

# מעבדה בהנדסה ביו-רפואית 3 (עיבוד אותות פיזיולוגיים)

---

מעבדה מס' 3 – EEG

שמות המגישים :

מור יוסף 318476850

מיכאל פולוניק 203833041

שם המדריך :

שני ארוסי

תאריך הגשה :

13.12.2021

## תוכן עניינים:

1. תקציר .....	3
2. ניסוי 1 – סגמנטציה של שני מצבים : עיניים פקוחות/עיניים סגורות .....	4
2.1. היפותזה .....	4
2.2. מתודולוגיה .....	4
2.3. תוצאות .....	5
2.4. מסקנות .....	8
3. ניסוי 2 – שערך Evoked Potentials על ידי מיצוע .....	10
3.1. היפותזה .....	10
3.2. מתודולוגיה .....	10
3.3. תוצאות .....	10
3.4. תשובות לשאלות .....	10
3.5. מסקנות .....	19
4. ניסוי 3 – סינון אדפטיבי .....	21
4.1. היפותזה .....	21
4.2. מתודולוגיה .....	21
4.3. תוצאות .....	21
4.4. תשובות לשאלות .....	21
4.5. מסקנות .....	24
5. מסקנות כלליות .....	26
6. מקורות .....	28
7. נספחים .....	29
קוד מאטלב .....	29

## 1. תקציר

בניסוי זה אנו רוצים לעבוד עם אותות EEG. אנו נרצה להכיר את תכונותיו בזמן ובתדר בכדי לבצע זיהוי אבחנתי. כמו כן אנו נכיר כיצד למצא אותות EP מתוך מדידות אמיתיות תוך השוואה לספרות ונסנן בצורה אדפטיבית את הרעשית השונים שיכולים להיות באותות מן המוח, כמו אותות מריצוד העניים EOG.

על מנת לצלוח את מטרתנו ביצענו שתי מדידות של EEG, האחת עם מקטעי זמן של עיניים פתוחות וסגורות כאשר במקטעי זמן עם עיניים סגורות חלקם נעשו תוך כדי הזזת האישונים. בעוד שהמדידה השנייה כללה גירוי ראייתי ע"י פנס במרווחי זמן קבועים. לאחר מכאן ביצענו אנליזה סטטיסטית על שני הסיגנלים שהתקבלו.

הצלחנו לבדד את גלי האלפא ע"י מסננים שונים ולהגיע לדיוקים שונים מבחינת שגיאה וקורלציה. כמו כן, הצלחנו לראות את השוני באמפליטודות התכולה הספקטרלית של ה-EEG בין עיניים סגורות ופתוחות. הצלחנו למצא אותות VEP מתוך אותות EEG, כמו כן, ראינו כי אותות VEP מורכבים משני פיקים עיקריים ב 75 מילישניות ו 100. בנוסף, בניסוי 3 סיננו בצורה אדפטיבית, על ידי אותות רפרנס מתאימים, את הרעשים שיכולים להיווצר באותות EEG.

לסיכום, ראינו שאפשר בצורה דיי טובה לבדד את הגלים השונים ב-EEG ע"י מסננים שונים ו VEP הינו קל למיצוע על ידי מיצוע הומוגני. בנוסף, סיננו אותות ECG מן EEG יצא לנו מעט פחות טוב, אך עדיין ניתן לומר כי סיננו את האותות הרלוונטיים.

## 2. ניסוי 1 – סגמנטציה של שני מצבים: עיניים פקוחות/עיניים סגורות

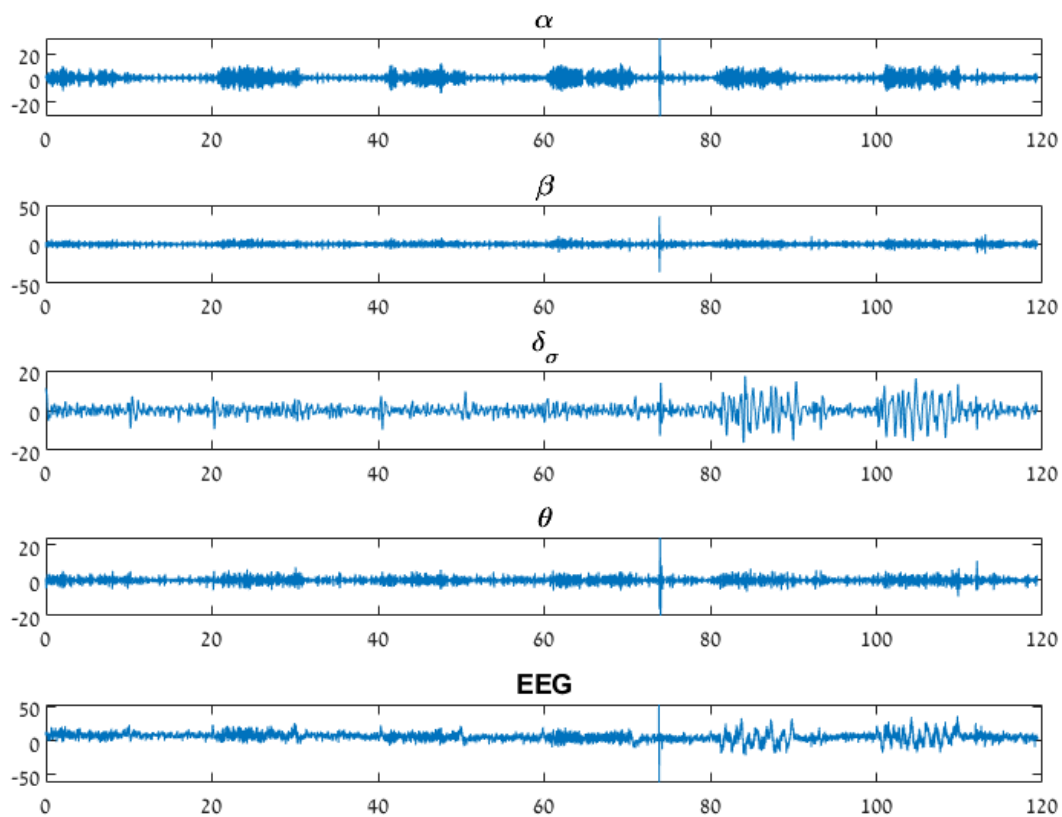
### 2.1. היפותזה

בניסוי זה נקליט סיגנל EEG מנבדק וננסה לבצע מניפולציות שונות על הסיגנל המתקבל. בניסיון לבדוד את גלי האלפא ע"י מסננים שונים מאות ה-EEG נוכל לצפות שסדר גבוה יותר יניב תוצאות טובות יותר אך עם דילאיי גדול יותר גם כן. עבור הסתכלות על התכונה הספקטרלית, נוכל לצפות מהדוח המכין לאמפליטודות גבוהות יותר בעת תזוזת העיניים מאשר ללא תזוזת העיניים.

### 2.2. מתודולוגיה

**כלים וחומרים:** תכנת BSL 4.0M36, מערכת biopac, 3 אלקטרודות, ג'ל אלקטרודות.

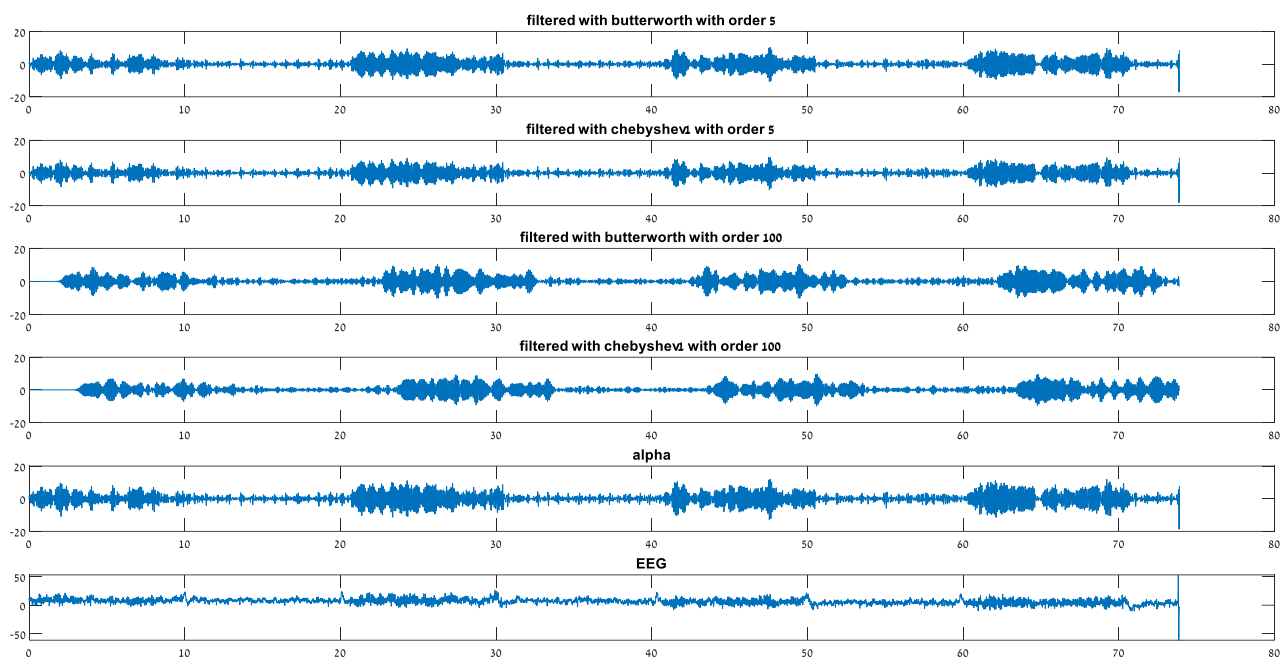
**מהלך ביצוע הניסוי:** ראשית חיברנו את האלקטרודות לראש הנבדק בצורה שנתבקשנו לפי הצבעים (אדום, לבן ושחור). לאחר מכן הלבשנו על ראשו כובע גומי על מנת שיחזיק את האלקטרודות במקום בצורה טובה. לאחר מכן הורינו לנבדק להיות רגוע עם עיניים עצומות וביצענו כיוול. לאחר מכן התחלנו את ההקלטה שהייתה בנויה משלושה מקטעים עיקריים ומעברים ביניהם. מצב 1 – הנבדק עם עיניים פקוחות, ללא הזזת עיניים וללא מצמוץ, מצב 2 – הנבדק עם עיניים עצומות, ללא הזזת עיניים ומצב 3 – הנבדק עם עיניים עצומות והפעם עם הזזת עיניים. מדדנו את אות ה-EEG במהלך 2 דקות כאשר באינטרוולים של 10 שניות הוא עוצם ופותח את עיניו. מתוך 6 הפעמים בהן הנבדק עצם את עיניו, בשתי הפעמים האחרונות הוא מזיז את העיניים מתחת לעפעפיים. שמרנו את הדאטא וביצענו עליו אנליזה.



איור 1 : הסיגנל שהתקבל מהמדידה

### תשובה לשאלה 1.1:

השתמשנו בשני מסנני butterworth מסדר 5 ומסדר 100 ובמסנן צ'בישב מסוג 1 מסדר 5 ו-100 גם כן.



איור 2: הסיגנלים המקוריים ואות האלפא שהתקבל אחרי הסינון במסננים השונים

### תשובה לשאלה 1.1.1:



איור 3: השגיאות עבור הסיגנלים במוצא כל אחד מהמסננים עם ערכי ה-P שלהם

ניתן לראות שכל המסננים בהם השתמשנו הניבו שגיאה שאינה שונה מאפס באופן מובהק ע"י מבחן t.

### תשובה לשאלה 1.1.2:

טבלה 1: תוצאות הקורולציה של הסיגנלים במוצאי המסנן עם אות האלפא שהתקבל מהתוכנה

סוג מסנן	Butterworth 4	Butterworth 100	Chebyshev 4	Chebyshev 100
ערך הקורולציה	0.9946	0.8862	0.9906	0.8535

### תשובה לשאלה 1.1.3:

המסנן שנבחר יהיה מסנן ה-butterworth מסדר 4, זאת משתי הסיבות – גם כי השגיאה שלו היתה הנמוכה ביותר וגם הקורלציה של הסיגנל במוצא המסנן עם אות האלפא של התוכנה הניב את הערך הגבוה ביותר.

### תשובה לשאלה 1.1.4:

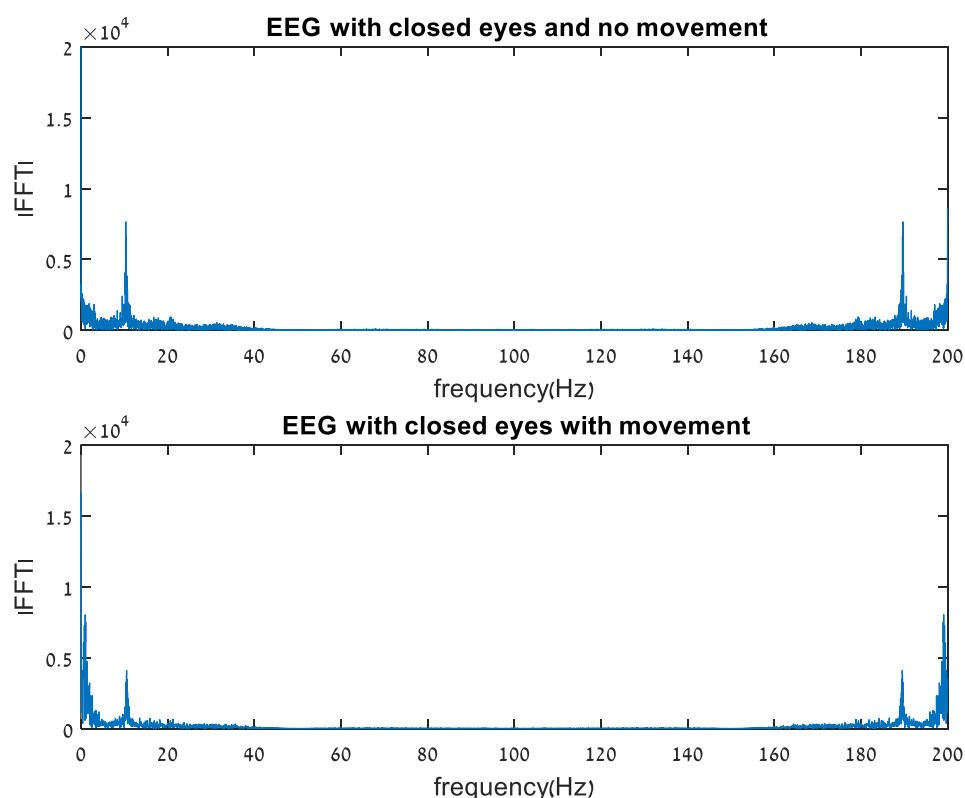
התקבלה שגיאה יחסית של 76.43% שהיא שגיאה גבוהה מאוד ולכן ניתן לומר שקיים הבדל משמעותי סטטיסטית בשונות של גל האלפא בין המקטעים בהם הנבדק סוגר ופותח את עיניו.

### תשובה לשאלה 1.1.5:

כאן התקבלה שגיאה יחסית של 57.76% שגם היא שגיאה גדולה מאוד. ולכן גם כאן ניתן לומר שקיים הבדל משמעותי סטטיסטית בשונות של גל ה-EEG הכללי במקטעים בהם הנבדק עוצם ופותח את עיניו.

בשני סעיפים אלו ניתן היה לראות זאת גם בסיגנל (כפי שניתן לראות באיור 1).

### תשובה לשאלה 1.2:



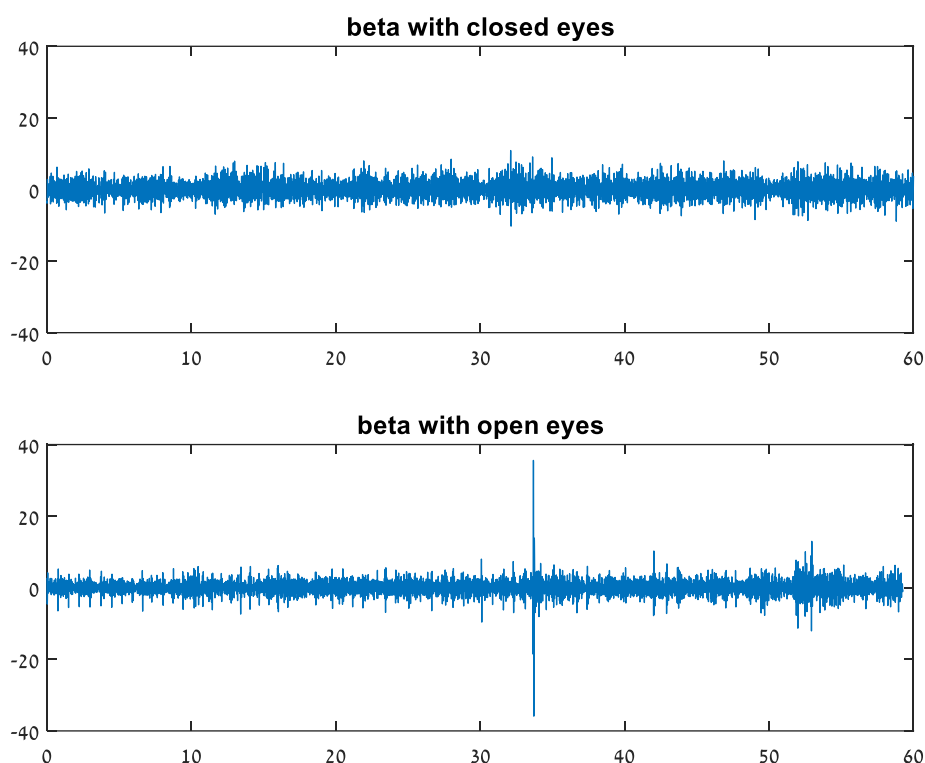
איור 4: הספקטרום של ה-EEG בעיניים עצומות כאשר קיימת ונעדרת תנועת האישונים

ניתן לראות באיור 4 שקיים שוני בין הספקטרומים ב-EEG כאשר העיניים עצומות וסטטיות לבין כשהאישינים זזים. ניתן לראות שהאמפליטודות של התדרים הקיימים גבוהים יותר אך אין קיום של תדרים חדשים.

### תשובה לשאלה 1.3:

אמפליטודת גלי אלפא הם לרוב בין 15-50 מיקרו וולט. גלי האלפא שאנחנו הקלטנו במעבדה הגיע עד ל-כ-20 מיקרו וולט לכן בהחלט ניתן לומר שקיים הבדל באמפליטודה של גל זה בהשוואה לספרות. ניתן להציק זאת ע"י מדידה לא מיטבית ומסננים שונים בתוכנה שגורמים להורדת האמפליטודה של האות.

### תשובה לשאלה 1.1.4:



איור 5: גלי בטא בעיניים פקוחות ועצומות

כבר באיור 5 ניתן לראות את השוני באמפליטודה בין הסיגנל בעיניים סגורות לעיניים פתוחות. כמו כן, השגיאה היחסית בין השונויות שלהם עומדת על 18.37% שהיא שגיאה לא זניחה. לכן ניתן לומר שיש הבדל בגלי הבטא כשהעיניים סגורות ופתוחות.

## 2.4 מסקנות

נסתכל על תוצאות המסננים השונים עבור בידוד גלי האלפא מאות ה-EEG, ניתן לראות באיור 2 מהסתכלות בלבד שהתוצאה הטובה ביותר למראית עין התקבלה עבור מסנן ה-butterworth מסדר 4. נוכל להסתכל באיור 3 ולראות שעבור כל המסננים קיבלנו ערכי P גבוהים – כלומר השגיאות עבור כולן אינן שונות מאפס באופן מובהק בהתאם למה שרצינו. בנוסף, באיור 2 ניתן לראות שקיבלנו עבור סדרים גבוהים יותר (עבור שני סוגי המסננים) דילאייס ארוכים יותר ואף הורדה באמפליטודה של האותות.

מבחינת הקורולציה קיבלנו ערך מקסימלי עבור מסנן ה-butterworth מסדר 4. לכן אם עלינו לבחור את המסנן המיטבי נוכל לבחור במסנן זה (מכיוון שמבחינת השגיאה קיבלנו עבור כלל המסננים שגיאה שאינה שונה מ-0 באופן



מובהק). בסה"כ ניתן לומר שבניגוד לציפיות עבור סדרי המסננים קיבלנו תוצאות טובות יותר מבחינת הקורולציה עבור המסננים מסדרים נמוכים יותר.

בנוסף הסתכלנו בניסוי זה על הספקטרום של גלי ה-EEG והשווינו בין קיום והיעדרות תנועת אישונים (מתחת לעפעפיים). ניתן לראות באיור 4 שתכולת התדר שהתקבלה זהה אל קיים הבדל משמעותי באמפליטודות של התדרים הנוכחים בין שני המצבים. כאשר העיניים זזות יש קיום מובהק יותר של התדרים הקיימים ה-EEG מאשר בזמן שבו אין תנועת עיניים.

לבסוף ניתן לומר שמסנן butterworth מסדר 4 מספיק על מנת לסנן טווח תדרים המתאים לסוג גל מסויים ב-EEG במובן שמתקבלת שגיאה שאינה שונה מ-0 באופן מובהק ובקורולציה מקסימלית.

### 3. ניסוי 2 – שערך Evoked Potentials על ידי מיצוע

#### 3.1. היפותזה

בניסוי זה אנו נמצע EP באמצעות מיצוע הומוגני, ראינו בקורס עיבוד אותות פיזיולוגיים כי זוהי אופציה יחסית טובה לשערך אות EP. בשיטה זו מחלקים את האות לגירויים, כך שזהו תהליך סטציונרי, חסר תוחלת, וחסר קורלציה בין פוטנציאלים זרים. כלומר אנו לוקחים סדרה של מקטעים וממצעים עליהם. וככל שנשתמש ביותר גירויים, כך נוכל לקבל אות נקי יותר מרעשים. לכן, אנו מצפים כי במיצוע לאורך הרבה גירויים נוכל לקבל את האות הרצוי.

#### 3.2. מתודולוגיה

**כלים וחומרים:** BSL 3.7 M30 pro שתומך ב Biopac, 3 אלקטרודות, גיל אלקטרודות, פנס Stroboscope flash.

**מהלך ביצוע הניסוי:** חיברנו את האלקטרודות בצורה הבאה:



איור 6- צורת חיבור האלקטרודות

באיור 6 רואים באיזו צורה חיברנו את האלקטרודות. כאשר האלקטרודה השחורה הייתה ליד המצב, האלקטרודה האדומה הייתה מאחורה. את כבל הפנס (Stroboscope flash) חיברנו ל CH-4 בערכת BIOPAC. פתחנו את התוכנה עם ההגדרות המתאימות לניסוי ומיקמנו את הפנס בערך מטר מן הנמדד. כיוונו את תדר הפנס להיות  $1 \text{ [Hz]}$  והחלנו במדידה למשך דקה.

#### 3.3. תוצאות

את תוצאות המדידות אנו נציג בתשובה לשאלה 2.

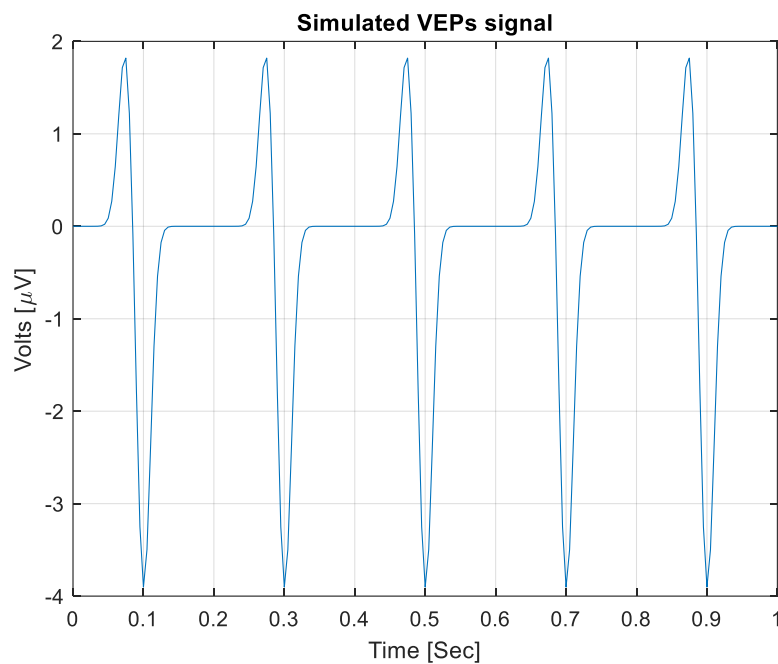
#### 3.4. תשובות לשאלות

**תשובה לשאלה 2.1.1:** כתבנו את הקטע קוד הבא כדי ליצור מחזור אחד של VEP

```
% create VEPs:
fs = 200;
t = 0: 1/fs :0.2-1/fs;
N75 = (1/20)*normpdf(t,0.075,0.01);
P100 = -(1/10)*normpdf(t,0.1,0.01);
Vep_1_cycle= N75+P100;
```

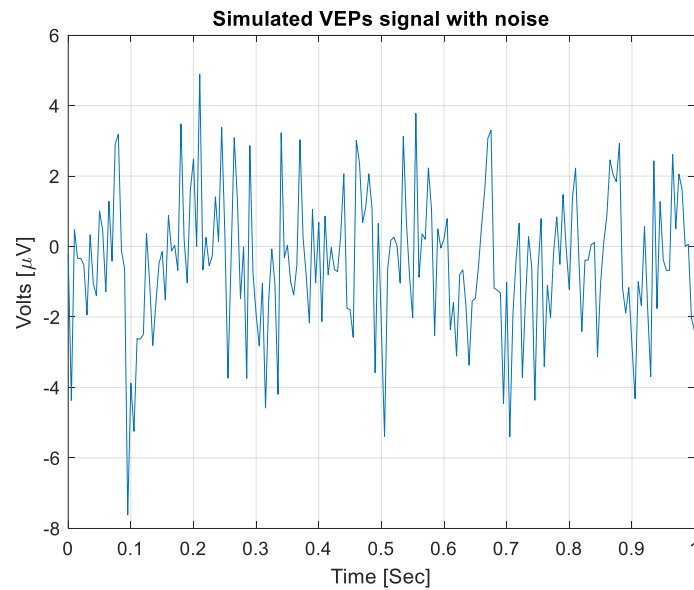
כלומר יצרנו אות בתדר דגימה של  $200[Hz]$  ולאחר מכן יצרנו וקטור זמן מתאים למחזור אחד של VEP. השלב הבא היה ליצור משתנה המתפלג נורמלית המייצג את כל אחד מן הפיקים בVEP. הממוצע מתאר היכן יתרחש הפיק וסטיית התקן תקבע עד כמה הוא יהיה רחב. בסוף, חיברנו בין שתי ההתפלגויות וחיברנו את הווקטור של Vep\_1\_cycle פעמים כדי לקבל אות מסוננת באורך דקה.

נציג מקטע של שנייה אחת של האות לפני שהוספנו רעש



איור 7- שנייה מתוך האות המסוננת לפני הוספת הרעש

באיור 7 ניתן לראות שנייה מתוך האות המסוננת לפני הוספת הרעשים, ואכן אות זה דיי דומה למה שהוצג בדוח המכין. לאחר מכן הוספנו לאות רעש פונקציה מובנית של הוספת רעש לבן גאוס וקיבלנו כי  $SNR_{synthesized} = -3.1115[dB]$ . נציג את אותו המקטע לאורך שנייה בכדי לראות את הוספת הרעש

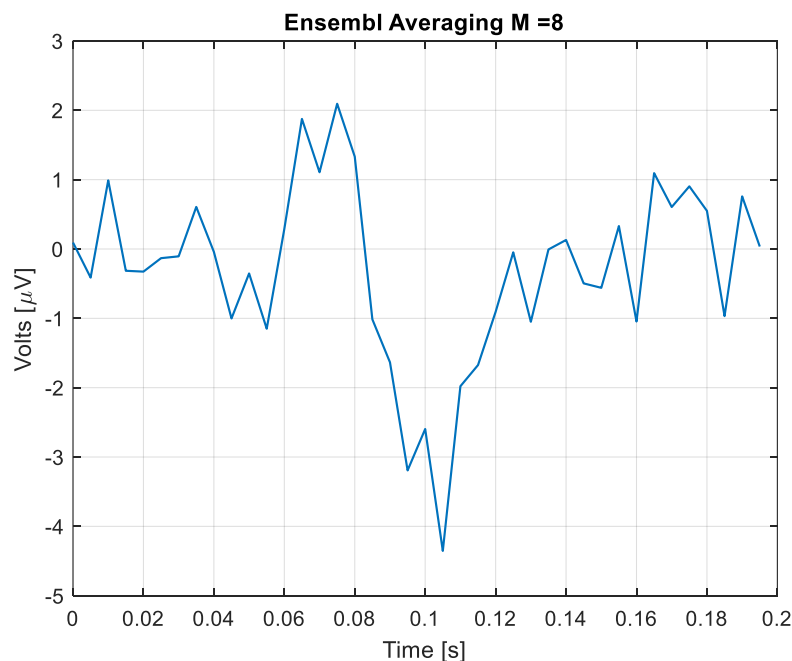


איור 8- אות יחד עם רעש גאוזי לבן

באיור 8 רואים שקשה לזהות את VEP לאחר הוספת הרעש.

### תשובה לשאלה 2.1.2:

בדוח המכין ראינו כי בכדי להגיע ל  $SNR = 6 [dB]$ , עלינו למצע על פני לפחות  $1.6[s]$  ולכן אנו צריכים למצע על 8 מחזורים של VEP. נציג את האות לאחר מיצוע הומוגני של 8 מחזורים של האות.



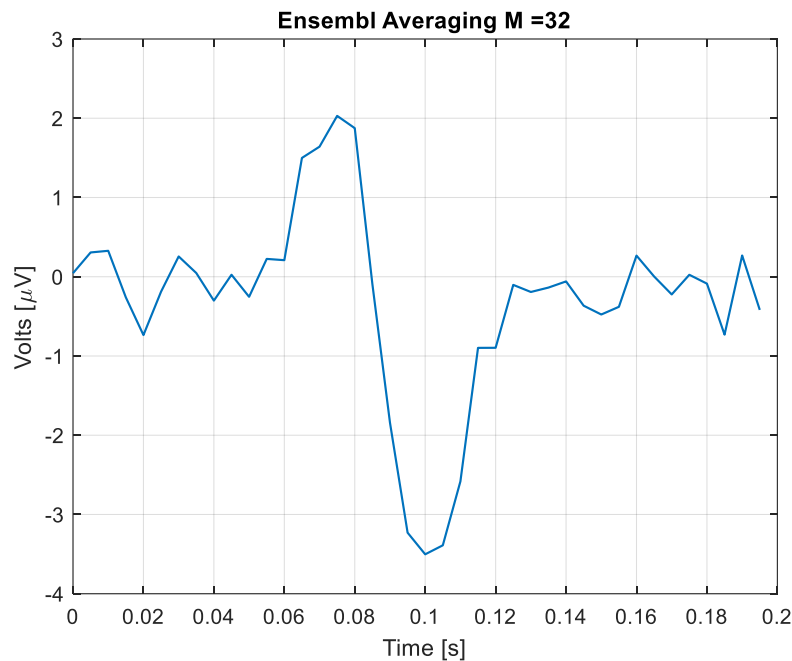
איור 9- אות VEP שעבר מיצוע על פני 8 מחזורים

באיור 9 רואים אות שעבר מיצוע על פני 8 מחזורים. ניתן לראות באופן כללי את שני הפיקים הראשוניים סביב  $75[ms]$  ואת השניים הבאים ב  $100[ms]$ . יתרה מכך, אנו רואים כי השיערוך של האות יחסית רועש אך בכל זאת הצורה הכללית של האות מזיר את הVEP המסוננת בהתחלה.

כאשר מדדנו את ה-SNR העדכני שמנו לב כי בכדי להגיע לתוצאה הדומה לתיאוריה אנו צריכים למצע את אות הרעש לאורך אותה כמות מחזורים של המיצע ההומוגני. כך שקיבלנו

$$SNR_{M=8} = 6.1468[dB]$$

בדוח המכין ראינו כי בכדי להגיע ל  $SNR = 12 [dB]$ , עלינו למצע על פני לפחות  $6.4[s]$  ולכן אנו צריכים למצע על 32 מחזורים של VEP. נציג את האות לאחר מיצוע הומוגני של 32 מחזורים של האות.



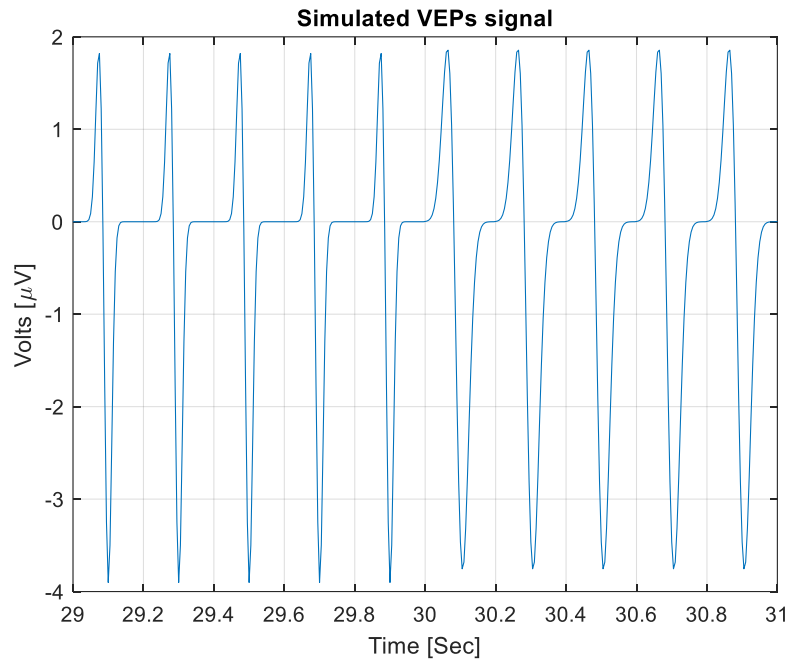
**איור 10- אות VEP שעבר מיצוע על פני 32 מחזורים**

באיור 10 רואים אות שעבר מיצוע על פני 32 מחזורים. ניתן לראות באופן כללי את הפיק הראשון ב  $75[ms]$  ואת הפיק השני ב  $100[ms]$ . יתרה מכך, אנו רואים כי השיערוך של האות פחות רועש ממיצוע הומוגני על פני 8 מחזורים אך בכל זאת הצורה הכללית של האות מזכיר את ה-VEP המסוננת בהתחלה.

כאשר מדדנו את ה-SNR העדכני שמנו לב כי בכדי להגיע לתוצאה הדומה לתיאוריה אנו צריכים למצע את אות הרעש לאורך אותה כמות מחזורים של המיצע ההומוגני. כך שקיבלנו

$$SNR_{M=32} = 12.0196[dB]$$

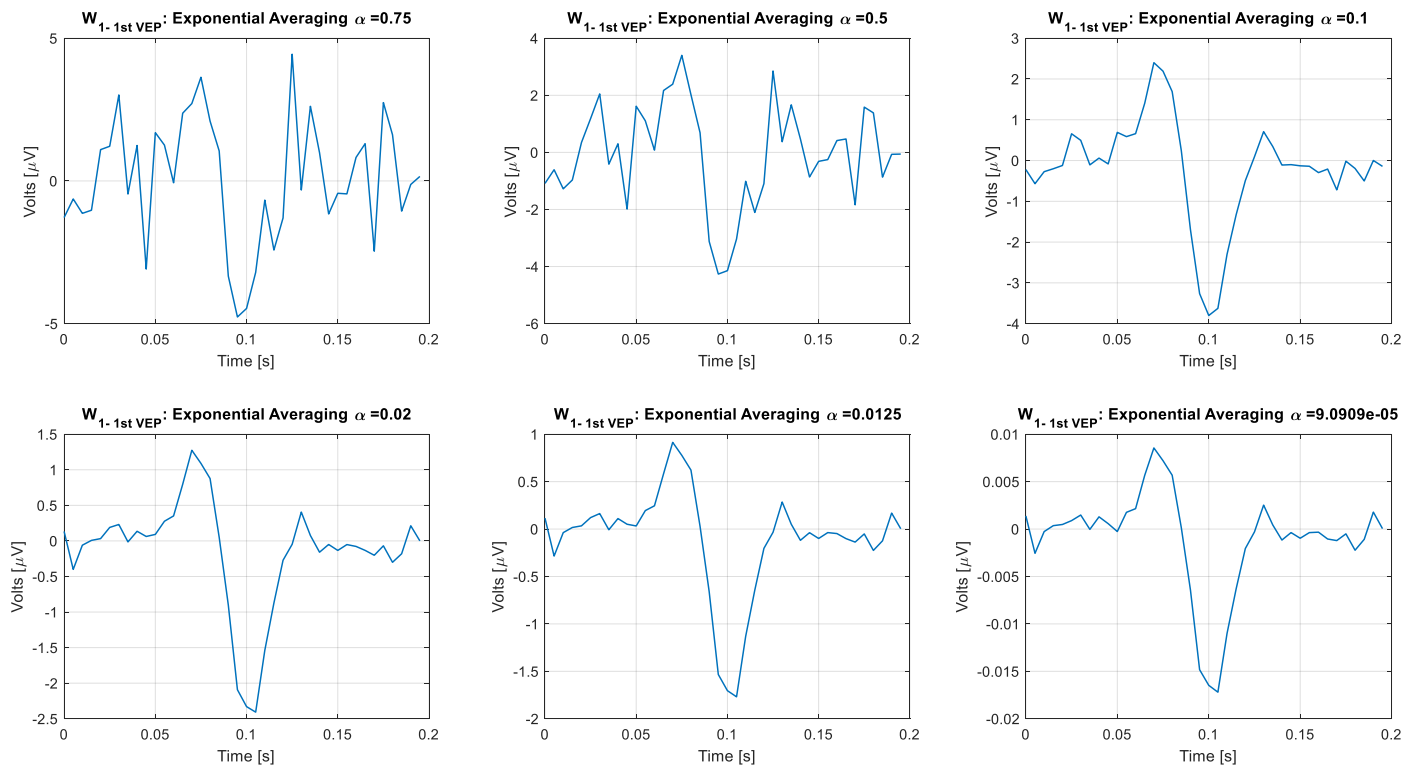
**תשובה לשאלה 2.2:** יצרנו אות עם סטיית תקן שונה וחיברנו בניהם.



#### איור 11- סינתוז VEP ראשון צמוד לVEP השני

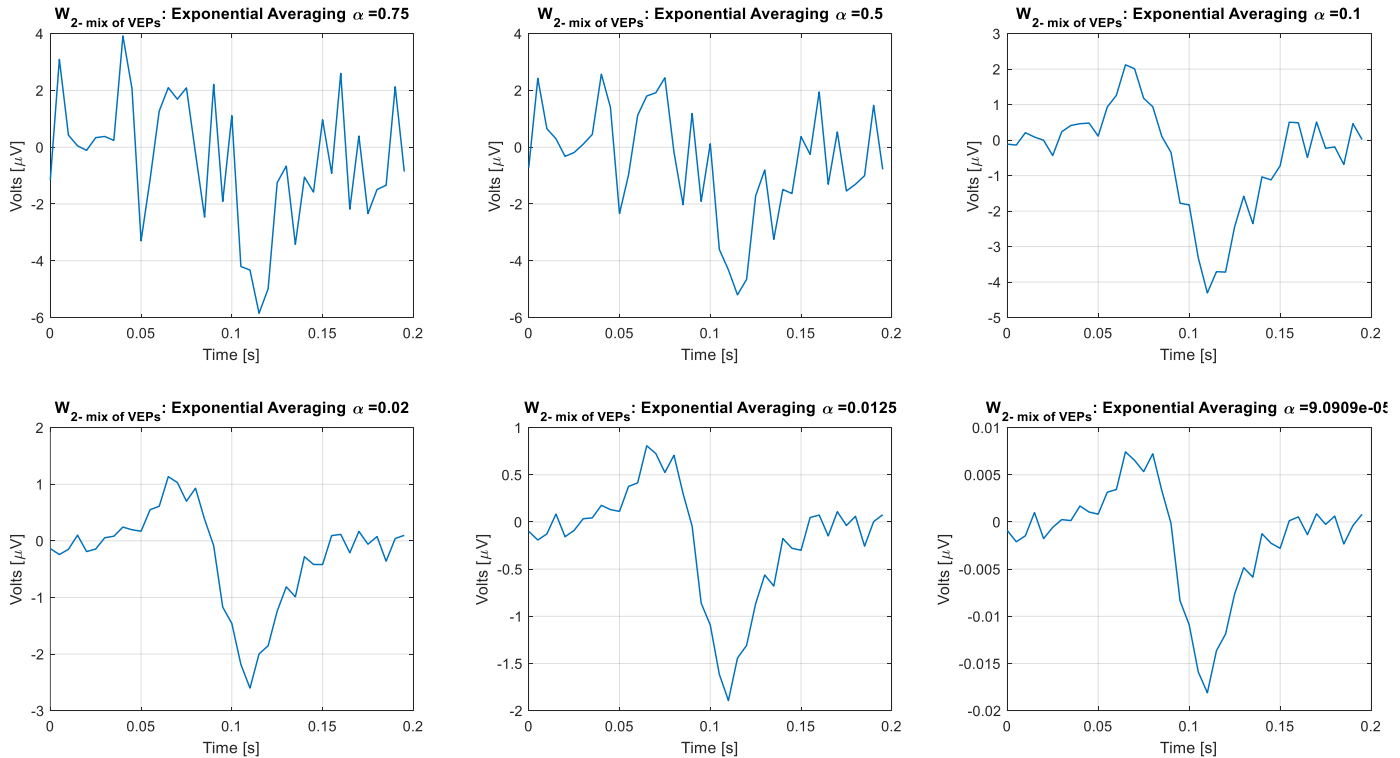
באיור 11 ניתן לראות כי עד ל 30 השניות בראשונות אנו מקבלים את VEP מן הסעיף הקודם, והחל מ 30 שניות אנו רואים VEP עם סטיית תקן גדולה יותר, כלומר רוחב הפיקים מעט רחב יותר ואכן ניתן לראות זאת במקטעים ששווים ל 0. החל מחצי דקה רואים אותם צרים יותר. השלב הבא היה לקחת שלוש חלונות שונים עבור הסיגנל שיצרנו עם המיזוג של שני סוגי ה VEP-ים. חלון 1 יורכב רק מהאות שסנתזנו בסעיף הקודם.

נציג כעת את התוצאות לאחר המיצוע האקספוננציאלי



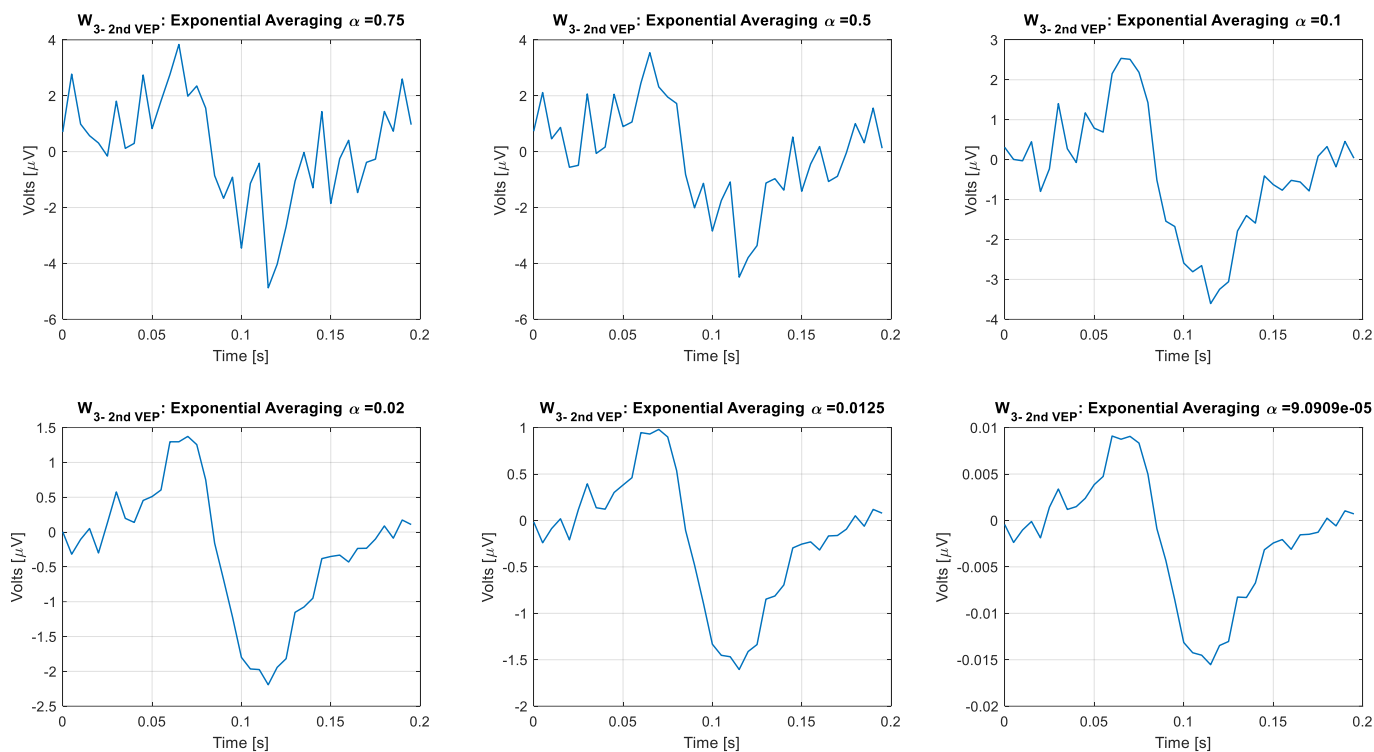
#### איור 12- חלון 1: (1 VEP) מיצוע אקספוננציאלי עם ערכי $\alpha$ משתנים

באיור 12 ניתן לראות את VEP הממוצע אקספוננציאלי עם ערכי  $\alpha$  שונים על פני כל 50 המחזורים של האות. רואים באופן כללי רעש עבור ערכי  $\alpha$  גדולים והחלקה עבור ערכי  $\alpha$  קטנים. אם כי ערכים קטנים מדי של  $\alpha$  גורמים גם להנחתה של האמפליטודה ב VEP המשווער.



איור 13- חלון 2: (2 VEP+ 1 VEP) מיצוע אקספוננציאלי עם ערכי  $\alpha$  משתנים

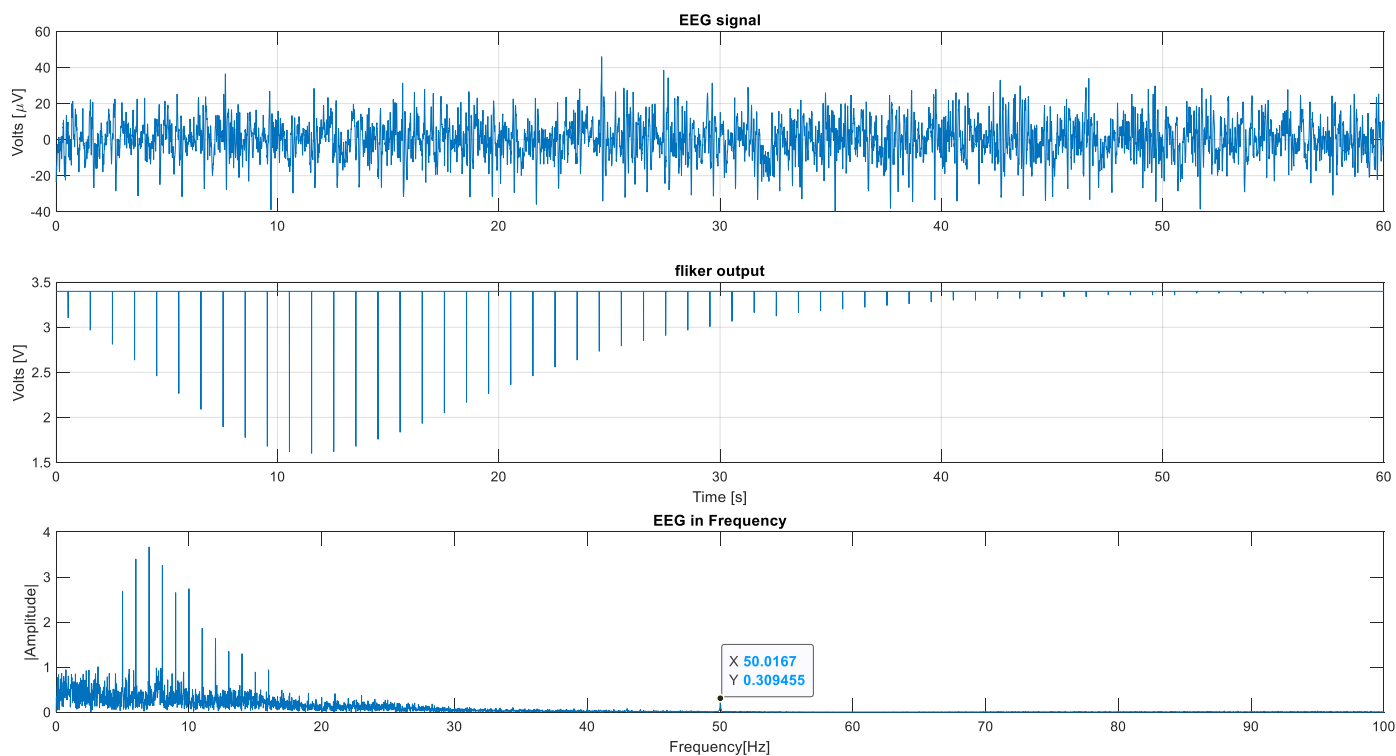
באיור 13 רואים מיצוע אקספוננציאלי עבור האות שמורכב מחצי VEP 1 וחצי נוסף VEP 2. ניתן לראות באופן כללי מגמה דומה לזו שראינו מאיור 12. עבור ערכי  $\alpha$  קיבלנו VEP משוער רועש ועבור ערכי  $\alpha$  קטנים אנו מקבלים אות יותר מוחלק, אך הפעם הפיק הראשון של 75 מילישניות פחות בא לידי ביטוי.



איור 14- חלון 3: (2 VEP) מיצוע אקספוננציאלי עם ערכי  $\alpha$  משתנים

באיור 14 ניתן לראות את המיצוע האקספוננציאלי עבור הVEP השני, בעל סטיית התקן הגדולה יותר (משמע רוחב הפיק גדול יותר). לכן באיור זה רואים בצורה מעט יותר ברורה את הפיקים, אך ברוחב מעט גדול יותר.

**תשובה לשאלה 2.3.1:** מאחר ווקטור הנתונים של הפנס שלנו היה וקטור קבוע, ביקשנו לקחת את הנתונים מהקבוצה של בן גרינשפן ואורית גוטמן לאחר אישורה של שני ארוסי.



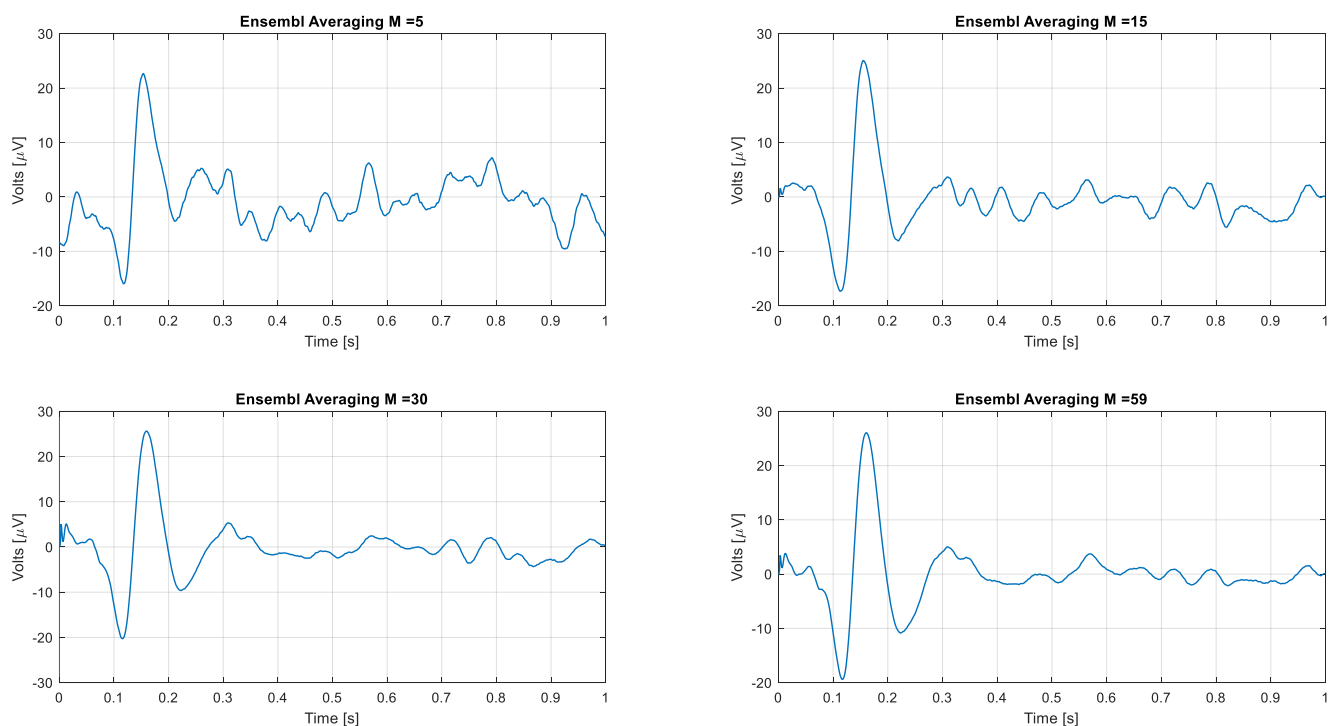
איור 15- אות EEG ואות הפנס



באיור 15 אנו רואים את ה-EEG כפי שהוקלט במעבדה, ולמטה ניתן לראות את הבהוב הפנס כתלות בזמן. נשים לב שההפרש בין כל שני הבהובים הוא שנייה ולכן התדר של ה-VEP הוא  $1[Hz]$ . לאחר התבוננות בתדר של אות ה-EEG, ראינו כי קיים רעש רשת של  $50[Hz]$ . כפי שרואים באיור החלקו התחתון

לאחר סינון רעש הרשת, ביצענו מיצוע הומוגני על גבי 5, 15 ו-59 מחזורים. נציין כי לא ניתן למצע על פני כל האות מאחר וסיננו רעש רשת והתחשבנו בכך שאות הפנס נותן לנו נקודות רפרנס למיקום הגירוי הראיתי. לשם קבלת תוצאות טובות יותר. הזנחנו את החלק הראשון של האות עד לרגע שבו ווקטור הפנס הראה הבהוב בפעם הראשונה.

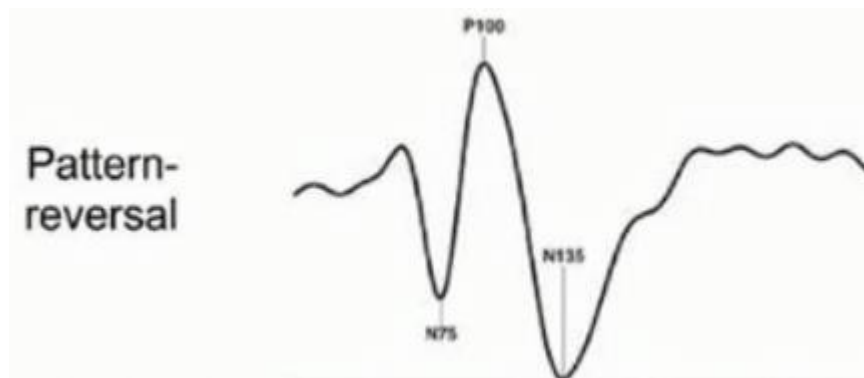
נציג כעת את תוצאות המיצוע לאחר הורדת רעש רשת והתחלת חישוב כך שהמיקום הראשון באות ה-EEG יתאים לתחילת ההבהוב של הפנס



**איור 16- מיצוע הומוגני של אותו אמיתי**

באיור 16 ניתן לראות מיצוע הומוגני של אות VEP עד כדי היפוך סימן, מחיבור האלקטרודות. ניתן לראות באופן כללי שישנה התנהגות שדומה לתיאוריה אך אין אנו רואים זאת עבור זמנים של 75 מילישניות ו-100 מילישניות. אלא בזמנים מעט מוזגים. הפרש הזמנים בין הפיק הראשון לשני הוא 44 מילישניות והפרש הזמנים בין הפיק השני לשלישי הוא 67 מילישניות.

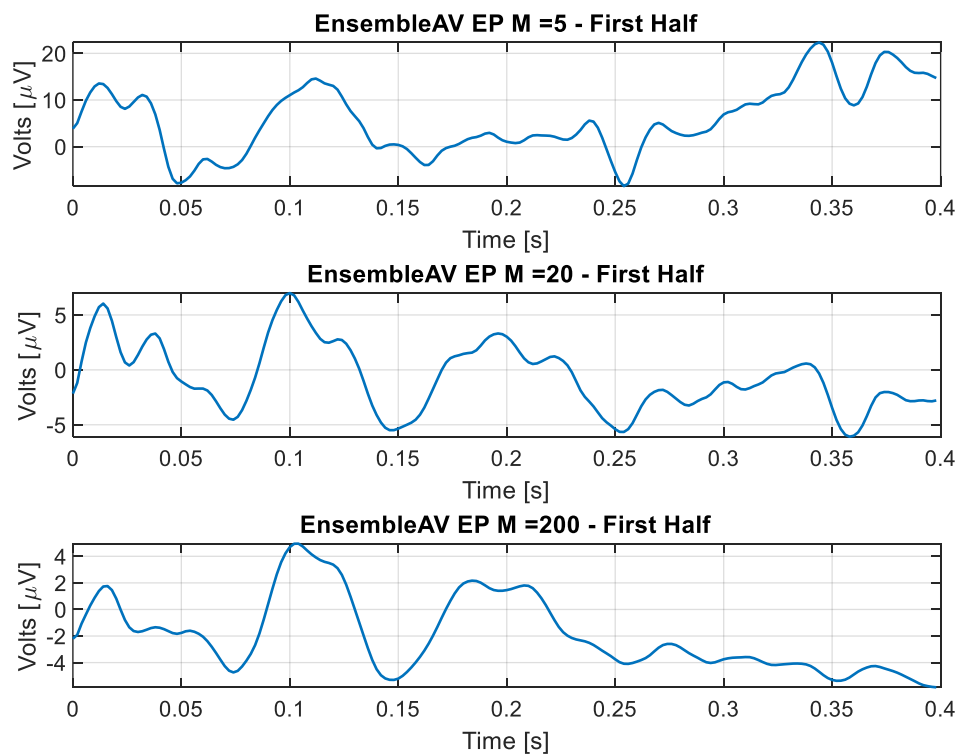
לפי התיאוריה, VEP מתואר על ידי שלושה פיקים. אחד ב  $(N75)$  אחד נוסף ב  $(P100)$  ואחרון ב  $(N130)$ . כלומר שני פיקים שליליים ב 75 ו 130 מילישניות ועוד אחד חיובי ב 100. כפי שרואים ב [1]



איור 17- VEP מן הספרות

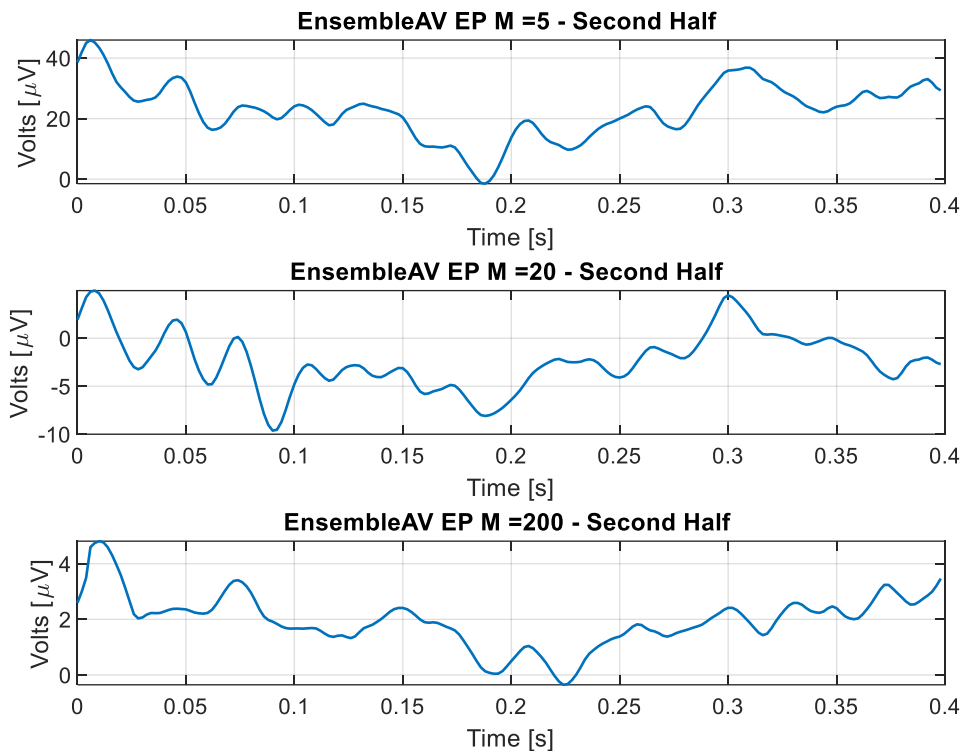
רואים באיור 17 כי הפרש הזמנים בין הפיק הראשון לשני הוא 25 מילישניות ובין השני לשלישי הוא 30 מילישניות.

### תשובה לשאלה 2.3.2:



איור 18- מיצוע אות VEP בחצי הראשון של ההקלטה

בחצי הראשון של ההקלטה כפי שרואים באיור 18 רואים מיצוע הומוגני לאורך 5 ו 200 מחזורים. כמובן שאת המידע הטוב ביותר אנו נקבל עבור המיצוע הארוך ביותר. שם אנו רואים, כי בדומה לאות המהופך מן הסעיף הקודם. ישנו פיק שלילי ראשון ב 74 מילישניות ופיק חיובי ראשון ב 104 מילישניות. כמו כן, רואים כי הפיק השני השלילי נמצא ב 145 מילישניות. כך שהפרשים עומדים על 30 מילישניות בין הראשון לשני ו 40 מילישניות בין השני לשלישי, כך שזו תוצאה שמאוד דומה לתיאוריה.



איור 19- מיצוע אות VEP בחצי השני של ההקלטה

באיור 19 ניתן לראות את הממוצע לאורך 20 ו-200 מחזורים של ה VEP. מן המיצוע הארוך ביותר אנו מתקשים לראות פיקים שאופייניים ל VEP מן הספרות ולכן נקבע כי הנבדק התבונן בחצי הראשון של הניסוי.

### 3.5. מסקנות

בניסוי זה רצינו לשערך VEP של נבדק על ידי מיצוע הומוגני. ראינו כי ניתן קומבינציה של משתנים המתפלגים נורמלית על מנת ליצור את האותות שידמו לנו VEP כפי שהוא יכול להימדד. ראינו כי ניתן באמצעות מיצוע הומוגני להגיע לדרישה של  $SNR = 6,12[dB]$  על ידי מיצוע במספר המחזורים המתאים, רק שהיה צריך למצע את הרעש באותה המידה כפי שמיצענו את האות.

בנוסף, ביצענו מיצוע אקספוננציאלי עבור אות המורכב מ3 חלונות של האות שיצרנו בסעיף 2.2 באיור 11. תוצאות המיצע האקספוננציאלי נתנו תוצאות יחסית דומות בכל אחד משלושת החלונות השונים שניתחנו. ראינו כי ערכי  $\alpha$  גדולים גורמים לאות הפלט להיות מורעש, אם כי מבחינה זמנית כבר אפשר לראות התחלה של המיצוע, כלומר רואים הין מתרחשים הפיקים הגדולים בזמן. כמו כן, ערכים גדולים גורמים לכך שנכפול באפסים את הדגימות הראשונות של הגירוי, וכך לא "נמצע" על פניהם ורוב המשקל יהיה על דגימות אחרונות של ה VEP. מה שיכול להראות כמו אות מורעש. כאשר השתמשנו בערכי  $\alpha$  קטנים, ראינו כי ישנו משקל גדול יותר לכל אחת מן הדגימות וכך אנו מקבלים מיצוע מוחלק. ערך הסף לפיו יכולנו לומר כי אנו מסננים בצורה דיי טובה הייתה כאשר  $\alpha = \frac{1}{M}$ . כך שנקבל מיצוע הדומה למיצוע הומוגני. לעומת זאת, כאשר ערכי  $\alpha$  היו קטנים מדי, ראינו כי ישנו משקל זניח לזקטור הפלט (זאת מכיוון שזקטור המשקלים היה בסקלה מאוד נמוכה). כך מקבלים אות משוערך מבחינת מראה אך לא נכון מבחינת אמפליטודה מוכרת.

בנוסף, ביצענו מיצוע הומוגני לאותות שמדדנו במעבדה, היה לנו יחסית נוח לנתח את האות מאחר והיה לנו את ווקטור ההבהוב של הפנס, מה שאפשר לנו להתיישר אל מול השאלה מסעיף 2.3.2. כלומר מיקמנו את האות EEG שלנו כך שהחל מהדגימה הראשונה שלנו נקבל את הVEP. כך שהמיצוע יתבצע כהלכה. ראינו כי היה צריך לבצע היפוך צירים לאות שלנו בכדי שנגיע לאות הדומה לספרות ולאות בחצי הראשון של ההקלטה בשאלה 2.3.2. באותה מידה יכולנו להחליף בין האלקטרודות של השחור והאדום.

## 4. ניסוי 3 – סינון אדפטיבי

### 4.1. היפותזה

בניסוי זה אנו רוצים לבצע סינון אדפטיבי לאות EEG על ידי מס אותות רפרנס נתונים. בעבודות הבית בעיבוד אותות פיזיולוגיים ראינו כי ניתן להוריד רעשי רשת באמצעות קומבינציה לינארי של סינוס וקוסינוס בפאזות שונות. לכן סינון רעש הרשת בצורה אדפטיבית לא זר לנו. בניסוי זה אותות ה EEG שלנו מורכב ממספר רעשים, בניהם אותות ECG באמפליטודה גבוהה ואותות EOG של העניים. אנו יודעים כי ספקטרום ECG הוא עד 50 הרץ ותדרי EOG הם עד 8[Hz]. אנו מצפים כי באמצעות אותות הרפרנס נוכל לסנן את הרעשים הלא רצויים.

### 4.2. מתודולוגיה

**כלים וחומרים:** מטלב

**מהלך ביצוע הניסוי:** סימולציית מטלב

### 4.3. תוצאות

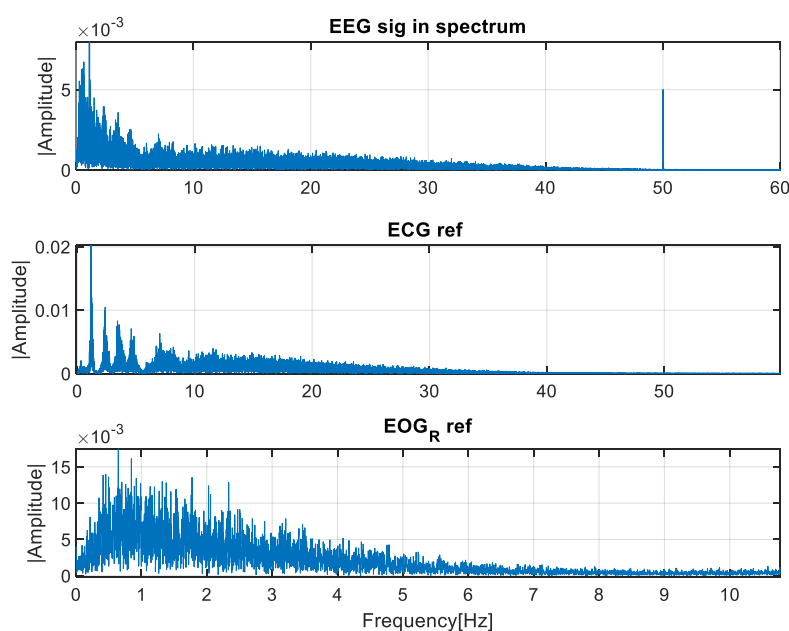
נציג את התוצאות בתשובות לשאלות.

### 4.4. תשובות לשאלות

**תשובה לשאלה 3.1:** השתמשנו באותות הנתונים, וראינו כי התדר הגבוהה ביותר היה של אות ה ECG. לכן, אנו נרצה לבצע אינטרפולציה בפקטור 2 לאות EEG, כמו כן אינטרפולציה בפקטור 5 לאותות רפרנס של EOG.

מכאן אנו מסיקים כי הזמן המינימלי עליו נוכל לבצע את העיבוד הוא 400 שניות. זאת מכיוון שאות בעל התדר הגבוהה ביותר נותן לנו מידע עד לשנייה ה 400.

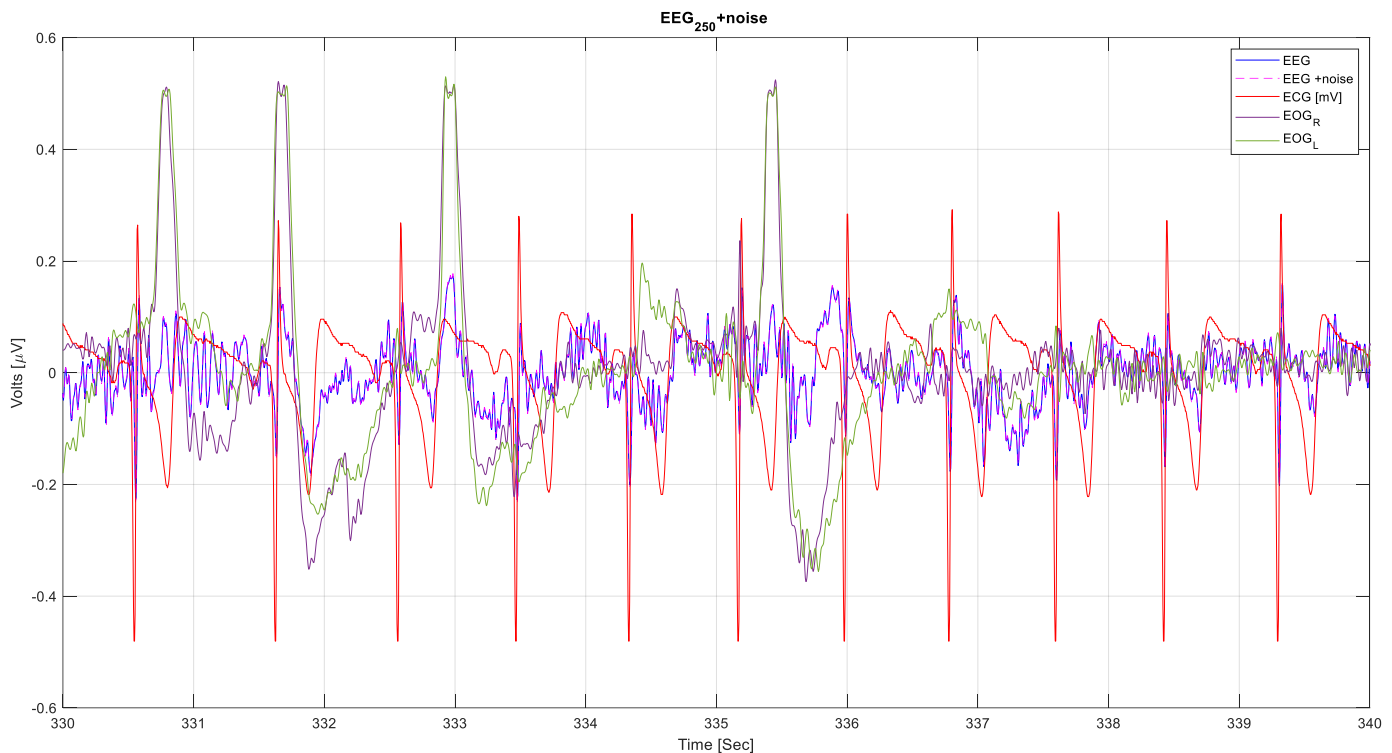
**תשובה לשאלה 3.2:** הוספנו לאות EEG שלנו רעש בתדר 50 הרץ באמפליטודה של  $0.005 [\mu V]$ . נציג זאת בתדר.



איור 20 - אות EEG + רעש בתדר

באיור 20 ניתן לראות ספקטרום של אות EEG, אליו מצורף עוד ספקטרום של ECG כפי שראינו פעמים רבות לפני כן. בנוסף ניתן לראות את ההלם של  $50[Hz]$ . כמו כן ניתן לראות את הספקטרום של אותות הרפרנס השונים, כאשר ה-ECG משמעותי בעיקר עד  $20[Hz]$ , אות ה-EOG משמעותי עד  $8[Hz]$ .

### תשובה לשאלה 3.3:



איור 21- מקטע אות EEG בזמן עם הרעשים השונים.

באיור 21 ניתן לראות את EEG בזמן יחד עם הרעש השונים במישור הזמן. ניתן לראות את אות ה-ECG ההפוך באדום עם קומפלקס QRS וקצב סינוסי תקין (היחיד ביחידות של מילי וולט). כמו כן אנו רואים את אותות ה-EOG הימני והשמאלי שבקירוב שניהם נראים דומים, ואכן ניתן לראות את ההשפעה של זה על אות ה-EEG. כך שהיכן שהעניים זזות רואים זאת כעלייה באות ה-EEG. קשה לראות בעין את השפעת רעש הרשת אך באיור 20 רואים זאת בתדר היטב.

### תשובה לשאלה 3.4: השתמשנו באלגוריתם מקורס בעיבוד אותות פיזיולוגיים

```
function [Clean_Signal,W]=LMS(Raw_Signal,Noise_ref,Options)
%this function finds will generate the lms algorithm in a loop to find the
%proper weight
N = length(Raw_Signal);
R = (Noise_ref*Noise_ref')/N; %each value of R vector is calculated by
% 1/N*sum(XiVj) for v matrix

if isempty(Options.mu)==1
    mu = (1/trace(R))/2;
```

```

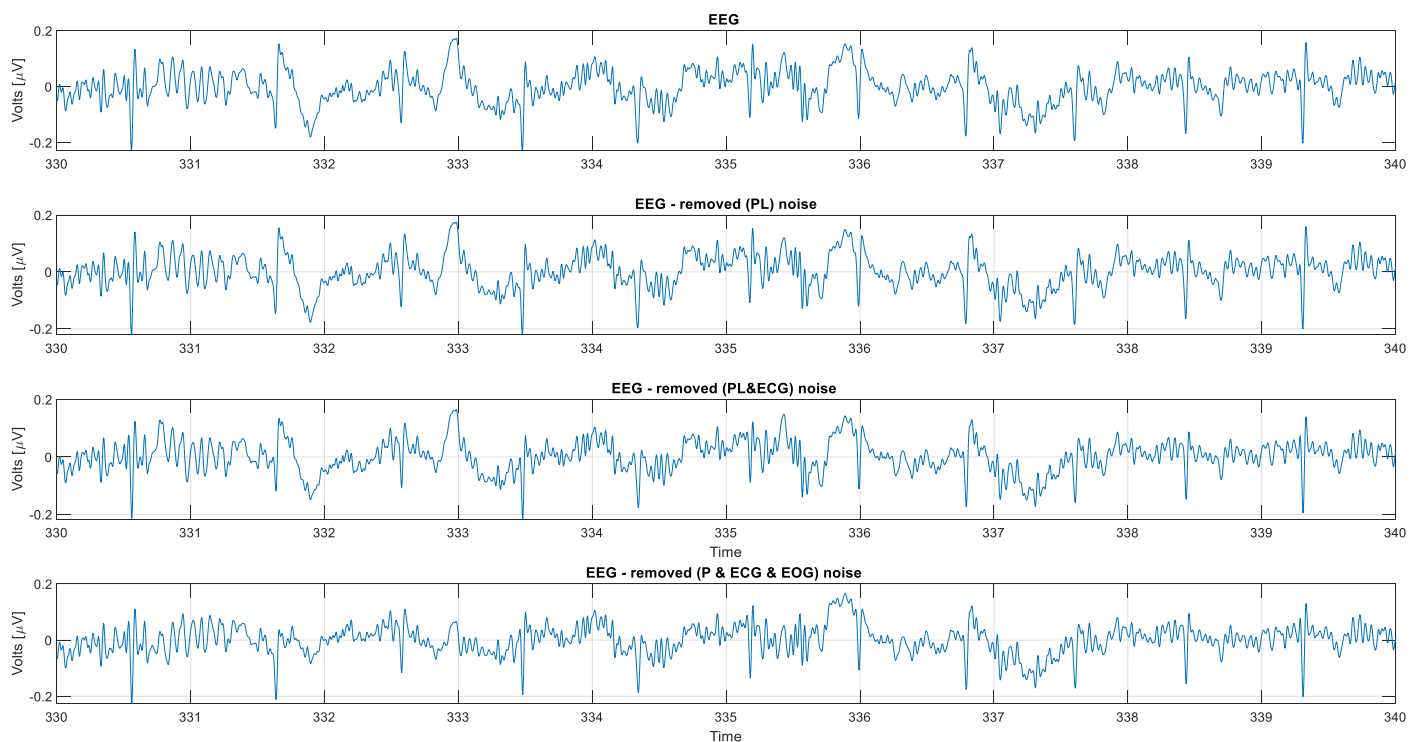
else
    mu = Options.mu;
end
if isempty(Options.W0)==1
    W0 = 0;
else
    W0 = Options.W0;
end

weighted_noise = zeros(1,N);
W(:,1) = W0;

for i=1:N-1
    e = Raw_Signal(i)-Noise_ref(:,i)'* W(:,i);
    W(:,i+1) = W(:,i)+mu*e*(Noise_ref(i));
    weighted_noise(i) = W(:,i)'*Noise_ref(:,i);
end
Clean_Signal = Raw_Signal - weighted_noise;

```

נציג כעת את האות בזמני הסינון השונים

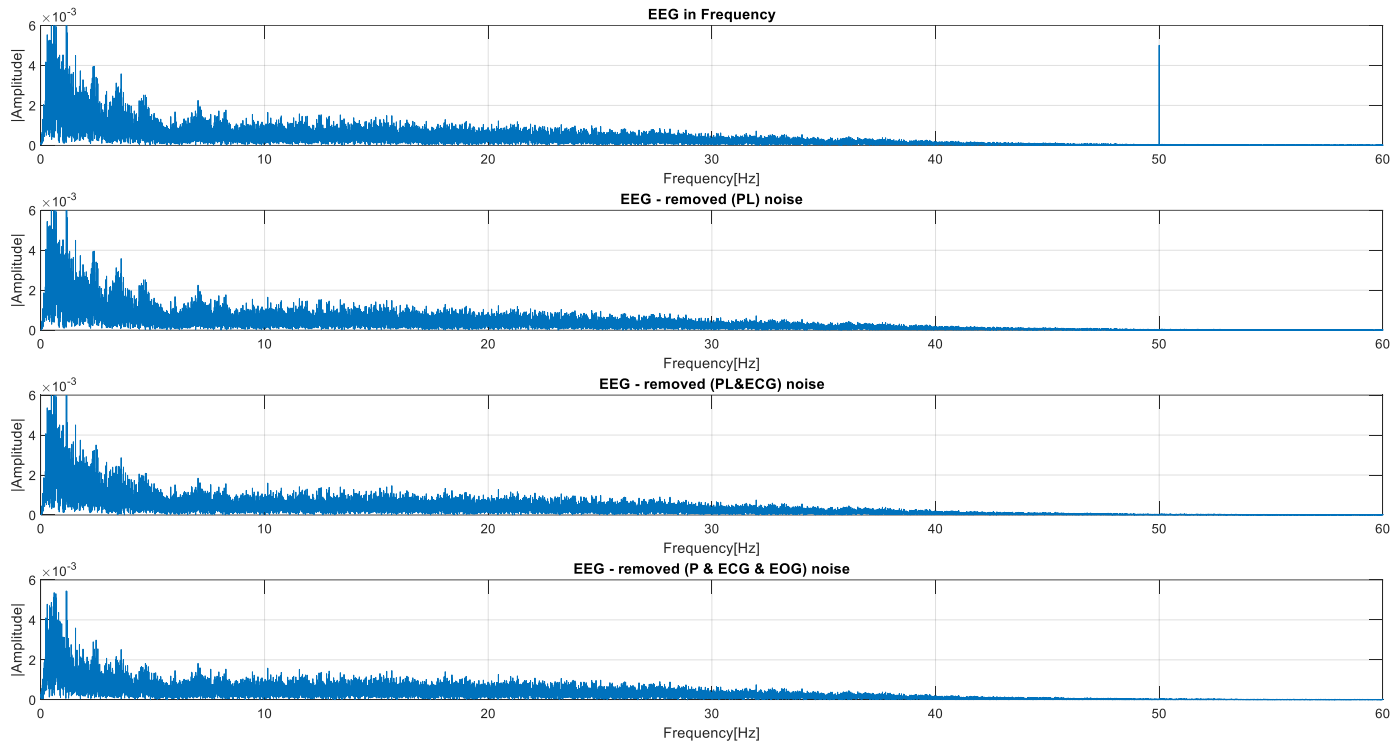


איור 22- סינון אות EEG בזמן בשלבי הסינון השונים

באיור 22 ניתן לראות את האות הזמני בשלבי הסינון השונים. ראשית, הגרף העליון מתאר את האות EEG המקורי. לאחר מכן, בגרף השני רואים את האות לאחר סינון רעש רשת. את האות המסונן מרעש רשת סיננו מ ECG, אותו רואים באיור השלישי, שם כביכול לא הצלחנו להוריד את אמפליטודת QRS באופן משמעותי. על האות השלישי אנו סיננו את רעשי העיניים וקיבלנו את הגרף התחתון באיור זה.

### תשובה לשאלה 3.5:

כעת אנו נרצה להתבונן באות המסונן בשלבים השונים בתדר.



#### איור 23- סינון האות בשלבים השונים בתדר

באיור 23 ניתן לראות את האות עם הסינונים השונים בתדר. באיור העליון יש לנו את האות EEG המורעש המקורי. כמו כן, רואים בגרף השני את האות לאחר סינון רעש רשת. בגרף השלישי רואים את האות לאחר סינון אות ECG ולאחר מכן רואים בגרף האחרון את האות לאחר סינון אותות EOG. רואים כי כבר לאחר סינון רעש הרשת אנו מקבלים הנחתה דיי גדולה של תדרים שהיו בראשית, זאת רואים גם באיור 22 כך שאמפליטודות הרעש של EOG כבר מונמכות בשלב הראשון. מהתבוננות באות לאחר סינון ECG ורעש רשת רואים כי ישנה הפחתה של תחום התדרים המתאימים לאותות ECG. בסופו של דבר, סחרנו לקחת רק את רפרנס אחד של EOG, מאחר וכשניסינו לסנן עם שניהם קיבלנו תופעה מוזרה שזה קיבלנו הגבר חזרה של אות EOG על סיגל ה EEG המקורי. אנו מציגים בגרף האחרון סינון עם רעש של עין ימין כך ש EOG R הוא אות הרפרנס. ניתן לראות כי ישנה הנחתה משמעותית של התדרים שלרלוונטיים לאות EOG. כלומר דווקא את אות זה הצלחנו להוריד לעומת ה ECG, כפי שרואים גם באיור 22.

### 4.5. מסקנות

בניסוי זה רצינו לסנן את הרעשים השונים של EEG על ידי סינון אדפטיבי. בחרנו להשתמש בסינון עם  $\mu = 0.001$ , כפי שראינו שעושים ב [2]. ישנו יתרון בשרשור 3 LMS אחד אחרי השני, אנו בעצם מקבלים שווקטור המשקלים מחושב בצורה קלה יותר ומהירה יותר. כמו כן, זה נוח כי בכל ענף של סינון אנו בעצם יכולים מצא פלטצ'ר אחר מהאות. יתרון גדול בשימוש בסינון אדפטיבי הוא שימור התכונה הספקטרלית של אות ה EEG ללא פגיע בתדר מסוים. כלומר ווקטור המשקלים יכול להסתגל לשינויים בתצורת אות ה ECG או EOG עצמם. במבט מעמיק על איור 20, שם רואים כי התכולה התדרית של אותות ה EOG ו-ECG גדולים משמעותית. כך שאנו בעצם הצלחנו



לסנן באופן מעשי את האות מרעש ECG, אך לא בצורה מספקת, כי ניתן לראות את קומפלקס QRS ההפוך. כמו כן נציין כי סינון הרעש התבצע ללא בעיה כלשהי כפי שציפינו בהיפותזה.

## 5. מסקנות כלליות

בניסוי הראשון ראינו את האופציה לסנן מתוך ה-EEG כולו את הגלים השונים בצורה טובה. כמו כן, יכולנו לראות בצורה דיי טובה את ההבדלים בין המקטעים בהם העיניים היו עצומות או פתוחות. בנוסף, יכולנו לראות שתזוזת העיניים שקרתה בשני המקטעים האחרונים של העיניים הסגורות הייתה בולטת מאוד בגל הדלתא סיגמא ובגלי האלפא ובטא כלל לא ניתן להבחין בהבדלים. בנוסף, ראינו שהסינון של גל האלפא מה-EEG נעשה במובהקות טובה שכן עבור מבחן  $t$  עם אפס קיבלנו ערכי  $P$  גבוהים שמעידים על חוסר הבדל מובהק בין השגיאה לאפס המוחלט. זאת בנוסף לכך שהקורלציה שהתקבלה הייתה גבוהה עבור כל התוצרים של כלל המסננים.

בניסוי השני מיצינו אותות VEP מתוך אותות שונים. התחלנו בלמצע על אות מסוננת, עברנו למיצוע אקספוננציאלי על אות עם מס סוגי VEP עם שונות שונה וסיימנו עם מיצוע אותות אמיתיים. ראינו כי מיצוע הומוגני על פני כל אחד מן מחזורי ה VEP היה טוב והצלחנו לשחזר אותו מן האות המורעש. באות התיאורטי, הוספנו רעש לבן גאוס כי SNR שלו היה 3-. ראינו, בדומה לחישובים שעשינו בדוח המכין, כי ניתן לשחזר את האות עם דרישות ספציפיות ליחס אות לרעש. כך שהצלחנו להגיע ל 6 ו-12 דציבלים, כפי שביקשו. לאחר מכן, ביצענו מיצוע אקספוננציאלי לאות המורכב משני סוגי VEP המייצגים את חוסר הסטציונריות של האות. כך שנוכל לדמות מצב אמיתי, בו VEP עובר סוג של אדפטציה במוח וכתוצאה מכך רוחב הפיקים וגודלם יכול להשתנות, אנו חקרנו את המקרה בו רוחב ה VEP משתנה כך ששמרנו על אמפליטודת ה VEP. ראינו כי באמצעות מיצוע אקספוננציאלי עם ערכי  $\alpha$  קטנים, אנו נותנים משקל יחסי דומה לכל אחד מן הרגעים המתארים את התרחשות בזמן המתאים ל-VEP. מהתבוננות באיורים 14, 15, ו-14, רואים כי עבור ערכי  $\alpha$  קטנים אנו מקבלים החלקה והשוני העיקרי שלנו הוא ברוחב ה VEP המשוער. באיור 12 רואים כי הפיקים משוערכים בצורה יחסית צרה, זאת מכיוון שרוחב הסיגנל שהוכנס תחילה היה צר בעל שונות קטנה יותר. לעומת זאת באיור 14 רואים כי שיערוך האות הוא יחסית עבה יותר, אך באמפליטודה דומה.

עבור מיצוע האותות האמיתיים ראינו כי צריך לסנן את רעש הרשת מן האות שלקחנו במעבדה. זאת כתוצאה משנאים שהיו קרובים לאלקטרודות (מטעני המחשב). כמו כן, היינו צריכים את האות של הפנס מערוץ 4 בכדי שנוכל לעשות את ההתאמה כך האינדקס הראשון של האות שהולך להיות ממוצע, מתאים לרגע הזמן בו בפעם הראשונה הבהב הפנס. ראינו כי האות דומה יחסית לאותות שרואים בספרות, כפי שראינו באיור 17. במקרה של האות שלנו, קיבלנו כי האות היה דומה עד כדי שהייה בציר הזמן. אך הפרשי הזמנים מתאימים להפרשי הזמנים כפי שראינו בספרות [1]. כמו כן, קיבלנו אות עם שני חצאים, בהם לא היה ברור מתי הנבדק התבונן בפנס. מן התוצאות באיור 18 ו-איור 19, רואים כי הנבדק התבונן בפנס בחצי הראשון של הבדיקה, זאת מכיוון שזיהינו כי ישנם פיקים המאפיינים VEP המתאימים ל N75 P100 N130.

בניסוי השלישי רצינו לסנן בשרשור את ההפרעות שיכולות להיות באות EEG. רצינו להיפטר מרעש רשת, ECG וכן מ EOG. כאמור הסינון שלנו לא היה מוצלח במיוחד, זאת מכיוון שישנה חפיפה ספקטרלית בין האות אותו אנו רוצים לשמר לבין אותות הרעש (למעט רשת). ראינו כי סינון רעש הרשת הלך יחסית טוב, והעלמנו את ההלם שהיה נמצא ב  $50[Hz]$ . בנוסף, ראינו כי הצלחנו באיזושהי מידה להוריד את הפרעת ה ECG, כך שקומפלקס QRS נראה משובש יחסית ל QRS תקין, כמו כן, באיור 21 למטה, רואים כי הצלחנו לסנן בצורה דיי טובה את רעשי ה EOG. מהתבוננות באיור 21 למעלה רואים כי האות המקורי מושפע מאוד מן EOG, ו באיור 21 למטה רואים כי הצלחנו לדכאה אותו בצורה יחסית טובה. כמו כן, מהתבוננות בתכולה התדרית של האות בכל אחד משלבי הסינון, כפי שרואים באיור 23, מסיקים כי הצלחנו לסנן את הרעש מן האות EEG כך שקיבלנו אות יחסית נקי מרעשים. נציין כי נסינו כל מיני ערכי  $\mu$  בכדי להבין מה הוא גודל הצעד שיגרום להתכנסות האלגוריתם ושיערוך נכון של הרעש.

אך מכיוון שהרעש לא בוודאות קבוע בזמן בחרנו בצעדים קטנים. נציין יש לנסות להמשיך לסנן באלגוריתם LMS  
אך בדרך מעט שונה בה לאו דווקא מסתכלים על הדגימה הנוכחית.

- [1] G. L. Trick and B. Skarf, "Visual Evoked Potential | Ento Key." <https://entokey.com/visual-evoked-potential/> (accessed Dec. 11, 2021).
- [2] A. Garcés Correa, E. Laciari, H. D. Patño, and M. E. Valentinuzzi, "Artifact removal from EEG signals using adaptive filters in cascade," *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 90, no. 1, p. 012081, Nov. 2007, doi: 10.1088/1742-6596/90/1/012081.

```

%% Exp3 postG8
clear all; clc;
%% EXP 1
T1 = readmatrix("Michael_Mor_T1.xlsx");
EEG = T1(:,1);
alpha = T1(:,2); beta = T1(:,3); delta_sig = T1(:,4); theta = T1(:,5);
Fs = 200;
t = 0: 1/Fs :(length(EEG)-1)/Fs;

figure
subplot(5,1,1)
plot(t,alpha)
title '\alpha'
subplot(5,1,2)
plot(t,beta)
title '\beta'
subplot(5,1,3)
plot(t,delta_sig)
title '\delta\_sigma'
subplot(5,1,4)
plot(t,theta)
title '\theta'
subplot(5,1,5)
plot(t,EEG)
title 'EEG'
%% 1.1
alpha_nomove = alpha(1:14778);
EEG_nomove = EEG(1:14778);
t_nomove = t(1:14778);
butterw4 = filter(butterworth4,EEG_nomove);
che14 = filter(che14,EEG_nomove);
butterw100 = filter(butterworth100,EEG_nomove);
che1100 = filter(che1100,EEG_nomove);

figure;
subplot(6,1,1)
plot(t_nomove,butterw4)
ylim([-20 20])
title 'filtered with butterworth with order 5'
subplot(6,1,2)
plot(t_nomove,che14)
ylim([-20 20])
title 'filtered with chebyshev1 with order 5'
subplot(6,1,3)
plot(t_nomove,butterw100)
ylim([-20 20])
title 'filtered with butterworth with order 100'
subplot(6,1,4)
plot(t_nomove,che1100)
ylim([-20 20])
title 'filtered with chebyshev1 with order 100'
subplot(6,1,5)
plot(t_nomove,alpha_nomove)
ylim([-20 20])
title '\alpha'
subplot(6,1,6)
plot(t_nomove,EEG_nomove)
title 'EEG'

```

```

% 1.1.1
error_butter4 = (butterw4 - alpha_nomove);
error_che14 = (che14 - alpha_nomove);
error_butter100 = (butterw100 - alpha_nomove);
error_che1100 = (che1100 - alpha_nomove);

% butterworth filter order 4
MeanDiff = mean(error_butter4) - 0;
Var_a = var(error_butter4);
Var_b = 0;
SEComb = sqrt(Var_a/length(error_butter4) + Var_b/length(error_butter4));
df = length(error_butter4) - 2;
tstat = MeanDiff/SEComb;
P_butter4 = 1 - tcdf(tstat , df)

% butterworth filter order 100
MeanDiff = mean(error_butter100) - 0;
Var_a = var(error_butter100);
Var_b = 0;
SEComb = sqrt(Var_a/length(error_butter100) + Var_b/length(error_butter100));
df = length(error_butter100) - 2;
tstat = MeanDiff/SEComb;
P_butter100 = 1 - tcdf(tstat , df)

% chebyshev 1 filter order 100
MeanDiff = mean(error_che1100) - 0;
Var_a = var(error_che1100);
Var_b = 0;
SEComb = sqrt(Var_a/length(error_che1100) + Var_b/length(error_che1100));
df = length(error_che1100) - 2;
tstat = MeanDiff/SEComb;
P_che1100 = 1 - tcdf(tstat , df)

% chebyshev 1 filter order 4
MeanDiff = mean(error_che14) - 0;
Var_a = var(error_che14);
Var_b = 0;
SEComb = sqrt(Var_a/length(error_che14) + Var_b/length(error_che14));
df = length(error_che14) - 2;
tstat = MeanDiff/SEComb;
P_che14 = 1 - tcdf(tstat , df)

figure;
subplot(4,1,1)
plot(error_butter4)
title(['error for butterworth order 4 with P=',num2str(P_butter4)])
subplot(4,1,2)
plot(error_butter100)
title(['error for butterworth order 100 with P=',num2str(P_butter100)])
subplot(4,1,3)
plot(error_che14)
title(['error for chebyshev order 4 with P=',num2str(P_che14)])
subplot(4,1,4)
plot(error_che1100)
title(['error for chebyshev order 100 with P=',num2str(P_che1100)])

% 1.1.2
corr_butter20 = xcorr(butterw4,alpha_nomove,'normalized');
corr_che120 = xcorr(che14,alpha_nomove,'normalized');
corr_butter100 = xcorr(butterw100,alpha_nomove,'normalized');
corr_che1100 = xcorr(che1100,alpha_nomove,'normalized');

corrb20 = max(corr_butter20)
corrb100 = max(corr_butter100)
corrc20 = max(corr_che120)
corrc100 = max(corr_che1100)

```

```

% 1.1.3

% 1.1.4
labels = readtable('Labels.xlsx');
alpha_closed = [alpha(1:Fs*9.85) ; alpha(Fs*19.54:Fs*29.61) ; alpha(Fs*39.59:Fs*49.65) ;
alpha(Fs*59.62:Fs*69.84) ; alpha(Fs*79.64:Fs*89.63) ; alpha(Fs*99.72:Fs*109.72)];
alpha_open = [alpha(Fs*9.85:Fs*19.54) ; alpha(Fs*29.61:Fs*39.59) ; alpha(Fs*49.65:Fs*59.62) ;
alpha(Fs*69.84:Fs*79.64) ; alpha(Fs*89.63:Fs*99.72) ; alpha(Fs*109.72:end)];

Vara_c = var(alpha_closed);
Vara_o = var(alpha_open);

err_a = (Vara_c-Vara_o)/Vara_c*100

% 1.1.5
EEG_closed = [EEG(1:Fs*9.85) ; EEG(Fs*19.54:Fs*29.61) ; EEG(Fs*39.59:Fs*49.65) ;
EEG(Fs*59.62:Fs*69.84) ; EEG(Fs*79.64:Fs*89.63) ; EEG(Fs*99.72:Fs*109.72)];
EEG_open = [EEG(Fs*9.85:Fs*19.54) ; EEG(Fs*29.61:Fs*39.59) ; EEG(Fs*49.65:Fs*59.62) ;
EEG(Fs*69.84:Fs*79.64) ; EEG(Fs*89.63:Fs*99.72) ; EEG(Fs*109.72:end)];

VarEEG_c = var(EEG_closed);
VarEEG_o = var(EEG_open);

err_EEG = (VarEEG_c-VarEEG_o)/VarEEG_c*100

%% 1.2
EEG_closed_nomove = [EEG(1:Fs*9.85) ; EEG(Fs*19.54:Fs*29.61) ; EEG(Fs*39.59:Fs*49.65) ;
EEG(Fs*59.62:Fs*69.84)];
EEG_closed_move = [EEG(Fs*79.64:Fs*89.63) ; EEG(Fs*99.72:Fs*109.72)];

figure
subplot(2,1,1)
Fs = 200;
Y1 = abs(fft(EEG_closed_nomove))
L=length(EEG_closed_nomove)
f = Fs*(1:(L))/L
nChannel = width(EEG_closed_nomove)-1
plot(f,Y1);
title('EEG with closed eyes and no movement')
xlabel('frequency(Hz)')
ylabel('|FFT|')
ylim([0 2*10^4])
subplot(2,1,2)
Y2 = abs(fft(EEG_closed_move))
L=length(EEG_closed_move)
f = Fs*(1:(L))/L
nChannel = width(EEG_closed_move)-1
plot(f,Y2);
ylim([0 2*10^4])
title('EEG with closed eyes with movement')
xlabel('frequency(Hz)')
ylabel('|FFT|')

%% 1.4
beta_closed = [beta(1:Fs*9.85) ; beta(Fs*19.54:Fs*29.61) ; beta(Fs*39.59:Fs*49.65) ;
beta(Fs*59.62:Fs*69.84) ; beta(Fs*79.64:Fs*89.63) ; beta(Fs*99.72:Fs*109.72)];
beta_open = [beta(Fs*9.85:Fs*19.54) ; beta(Fs*29.61:Fs*39.59) ; beta(Fs*49.65:Fs*59.62) ;
beta(Fs*69.84:Fs*79.64) ; beta(Fs*89.63:Fs*99.72) ; beta(Fs*109.72:end)];

figure; subplot(2,1,1);
t = 0: 1/Fs :(length(beta_closed)-1)/Fs;
plot(t,beta_closed)
title('beta with closed eyes')
xlim([0 60]); ylim([-40 40]);
subplot(2,1,2);
t = 0: 1/Fs :(length(beta_open)-1)/Fs;
plot(t,beta_open)

```

```

title('beta with open eyes')
xlim([0 60]); ylim([-40 40]);

Varbeta_c = var(beta_closed);
Varbeta_o = var(beta_open);

err_var_beta = (Varbeta_c-Varbeta_o)/Varbeta_c*100

%% E 2
% 2.1.1:
clear all
clc
% create VEPs:
fs = 200;
t = 0: 1/fs :0.2-1/fs;
N75 = (1/20)*normpdf(t,0.075,0.01);
P100 = -(1/10)*normpdf(t,0.1,0.01);
Vep_1_cycle= N75+P100;

t_full = 0: 1/fs :60-1/fs;
Vep_full = repmat(Vep_1_cycle,1,300);

% show signal before noise addition
figure, plot(t_full,Vep_full); xlim([0 1]);
title 'Simulated VEPs signal'
ylabel('Volts [\muV]');xlabel('Time [Sec]');grid on;

% add noise to signal
rng default
rng(2)
SNR = -4.7;
noise_sig =awgn(Vep_full,SNR) ;
figure, plot(t_full,noise_sig); xlim([0 1]);
title 'Simulated VEPs signal with noise'
ylabel('Volts [\muV]');xlabel('Time [Sec]');grid on;
% check initial SNR
noise = noise_sig-Vep_full;

SNR_ = snr(Vep_full,noise) %SNR=-3.0721

% 2.1.1:
% filtering using EnsembleAV_EP
%try to get SNR = 6[dB]-> 1.6 sec->
%1.6/0.2=8 cycles

F_pulse = 5; % [Hz] the visual stimulation frequency
[AV_sig,t_AV_sig]=EnsembleAV_EP(noise_sig,fs,F_pulse,8);
figure, plot(t_AV_sig,AV_sig,'LineWidth',1);
title(['Ensembl Averaging M =' num2str(8) ]);
xlabel('Time [s]'), ylabel('Volts [\muV]'),grid on;

noise_1_6 = mean(reshape(noise(1:40*8),40,8),2);
%check if we reached the required SNR:
SNR_1_6_sec = snr(AV_sig,noise_1_6)

%try to get SNR = 12[dB]-> 6.4 sec->
%6.4/0.2=32 cycles
[AV_sig,t_AV_sig]=EnsembleAV_EP(noise_sig,fs,F_pulse,32);
figure, plot(t_AV_sig,AV_sig,'LineWidth',1);
title(['Ensembl Averaging M =' num2str(32) ]);
xlabel('Time [s]'), ylabel('Volts [\muV]'),grid on;
noise_6_4 = mean(reshape(noise(1:40*32),40,32),2);
%check if we reached the required SNR:
SNR_6_4_sec = snr(AV_sig,noise_6_4)

```



```

%% 2.2
% create 1 min of 2 different VEPs, 30 sec each:
clear all
clc
% create VEPs:
fs = 200;
t = 0: 1/fs :0.2-1/fs;
N75 = (1/20)*normpdf(t,0.075,0.01);
P100 = -(1/10)*normpdf(t,0.1,0.01);
Vep_1_cycle= N75+P100;

% other 30 sec
N75_2 = (1/6)*normpdf(t,0.075,0.02);
P100_2 = -(1/4)*normpdf(t,0.1,0.02);
Vep_2_cycle= N75_2+P100_2;

t_full = 0: 1/fs :60-1/fs;
% add two VEPs for 1 minute sample
Vep_Full =cat(2, repmat(Vep_1_cycle,1,150), repmat(Vep_2_cycle,1,150));

% show signal before noise addition
figure, plot(t_full,Vep_Full); xlim([29 31]);
title 'Simulated VEPs signal'
ylabel('Volts [\mu V]');xlabel('Time [Sec]');grid on;

% add noise to signal
rng default
SNR = -6;
noise_sig =awgn(Vep_Full,SNR) ;
% check initial SNR
noise = noise_sig-Vep_Full;
SNR_2 = snr(Vep_Full,noise) %SNR= -3.0295

% do Expo averaging
% window 1: first VEP
alpha = [ 3/4, 1/2, 1/10 , 1/50 , 1/80, 1/11000, ]; %we choos alpha to be alpha = 1/M
F_pulse = 5; % [Hz] the visual stemulation frequency
figure

for i=1:length(alpha)
    [S_signal,t_AV_sig]=ExpoAV_EP(noise_sig(1:40*50),fs,F_pulse,alpha(i),50);
    noisec = mean(reshape(noise(1:40*50),40,50),2);
    SNRr = snr(S_signal,noisec);
    subplot(2,3,i), plot(t_AV_sig,S_signal,'LineWidth',1);
    title(['W_{1- 1st VEP}: Exponential Averaging \alpha = ' num2str(alpha(i)) ]);
    xlabel('Time [s]'), ylabel('Volts [\mu V]') ,grid on;
end

% window 2: mix of VEPs
figure
for i=1:length(alpha)
    [S_signal,t_AV_sig]=ExpoAV_EP(noise_sig(40*125:40*175-1),fs,F_pulse,alpha(i),50);
    subplot(2,3,i), plot(t_AV_sig,S_signal,'LineWidth',1);
    title(['W_{2- mix of VEPs}: Exponential Averaging \alpha = ' num2str(alpha(i)) ]);
    xlabel('Time [s]'), ylabel('Volts [\mu V]') ,grid on;
end

% window 3:Second VEP
figure
for i=1:length(alpha)
    [S_signal,t_AV_sig]=ExpoAV_EP(noise_sig(40*200:40*250-1),fs,F_pulse,alpha(i),50);
    subplot(2,3,i), plot(t_AV_sig,S_signal,'LineWidth',1);
    title(['W_{3- 2nd VEP}: Exponential Averaging \alpha = ' num2str(alpha(i)) ]);
    xlabel('Time [s]'), ylabel('Volts [\mu V]') ,grid on;
end

```

```

%% 2.3.1
clear all
X = load("Ben_Orit_ex2.mat");

EEG = X.data(:,1)-mean(X.data(:,1));
flesh = X.data(:,2);
Fs = 1000;
F_pulse = 1/(1000e-3);
tt = 0: 1/Fs : (length(EEG)-1)/Fs;
%
figure,
subplot(3,1,1), plot(tt,EEG); hold on
ylabel 'Volts [\muV]'; title 'EEG signal';grid on
subplot(3,1,2),plot(tt,flesh);hold on
xlabel 'Time [s]'; ylabel 'Volts [V]'; title 'flicker output';grid on
hold on
Y = fft(EEG); L=length(EEG);
P2 = abs(Y/L); P1 = P2(1:L/2+1); P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = Fs*(0:(L/2))/L;
subplot(3,1,3), plot(f,P1) ;xlim([0 500]);
xlim([0 100]);
xlabel 'Frequency[Hz]'; ylabel '|Amplitude|'; title 'EEG in Frequency';

% filtering
f_remove = 50; f_sample = Fs; T = 1/f_sample;
w_0 = (2*pi*f_remove)/f_sample; p = exp(1i*w_0);
b = poly([p conj(p)]); a=poly([0.9*p 0.9*conj(p)]);
syms G
sys=tf(b,a);
G_iir=solve(G*((2-2*cos(w_0))/(1-2*0.9*cos(w_0)+(0.9)^2))==1 ,G);
G_iir=double(G_iir);
V_o_after_fil=filter((G_iir)*b,a,EEG);
V_o_after_fil=V_o_after_fil((length(b))/2:end);

% shift the real VEP so that first sample is the first in Vep cycle
V_o_after_fil = V_o_after_fil(541:end);

%after powerline filtering time
t = tt(1:length(V_o_after_fil));
Y = fft(V_o_after_fil);
L=length(V_o_after_fil);
P2 = abs(Y/L);
P1 = P2(1:L/2+1);
P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = Fs*(0:(L/2))/L;

M = [ 5 15 30 59];
figure
for i=1:length(M)
    subplot(2,2,i)
    [AV_sig,t_AV_sig]=EnsembleAV_EP(V_o_after_fil',Fs,F_pulse,M(i));
    plot(t_AV_sig,-AV_sig,'LineWidth',1);
    title(['Ensembl Averaging M = ' num2str(M(i)) ]);
    xlabel('Time [s]',) , ylabel('Volts [\muV]') ,grid on;xlim([0 1])
end

%% 2.3.2
clear all; clc;
EEG_2 = load("EEG_2.mat");
EEG_2 = EEG_2.veps-mean(EEG_2.veps);%zero mean
Fs = 500;
F_pulse = 2.5; % [Hz] the visual stimulation frequency
t = linspace(0,length(EEG_2)/Fs,length(EEG_2));

```

```

First = EEG_2(1:length(EEG_2)/2);
Second = EEG_2(length(EEG_2)/2+1:end);

% try averaging homogenous and exp on looking_at_light VEP
M = [5 20 200];
% Ensemble
figure
for i=1:length(M)
    [AV_sig,t_AV_sig]=EnsembleAV_EP(First,Fs,F_pulse,M(i));
    subplot(3,1,i), plot(t_AV_sig,AV_sig,'LineWidth',1);
    title(['EnsembleAV EP M =' num2str(M(i)) ' - First Half ']);
    xlabel('Time [s]'), ylabel('Volts [\muV]'), grid on;
end

% try averaging homogenous and exp on not_looking_at_light VEP
M = [5 20 200];
% Ensemble
figure
for i=1:length(M)
    [AV_sig,t_AV_sig]=EnsembleAV_EP(Second,Fs,F_pulse,M(i));
    subplot(3,1,i), plot(t_AV_sig,AV_sig,'LineWidth',1);
    title(['EnsembleAV EP M =' num2str(M(i)) ' - Second Half ']);
    xlabel('Time [s]'), ylabel('Volts [\muV]'), grid on;
end

%% EXP 3

clear all; clc;
data = load("Data.mat");
EEG = (data.DATA(1,:)-mean(data.DATA(1,:))); %\muV
ECG_ref = (data.DATA(2,:)-mean(data.DATA(2,:))); % mV
EOG_R_ref = (data.DATA(3,:)-mean(data.DATA(3,:))); %\muV
EOG_L_ref = (data.DATA(4,:)-mean(data.DATA(4,:))); %\muV

fs_1 = 125; fs_2 = 250; fs_3 = 50;

t_1 = 0 : 1/fs_1 : (length(EEG)-1)/fs_1;
t_2 = 0 : 1/fs_2 : (length(ECG_ref)-1)/fs_2;
t_3 = 0 : 1/fs_3 : (length(EOG_R_ref)-1)/fs_3;

% 3.1
% interpolate signals to 250 [Hz]

EEG_250 = interp(EEG,2); EEG_250 = EEG_250(1:length(ECG_ref));
EOG_R_ref_250 = interp(EOG_R_ref,5);
EOG_R_ref_250 = EOG_R_ref_250(1:length(ECG_ref));
EOG_L_ref_250 = interp(EOG_L_ref,5);
EOG_L_ref_250 = EOG_L_ref_250(1:length(ECG_ref));

% 3.2
% add noise to EEG
t_250 = 0 : 1/250 : (length(EEG_250)-1)/250;
noise = 0.005*sin(2*pi*(50)*t_250); %\muV
EEG_250_noise = EEG_250+noise;

% show all sig in spectrum:
figure, subplot(3,1,1),
Y = fft(EEG_250_noise); L=length(EEG_250_noise);
P2 = abs(Y/L); P1 = P2(1:L/2+1); P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = 250*(0:(L/2))/L;
plot(f,P1) ; xlim([0 60]);

```

```

ylabel '|Amplitude|'; title 'EEG sig in spectrum';
grid on; hold on
subplot(3,1,2),
Y = fft(ECG_ref); L=length(ECG_ref);
P2 = abs(Y/L); P1 = P2(1:L/2+1); P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = 250*(0:(L/2))/L;
plot(f,P1) ; xlim([0 60]);
ylabel '|Amplitude|'; title 'ECG ref ';
grid on; hold on
subplot(3,1,3),
Y = fft(EOG_R_ref_250); L=length(EOG_R_ref_250);
P2 = abs(Y/L); P1 = P2(1:L/2+1); P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = 250*(0:(L/2))/L;
plot(f,P1) ; xlim([0 60]);
xlabel 'Frequency[Hz]'; ylabel '|Amplitude|'; title 'EOG_{R} ref';
grid on; hold on

% 3.3

figure, plot(t_250,EEG_250,'b',t_250,EEG_250_noise,'m --',t_250,ECG_ref,'r',...
            t_250,EOG_R_ref_250,t_250,EOG_L_ref_250);
title('EEG_{250}+noise ');xlabel('Time [Sec]'), ylabel('Volts [\muV]') ,grid on;
legend('EEG','EEG +noise','ECG [mV]','EOG_R','EOG_L');
xlim([330 340])

%% 3.4 +3.5
% first, filter the powerline noise
% get a reference signals

Raw_Signal = EEG_250;
n = 0:(length(EEG_250)-1);
noise1 = sin((50/(1/250))*2*pi*n);
noise2 = sin((50/(1/250))*2*pi*n+pi/2);
DC_noise=[ones(1,length(EEG_250))];

Noise_ref = [noise1;noise2;DC_noise];

[r,c] = size(Noise_ref);
N = length(Raw_Signal);
R=Noise_ref*Noise_ref'/N; %cor mat
options.mu = 0.001; %1/(trace(R));
options.W0 = zeros(r,1);

figure,subplot(4,1,1),plot(t_250,EEG_250)
xlim([330 340]);
title('EEG ');ylabel('Volts [\muV]');

%plotting the filtered signal lms
[Clean_powerline_Signal,~] = LMS(Raw_Signal,Noise_ref,options);
subplot(4,1,2)
plot(t_250,Clean_powerline_Signal)
title('EEG - removed (PL) noise');ylabel('Volts [\muV]');grid on
xlim([330 340])
hold on

% now, filter the ECG noise
% get a reference signals
Noise_ref = [ECG_ref];
[r,~] = size(Noise_ref);
Raw_Signal = Clean_powerline_Signal;

```

```

N = length(Raw_Signal);
R=Noise_ref*Noise_ref'/N; %cor mat
options.mu =0.001; %1/(trace(R));
options.W0 = zeros(r,1);
hold on

%ploting the filterd signal lms
[Clean_powerline_ECG_Signal,~] = LMS(Raw_Signal,Noise_ref,options);
subplot(4,1,3)
plot(t_250,Clean_powerline_ECG_Signal)
title('EEG - removed (PL&ECG) noise ');ylabel('Volts [\muV]');xlabel('Time');grid on
xlim([330 340]);

hold on
% now, filer the EOG noise
% get a reference signals
Noise_ref = [EOG_R_ref_250];
[r,c] = size(Noise_ref);
Raw_Signal = Clean_powerline_ECG_Signal;
N = length(Raw_Signal);
R=Noise_ref*Noise_ref'/N; %cor mat
options.mu = 0.001;%1/(trace(R));
options.W0 = zeros(r,1);

%ploting the filterd signal lms
[Clean_powerline_ECG_EOG_Signal,WLMS] = LMS(Raw_Signal,Noise_ref,options);
subplot(4,1,4)
plot(t_250,Clean_powerline_ECG_EOG_Signal)
title('EEG - removed (P & ECG & EOG) noise ');ylabel('Volts [\muV]');xlabel('Time');grid on
xlim([330 340])

% now in spectrum:
figure, subplot(4,1,1),
Y = fft(EEG_250_noise); L=length(EEG_250_noise);
P2 = abs(Y/L); P1 = P2(1:L/2+1); P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = 250*(0:(L/2))/L;
plot(f,P1) ; xlim([0 60]);
xlabel 'Frequency[Hz]'; ylabel '|Amplitude|'; title 'EEG in Frequency';
grid on; hold on;ylim([0 6]*(10^-3))

Y = fft(Clean_powerline_Signal); L=length(Clean_powerline_Signal);
P2 = abs(Y/L); P1 = P2(1:L/2+1); P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = 250*(0:(L/2))/L;
subplot(4,1,2), plot(f,P1);xlim([0 60]); grid on
xlabel 'Frequency[Hz]'; ylabel '|Amplitude|'; title 'EEG - removed (PL) noise';
hold on;ylim([0 6]*(10^-3))

Y = fft(Clean_powerline_ECG_Signal); L=length(Clean_powerline_ECG_Signal);
P2 = abs(Y/L); P1 = P2(1:L/2+1); P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = 250*(0:(L/2))/L;
subplot(4,1,3), plot(f,P1); xlim([0 60]); grid on
xlabel 'Frequency[Hz]'; ylabel '|Amplitude|';
title 'EEG - removed (PL&ECG) noise';
hold on;ylim([0 6]*(10^-3))

Y = fft(Clean_powerline_ECG_EOG_Signal); L=length(Clean_powerline_ECG_EOG_Signal);
P2 = abs(Y/L); P1 = P2(1:L/2+1); P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = 250*(0:(L/2))/L;
subplot(4,1,4), plot(f,P1); xlim([0 60]); grid on;ylim([0 6]*(10^-3))
xlabel 'Frequency[Hz]'; ylabel '|Amplitude|';
title 'EEG - removed (P & ECG & EOG) noise';

[SNR,PRD,RMS]=Get_quality(EEG_250,Clean_powerline_ECG_EOG_Signal)

```