, ניתן לבצע סינון קו בסיס בתהליך pre processing כפי שלמדנו, לאחר שיש לנו אות ECG נקי מקו הבסיס נוכל לבצע החסרה של האות הנקי מהאות המקורי ולהישאר רק עם קו הבסיס הנודד שבעצם מראה את אות הנשימה.

### תשובה לשאלה 1:

א. ראשית, נבצע חישוב בעזרת פונקציית corr, נפרט את התוצאות בטבלה הבאה:

טבלה 1- תוצאות הקורלציה עם פונקציית corr

2 מדידה	1 מדידה	
0.0985	0.0238	נשימה ו-ECG אוטוקורלציה
-0.0765	-0.0022	טמפרטורה ו-ECG אוטוקורלציה

הפונקציה מחשבת את הקורלציה באמצעות הנוסחה הבאה:

$$rho(a, b) = \frac{\sum_{i=1}^n (X_{a,i} - \bar{X}_a)(Y_{b,i} - \bar{Y}_b)}{\left\{ \sum_{i=1}^n (X_{a,i} - \bar{X}_a)^2 \sum_{j=1}^n (Y_{b,j} - \bar{Y}_b)^2 \right\}^{\frac{1}{2}}}$$

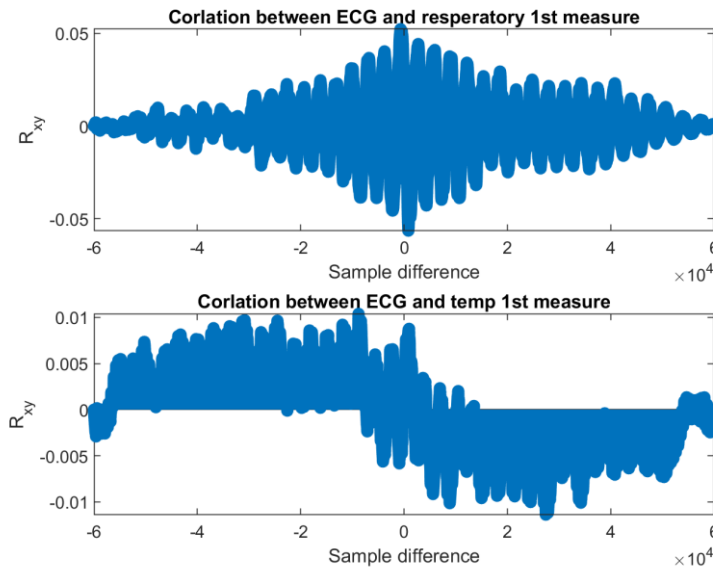
בנוסף, חישובנו את הקורלציה באמצעות פונקציית xcorr, אשר מחשבת את הקרוס קורלציה בין שני וקטורים כפונקציה של הפרש הזמנים (או הפרש דגימות), החישוב מבוצע באופן הבא:

$$\hat{R}_{xy}(m) = \begin{cases} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_{n+m} y_n^*, & m \geq 0 \\ \hat{R}_{yx}^*(-m), & m < 0 \end{cases}$$

כאשר הוספתי גורם נרמול בכדי שנוכל להשוות בין שתי הפונקציות:

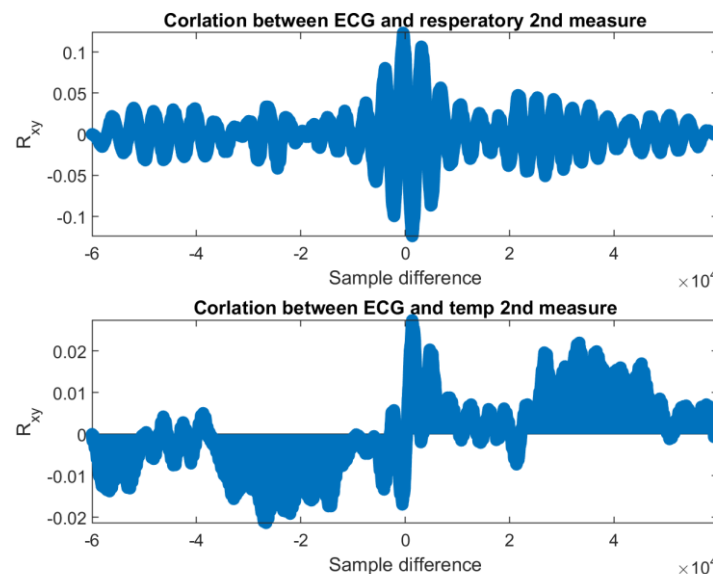
$$\hat{R}_{xy,coeff}(m) = \frac{1}{\sqrt{\hat{R}_{xx}(0)\hat{R}_{yy}(0)}} \hat{R}_{xy}(m)$$

נציג את התוצאות:



איור 3 - חישוב xcorr עם ECG במדידה 1

- באיור 3 ניתן לראות את פונקציית הקורלציה בין ECG לטמפ' ולנשימה עבור מדידה 1. נפרט על גרף זה ועל גרף 4 לאחר הצגת גרף 4.
- באיור 4 ניתן לראות את פונקציית הקורלציה בין ECG לטמפ' ולנשימה עבור מדידה 2.



איור 4 - חישוב xcorr עם ECG במדידה 2

נציין כי פונקציית הקורלציה הינה פונקציה של הפרש הזמנים (או דגימות) אך ורק במידה והסיגנלים סטציונריים. מאחר והם לא (לפחות לא לאורך כל מקטע הזמן), המידע שהיא נותנת עבור ערכים שונים מאפס הוא לא מדויק, לכן, בעקבות כך ובעקבות העובדה שאנו רוצים להשוות בין הפונקציה הזו למקדם הקורלציה שקיבלנו בטבלה 1, נקח רק את הערך באפס.

עתה נרכז את הערכים של פונקציית הקרוס קורלציה עבור הפרש זמנים 0:

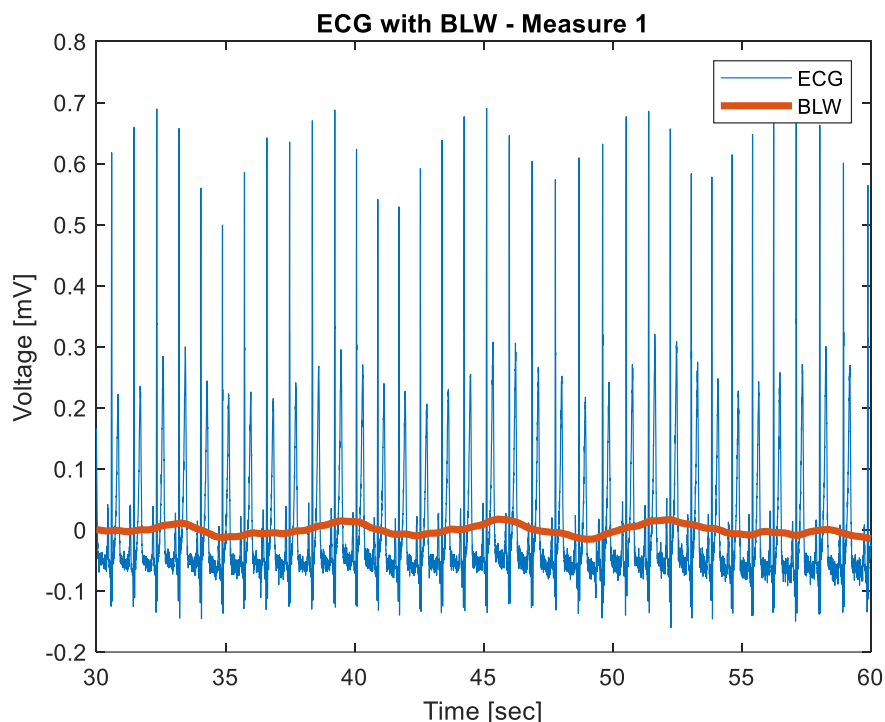
טבלה 2 - תוצאות הקורלציה עם פונקציית xcorr

מדידה 2	מדידה 1	
0.0985	0.0238	נשימה ו-ECG אוטוקורלציה
-0.0099	-0.00027	טמפרטורה ו-ECG אוטוקורלציה

בטבלה 2 ניתן לראות את תוצאות החישוב הקורלציה בעזרת פונקציית ה-xcorr. נשים לב כי עבור אות הנשימה הערכים זהים לחלוטין, בעוד שבאות הטמפ' ישנו הבדל, אך לא גדול. נייחס הבדל זה לאופן החישוב השונה כפי שהצגנו למעלה.

ב. בעקבות טבלאות 1,2 ואיורים 1,2 ניתן להסיק מספר דברים: ראשית, מהאיורים ניתן לראות כי סיגנל ECG נקי יותר מתקבל כאשר מבצעים את המדידה מהכתפיים, שכן כך האות פחות חווה את תופעת קו הבסיס הנודד ובכך הוא יותר נקי. כמו כן, מטבלאות 1,2, ניתן לראות כי עבור מדידה 2 קיבלנו ערכי קורלציה (בערך מוחלט) גדולים יותר עבור אות הנשימה. לכן, במידה ואנו רוצים להפיק את אות הנשימה מתוך סיגנל ה-ECG נעדיף למקם את האלקטרודות בבית החזה.

## תשובה לשאלה 2:

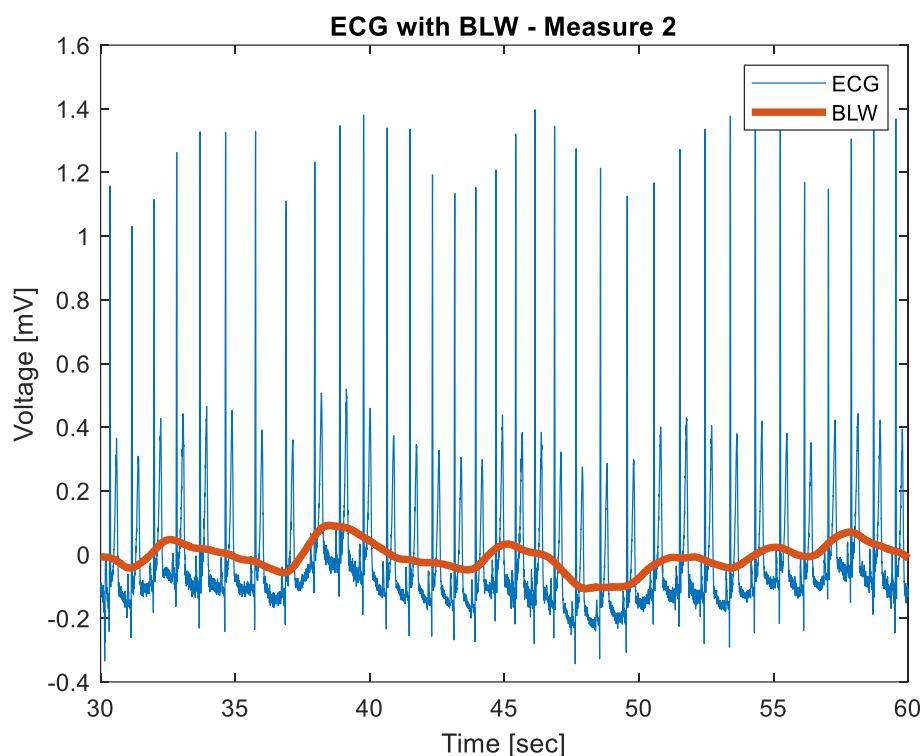


איור 5 - גרף ה-ECG עם שיעור קו הבסיס - מדידה 1

באיור 5 ניתן לראות את אות ה-ECG מהמדידה הראשונה כאשר בכתום ניתן לראות את קו הבסיס



ששערכנו באמצעות פונקציות שבנינו במטלב (מצורפות בנספח). כמו כן, נזכור כי המדידה הראשונה בוצעה כאשר האלקטרודות ממוקמות בשקעי הכתפיים, כך שתופעות ה-BLW פחות מורגשות.



איור 6 - גרף ה-ECG עם שיעור קו הבסיס – מדידה 2

באיור 6 ניתן לראות את אות ה-ECG יחד עם שיעור קו הבסיס הנודד שבנינו עבור מדידה 2. כמו כן, כעת המדידה בוצעה כאשר האלקטרודות היו ממוקמות על בית החזה של הנבדק, ככה שתופעת ה-BLW הרבה יותר מורגשת מבאיור 5, כמצופה.

### תשובה לשאלה 3:

ראשית, נבנה טבלה שמרכזת את התוצאות שקיבלנו במטלב:

טבלה 3 - תוצאות שאלה 3, קורלציות

<i>corr</i>		
2 מדידה	1 מדידה	
0.4998	0.3034	נשימה BLW
-0.3959	-0.0596	טמפ BLW
<i>xcorr</i>		
2 מדידה	1 מדידה	
0.5003	0.3031	נשימה BLW
-0.0802	-0.00004	טמפ BLW

בטבלה 3 ניתן לראות את תוצאות הקורלציה בין אות ה-BLW לאות הנשימה ולאות הטמפ'. ראשית גם בטבלה ג' נשים לב שאמנם יש הבדלים קטנים בין שתי הפונקציות, אך ניתן לראות ערכים מאוד דומים. שנית, ניתן לשים לב כי הקורלציה עם אות הנשימה גבוהה משמעותית מאשר עם אות ה-ECG כולו, בשתי המדידות. בנוסף ניתן לראות כי גם עבור אות הטמפ' קיבלנו ערך גבוה יותר (בערך מוחלט) עם אות ה-BLW מאשר עם אות ה-ECG כולו.

#### **2.1.4 מסקנות:**

בניסוי זה ביצענו שתי מדידות של ECG של אותו נבדק, כאשר ההבדל בין המדידות היה מיקום שתי האלקטרודות העליונות, פעם באזור שקעי הכתפיים ופעם באזור החזה. במדידות ראינו סיגנל ECG, טמפ' ונשימה. תחילה שמנו לב כי הנשימה והטמפ' נמצאים בפאזה פאי אחד מהשני, והסברנו זאת בתוצאות הניסוי. כמו כן, ראינו כי ישנן מספר הבדלים בין שתי השיטות. ראינו כי בשיטה בה מודדים באזור הכתפיים, נקבל סיגנל ECG יותר נקי, כמעט וללא תופעת ה-BLW, אך כאשר רצינו להוציא את אות הנשימה מאות ה-ECG ראינו כי קיימת קורלציה קטנה יותר במדידה זו עם אות הנשימה. לעומת זאת, במדידה השנייה קיבלנו אות ECG יותר מורעש מבחינת קו בסיס נודד, אך כאשר רצינו להוציא את אות הנשימה מתוך אות ה-ECG ראינו כי ישנה קורלציה גבוהה בהרבה עם אות ה-ECG. נוסף על כך, למדנו כי כאשר אנו רוצים ללמוד על אות הנשימה מאות ה-ECG עדיף לעשות זאת מה-BLW ולא מכל האות, שכן עבור BLW קיבלנו קורלציות גבוהות בהרבה עם אות הנשימה.

## **2.2 ניסוי 2: השפעת מצבי נשימה שונים**

### **2.2.1 היפותזה:**

בניסוי זה נבדוק מצבי נשימה שונים והשפעתם על אות ה-ECG הנמדד, מד טמפרטורה ואות הנשימה המגיע מרצועת בית החזה. נצפה כי בעת שינוי הנשימה, יהיה שינוי במרווחי ה-RR כפי שראינו בדוח המכין- מרווח זה יתקצר בעת שאיפה ויתארך בעת נשיפה. בנוסף נצפה לראות את השינוי במרווחי ה-RR עבור מצבי הנשימה השונים. נצפה כי בזמני הנשיפה הטמפרטורה הנמדדת תהיה זהה לטמפרטורת החדר, ובעת שאיפה כתוצאה מהאוויר היוצא הטמפרטורה תהיה שווה לטמפרטורת הגוף. כמו כן, נצפה לראות את שינויי הנשימה באות שמגיע מרצועת בית החזה כלומר בעת נשימה עמוקה נצפה שהשינויים בגודל הרצועה יהיו איטיים יותר. בדומה לכך נצפה כי עבור נשימות קצרות מרווחי ה-RR יתקצרו והשינויים ברצועת בית החזה יהיו מהירים. עבור נשימות דרך האף נצפה שלא יהיה שינוי עבור רצועת בית החזה ואות ה-ECG לעומת נשימה רגילה אך שהטמפרטורה תישאר קבועה.

### **2.2.2 מתודולוגיה:**

**מכשור וציוד:** אלקטרודות חד פעמיות, תנינים, מכשיר BIPAC, סנסור נשימה, תרמיסטור.

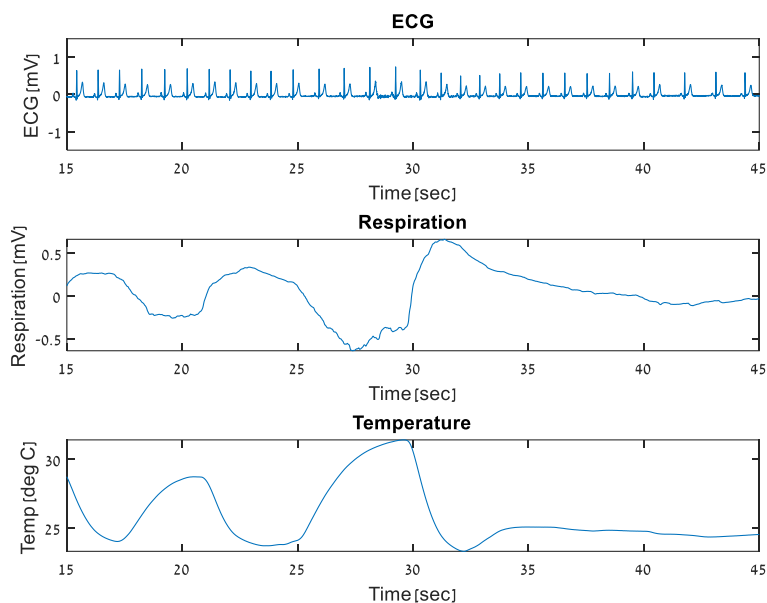
**מהלך הניסוי:** בניסוי זה בדקנו מצבי נשימה שונים על מנת לראות כיצד הם משפיעים על האות. מדידה 3- מדדנו 30 שניות של נשימה רגילה ולאחר מכן החזקת הנשימה למשך 30 שניות ואז חזרה לנשימה רגילה.

מדידה 4- מדדנו 30 שניות של נשימה רגילה ולאחר מכן נשימות עמוקות למשך 30 שניות ואז חזרה לנשימה רגילה.

מדידה 5- מדדנו 30 שניות של נשימה רגילה ולאחר מכן נשימות קצרות ושטוחות למשך 30 שניות ואז חזרה לנשימה רגילה.

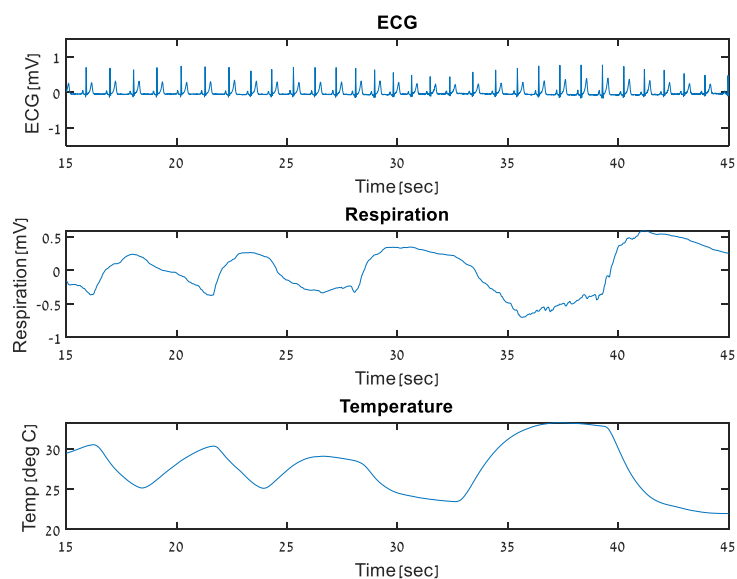
מדידה 6- מדדנו 30 שניות של נשימה רגילה ולאחר מכן נשימות דרך האף בלבד למשך 30 שניות ואז חזרה לנשימה רגילה.

מדידה 7- מדדנו 30 שניות של נשימה רגילה ולאחר מכן 10 שניות של עצירת נשימה, 10 שניות של נשימות עמוקות, 10 שניות של נשימות קצרות ושטוחות, 10 שניות של נשימות מהאף ואז חזרה לנשימה רגילה עד תום ה-2 דקות.



איור 7: תוצאות מדידה 3

מאיור זה ניתן לראות כי בעת שינוי מצב הנשימה להפסקת נשימה אין שינוי משמעותי (כלומר הנראה לעין, כיוון שגם בעת מצבי נשימה שונים הלב פועם) באות הECG כמצופה. לעומת זאת, ניתן לראות כי עבור האות שמגיע מרצועת בית החזה והאות שמגיע ממד הטמפרטורה יש שינוי ברור לאחר 30 שניות וניתן לזהות מצב זה בכך ששני האותות יחסית קבועים. אות הנשימה התייצב על אפס והטמפרטורה ל25 מעלות צלזיוס כפי שצפינו.

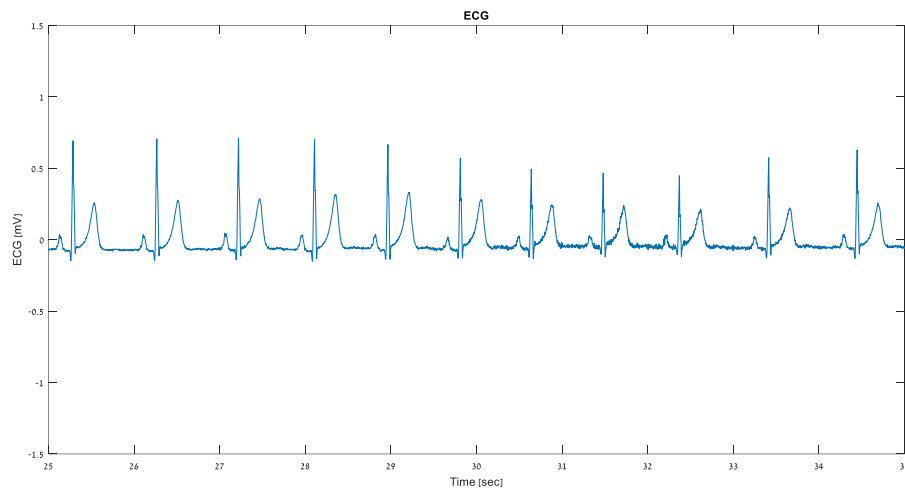


איור 8: תוצאות מדידה 4

מאיוור זה ניתן לראות כי בעת שינוי מצב הנשימה לנשימה עמוקה אין שינוי משמעותי באות ה-ECG כמצופה. לעומת זאת, ניתן לראות כי עבור האות שמגיע מרצועת בית החזה והאות שמגיע ממד הטמפרטורה יש שינוי ברור לאחר כ-30 שניות וניתן לזהות מצב זה בכך שהתדירות קטנה ורואים זאת על ידי השוואה בין האות בזמנים 15-30 שניות לעומת 30-45.

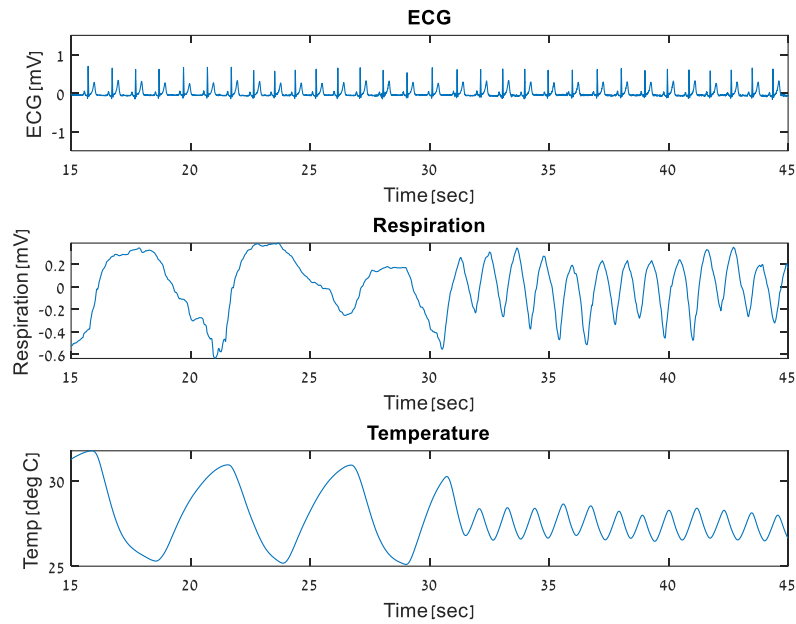
### **תשובה לשאלה : מה ההשפעה של מדידה זו על ה-ECG?**

על מנת לענות על שאלה זו נציג את האות לפני הסינון :



**איור 9: תוצאות ה-ECG של מדידה 4 לפני סינון**

מאיוור זה ניתן לראות כי ההשפעה של מדידה זו על ה-ECG הינה יותר רעש שנוסף לאות כנראה כתוצאה מהפעלת שרירי בית החזה בעת נשימה עמוקה. כמו כן, כפי שראינו בדוח המכין נצפה כי בעת שאיפה מרווח R-R יתקצר ויתארך בעת נשיפה, אך לא ניתן לראות זאת ללא חישוב אלגוריתמי.

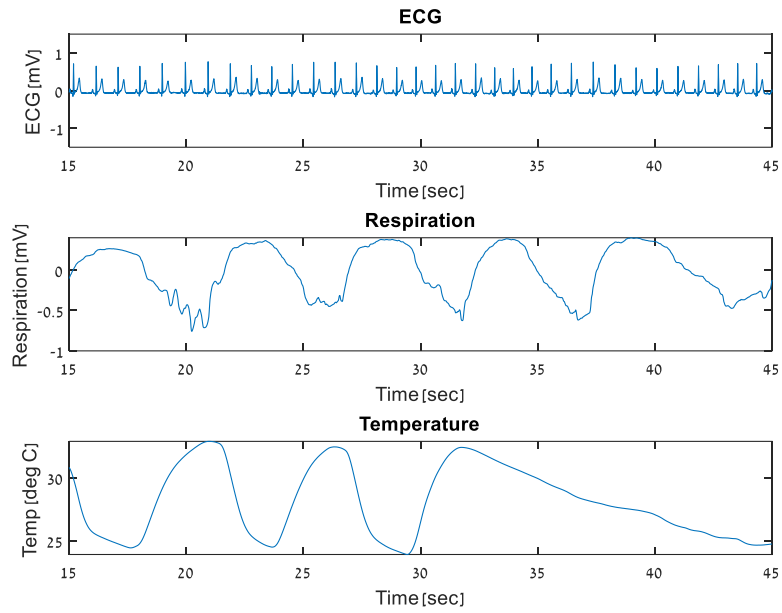


#### איור 10: תוצאות מדידה 5

מאיור זה ניתן לראות כי בעת שינוי מצב הנשימה לנשימות קצרות ומהירות אין שינוי משמעותי באות ה ECG כמצופה. לעומת זאת, ניתן לראות כי עבור האות שמגיע מרצועת בית החזה והאות שמגיע ממד הטמפרטורה יש שינוי ברור לאחר כ-30 שניות וניתן לזהות מצב זה בכך שהתדירות גדלה ורואים זאת על ידי השוואה בין האות בזמנים 15-30 שניות לעומת 30-45.

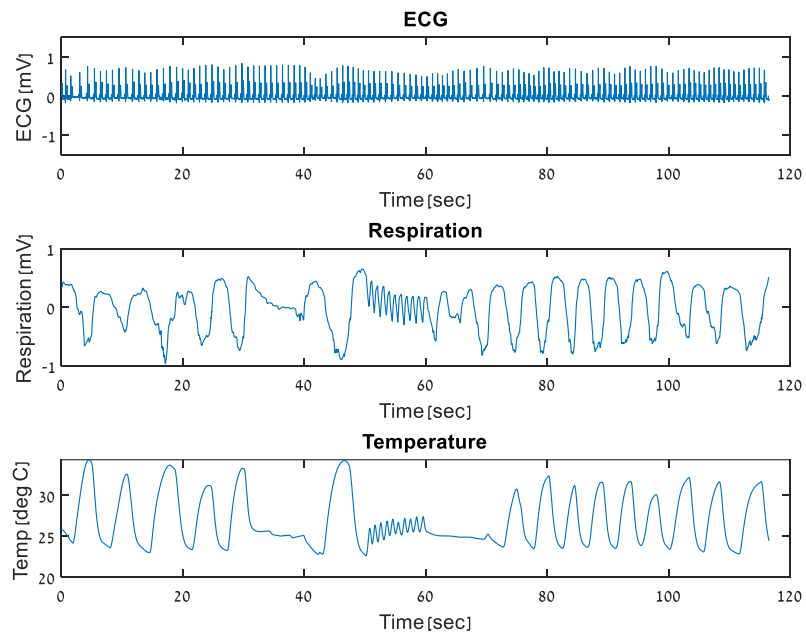
#### תשובה לשאלה : מה אתם מצפים שיקרה לקצב הלב במצב זה?

כיוון שיש סנכרון בין קצב הנשימות לקצב הלב כפי שראינו בדוח המכין, נצפה שקצב הלב יעלה כתוצאה מנשימות קצרות ומהירות. מאיור 10 לא ניתן לראות זאת ולכן נבצע חישוב כמותי על מנת לבדוק את ההשערה (טבלה 4,5).



איור 11: תוצאות מדידה 6

מאיור זה ניתן לראות כי בעת שינוי מצב הנשימה לנשימות דרך האף אין שינוי משמעותי באות ECG כמצופה. כמו כן, כיוון שגם בעת נשימות דרך האף ישנה תנועה של בית החזה אין שינוי באות זה, אך כיוון שאין נשימה דרך הפה מד הטמפרטורה משתנה לאחר 30 שניות והטמפרטורה יורדת מטמפרטורת הגוף לטמפרטורת החדר.



איור 12: תוצאות מדידה 7

מאיור 12 ניתן לראות את האותות בעת שילוב כל מצבי הנשימה למשך של 10 שניות.

## **תשובה לשאלה : הציעו דרך פשוטה בה ניתן לזהות באופן אוטומטי בעזרת תוכנת MATLAB את**

### **הקומפלקסים של אות ECG**

קומפלקס ה-QRS מכיל פיק בעל אמפליטודה הגבוהה משמעותית מאפליטודת האות הרגיל- הכיווץ המקסימלי, גל ה-R. נשתמש בתכונה זו ובפונקציה הנמצאת במטלאב ונקראת find-peaks ובאמצעותה נוכל למצוא את הקומפלקס QRS. על מנת למנוע זיהוי שגוי, נגדיר טווח הגיוני להמצאות קומפלקס חדש בהתאם לקצב לב תקין של אדם. נקח את הטווח המינמלי על מנת שלא יהיה פספוסים ולכן נבחר 0.7 . טווח תקין של דופק הינו 60-80,  $\frac{60}{0.7} = 85.7$ , כלומר אלגוריתם זה יוכל לזהות קצב לב הנמוך מ-86.

## **תשובה לשאלה : הציעו דרך פשוטה כדי להבדיל באופן אוטומטי בעזרת תוכנת MATLAB בין**

### **נשיפה לשאיפה באות הנשימה (מהתרמיסטור או מה sensor effort), ודרך להבדיל בין מצבי**

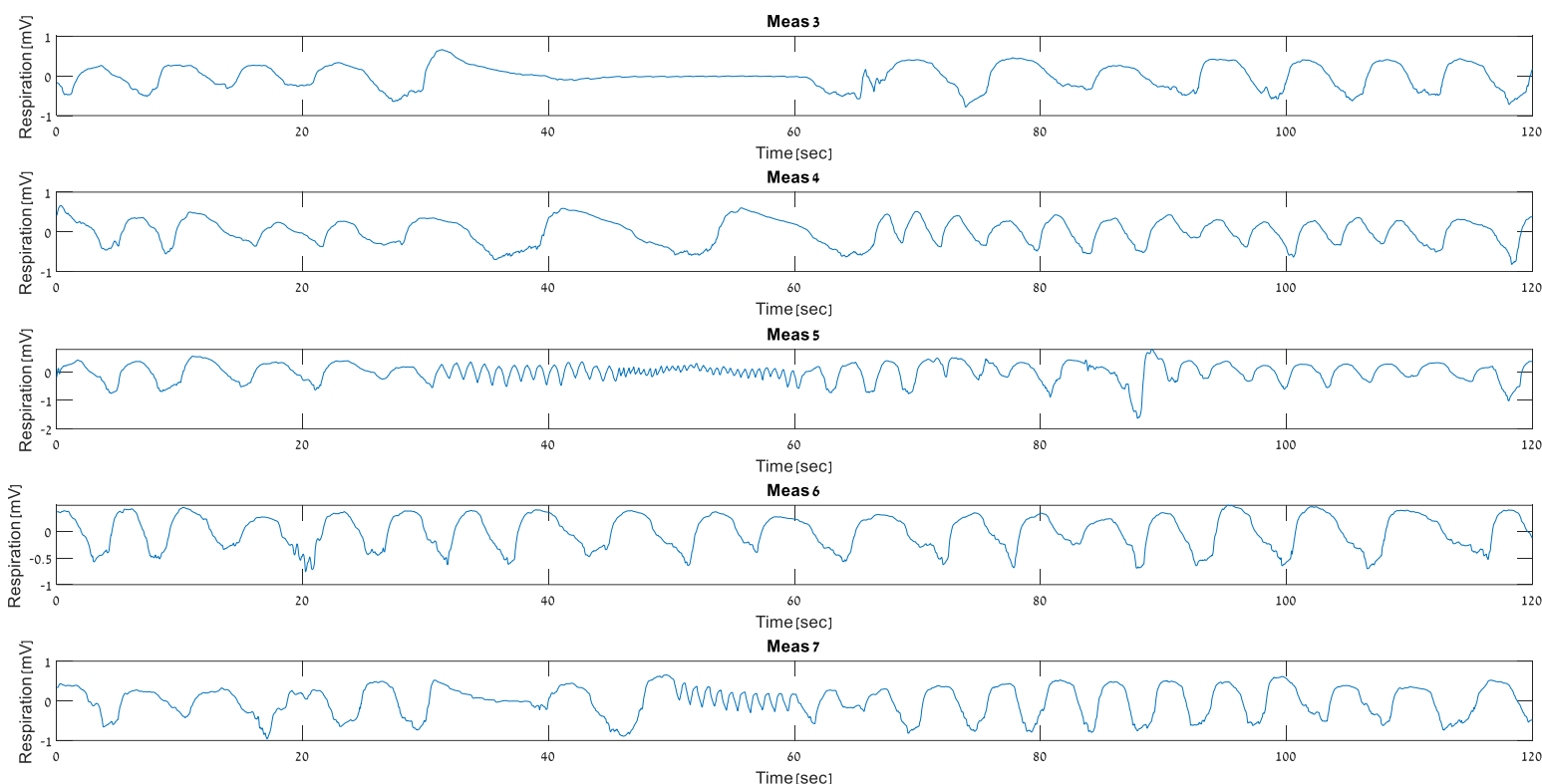
#### **הנשימה השונים (נשימה רגילה/שטוחה/עמוקה/מהאף/עצירת נשימה)**

בעת נשימה ישנה עליה וירידה של בית החזה וכתוצאה מכך שינוי של אורך הרצועה הנמצאת על בית החזה. רצועה זו משנה את המתח הנמדד כתלות בהיקף זה. נשתמש בתכונה זו ונבדוק את השיפוע של המתח הנמדד – כאשר השיפוע חיובי, כלומר יש גדילה של מתח (והיקף) הרצועה ולכן ניתן להסיק כי זה מצב של שאיפה. כלומר על מנת להבחין בין שאיפה לנשיפה נשתמש בסימן השיפוע של המתח שמודדת הרצועה.

על מנת להבדיל בין מצבי הנשימה השונים נמדוד את התדירות של כל טווח זמנים מסוים ובהתאם לכך נוכל להסיק את מצב הנשימה. כמו כן, בעת נשימה דרך האף או הפסקת נשימה נסתכל על טווח הטמפרטורות ונצפה שהוא יהיה נמוך וקרוב ל-24 מעלות צלזיוס (טמפרטורת החדר).



## תשובה לשאלה 4:



### **איור 13: אות הנשימה במצבי הנשימה השונים**

מאיור זה ניתן לראות את השינויים באות הנשימה במצבי הנשימה השונים. ניתן לראות כי עבור המדידה השלישית בה בדקנו מצב של הפסקת נשימה, בטווח זמנים  $30 - 60$  [sec] אות הנשימה נעצר כיוון שבעת הפסקת נשימה אין תזוזה של בית החזה וכתוצאה מכך אין שינוי בחגורת בית החזה.

עבור המדידה הרביעית בה בדקנו מצב של נשימות עמוקות בטווח זמנים  $30 - 60$  [sec], תדירות הסינוס של האותות קטנה כיוון שהנשימה נעשתה איטית יותר כמצופה. לעומת זאת ניתן לראות את המצב ההפוך עבור המדידה החמישית בה בדקנו מצב של נשימות קצרות ושטחיות ולכן התדירות עלתה.

עבור המדידה השישית לא ניתן לראות שינוי משמעותי באות כיוון שבמצב זה מדדנו נשימה רק דרך האף אך גם במצב זה בית החזה עולה ויורד ולכן אין שינויים באות.

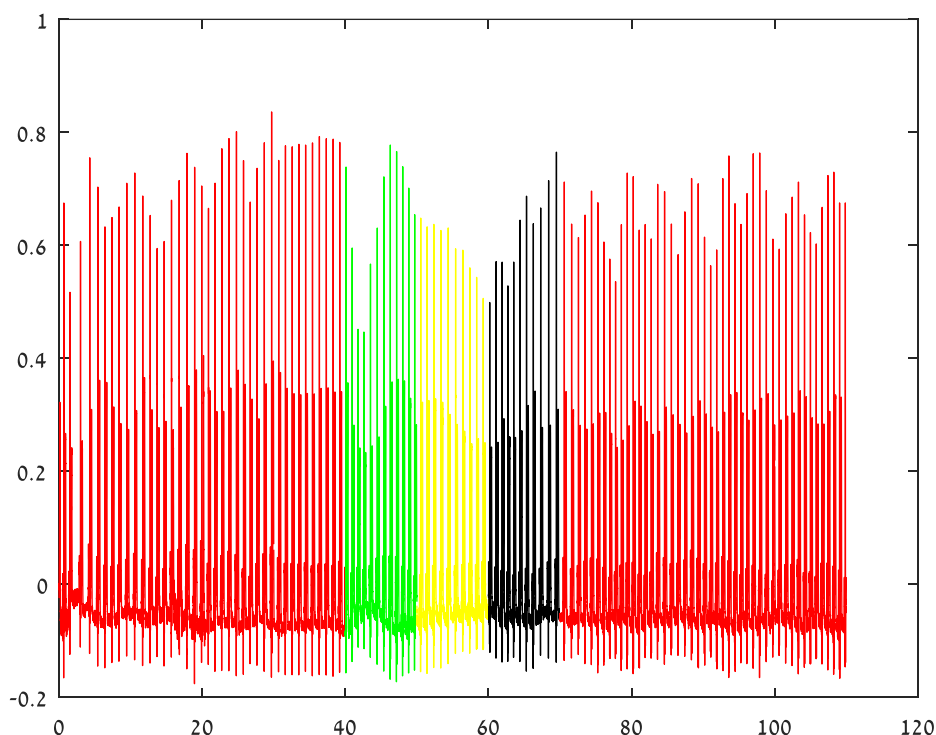
המדידה השביעית משלבת את כל המצבים למשך עשר שניות וניתן לראות כי הוא מכיל את השינויים שרואים בכל אחד מהגרפים בנפרד כפי שציפינו.

לסיכום, לשינויים במצבי הנשימה ישנה השפעה על אות הנשימה שנמדד ולכן ניתן להסיק מאות זה על מצבים אלה.

## תשובה לשאלה 5:

תוצאות האלגוריתם עבור מדידה 7:

אדום- נשימה רגילה, כחול – הפסקת נשימה, ירוק- נשימות עמוקות, צהוב- נשימות קצרות ומהירות, שחור- נשימות דרך האף בלבד.



איור 14: תוצאות האלגוריתם

מאיור זה ניתן לראות כי האלגוריתם ביצע זיהוי נכון למצבי הנשימה: נשימה עמוקה, נשימות קצרות, נשימות דרך האף, נשימה רגילה. לעומת זאת, בפרק הזמן של 30-40 שניות ישנה שגיאה ואין זיהוי של מצב הפסקת הנשימה. בפרק זמן זה, הנבדק עצר את הנשימה למשך 10 שניות. לאחר בדיקה של הממוצע של הטמפרטורה בפרק הזמן קיבלנו כי 25.7950 מעלות צלזיוס. לעומת זאת, במדידה 3 בה בדקנו תופעה זו למשך חצי דקה הטמפרטורה ירדה לכ-24 מעלות. נשער כי בשל החלפה בין מצבי הנשימה בצורה מהירה, הטמפרטורה שמודד המכשיר לא הספיקה לרדת עד לטמפרטורת החדר והושפעה מהשניות שקדמו לעצירת הנשימה ולכן הייתה גבוהה. על מנת לשפר את יעילות האלגוריתם יש לבצע את מצבי הנשימה בפרקי זמן ארוכים יותר.

בנוסף, פעולת האלגוריתם מבוססת על ההנחה כי בשינוי מצבי הנשימה בין נשימות מהירות לעמוקות נקבל שינוי בתדירות. בשל כך בדקנו את הספים המתאימים והגדרנו את מצבי הנשימה של נשימה עמוקה או מהירה על פי ספים אלה. כמו כן, בעת נשימה דרך האף או הפסקת נשימה אין מעבר אוויר דרך התרמיסטור ולכן ציפינו כי הטמפרטורה הנמדדת תרד ותהיה קרובה ל-24 מעלות צלזיוס. על מנת להבחין בין שני מצבים אלה השתמשנו במדידת התדירות כיוון שבעת הפסקת נשימה אין תזוזה של בית החזה לעומת נשימה דרך האף בה לא נצפה לשינוי בתדירות הנשימה.

### תשובה לשאלה 6:

מתוך איורים 7-11, נבחר ידנית את זמן הפיק הראשון וזמן הפיק האחרון ונחלק בכמות מרווחי הRR נציג את התוצאות בטבלה הבאה:

טבלה 1: חישוב מרווחי הRR הממוצע וקצב הלב לכל אחד מהמצבים

חישוב קצב הלב $HR = \frac{60}{RR} [bpm]$	חישוב RR ממוצע	
$HR = 60.087$	$\overline{RR} = \frac{44.384 - 15.426}{29} = 0.998$	מדידה 3
$HR = 62.07$	$\overline{RR} = \frac{43.928 - 15.898}{29} = 0.966$	מדידה 4
$HR = 62.801$	$\overline{RR} = \frac{44.368 - 15.71}{30} = 0.955$	מדידה 5
$HR = 67.911$	$\overline{RR} = \frac{44.344 - 15.188}{33} = 0.883$	מדידה 6
$HR = 62.596$	$\overline{RR} = \frac{44.474 - 15.718}{30} = 0.959$	מדידה 7

טבלה 4 מציגה את תוצאות קצב הלב שקיבלנו מחישוב ידני. הסבר על תוצאות אלה מופיע לאחר טבלה 5.

### תשובה לשאלה 7:

הפונקציה שכתבנו:

```
function
[pks,locs,heart_rate_mean,heart_rate_std]=qrs_detect(meas,Fs)
% this function get the meas and Fs and plot the signal and the QRS
% detection,
%also return the heart rate that calculate from the QRS detection
ECG=meas.data(:,3); ECG=ECG(end-120*Fs:end);
[ECG,t]=PRE_PROCESSING(ECG,Fs,1);

[pks,locs] = findpeaks(ECG,Fs,'MinPeakDistance',0.7);

t = 0 : 1/Fs : length(ECG)/Fs-1/Fs; % [sec]

figure
plot(t,ECG);
```

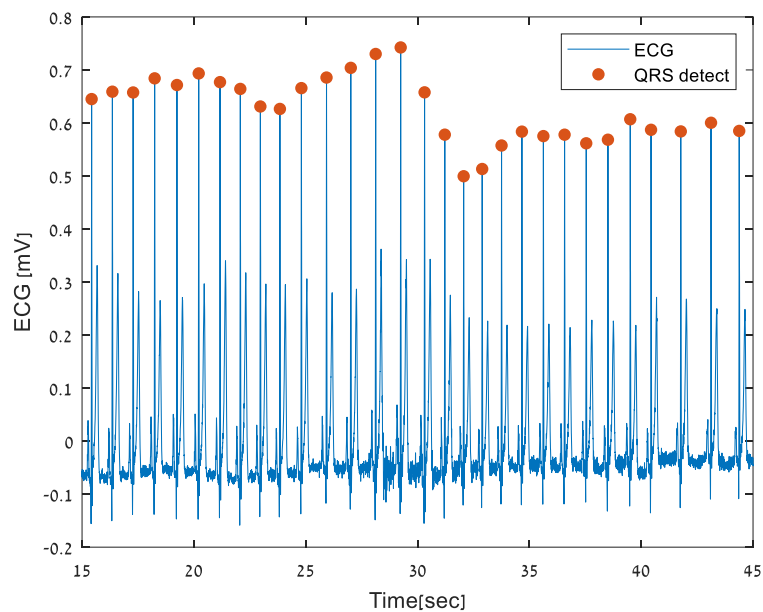
```

hold on
scatter(locs,pks,'filled')
xlabel('Time[sec]');
ylabel('ECG [mV]');
legend('ECG','QRS detect')
xlim([15 45])

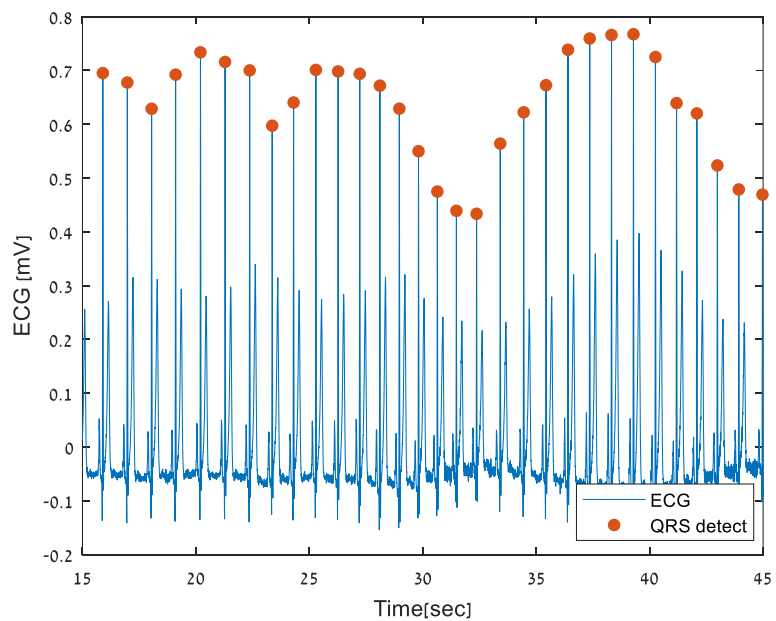
RR=diff(locs);
heart_rate_mean=mean(60./RR);
heart_rate_std=std(60./RR);
end

```

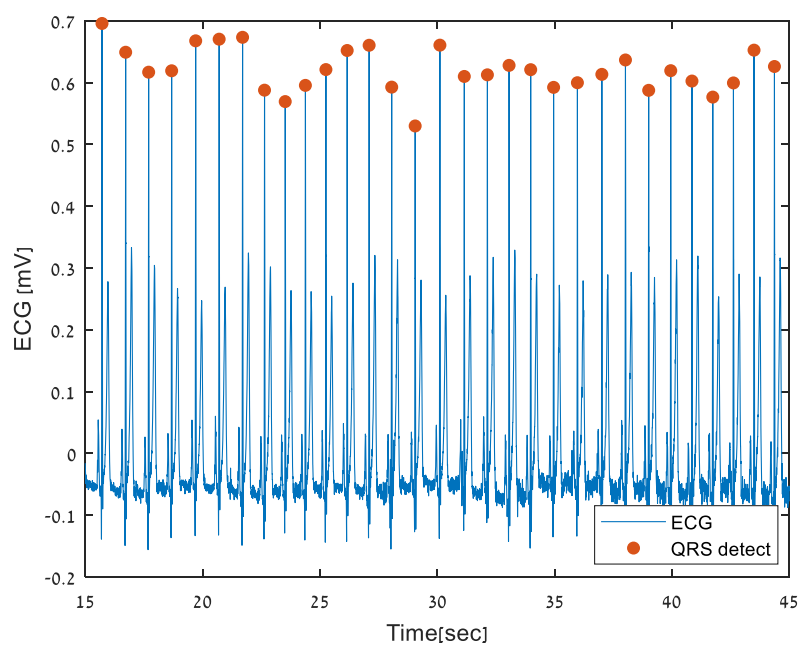
אלגוריתם זה עושה שימוש בפונקציה מובנית במטלב: `find peaks` שמקבלת את הסיגנל לאחר הסינון המקדים, את תדר הדגימה ואת המרווח המינימלי בין פיקים ומחזירה את האמפליטודה של הפיקים ואת מיקומם. בחרנו את הזמן המינימלי להיות 0.7 שניות לאחר ניסוי עבור טווחים שונים על מנת לבדוק איזה רף ייתן זיהוי מלא ללא פספוס לכל מצבי הנשימה.



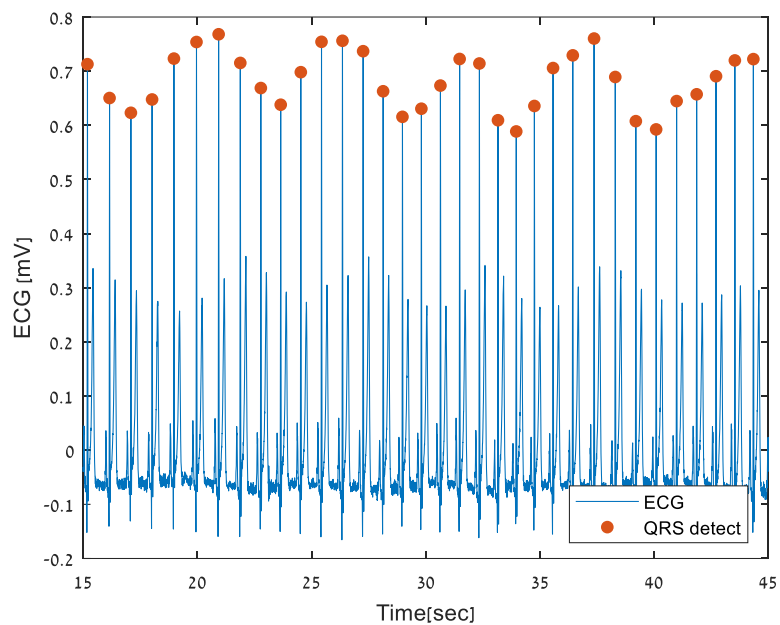
איור 15: תוצאות הזיהוי עבור מדידה 3



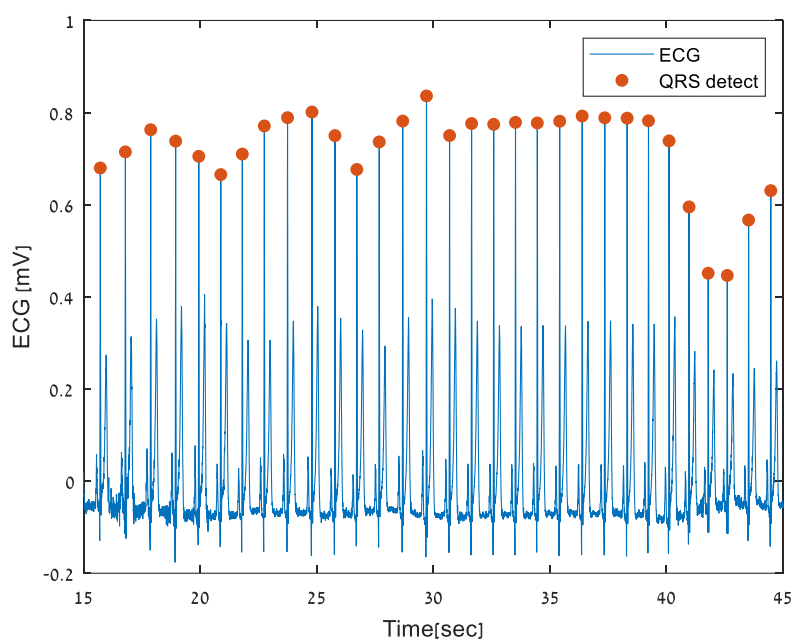
איור 16: תוצאות הזיהוי עבור מדידה 4



איור 17: תוצאות הזיהוי עבור מדידה 5



איור 18: תוצאות הזיהוי עבור מדידה 6



איור 19: תוצאות הזיהוי עבור מדידה 7

ניתן לראות מאיורים 14-18 כי האלגוריתם זיהה נכון את כל קומפלקסי הQRS ואין טעויות של .FP, FN

## תשובה לשאלה 8:

טבלה 2: חישוב ממוצע וסטיית תקן של קצב הלב מתוך האלגוריתם מסעיף 7

מדידה	ממוצע קצב הלב	סטיית תקן של קצב הלב
3	60.8773	6.2918
4	61.3862	4.8670
5	64.8042	6.7682
6	69.0028	6.1296
7	65.9622	6.4818

ניתן לראות מחישוב זה כי יש שינוי בקצב הלב בין המצבים השונים. במדידה 3 בדקנו מצב של הפסקת נשימה, ובמצבים הבאים מדדנו נשימות עמוקות, נשימות קצרות ומהירות, נשימה דרך האף בלבד ושילוב של כל המצבים. בדוח המכין ראינו כי ישנה התאמה בין הנשימות לקצב הלב-מרווח R-R מתקצר בעת שאיפה (כלומר דופק גדל) ומתארך בעת נשיפה. את תופעה זו ניתן לראות מתוצאות טבלה זו מכיוון שעבור הפסקת נשימה (מדידה 3), ראינו את הקצב הנמוך ביותר וככל שהגדלנו את קצב הנשימה גם קצב הלב גדל. כמו כן, ניתן לראות כי קיבלנו סטייה תקן יחסית זהה בין המדידות וניתן להסביר זאת בכך שזמן המדידה של מצב הנשימה היה זהה ביניהן (מלבד מדידה 7 בה הזמן היה 10 שניות יותר), ולכן השינויים הקיצוניים במרווחי ה-RR קורים במצבי הנשימה שבדקנו ובעת נשימה רגילה זהים בין המדידות השונות.

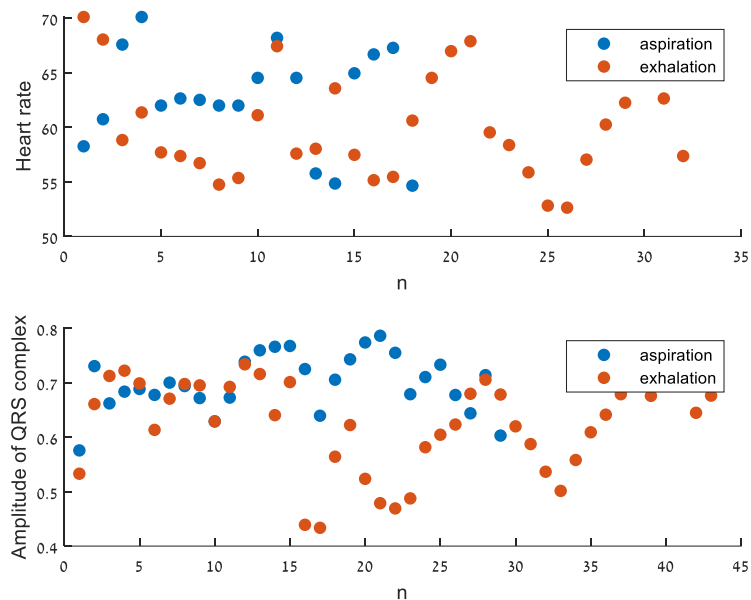
בנוסף, ניתן להשוות תוצאות אלה לחישוב הידני המוצג בטבלה 4:

טבלה 3: השוואה בין החישובים

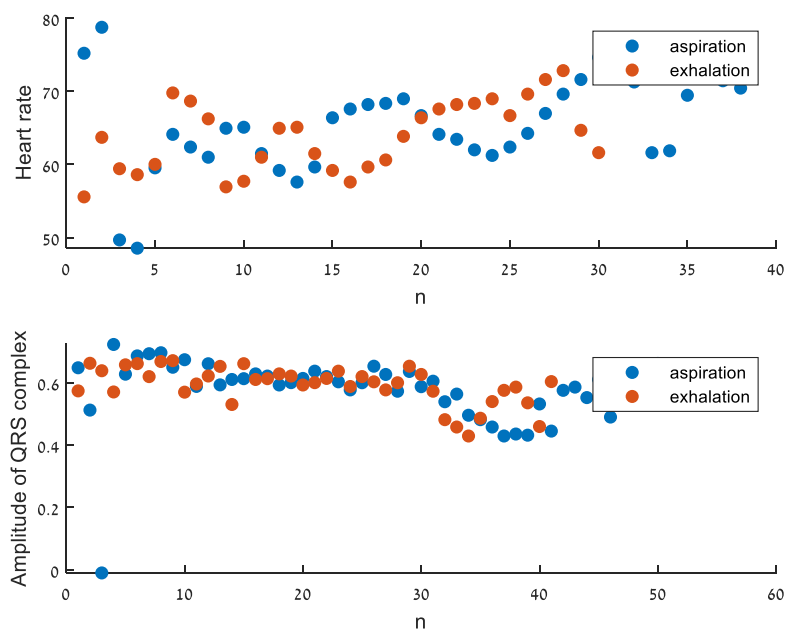
מדידה	ממוצע קצב הלב על פי חשבון מאלגוריתם	ממוצע קצב הלב על פי חישוב ידני	שגיאה
3	60.8773	60.087	$\frac{ 60.8773 - 60.097 }{60.8773} \cdot 100\% = 1.3\%$
4	61.3862	62.07	$\frac{ 61.3862 - 62.07 }{61.3862} \cdot 100\% = 1.1\%$
5	64.8042	62.801	$\frac{ 64.8042 - 62.801 }{64.8042} \cdot 100\% = 3.1\%$
6	69.0028	67.911	$\frac{ 69.0028 - 67.911 }{69.0028} \cdot 100\% = 1.6\%$
7	65.9622	62.596	$\frac{ 65.9622 - 62.596 }{65.9622} \cdot 100\% = 5.1\%$

מטבלה זו ניתן לראות כי קיבלנו שגיאה יחסית נמוכה בין תוצאות החישוב השונות. נסיק כי בחישוב הידני המדידה בוצעה במרווח זמן הכולל גם נשימה רגילה וגם את מצב הנשימה הנבדק ולכן כלל את כל השינויים הזמניים הרלוונטים וכתוצאה מכך הציג תוצאה מהימנה.

### תשובה לשאלה 9:



איור 20: הפרדה בין קצב הלב והאמפליטודה של גל הR בנשיפה ושאיפה עבור מדידה 4



איור 21: הפרדה בין קצב הלב והאמפליטודה של גל הR בנשיפה ושאיפה עבור מדידה 5



מאיוורים 20-21 ניתן לראות את ההפרדה בין קצב הלב בשאיפה ונשיפה עבור שתי המדידות במצבים של נשימה עמוקה ונשימה מהירה. ניתן לראות כי באיור 21 האמפליטודה בשני המצבים יחסית קבועה, לעומת איור 20 בו ניתן לראות הפרדה ברורה וכי האמפליטודה בשאיפה נמוכה מהאמפליטודה של נשיפה.

עבור מדידה 4, ממוצע קצב הלב בשאיפה הינו 62.7253 ונשיפה 59.9848. עבור מדידה 5, ממוצע קצב הלב בשאיפה הינו 65.4870 ונשיפה 64.1723. בדוח המכין ראינו כי ישנה התאמה בין הנשימות לקצב הלב- מרווח R-R מתקצר בעת שאיפה (כלומר דופק גדל) ומתארך בעת נשיפה ומתוצאות ממוצע קצב הלב בנשיפה ושאיפה עבור מדידה 4 ו 5 ניתן לראות את תופעה זו. כמו כן, ניתן לראות כי עבור מדידה 4 ההפרשים ברורים יותר, נשער כי זה נובע כתוצאה מכך שנשימות עמוקות הינן ארוכות ואיטיות יותר ולכן ניתן לחשב ולראות בבירור יותר את התופעה.

עצבוב המערכת הוואגלית גורמת לכיווץ דרכי הנשימה ולהאטה של קצב הלב. כיווץ של דרכי הנשימה מאפיין את שלב הנשיפה לכן המשמעות הינה האטה של קצב הלב בנשיפה. ראינו בניסוי זה כי מרווח RR מתארך בנשיפה ולכן קצב הלב יורד וניתן להסיק שהתוצאות תואמות את הספרות על עצבוב המערכת הוואגלית.

#### **2.2.4 מסקנות:**

בניסוי זה בדקנו מצבי נשימה שונים והשפעתם על אות הנשימה, מד הטמפרטורה ואות ECG: עצירת נשימה, נשימה עמוקה, נשימות קצרות ומהירות ונשימה דרך האף. ראינו כי ניתן לראות הפרדה משמעותית בין אותות הנשימה והטמפרטורה במצבים השונים. עבור הפסקת נשימה גם מד הטמפרטורה וגם אות הנשימה נעשו קבועים בשל כך שאין תנועה של בית החזה ואין הוצאה של אוויר מהפה. עבור נשימה עמוקה ראינו כי התדירות יורדת בשני האותות כיוון שזמן המחזור גדל, ועבור נשימה מהירה ראינו את התופעה ההפוכה. עבור נשימה דרך האף בלבד ראינו כי אין שינוי כמצופה ברצועת בית החזה ואילו קריאת מד הטמפרטורה יורדת. כמו כן, כתבנו אלגוריתם להפרדה בין שלבי הנשימה – שאיפה ונשיפה, וראינו כי תוצאות הניסוי מחזקות את התאוריה לפיה מרווח R-R מתקצר בעת שאיפה (כלומר דופק גדל) ומתארך בעת נשיפה. כמו כן, ראינו כי ניתן לבצע הפרדה באמצעות מד הטמפרטורה ואות הנשימה בין המצבים השונים אך כאשר ההחלפה בין המצבים הייתה מהירה תוצאות האלגוריתם היו פחות נכונות.

## 2.3 ניסוי 3: השפעת רעשים שונים על אות ה-ECG

### 2.3.1 היפותזה:

בניסוי זה נבדוק כיצד משפיעים רעשים שונים על אות ה-ECG. נבדוק כיצד משפיע רעש של הפעלת שרירי הגוף במהלך המדידה לאחר מכן נבדוק את תזוזת האלקטרודות, ולבסוף נסתכל מה קורה לאות כאשר גורמים לניתוק רגעי של התנינים. כאשר נסתכל על הרעש הנובע מ-EMG נצפה לרעשים בתדרים גבוהים אשר ירכבו על אות ה-ECG, כשנסתכל על רעש הנובע מתזוזת האלקטרודות נצפה BLW, לבסוף כאשר ננתק את התנינים נצפה שנקבל קטימה. ההשערות הללו נובעות מהשאלות המכילות עליהם ענינו לפני המעבדה.

### 2.3.2 מתודולוגיה:

**מכשור וציוד:** אלקטרודות חד פעמיות, תנינים, מכשיר BIPAC, סנסור נשימה.

**מהלך הניסוי:** ניתקנו את התרמיסטור, אך השארנו את כל שאר הסנסורים והאלקטרודות.

במדידה הראשונה הקלטנו 30 שניות רגילות ולאחר מכן הנבדק החל להזיז את ידיו למשך 30 שניות, ההקלטה נמשכה 2 דק'.

במדידה השנייה הקלטנו 30 שניות רגילות ולאחר מכן הנבדק החל להפעיל את שרירי החזה למשך 30 שניות, ההקלטה נמשכה 2 דק'.

במדידה השלישית הקלטנו 30 שניות רגילות ולאחר מכן חבר קבוצה אחר החל לשחק עם האלקטרודות למשך 30 שניות, ההקלטה נמשכה 2 דק'.

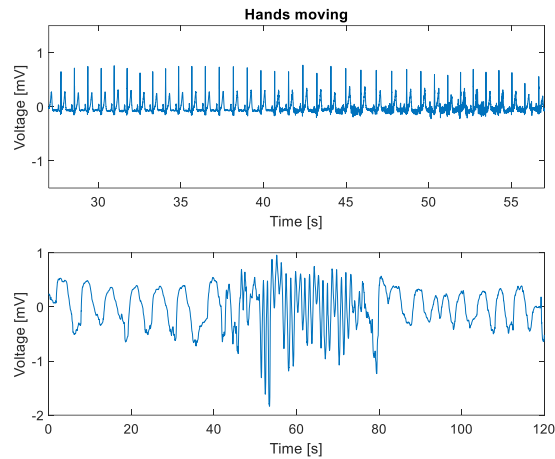
במדידה הרביעית הקלטנו 30 שניות רגילות ולאחר מכן נתקנו את התנינים לניתוק רגעי, ההקלטה נמשכה 2 דק'.

### 2.3.3 תוצאות:

תשובה לשאלת הורדת רעש רשת- כדי לזהות אם קיימת הפרעת רשת ניתן להסתכל על האות ולראות אם יש אות עם תדר גבוה יותר אשר רוכב על אות ה-ECG, אך במקרה זה ייתכן כי זה EMG ולא רק רעש רשת. אם ברצוננו להשתמש בשיטת חילוץ ECG של עובר כדי להוריד רעש רשת נוכל לקחת אות רפרנס של סינוס וקוסינוס בתדר 50 וכך לפרוש כל סינוס בעל כל פאזה:

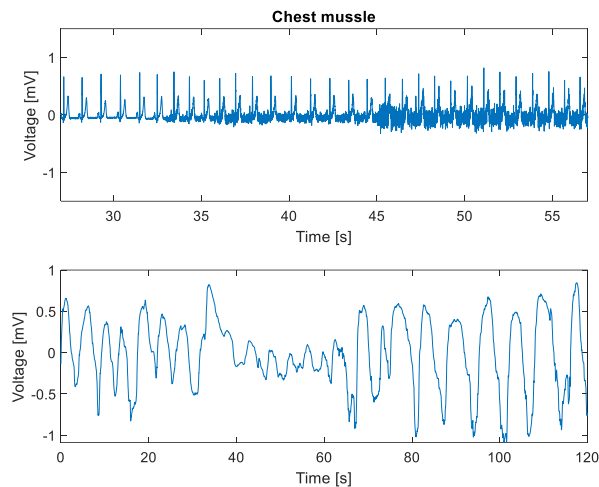
$$(1) \sin(\omega_0 t + \phi) = \sin(\omega_0 t) \cos(\phi) + \cos(\omega_0 t) \sin(\phi) = \alpha \sin(\omega_0 t) + \beta \cos(\omega_0 t)$$

ולכן נוכל לפרוש כל סינוס בתדר 50 הרץ בעזרת אותות רפרנס אלו, בנוסף נוכל להוריד גם DC במידה ונוסיף אות רפרנס קבוע בזמן.



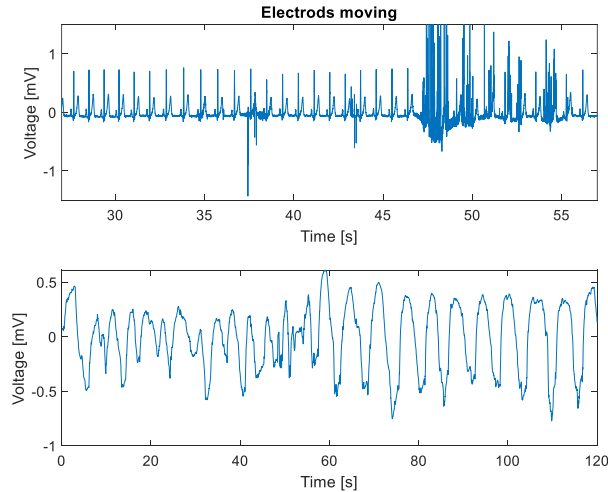
**איור 22 - מדידת ECG עם הזזת ידיים**

האיור מעלה מתאר את אות ה-ECG ואת אות הנשימה המוצא מחגורת הנשימה. אות ה-ECG באיור הוא לאחר עיבוד מקדים של הורדת קו בסיס, רעש רשת DC. ניתן לראות בבירור כי נשאר רעש מסוים הרעש המסוים הזה באות ה-ECG הינו מ-EMG. הרעש המתואר מתחיל לפעול החל מ-45 שניות הדבר מסתדר עם גרף הנשימה בו ניתן לראות הפרעה במדידת הנשימה החל מאותה השנייה.



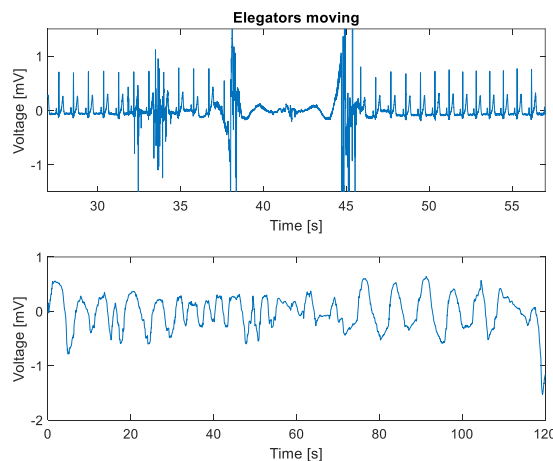
**איור 23 - מדידת ECG ונשימה כאשר הנבדק מעיל את שרירי החזה**

האיור מעלה מתאר את אות ה-ECG והנשימה כאשר באזור שנייה 30 הנבדק החל להפעיל את שרירי החזה. ניתן לראות בבירור את רעש ה-EMG החל משנייה 30 והתחזקות של הפעלת השריר באזור שנייה 45 הדבר תואם את אות הנשימה בו ניתן לראות שבערך בשנייה 40 החזה בקושי משנה את נפחו. גם כאן אות ה-ECG לאחר עיבוד מקדים (למעט EMG).



**איור 25 24 - הזזת האלקטרודות**

האיור מעלה מתאר את אות ה-ECG והנשימה כאשר אחד מחברי הקבוצה שיחק עם האלקטרודות. ניתן לראות את הקפיצות החדות באות המתארות בעיקר את המשחק בתנינים אך ניתן לראות בנוסף בערך בשנייה 47 את הבייס ליין הנוצר מהזזת האלקטרודות. ניתן לראות כי הדבר אינו משפיע על אות הנשימה אשר אין קשר בין מדידת אות הנשימה לאות ה-ECG מבחינת מדידה.



**איור 2425 - ניתוק מוחלט של התנינים**

האיור מעלה מתאר את המקרה בו ניתקנו חלק מהתנינים, בדומה לגרף הקודם ניתן לראות את הקפיצות החדות המתארות את התנתקות התנין והחלק במרכז בו התנין אינו מחובר. התנין השני עדיין מחובר ולכן עדיין קיימת מדידה מסוימת אשר שלה לא ברור ולא מייצג. ניתן לראות כי התנתקות האלקטרודה אינה משפיעה כלל על אות הנשימה.

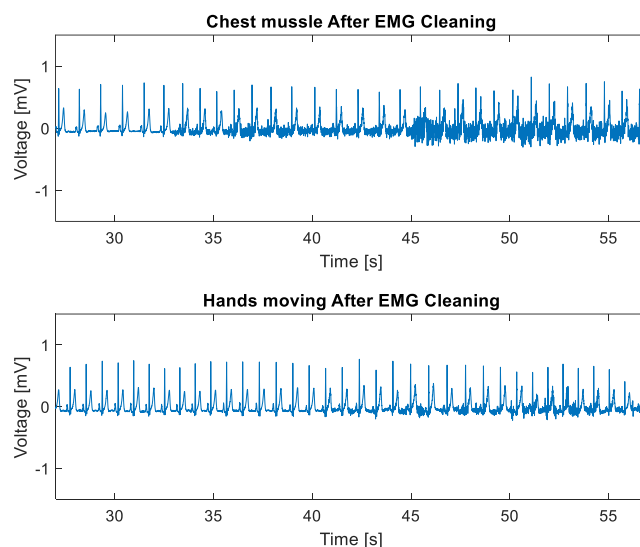
### **תשובה לשאלה 10-**

בכל אות מעלה ניתן לראות רעש, באות הראשון והשני ניתן לראות רעש הנובע מ-EMG (באות השני אף יותר חזק מהראשון) רעש זה נובע מהפעלת שרירים של הנבדק אשר גורם לאלקטרודות למדוד פוטנציאלים נוספים לפעילות הלב. ניתן לראות באיור 22 ובאיור 23 בשניות 45-60 כי יש רעש בתדר גבוה מה-ECG אשר לא ירד בסינון רעש הרשת. באיור 25 ניתן לראות את השינויים החדים באות אשר מצביעים על ניתוקים רגועים של התנינים ובנוסף ניתן לראות רעש נוסף בשנייה 47 אשר

נראה כמו בייס ליין מעט. באיור 24 ניתן לראות את הרעש (השינויים החדים באות) הנובעים מניתוקים בתנינים, בנוסף כאשר התנין מנותק ניתן לראות כי לא מתקבל אות ECG על גבי הגרף.

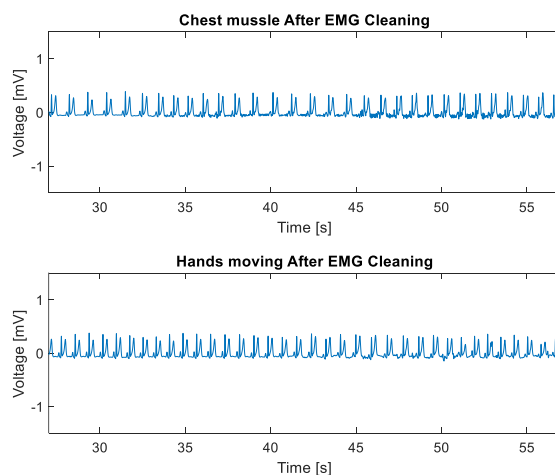
### תשובה לשאלה 11

אנו יודעים כי רעש EMG מאופיין בתדר גבוה ולכן שימוש בשיטת במעביר נמוכים נצליח לסנן את הרעש אך לא עד הסוף מכיוון שלרעש השרירים קיימת חפיפה בתדרים עם אות ה-ECG הרצוי.



איור 2626 - סינון LPF תדר ברך 100 הרץ

האיור מתאר ניסיון סינון של רעש שרירים בתדר ברך של 100 הרץ, ניתן לראות כי הרעש לא מסונן בצורה טובה ניתן להוריד את תדר הברך עוד אך להיזהר לא לפגוע בתחום של ECG.



איור 2727 - סינון שרירים עם תדר ברך 15 הרץ

האיור מתאר סינון של האות עם מעביר נמוכים בתדר ברך 15 הרץ. ניתן לראות כי כאשר הורדנו את תדר הברך קיבלנו סינון טוב יותר של רעש EMG אך עדיין לא מושלם, בנוסף פגענו באות ה-ECG, ולכן לא נוכל לסנן את רעש השרירים באופן אידאלי ללא לפגוע באות ה-ECG.

## תשובה לשאלה 12

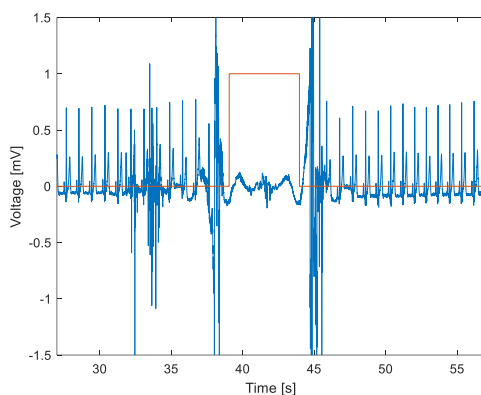
הצעתנו היא לגזור את האות ובכך להדגיש שינויים גדולים ולהנחית שינויים קטנים, שינויים קטנים מאפיינים את האות כאשר הוא מנותק. לאחר מכן לבצע ממוצע נע (moving average) ולקבוע סף מסוים כאשר האות קטן ממנו נחשב בניתוק.

```
function OZ = disconnect(signal);

    amp1 = 10*signal;%amplify the signal by 10;
    b = [1 0 -1]; %derivation
    F = filter(b,1,amp1);
    amp2= 10*F.^2; Num = 5e2;%attenuate small numbers
    Sqr = ones(1,Num);
    MA = 1/Num*conv(amp2,Sqr,'same'); %MA

    OZ= zeros(1,numel(signal));
    ind = find(MA<0.3 & MA>0.05); %threshold
    OZ(ind) = 1;
```

איור 22 - מדידת ECG עם הזזת ידיים



איור 28 - מוצא האלגוריתם

האיור מתאר את מוצע האלגוריתם שלנו למציאת ניתוק. ניתן לראות כי האלגוריתם אכן מצא את תחום הנקודות בו קיים ניתוק לתקופת זמן. אך מניתוח לפי העין כי האלגוריתם אינו תופס את כל המקטע בו יש ניתוק.

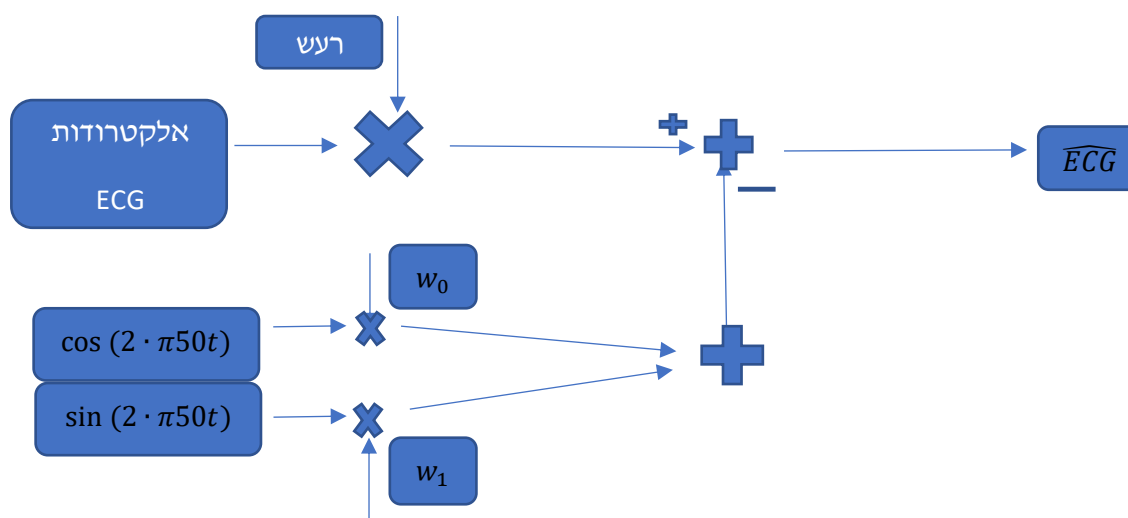
## תשובה לשאלה 13

1. ניצור אותות רפרנס בתדר 50 הרץ (סינוס וקוסינוס), נניח כי הרעש ואות ECG חסרי קורלציה.
2. נמשקל את כל אחד מהאותות במשקל אחר כדי ליצור את אות הרעש שלנו כמו שניתן לראות בנוסחה 1. כדי למשקל כל אות נשתמש בנוסחה:

$$(2) \omega = R_v^{-1} r_{xv}$$

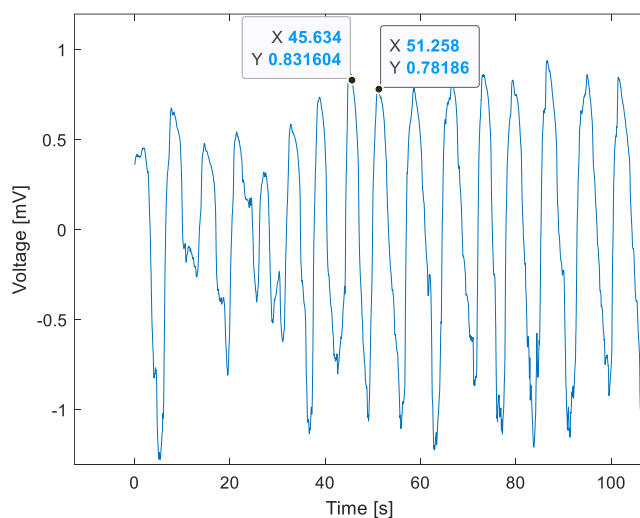
כאשר  $R$  היא מטריצת הקורלציה של אותות הרפרנס  $r$  וקטור הקרוס קורלציה של האות ואותות הרפרנס, ולבסוף נחסיר אותם מהאות.

3. לבסוף נחסיר בין האות שלנו לאותות הרפרנס הממושקלים



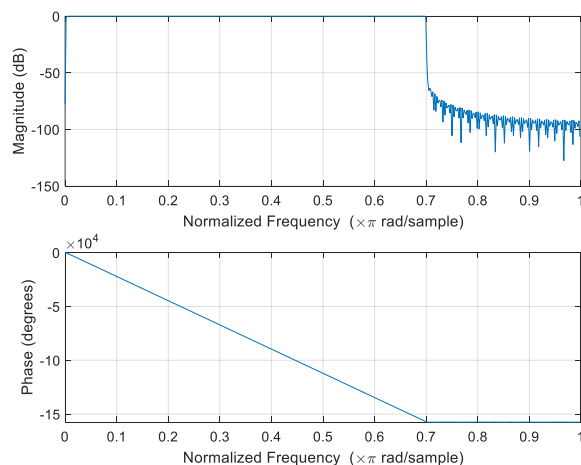
### תשובה לשאלה 14

נתבונן באות הנשימה כדי לשערך את תדר רעש הנשימה



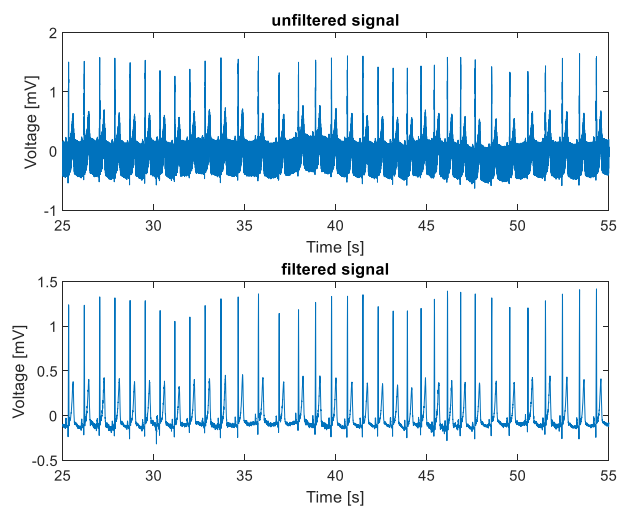
איור 2931 - אות הנשימה

האיור מתאר את אות הנשימה הנמדד במדידה  $Meas2$ . ניתן לראות כי זמן המחזור הוא בערך 5.5 שניות אך נחמיר בשערוך ונאמר כי זמן המחזור של הסינוס הוא 5 שניות ולכן תדר הסינוס הינו 0.2 הרץ. לכן נתכנן מסנן  $BPF$  בין 0.5-150 הרץ עם תחומי מעבר של 0.2-0.5 הרץ ו-150-200 הרץ. נבחר את תדרי הברך להיות הממוצעים ביניהם.



איור 32 31- המסנן שיצרנו

האיור מתאר את תגובת המגניטודה והפאזה של המסנן אותו בנינו. בחרנו לבנות  $FIR$  עם סדר זוגי, מבחינת נוחות יותר נוח להזיז מספר שלם ולא לבצע אינטרפולציה. בנוסף בחרנו סדר יחסית גבוה של מקדמים (2500) ונצטרך לוותר על 1250 דגימות שהם 2.5 שניות האחרונות בהקלטה בגלל ההשהיות שיוצר המסנן. נשים לב שפאזת המסנן היא לינארית ואכן קיבלנו מעביר פס.



איור 33 30- האות המסונן והמורעש

האיור מתאר אות לפני ואחרי הסינון של המסנן אותו בנינו. ניתן לראות כי המסנן סינן בצורה טובה ויעילה את הקו בסיס ואת רעש הסינוס ב-2000 הרץ. לאחר הסינון התייחסנו להשהיה הלינארית הנוצרת מהמסנן, כידוע השהיה של מסנן בעל תגובה סופית סימטרית הינה חצי מסדר המסנן ולכן קיבלנו השהייה של 1250 דגימות שהן 2.5 שניות בתדר דגימה של 500 הרץ.



#### 2.3.4 מסקנות:

בניסוי זה ראינו את הרעשים השונים שניתן לקבל ממדידת רעש ECG בנוסף לרעשים כמו רעש רשת, DC וקו בסיס. ראינו שכאשר מודדים אות ECG על הנבדק להיות רגוע ורפוי, שכן במידה לא יהיה נקבל רעשי EMG הנובעים מתנועות הנבדק. את רעשים אלו קשה עד בלתי ניתן לסנן לגמרי בשל החפיפה הקיימת בין תדרי ה ECG וה EMG. בנוסף יש לוודא כי האלקטרודות יושבות בצורה טובה ולא זזות, והתנינים מחוברים כראוי, שכן במידה ולא ייוצר לנו קו בסיס נוסף לנשימה וקטיעות של האות. לבסוף ראינו כיצד ניתן להשתמש בשיטת הלינאר קומביינר (חילוץ ECG עוברי) כדי לנקות רעש רשת ו DC.

## 2.4 ניסוי 4:

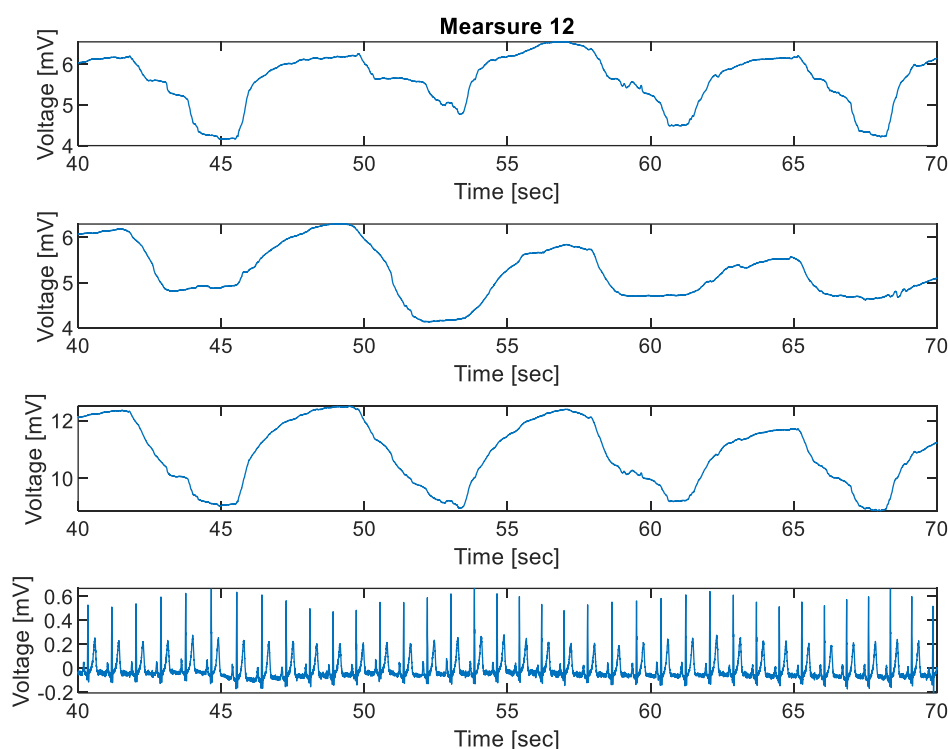
### 2.4.1 היפותזה:

בניסוי זה נחליף את התרמיסטור בחגורה נוספת, ונבצע מדידת ECG לאחד מחברי הקבוצה. נצפה כי כמו בחגורת הבטן נקבל אות נשימה, אך עם אמפליטודה קטנה יותר, שכן בית החזה הוא זה שמתנפח ושינוי נפח הבטן הוא רק "תופעת לוואי" של שינוי נפח החזה שנובע משינוי נפח הריאות. באשר לדום חסימה נשימתי, נצפה כי הן עבור חגורת הבטן והן עבור חגורת החזה נקבל אמפליטודות נמוכות מאוד בשל חוסר כניסת האוויר וניפוח הריאות.

### 2.4.2 מתודולוגיה:

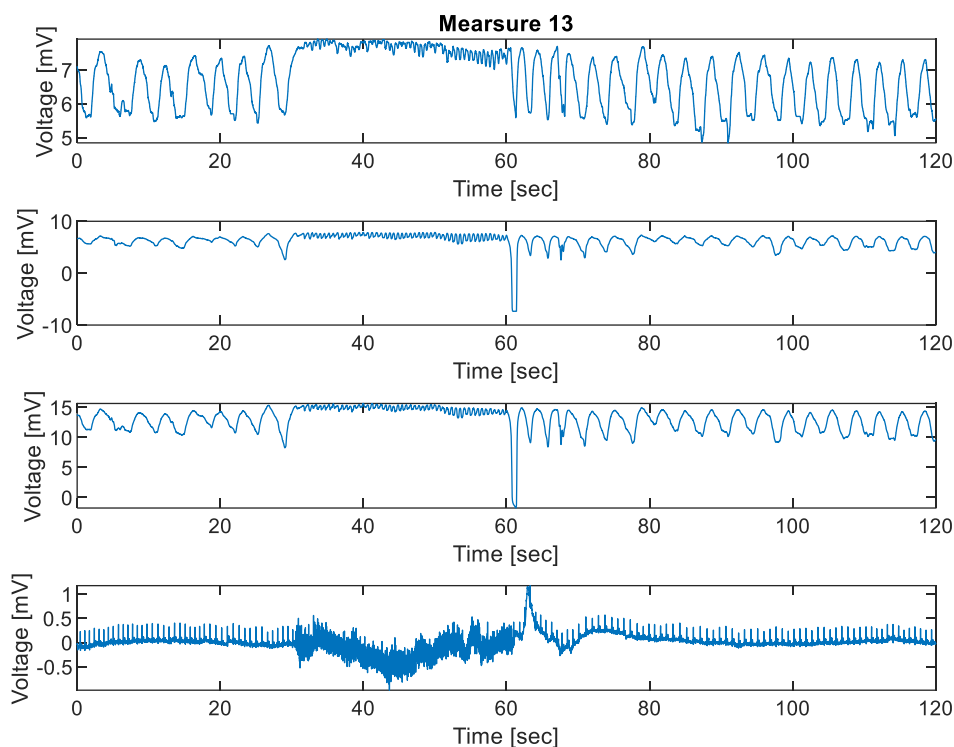
**מכשור וציוד:** אלקטרודות חד פעמיות, תנינים, מכשיר BIPAC, סנסור נשימה, סנסור נשימה נוסף.  
**מהלך הניסוי:** בניסוי זה ביצענו מדידה בודדת, דומה למדידות שביצענו בניסויים הקודמים, אך הפעם במקום תרמיסטור השתמשנו בחגורת חזה נוספת, אותה חגרנו סביב בטנו של הנבדק. האלקטרודות העליונות היה ממוקמות מעל בית החזה של הנבדק. ביצענו מדידה של 2 דקות.

### 2.4.3 תוצאות:



איור 32-34 - האותות שנמדדו במהלך מדידה 12

באיור מעלה ניתן לראות את האותות שמדדנו במדידה 12, כאשר האיור העליון הינו אות הנשימה מחגורת החזה, השני הינו אות הנשימה מחגורת הבטן, מתחתיהם ניתן לראות את הסכום שלהם, והאיור הרביעי זה אות ה-ECG שנמדד.

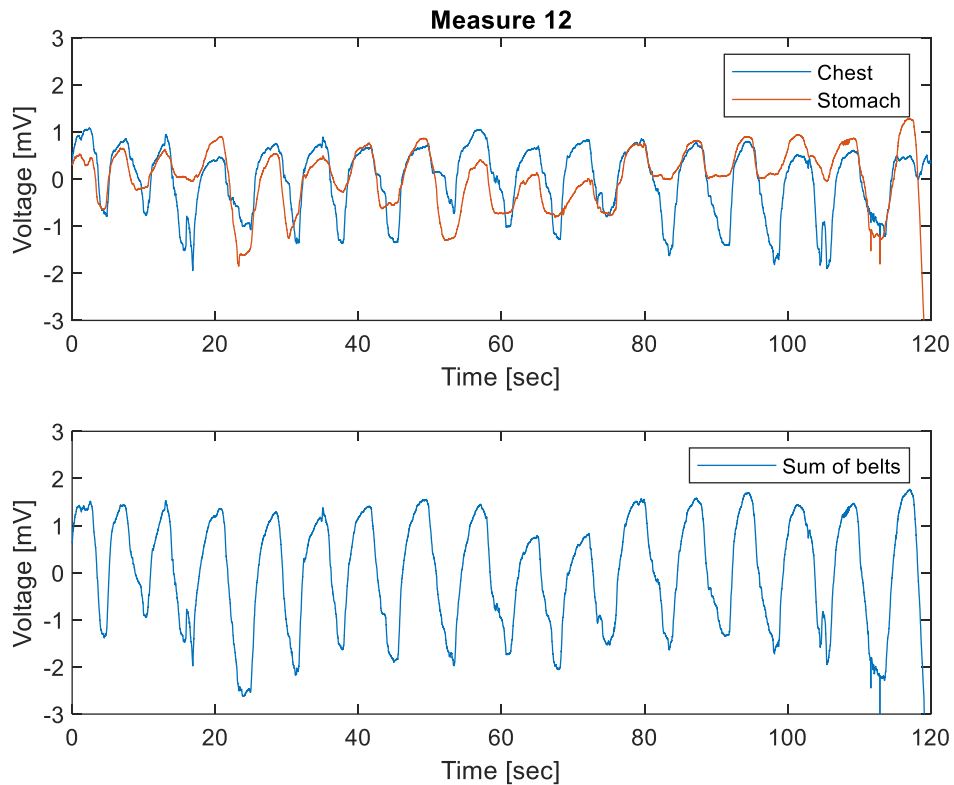


איור 33 35 - האותות שניתנו לנו במודל לניסוי 4

באיור מעלה ניתן לראות את המדידות שניתנו לנו באתר המודל. כמו כן מדידות אלה מגיעות מנבדק שחוזה דום חסימה נשימתי, ולכן ניתן לראות בבירור כי האותות שונים מהאותות שהוצאנו עד כה בניסוי. כמו כן ניתן לראות כי החסימה הנשימתית מתחילה בערך בזמן 30 שניות ומסתיימת בזמן 60 שניות.

### תשובה לשאלה " (?) מדוע סכום החגורות לא מראה בדיוק 0 ? "

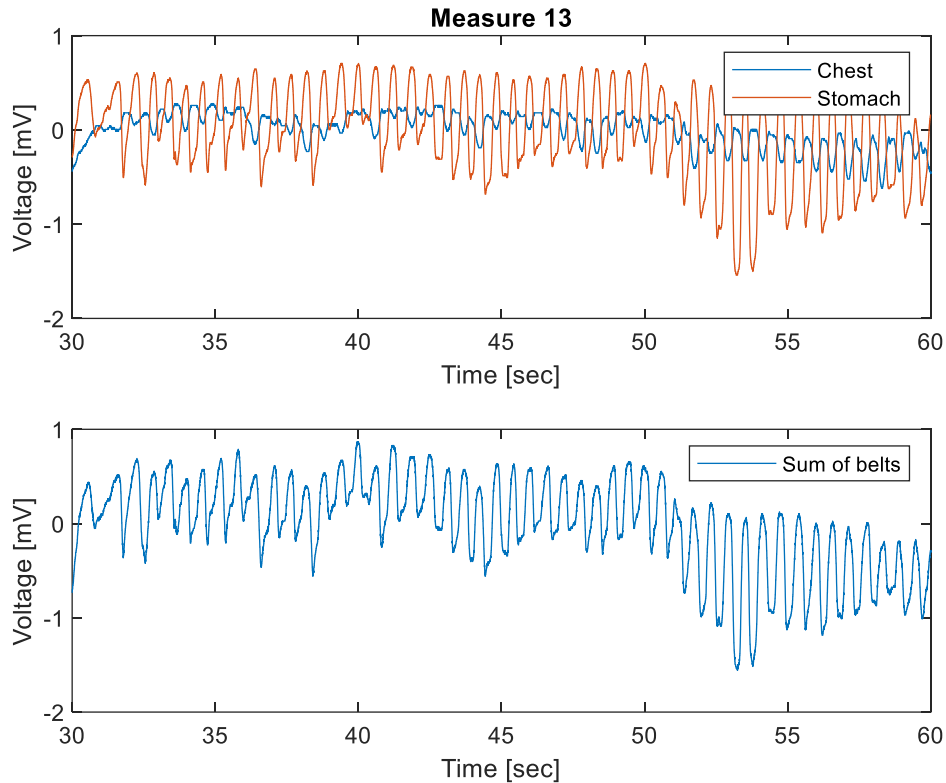
בכדי לענות על השאלה, נחסר את הממוצעים של כל אות בנפרד. נציג את התוצאות:



איור 34 36 - אות הנשימה מהחזה והבטן, וסכומם

באיור מעלה ניתן לראות את אותות הנשימה שהתקבלו אצלנו במדידה 12, כפי שניתן לראות, סכום החגורות מאוד רחוק מהערך 0, זאת משום שהנבדק לא חווה דום חסימה נשימתי, שכן במהלך ECG תקין נצפה כי האותות מהבטן ומהחזה יהיו בפאזה 0.

עתה נציג את אותו איור עם הדאטה שניתן לנו במודל, כמו כן נציג את האותות בזמנים שבין 30 שניות ל-60 שניות בכדי לתפוס את כל דום החסימה הנשימתי ושהאותות לא יושפעו מה- ECG התקין שלפני ואחרי דום החסימה הנשימתי.

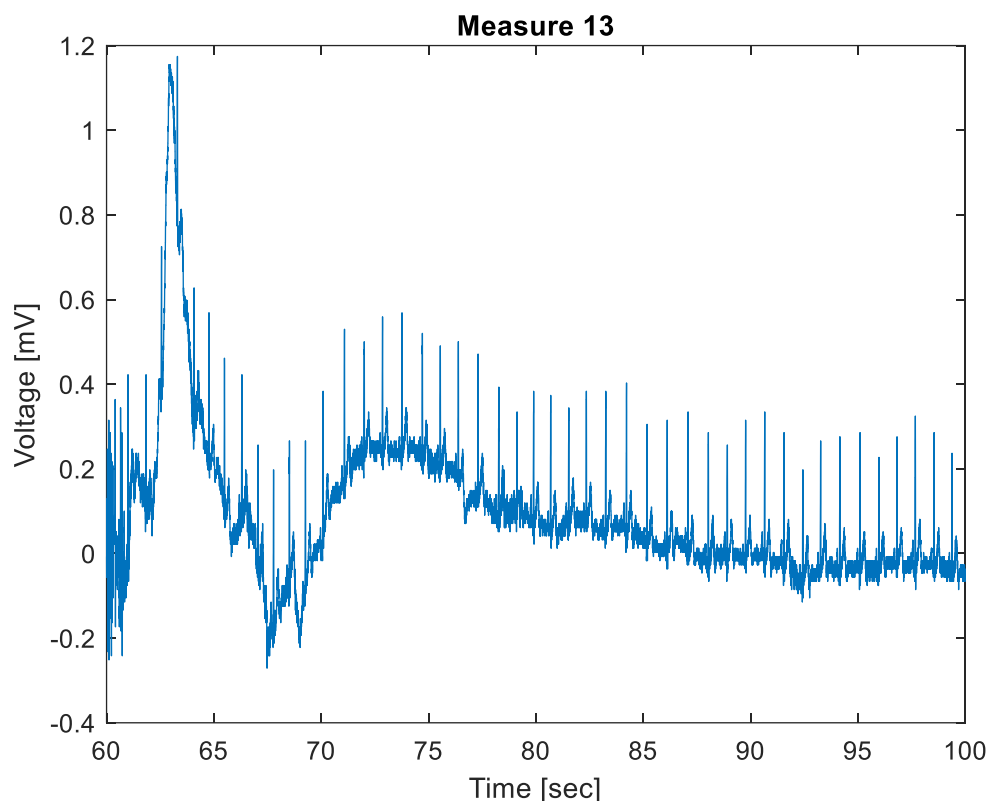


איור 37 35 - אות הנשימה מהחזה והבטן, וסכומם

באיור לעיל ניתן לראות את אותות הנשימה שהופקו מהדאטה שניתן לנו במודל. כמו כן ניתן לראות כי אכן הפעם יש פאזה של פאי (בקירוב) בין האות של הבטן לעומת האות של החזה, אך גם הפעם סכום האותות אינו שווה בדיוק לאפס. אנו משערים כי הדבר נובע מהעובדה שהאותות לא לחלוטין בפאזה פאי, ובנוסף ניתן לראות כי אמפליטודות האותות שונות במספר סדרי גודל ולכן האות בעל האמפליטודה הגבוהה יותר משפיע יותר על הסכום.

### **תשובה לשאלה 15:**

במדידה 12, לא קיבלנו אותות שמזכירים דום חסימה נשימתית, באף אחד מן האותות אין מאפיינים של דום חסימה נשימתית, כפי שהראנו במהלך פרק התוצאות של ניסוי זה. לעומת זאת במדידה שניתנה לנו (מדידה 13), לחלוטין ניתן לראות אותות המזכירים חסימה נשימתית, בקטע הזמן שבין 30 שניות ל-60 שניות. ראשית, אותות הנשימה מהבטן ומהחזה נעשים בעלי אמפליטודה קטנה מאוד, הנשימה הינה שטחית, ובנוסף ישנה פאזה של פאי בין שני אותות אלו. נוסף על כך ניתן לראות באות ה-ECG כי ישנו רעש חזק של EMG, שכל הנראה נובע מהפעלת השרירים לצורך ניסיון לנשימה תקינה מצד הנבדק.



איור 36 38 - אות ה-ECG לאחר סיום החסימה הנשימתית

באיור לעיל ניתן לראות את אותה-ECG לאחר סיום החסימה הנשימתית. כמו כן, ניתן לראות כי ישנה עליה גדולה במתח במהלך הנשימה הראשונה, לאחר מכן ניתן לראות ירידה חדה ולאחר מכן התייצבות על קו בסיס בקירוב 0. בשאלה 5 שיערנו כי דופק הנבדק יעלה בכדי לפצות על החוסר בחמצן שנגרם כתוצאה מהחסימה, כלומר מרווחי ה-RR יהיו צפופים יותר. כפי שניתן לראות השערתינו לא הייתה נכונה ומרווחי ה-RR נשארו דומים מאוד, כלומר הדופק פחות או יותר נשמר זהה.

#### 2.4.4 מסקנות:

בניסוי זה מדדנו אות ECG ומדדי נשימה מחגורת בטן וחגורת חזה. בנוסף ערכנו השוואה בין ECG תקין לבין ECG שניתן לנו כאשר במהלכו מתרחשת חסימה נשימתית. בניסוי ראינו כי כאשר ה-ECG תקין, ישנה פאזה של בקירוב 0 בין אות הנשימה מהבטן לאות הנשימה מחזה. לעומת זאת, כאשר אדם חווה חסימה נשימתית ישנה פאזה של פאי בין שני האותות, אך בכל זאת האותות הינם באמפליטודות שונות. בנוסף, דנו בשינויים שמתחרשים באות ה-ECG לאחר חסימה נשימתית, ראינו כי השערתינו מהדו"ח המכין התגלתה כלא נכונה וכי אין שינוי בדופק הנבדק (לפחות באופן משמעותי). אף על פי כן, ראינו כי ישנו שינוי באות ה-ECG מבחינת אמפליטודה, שכן מתקבלת אמפליטודה גבוהה יחסית בסיום החסימה, ולאחר מכן נמוכה יחסית עד שמגיעים להתייצבות.

במעבדה זו בחנו את השפעות הנשימה על מדידות ECG ואת השפעתם של מצבים שונים של נשימה. בניסוי הראשון ביצענו שתי מדידות של ECG כאשר ההבדל בין המדידות היה מיקום שתי האלקטרודות העליונות, פעם באזור שקעי הכתפיים ופעם באזור החזה. ראינו כי הנשימה והטמפי נמצאים בפאזה פאי אחד מהשני וכי בשיטה בה מודדים באזור הכתפיים, נקבל סיגנל ECG יותר נקי, כמעט וללא תופעת ה-BLW לעומת המדידה השנייה קיבלנו אות ECG יותר מורעש מבחינת BLW. בנוסף, למדנו כי כאשר אנו רוצים ללמוד על אות הנשימה מאות ה-ECG עדיף לעשות זאת מה-BLW כאשר האלקטרודות ממוקמות בבית החזה כיוון שקיבלנו קורלציות גבוהות בהרבה עם אות הנשימה. בניסוי השני בדקנו את ההשפעה של מצבי נשימה שונים על אות ה-ECG, אות בית החזה, ומד הטמפרטורה. ראינו כי ניתן לזהות את מצבי הנשימה מתוך מדידות אלה בצורה ברורה. עבור מצב של הפסקת נשימה ראינו כי ישנה ירידה של מד הטמפרטורה לטמפרטורת החדר ומדידת רצועת בית החזה מתאפסת. עבור נשימות עמוקות ונשימות קצרות ומהירות ראינו את השינויים הנובעים ממצבי נשימה אלה באותות הנמדדים ושינויי האמפליטודה. בנוסף, ראינו כי ניתן לחזק את ההשערה מהדוח המכין כי מרווח RR מתקצר בשאיפה ומתארך בנשיפה. בניסוי השלישי ראינו שרעשי EMG הנובעים מתנועות הנבדק הינם קשים לסינון כיוון שהם בתדרים חופפים לאות ה-ECG ולכן יש להקפיד על תנועה מינימלית בעת הבדיקה. בנוסף יש לוודא כי האלקטרודות יושבות בצורה טובה ולא זזות, והתנינים מחוברים כראוי כיוון שזה עלול להוסיף רעשים כמו קו בסיס או קטימה בהתאמה. בניסוי הרביעי ראינו כי כאשר ה-ECG תקין, ישנה פאזה של בקירוב 0 בין אות הנשימה מהבטן לאות הנשימה מחזה. לעומת זאת, כאשר אדם חווה חסימה נשימתית ישנה פאזה של פאי בין שני האותות, אך בכל זאת האותות הינם באמפליטודות שונות. בנוסף ראינו כי לאחר חסימה נשימתית אין שינוי בדופק הנבדק אך קיים שינוי של אמפליטודה, שכן מתקבלת אמפליטודה גבוהה יחסית בסיום החסימה, ולאחר מכן נמוכה יחסית עד שמגיעים להתייצבות.

## 4.1 Contents

- Exp 1
- Q1
- Q2
- Q3
- Q4:
- Q5:
- Q7:
- Q9:
- With EMG
- without EMG
- Disconnect
- Q.14
- Exp 4

## 4.2 Exp 1

```
% loading data
Fs = 500; % [Hz]
meas1 = load('Meas01T2.mat'); meas2 = load("Meas02.mat");
ECG1 = meas1.data(end-120*Fs:end,3); res1 = meas1.data(end-120*Fs:end,1);
temp1 = meas1.data(end-120*Fs:end,2);
ECG2 = meas2.data(end-120*Fs:end,3); res2 = meas2.data(end-120*Fs:end,1);
temp2 = meas2.data(end-120*Fs:end,2);

% removing DC
ECG1 = ECG1 - mean(ECG1);
ECG2 = ECG2 - mean(ECG2);

% plotting the results
t1 = 0 : 1/Fs : (numel(ECG1) - 1) / Fs;
t2 = 0 : 1/Fs : (numel(ECG2) - 1) / Fs;
figure
subplot(311)
plot(t1,res1); xlim([40 70]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';
title 'Mearsure 1';
subplot(312)
plot(t1, temp1); xlim([40 70]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Temperature [C]';
subplot(313)
plot(t1, ECG1); xlim([40 70]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';

figure
subplot(311)
plot(t2,res2); xlim([40 70]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]'; title
'Mearsure 2';
subplot(312)
plot(t2, temp2); xlim([40 70]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Temperature [C]';
subplot(313)
plot(t2, ECG2); xlim([40 70]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';
function [state]=breath_state(ECG,Respiration,Temp,n,t,Fs)
% this function checking the brath state using temerature changes
%1-normal breath, 2-stop breath, 3-deep, 4-quick and flat, 5-through the nose
Temp=Temp(1:length(ECG)); Respiration=Respiration(1:length(ECG));
state=[]; color=['r','b','g','y','k'];
L=floor(length(ECG)/n);
for i=0:L-1
    Tmean=mean(Temp(i*n+1:(i+1)*n));
    FFres=meanfreq(Respiration(i*n+1:(i+1)*n),500);
    FFtemp =meanfreq(Temp(i*n+1:(i+1)*n),500);
    if Tmean<=25.7 %if the temerature mean is less than 25 it's can be stop
        breath or through the nose
```



```

        [pks,locs]
findpeaks(Respiration,Fs,'MinPeakHeight',0.2,'MinPeakDistance',2);
a=locs<=t((i+1)*n);b=locs>=t(i*n+1);
count=length(find(a.*b==1));
if count<1 || (FFres<=0.4 && FFtemp>=0.003)
    % if there is no peaks (or number that close to zero) it's mean
    that the breath stop- there is no movment of the chest
    state=[state ones(1,n)*2];
else
    state=[state ones(1,n)*5]; % if the temp mean is less than 25 but
    there is a movment of the cheast it's breath through the nose
end
else % if the mean of the temp is more than 26 we check the frequency:
    if FFtemp>=0.003 && FFres<=0.2
        state=[state ones(1,n)*3];
    else
        if FFtemp<=0.0014 && FFres>=0.4
            state=[state ones(1,n)*4];
        else
            state=[state ones(1,n)]; % if it doesnt meet any of the
            consitions- normal breath
        end
    end
end
plot(t(i*n+1:(i+1)*n),ECG(i*n+1:(i+1)*n),'color',color(state(i*n+1)));
hold on
end
end

```

Published with MATLAB® R2022a

## 4.3 Q1

### Cross Correlation measure 1

```

corr1 = corr(ECG1,res1);

cort1 = corr(ECG1,temp1);

[xcorr1, lagsr1] = xcorr(ECG1, res1, 'normalized');
[xcort1, lagst1] = xcorr(ECG1, temp1, 'normalized');
% measure 2
corr2 = corr(ECG2,res2);
cort2 = corr(ECG2,temp2);
[xcorr2, lagsr2] = xcorr(ECG2,res2, 'normalized');
[xcort2, lagst2] = xcorr(ECG2,temp2, 'normalized');

% plotting
figure; subplot(211)
stem(lagsr1, xcorr1); title 'Corlation between ECG and resperatory 1st
measure';
xlabel 'Sample difference'; ylabel 'R_{xy}';
subplot(212)
stem(lagst1, xcort1); title 'Corlation between ECG and temp 1st measure';
xlabel 'Sample difference'; ylabel 'R_{xy}';
figure; subplot(211)
stem(lagsr2, xcorr2); title 'Corlation between ECG and resperatory 2nd
measure';
xlabel 'Sample difference'; ylabel 'R_{xy}';
subplot(212)
stem(lagst2, xcort2); title 'Corlation between ECG and temp 2nd measure';
xlabel 'Sample difference'; ylabel 'R_{xy}';

% calculating xcorr(0)
cer1 = xcorr1(lagsr1 == 0);

```

```
cer2 = xcorr2(lagsr2 == 0);
cet1 = xcort1(lagst1 == 0);
cet2 = xcort2(lagst2 == 0);
```

## 4.4 Q2

### Measure 1

```
Fs_AAF = 500;

Fpass_AAF = 40;           % Passband Frequency
Fstop_AAF = 50;

Fs_LPF = 100;
Fpass_LPF = 0.5;         % Passband Frequency
Fstop_LPF = 0.67;

[AAF,LPF,F_ECG,Delay1,index_delay,Baseline_EST1] =...

Deci_to_interp(ECG1,1/Fs,Fs_AAF,Fstop_AAF,Fpass_AAF,Fs_LPF,Fstop_LPF,Fpass_LPF);

figure; plot(t1,ECG1); hold on;
plot(t1(1:end)-Delay1/2,Baseline_EST1, 'LineWidth' , 3); xlim([30 60]);
xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]'; legend ('ECG','BLW');
title 'ECG with BLW - Measure 1';

% Measure 2
[AAF,LPF,F_ECG,Delay2,index_delay,Baseline_EST2] =...

Deci_to_interp(ECG2,1/Fs,Fs_AAF,Fstop_AAF,Fpass_AAF,Fs_LPF,Fstop_LPF,Fpass_LPF);

figure; plot(t2,ECG2); hold on;
plot(t2(1:end)-Delay2/2,Baseline_EST2, 'LineWidth' , 3); xlim([30 60]);
xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]'; legend ('ECG','BLW');
title 'ECG with BLW - Measure 2';
```

## 4.5 Q3

```
% fixing delay
Baseline_EST1 = Baseline_EST1';
BLW1 = Baseline_EST1(Delay1/2*Fs+1:end);
res1d = res1(1:end-Delay1/2*Fs);
temp1d = temp1(1:end-Delay1/2*Fs);

Baseline_EST2 = Baseline_EST2';
BLW2 = Baseline_EST2(Delay2/2*Fs+1:end);
res2d = res2(1:end-Delay2/2*Fs);
temp2d = temp2(1:end-Delay2/2*Fs);

% Cross Correlation
% measure 1
corr1 = corr(BLW1,res1d);
cort1 = corr(BLW1,temp1d);
[xcorr1, lagsr1] = xcorr(BLW1, res1d, 'normalized');
[xcort1, lagst1] = xcorr(BLW1, temp1d, 'normalized');
% measure 2
corr2 = corr(BLW2,res2d);
cort2 = corr(BLW2,temp2d);
[xcorr2, lagsr2] = xcorr(BLW2,res2d, 'normalized');
[xcort2, lagst2] = xcorr(BLW2,temp2d, 'normalized');

% calculating xcorr(0)
cer1 = xcorr1(lagsr1 == 0);
```

```
cer2 = xcorr2(lagsr2 == 0);
cet1 = xcort1(lagst1 == 0);
cet2 = xcort2(lagst2 == 0);
```

2- results:

```
Fs=500; % [Hz]

meas3=load('Meas03.mat');
meas4=load('Meas04.mat');
meas5=load('Meas05.mat');
meas6=load('Meas06.mat');
meas7=load('Meas07.mat');

plot_etr(meas3,Fs)
plot_etr(meas4,Fs)
plot_etr(meas5,Fs)
plot_etr(meas6,Fs)
plot_etr(meas7,Fs)

ECG4=meas4.data(:,3); ECG4=ECG4(end-120*Fs:end);
t = 0 : 1/Fs : length(ECG4)/Fs-1/Fs; % [sec]
figure
plot(t,ECG4);
xlabel('Time [sec]');
ylabel('ECG [mV]');
title('ECG');
ylim([-1.5 1.5]);
xlim([25 35])
```

## 4.6 Q4:

```
Fs=500; %[Hz]
Respiration3=meas3.data(:,1); Respiration3=Respiration3(end-120*Fs:end);
Respiration4=meas4.data(:,1); Respiration4=Respiration4(end-120*Fs:end);
Respiration5=meas5.data(:,1); Respiration5=Respiration5(end-120*Fs:end);
Respiration6=meas6.data(:,1); Respiration6=Respiration6(end-120*Fs:end);
Respiration7=meas7.data(:,1); Respiration7=Respiration7(end-120*Fs:end);
t=0:1/Fs:120;

figure
subplot(5,1,1)
plot(t,Respiration3);
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Respiration [mV]');
title('Meas 3');
subplot(5,1,2)
plot(t,Respiration4);
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Respiration [mV]');
title('Meas 4');
subplot(5,1,3)
plot(t,Respiration5);
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Respiration [mV]');
title('Meas 5');
subplot(5,1,4)
plot(t,Respiration6);
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Respiration [mV]');
title('Meas 6');
subplot(5,1,5)
plot(t,Respiration7);
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Respiration [mV]');
```

```
title('Meas 7');
```

## 4.7 Q5:

```
Temp3=meas3.data(:,2); Temp3=Temp3(end-120*Fs:end);

Temp4=meas4.data(:,2); Temp4=Temp4(end-120*Fs:end);

Temp5=meas5.data(:,2); Temp5=Temp5(end-120*Fs:end);

Temp6=meas6.data(:,2); Temp6=Temp6(end-120*Fs:end);

Temp7=meas7.data(:,2); Temp7=Temp7(end-120*Fs:end);


ECG3=meas3.data(:,3); ECG3=ECG3(end-120*Fs:end); [ECG3,t]=PRE_PROCESSING(ECG3,Fs,1);

ECG4=meas4.data(:,3); ECG4=ECG4(end-120*Fs:end); [ECG4,t]=PRE_PROCESSING(ECG4,Fs,1);

ECG5=meas5.data(:,3); ECG5=ECG5(end-120*Fs:end); [ECG5,t]=PRE_PROCESSING(ECG5,Fs,1);

ECG6=meas6.data(:,3); ECG6=ECG6(end-120*Fs:end); [ECG6,t]=PRE_PROCESSING(ECG6,Fs,1);

ECG7=meas7.data(:,3); ECG7=ECG7(end-120*Fs:end); [ECG7,t]=PRE_PROCESSING(ECG7,Fs,1);


n=find(t==10);

state3=breath_state(ECG3,Respiration3,Temp3,n,t,Fs);

state4=breath_state(ECG4,Respiration4,Temp4,n,t,Fs);

state5=breath_state(ECG5,Respiration5,Temp5,n,t,Fs);

state6=breath_state(ECG6,Respiration6,Temp6,n,t,Fs);

state7=breath_state(ECG7,Respiration7,Temp7,n,t,Fs);
```

## 4.8 Q7:

```
[pks3,locs3,meanHR3,stdHR3]=qrs_detect(meas3,Fs);

[pks4,locs4,meanHR4,stdHR4]=qrs_detect(meas4,Fs);

[pks5,locs5,meanHR5,stdHR5]=qrs_detect(meas5,Fs);

[pks6,locs6,meanHR6,stdHR6]=qrs_detect(meas6,Fs);
```

```
[pks7,locs7,meanHR7,stdHR7]=qrs_detect(meas7,Fs);
```

## 4.9 Q9:

```
%for deep breath:
[HR_in4,HR_out4,ampQRS_in4,ampQRS_out4]=checkRSA(ECG4,Respiration4,Fs,pks4,1
ocs4);
mean(HR_in4)
mean(HR_out4)
%quick breath:
[HR_in5,HR_out5,ampQRS_in5,ampQRS_out5]=checkRSA(ECG5,Respiration5,Fs,pks5,1
ocs5);
mean(HR_in5)
mean(HR_out5)
Meas8 = load('Meas08');Meas9 = load('Meas09');
Meas10 = load('Meas10');Meas11 = load('Meas11');

xlimo = [27 57]; ylimo = [-1.5 1.5];
```

## 4.10 With EMG

```
Allplot(Meas8.data,0,'RE',xlimo,ylimo,'Hands moving');
Allplot(Meas9.data,0,'RE',xlimo,ylimo,'Chest mussle');
Allplot(Meas10.data,0,'RE',xlimo,ylimo,'Electrods moving');
Allplot(Meas11.data,0,'RE',xlimo,ylimo,'Elegators moving');
```

## 4.11 without EMG

```
Allplot(Meas8.data,1,'E',xlimo,ylimo,'Hands moving After EMG Cleaning');
Allplot(Meas9.data,1,'E',xlimo,ylimo,'Chest mussle After EMG Cleaning');

figlist=get(groot,'Children');

newfig=figure;
tcl=tiledlayout(newfig,'flow')

for i = 1:numel(figlist)
    figure(figlist(i));
    ax=gca;
    ax.Parent=tcl;
    ax.Layout.Tile=i;
end
```

## 4.12 Disconnect

```
xlimo = [27 57]; ylimo = [-1.5 1.5];

ECG = Meas11.data(:,3); ECG = ECG(end-500*120:end);

[signal,t] = PRE_PROCESSING(ECG,500,1);

plot(t,signal);hold on;plot(t,disconnect(signal));
xlim(xlimo);ylim(ylimo);xlabel 'Time [s]';ylabel 'Voltage [mV]'
plot(signal);hold on;plot(disconnect(signal));
```

## 4.13 Q.14

```
load Meas02;load BPDQ14;
t = 0:1/500:120-1/500;
```

```

noise = 0.3*sin(2*pi*200*t); ECG = data(end-500*120+1:end,3)'; Res = data(end-
500*120+1:end,1);

signal = noise + ECG;
% plot(t,Res);xlabel 'Time [s]'; ylabel 'Voltage [mV]';
% freqz(BPFQ14);
filtered = filter(BPFQ14,1,signal);
filtered = [filtered((numel(BPFQ14)-1)/2:end) zeros(1,(numel(BPFQ14)-1)/2-
1)];
subplot(211);plot(t,signal);xlim([25 55]);xlabel 'Time [s]';ylabel 'Voltage
[mV]';
title('unfiltered signal');
subplot(212);plot(t,filtered);ylim([-0.5,1.5]);xlim([25 55])
xlabel 'Time [s]';ylabel 'Voltage [mV]'; title('filtered signal');

```

## 4.14Exp 4

```

clear variables

% loading data
meas12 = load('Meas12.mat');
meas13 = load('Meas13_AllTeams.mat');

Fs = 500; % [Hz]

% extracting each data
ECG12 = meas12.data(:, 3);
res112 = meas12.data(:,1);
res212 = meas12.data(:,2);
sum12 = meas12.data(:, 4);

ECG13 = meas13.data(:,3);
res113 = meas13.data(:,1);
res213 = meas13.data(:,2);
sum13 = meas13.data(:, 4);

% removing DC
ECG12 = ECG12 - mean(ECG12);
ECG13 = ECG13 - mean(ECG13);

% plotting the results
t = 0 : 1/Fs : (numel(ECG12) - 1) / Fs;

figure
subplot(411)
plot(t,res112); xlim([40 70]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';
title 'Mearsure 12';
subplot(412)
plot(t, res212); xlim([40 70]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';
subplot(413)
plot(t, sum12); xlim([40 70]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';
subplot(414)
plot(t, ECG12); xlim([40 70]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';

figure
subplot(411)
plot(t,res113); xlim([0 120]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';
title 'Mearsure 13';
subplot(412)
plot(t, res213); xlim([0 120]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';
subplot(413)
plot(t, sum13); xlim([0 120]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';
subplot(414)
plot(t, ECG13); xlim([0 120]); xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]';

% removing DC
res212ndc = res212 - mean(res212);

```

```

res112ndc = res112 - mean(res112);
res213ndc = res213 - mean(res213);
res113ndc = res113 - mean(res113);

figure
subplot(211)
plot(t,res112ndc); hold on; plot(t,res212ndc); ylim([-3 3]);
xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]'
legend('Chest', 'Stomach'); title 'Measure 12';
subplot(212)
plot(t,res212ndc + res112ndc); ylim([-3 3]);
xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]'
legend('Sum of belts')

% taking only the OSA part of the signals
rest2 = res213(find(t == 30) : find(t == 60));
rest2 = rest2 - mean(rest2);
rest1 = res113(find(t == 30) : find(t == 60));
rest1 = rest1 - mean(rest1);

figure
subplot(211)
plot(t(find(t == 30) : find(t == 60)),rest1); hold on; plot(t(find(t == 30) :
find(t == 60)),rest2);
title 'Measure 13'
xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]'
legend('Chest', 'Stomach')
subplot(212)
plot(t(find(t == 30) : find(t == 60)),rest1 + rest2); %ylim([-3 3]); xlim([25
65])
xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]'
legend('Sum of belts')

% plotting the ECG after OSA
figure;
plot(t(find(t == 60) : find(t == 100)), ECG13(find(t == 60) : find(t == 100)))
xlabel 'Time [sec]'; ylabel 'Voltage [mV]'; title 'Measure 13';

```

```

function Allplot(data,CleanEMG,Whatplot,xlimo,ylimo,titl)
%%this function is ploing everything you need in this lab
%%data - should 3 colums long Resp,Temp,ECG
%%CleanEMG - 0/1 depends if you want to clean EMG
%%Whatplot - R- resp      T-Temp    E-ECG
%%x/ylimo - limits graph
%%titl - title graph

j = 0;
Fs = 500;
min2 = 120*Fs;
R = 0;E = 0; T = 0;
N = numel(Whatplot);
if N>3
    error("Too much argument in Whatplot")
    return
end
for index = 1:N
    if(Whatplot(index) == 'R' )
        j = j + 1;
        R = 1;
    end
    if(Whatplot(index) == 'T' )
        j = j + 1;
        T = 1;
    end
end

```

```

        if(Whatplot(index) == 'E' )
            j = j + 1;
            E = 1;
        end
    end

    i = 1;
    figure;
    if E
        ECG = data(:,3);
        [ECG,t] = PRE_PROCESSING(ECG(end-min2:end), Fs,CleanEMG);
        subplot(j,1,i);plot(t,ECG);xlim(xlimo);ylim(ylimo)
        xlabel 'Time [s]';ylabel 'Voltage [mV]';
        i = i + 1;
    end
    if i == 2
        title(titl);
    end
    if R
        Res = data(:,1); Res = Res(end-min2:end);
        t = 0:1/Fs:120;
        subplot(j,1,i); plot(t,Res);xlabel 'Time [s]';ylabel 'Voltage [mV]'
        i = i + 1;
    end
    if i == 2
        title(titl);
    end
    if T
        Temp = data(:,2); Temp = Temp(end-min2:end);
        t = 0:1/Fs:120;
        subplot(j,1,i); plot(t,Temp);xlabel 'Time [s]';ylabel 'deg [C]'
        i = i + 1;
    end
    if i == 2
        title(titl);
    end
end

```



```

function
[HR_in,HR_out,ampQRS_in,ampQRS_out]=checkRSA(ECG,Respiration,Fs,pks,locs)
%this function receive the ECG and Respiration and found the aspiration and
%exhalation times and return the amplitude of QRS and heart rate for each
Respiration=Respiration(1:length(ECG));
for i=1:length(Respiration)-1
    m(i)=sign(Respiration(i+1)-Respiration(i));
end
for i=1:300:(length(m)-300)
    slope(i:i+300)=mode(m(i:i+300));
end
slope(length(m)-300:length(ECG))=mode(m(end-300:end));

in=find(slope==1);%aspiration
out=find(slope==-1); %exhalation

d=diff(in); in_index(1)=in(1); j=2;
for i=2:length(d)
    if d(i)>500
        in_index(j)=in(i);
        in_index(j+1)=in(i+1);
        j=j+2;
    end
end
in_index(j)=in(end);
d=diff(out); out_index(1)=out(1); j=2;
for i=2:length(d)
    if d(i)>500
        out_index(j)=out(i);
        out_index(j+1)=out(i+1);
        j=j+2;
    end
end
out_index(j)=out(end);
locs=locs*500; count1=1; count2=1;
for i=1:2:length(in_index)/2
    l=pks(find((locs>=in_index(i)).*(locs<=in_index(i+1)))));
    ampQRS_in(count1:count1+length(l)-1)=1; count1=count1+length(l);
    if length(l)>1
        RR_in(count2:count2+length(l)-
2)=diff(locs(find((locs>=in_index(i)).*(locs<=in_index(i+1)))))/500;
        count2=count2+length(l)-1;
    end
end
count1=1; count2=1;
for i=1:2:length(out_index)/2
    l=pks(find((locs>=out_index(i)).*(locs<=out_index(i+1)))));
    ampQRS_out(count1:count1+length(l)-1)=1; count1=count1+length(l);
    if length(l)>1
        RR_out(count2:count2+length(l)-
2)=diff(locs(find((locs>=out_index(i)).*(locs<=out_index(i+1)))))/500;
        count2=count2+length(l)-1;
    end
end

HR_in=60./RR_in;
HR_out=60./RR_out;

figure
subplot(2,1,1)
scatter(1:length(HR_in),HR_in,'filled');
hold on
scatter(1:length(HR_out),HR_out,'filled');
legend('aspiration','exhalation');
ylabel('Heart rate');xlabel('n');
subplot(2,1,2)
scatter(1:length(ampQRS_in),ampQRS_in,'filled');

```

```

hold on
scatter(1:length(ampQRS_out),ampQRS_out,'filled');
legend('aspiration','exhalation');
ylabel('Amplitude of QRS complex');xlabel('n');

end

```

Published with MATLAB® R2022a

```

function [AAF,LPF,F_ECG,Delay,index_delay,Baseline_EST] =
Deci_to_interp(signal,T_signal,Fs_AAF,Fstop_AAF,Fpass_AAF,Fs_LPF,Fstop_LPF,F
pass_LPF)
%AAF250 Returns a discrete-time filter object.

% MATLAB Code
% Generated by MATLAB(R) 9.6 and Signal Processing Toolbox 8.2.
% Generated on: 11-May-2022 14:41:55

% FIR Window Lowpass filter designed using the FIR1 function.

% All frequency values are in Hz.
Fs = Fs_AAF; % Sampling Frequency

% Fpass = 20; % Passband Frequency
% Fstop = 25; % Stopband Frequency
Fpass = Fpass_AAF; % Passband Frequency
Fstop = Fstop_AAF;
Dpass = 0.057501127785; % Passband Ripple
Dstop = 0.1; % Stopband Attenuation
flag = 'scale'; % Sampling Flag

% Calculate the order from the parameters using KAISERORD.
[N,Wn,BETA,TYPE] = kaiserord([Fpass Fstop]/(Fs/2), [1 0], [Dstop Dpass]);

% Calculate the coefficients using the FIR1 function.
b = fir1(N, Wn, TYPE, kaiser(N+1, BETA), flag);
AAF = dfilt.dffir(b);

% [EOF]
%LPF50 Returns a discrete-time filter object.

% MATLAB Code
% Generated by MATLAB(R) 9.6 and Signal Processing Toolbox 8.2.
% Generated on: 11-May-2022 14:39:39

% FIR Window Lowpass filter designed using the FIR1 function.

% All frequency values are in Hz.
% Fs = 50; % Sampling Frequency
Fs = Fs_LPF;

% Fpass = 0.5; % Passband Frequency
% Fstop = 0.67; % Stopband Frequency
Fpass = Fpass_LPF; % Passband Frequency
Fstop = Fstop_LPF; % Stopband Frequency

Dpass = 0.057501127785; % Passband Ripple
Dstop = 0.1; % Stopband Attenuation
flag = 'scale'; % Sampling Flag

% Calculate the order from the parameters using KAISERORD.
[N,Wn,BETA,TYPE] = kaiserord([Fpass Fstop]/(Fs/2), [1 0], [Dstop Dpass]);

% Calculate the coefficients using the FIR1 function.

```

```

b = fir1(N, Wn, TYPE, kaiser(N+1, BETA), flag);
LPF = dfilt.dffir(b);
ECG_low = filter(AAF,signal); %% anti aliasing
ECG_Deci = ECG_low(1:5:end); % Decimation of ECG signal by factor 5

N=1:5:length(signal);
Filt_BL_Deci = filter(LPF,ECG_Deci); % through the Filter
n = 1:length(signal);

BL_intp = zeros(1,numel(N)*5-4);
BL_intp(1:5:end) = Filt_BL_Deci;
Baseline_EST = 5*filter(AAF,BL_intp);
Delay = (2*numel(AAF.Numerator)-1)/2*T_signal+(numel(LPF.Numerator)-1)/2*(1/50);
index_delay = round(Delay/T_signal);
F_ECG = signal(1:(end-index_delay+1)) - Baseline_EST(index_delay:end)';

```

*Published with MATLAB® R2022a*

```

function OZ = disconnect(signal);

amp1 = 10*signal;%amplify the signal by 10;
b = [1 0 -1]; %derivation
F = filter(b,1,amp1);
amp2= 10*F.^2; Num = 5e2;%attenuate small numbers
Sqr = ones(1,Num);
MA = 1/Num*conv(amp2,Sqr,'same'); %MA

OZ= zeros(1,numel(signal));
ind = find(MA<0.3 & MA>0.05); %threshold
OZ(ind) = 1;

```

*Published with MATLAB® R2022a*

```

function [Hd,F_ECG] = HPF50(signal,Fs,Fs_signal,Fstop,Fpass)
%HPF50 Returns a discrete-time filter object.

% MATLAB Code
% Generated by MATLAB(R) 9.6 and DSP System Toolbox 9.8.
% Generated on: 10-May-2022 16:55:47

% FIR Window Highpass filter designed using the FIR1 function.

% All frequency values are in Hz.

Dstop = 0.1; % Stopband Attenuation
Dpass = 0.057501127785; % Passband Ripple
flag = 'scale'; % Sampling Flag
R = Fs_signal/Fs;
% Calculate the order from the parameters using KAISERORD.
[N,Wn,BETA,TYPE] = kaiserord([Fstop Fpass]/(Fs/2), [0 1], [Dpass Dstop]);

% Calculate the coefficients using the FIR1 function.
b = fir1(N, Wn, TYPE, kaiser(N+1, BETA), flag);
Hd = dfilt.dffir(b);

h = Hd.Numerator;
h_new = zeros((length(h) - 1) * R + 1,1); % adding zeros
h_new(1:R:end) = h;
Hd.Numerator = h_new;
F_ECG = filter(Hd,signal);% Changing Filter
% [EOF]

```

Published with MATLAB® R2022a

```
function [Clean_Signal,W,R,P] = Linear_Combiner(Raw_Signal,Noise_ref)
% this function performing the linear combiner
% algorithm as we studied in class
sizo = size(Raw_Signal);
Raw_Signal = reshape(Raw_Signal,[1 numel(Raw_Signal)]);
L_Noise = length(Noise_ref(1,:)); % length of the noise signal

R_r = (Noise_ref * Noise_ref') / L_Noise; % R matrix definition
R = inv(R_r); % for the calculation we will need
the inverse matrix of R
P = (Noise_ref * Raw_Signal') / L_Noise; % P matrix definition

W = R * P; % reference signal coeficient

Clean_Signal = Raw_Signal' - Noise_ref' * W;
Clean_Signal = reshape(Clean_Signal,sizo);
```

Published with MATLAB® R2022a

```
function plot_etr(meas,Fs)
%this function plot the ECG after Pre-processing,Respiration and Temp
ECG=meas.data(:,3); ECG=ECG(end-120*Fs:end);
[ECG,t]=PRE_PROCESSING(ECG,Fs,1);
Respiration=meas.data(:,1); Respiration=Respiration(end-120*Fs:end);
Temp=meas.data(:,2); Temp=Temp(end-120*Fs:end);

figure
subplot(3,1,1)
plot(t,ECG);
xlabel('Time [sec]');
ylabel('ECG [mV]');
title('ECG');
ylim([-1.5 1.5]);
xlim([15 45])

subplot(3,1,2)
plot(t,Respiration(1:length(t)));
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Respiration [mV]');
title('Respiration');
xlim([15 45])

subplot(3,1,3)
plot(t,Temp(1:length(t)));
xlabel('Time [sec]');
ylabel('Temp [deg C]');
title('Temperature');
xlim([15 45])
end
```

Published with MATLAB® R2022a

```
function [ECG_new,t]=PRE_PROCESSING(ECG,Fs,count)
%DC:
ECG_new = ECG-mean(ECG);

%BLW: FIR-HPF
Fc_BLW = 0.5; %[Hz] , because we saw in the lecture this is the frequency for
ECG
% a = fir1(50, 2 * Fc_BLW / Fs, 'high');
```

```

[Hd, ECG_new] = HPF50(ECG_new, 50, 500, 0.5, 0.67);
% ECG_new = filter(a, 1, ECG_new);
d = ceil((numel(Hd.Numerator) - 1) / 2);

%Linear combiner for f = 50 Hz
N = numel(ECG_new);
n = 1:N;
v = [sin(2*pi*50/Fs*n);cos(2*pi*50/Fs*n)]; % reference signal
[ECG_new,~,~,~] = Linear_Combiner(ECG_new,v);

if count == 1
    %EMG: LPF
    Fc_EMG = 100; %[Hz]
    b = fir1(50, 2 * Fc_EMG / Fs, 'low');
    ECG_new = filter(b,1,ECG_new);

end

delay = d + count * 50 / 2; % BLW filter gives 50/2 delay and EMG filter gives
50/2 delay
ECG_new = ECG_new(delay:end);
t = 0 : 1/Fs : length(ECG_new)/Fs-1/Fs; % [sec]

end

```

*Published with MATLAB® R2022a*

```

function [pks,locs,heart_rate_mean,heart_rate_std]=grs_detect(meas,Fs)
% this function get the meas and Fs and plot the signal and the QRS
% detection,
%also return the heart rate that calculate from the QRS detection
ECG=meas.data(:,3); ECG=ECG(end-120*Fs:end);
[ECG,t]=PRE_PROCESSING(ECG,Fs,1);

[pks,locs] = findpeaks(ECG,Fs,'MinPeakDistance',0.7);

t = 0 : 1/Fs : length(ECG)/Fs-1/Fs; % [sec]

figure
plot(t,ECG);
hold on
scatter(locs,pks,'filled')
xlabel('Time[sec]');
ylabel('ECG [mV]');
legend('ECG','QRS detect')
xlim([15 45])

RR=diff(locs);
heart_rate_mean=mean(60./RR);
heart_rate_std=std(60./RR);
end

```