

הקדמה

טכניקת EEG (Electroencephalography) היא שיטת רישום של פעילות חשמלית מאיזורים שונים במוח, באמצעות קליטת רישומים מאלקטרודות המונחות על-פני הקרקפת. בעבודה זו ביצענו מספר ניתוחי נתוני EEG של אלקטרודה בודדת על בסיס נתונים של 3 נבדקים תוך שימוש במטלב. לכל נבדק 2 רישומי פעילות מאלקטרודה זו – רישום פעילות בעת עצימת עיניים (EC), ורישום פעילות בעת פקחת עיניים (EO). בתחילה, נראה כיצד חילצנו את המידע הנתון של 3 הנבדקים. לאחר מכן, נסביר בהרחבה כיצד מצאנו את power spectralan - הוא טווח התדרים המרכיבים את הסיגנל המתקבל על ידי העלאת האמפליטודה של כל אחת מהתדירויות המרכיבות את הסיגנל בריבוע, כך שישקף את התרומה היחסית של כל אחת מהתדירויות המרכיבות את הסיגנל תוך התעלמות ממימד הזמן, ואת ה-IAF (Individual Alpha Frequency) – היא ערך תדר האלפא האינדיבידואלי – הערך בנקודה בה ההפרש בין ספקטרום התדרים בעיניים סגורות לספקטרום התדרים בעיניים פקוחות הוא מקסימלי.

לשם כך, ביצענו התמרת פורייה – שתפקידה למפות בין מרחב הזמן למרחב התדר באמצעות פירוק הגל לאוסף מרכיבי המחזוריים של גלי סינוס וקוסינוס והמקדמים של גלים אלו. באמצעות התמרה זו, ניתן לזהות את התדרים השונים שמרכיבים את הגל המקורי ועוצמתם. את ניתוחים אלו ביצענו באמצעות 3 שיטות שונות -

FFT (Fast Fourier Transform) – פונקציה המקבלת את הסיגנל המקורי ומחזירה את התמרת הפורייה הדיסקרטית של הסיגנל, הניתנת על-ידי מציאת המקדמים המרוכבים של התדרים המרכיבים את הסיגנל הכללי.

pwelch – פונקציה המקבלת את הסיגנל המקורי, מפרקת את הסיגנל למקטעים (חלונות), וממצעת את תדירות הסיגנל בכל סגמנט. תפקיד מיוצע ערך התדירות בסגמנטים השונים נועד להקטין את השונות ואת הרעש הקיים בסיגנל.

DFT (Discrete Fourier Transform) – עבור שיטה זו נבנתה פונקציה שמחשבת את התמרת פורייה כמו ה-FFT בתוספת חלוקת הסיגנל לסגמנטים ומיוצע סיגנל, לצורך הפחתת השונות והרעש. את התוצאות נציג בגרפים ונדון במשמעויותיהן.

שיטה

בתחילה, שלפנו את שמות הקבצים המסתיימים ב-edf. באמצעות פונקציית dir. שתי הנקודות המקדימות לשם התיקיה 'DATA_DIR' מובילות את הפקודה לחפש את התיקיה המיועדת בתיקיית ההורה (parent folder). זו בעצם הכוונה לתיקיה המכילה את התיקיה הנוכחית בה נמצא הקוד שרץ ושם לבצע חיפוש אחר התיקיה הרצויה. השימוש ב** נעשה על מנת לעבור על כל התיקיות שבתוך תיקיית-העל, והשימוש ב* היא על מנת לשלוף את שמות כל קבצי edf. הקיימים בכל התיקיות.

```
InitialData = dir('..\DATA_DIR\**\*.edf');
```

311603476
307963157

כעת, קבענו את פרמטרי הניסוי באופן הבא -

תדר הדגימה – 256 הרץ, טווח תדרי העניין – 6-14 הרץ (כך שיכיל את 8-12 הרץ, הוא תדר אלפא), אורך החלון הינו 4 שניות (כלומר התבצעו 256×4 דגימות בסך הכל), ומספר הערוץ המנותח (אלקטרודה 19).

```
fs = 256;           % frequency sample rate
Hz = 6:0.1:14;      % rate spectrum
window = 4*fs;      % window length (=4sec)
channel = 19;        % the elctrode channel to be analyzed
```

בנינו מבנה נתונים ריק ומשתנה שמכיל מערך תאים ריק על מנת להקצות מבנים עבור שני תנאי הניסוי (EO, EC). כעת פנינו לשלב עיבוד הנתונים המקדים. ראשית, יצרנו לולאה שרצה כאורך מספר הניסויים (6 פעמים בסך הכל בניסוי זה – כל נבדק בכל תנאי). בתוך הלולאה, השתמשנו בפונקציה regexp אשר מחזירה את מיקום התווית שבו מתחיל ביטוי נדרש, על מנת לבדוק האם שמות הקבצים ששלפנו קודם לכן מכילים את אחד מהביטויים הנדרשים 'EO' או 'EC' על מנת לוודא ולהבחין בין תנאי הניסוי, ו'edf'. על מנת לוודא שאכן מדובר בקבצים מסוג edf. יצרנו תנאי בו אם קיימים שמות קבצים אשר אינם מכילים את הביטויים הנדרשים EO, EC או edf נשמרת מספר השורה אותה נצטרך למחוק בהמשך, ומתבצע מעבר לשם הקובץ הבא.

```
EOCheck = regexp(InitialData(n).name, 'EO');
ECCheck = regexp(InitialData(n).name, 'EC');
EDFCheck = regexp(InitialData(n).name, '.edf');
if isempty(EOCheck) && isempty(ECCheck) || isempty(EDFCheck)
    deleteAfter(end+1) = n;
    continue;
end
```

במידה ושם הקובץ תקין, המידע מועבר למבנה הנתונים המיועד לו שהוכן קודם לכן. השתמשנו בפונקציית fullfile על מנת לאחד בין שם התיקיה בה נמצא הקובץ ושם הקובץ. את התוצר של פונקציית זו הכנסנו לפונקציית edfread שקוראת את קבצי edf ומחזירה את פרטי הניסוי הטכניים (לדוגמא, שם הנבדק ותאריך ההקלטה) ואת הקלטת EEG עצמה. השתמשנו בתכונה targetSignals של edfread על מנת לייבא את הערוץ שאותו אנו רוצים לנתח (במקרה זה, המידע מאלקטרודה 19).

```
Data(n).name = InitialData(n).name;
fullFileName = fullfile(InitialData(n).folder, InitialData(n).name);
[Data(n).hdr, Data(n).records] = edfread(fullFileName, 'targetSignals',
channel);
```

באמצעות משפט תנאי נוסף, חילקנו את הנתונים שחולצו לפי התנאים השונים. כעת, מחקנו את הנתונים שאינם עמדו בתנאים שקבענו כשהשתמשנו בפונקציית regexp, וחישבנו את מספר הנבדקים. בשלב זה, עברנו לשלב ניתוח הנתונים והצגתם.

311603476
307963157

```
if ~isempty(EOCheck)
    DataEO(O) = Data(n);
    O = O + 1;
else
    DataEC(C) = Data(n);
    C = C + 1;
end
end % end preprocess loop
% delete excluded data from all data structure
Data(deleteAfter) = [];

nSubjects = length(DataEC); % number of subjects
```

יצרנו לולאה אשר רצה עבור כל נבדק, פותחת חלון תצוגה אחד לכל סוגי שיטות הניתוח, כך ששם החלון הוא מספר הנבדק והכותרת הכללית של אותו חלון תתאים למספר הנבדק. יצרנו 3 פונקציות והשתמשנו בהן על מנת לנתח את הנתונים ולהציג את הגרפים המתאימים לכל שיטת ניתוח (FFT, welch, DFT).

```
for n = 1:nSubjects % for each subject
    h = figure('units', 'normalized', 'Position', [0.25 0 0.5 1]);hold on; %
    create figure
    h.Name = ['Subject no. ' num2str(n)]; %
    write the subject number in the headline
    sgtitle(['Brain wave analysis for subject no. ' num2str(n)], 'FontSize',
    18); % give super title for all plots

    % activate designated functions for each analysis method
    [WelchEC, WelchEO] = signalWelch(DataEC(n).records, DataEO(n).records,
    h, window, Hz, fs);
    [FFTEC, FFTEO] = signalFFT(DataEC(n).records, DataEO(n).records, h, Hz,
    fs);
    [DFTEC, DFTEO] = signalDFT(DataEC(n).records, DataEO(n).records, h,
    window, Hz, fs);
end.
```

כל אחת מהפונקציות מבצעת ניתוח בו-זמני של נתוני נבדק בשני תנאי הניסוי. נציג כעת את שלושת הפונקציות -

signalWelch – רכיבי הקלט של הפונקציה הזו הם:

```
function [WelchEC, WelchEO] = signalWelch(signalEC, signalEO, h, window, Hz, fs)
```

- סיגל הניסוי בעיניים עצומות
- סיגל הניסוי בעיניים פקוחות
- ה-handle של החלון בו יופיעו הגרפים
- אורך חלון הבדיקות הרצוי
- טווח התדרים אותו אנו רוצים לבדוק
- תדר הדגימה

הפונקציה מבצעת את הניתוח ע"י שימוש בפונקציית `pwelch` המקבלת סיגל, אורך חלון, אורך החפיפה בין החלונות (בחרנו שלא תהיה חפיפה בין החלונות), טווח תדרים לעיבוד ותדר דגימה,

311603476
307963157

ומחזירה את עוצמת התדרים מעבר לחלונות השונים (זהו power spectran). בכך, הפונקציה מתעלמת ממימד הזמן (תוך הנחה שהניסוי סטציונרי).

```
WelchEC = pwelch(signalEC, window, [], Hz, fs);  
WelchEO = pwelch(signalEO, window, [], Hz, fs);
```

לאחר מכן, הפונקציה מחשבת את ההפרש שבין הערכים המקבילים בpower spectra של תנאי הניסוי (ההפרש בין ערך העוצמה של כל תדר בתנאי הניסוי EC לערך העוצמה של כל תדר בתנאי הניסוי EO). המיקום של הערך המקסימלי של תוצר ההפרש, שהינו וקטור, נקרא IAF שהוא תדר האלפא האינדיבידואלי של כל נבדק.

```
DiffWelch = WelchEC - WelchEO;  
[MaxVal, MaxInd] = max(DiffWelch);
```

לבסוף הפונקציה מציגה את התוצאות בחלון תצוגה אחד (subplot), כך שכל גרף מייצג power spectra של תנאי ניסוי, וערך ה-IAF מיוצג על ידי קו מקווקו שאנך לציר ה-x באותה נקודה (בתדר המתאים), עובר בין שני הגרפים ומקביל לציר ה-y. כמו כן, נכתב באמצעות פקודת text מעל כל ייצוג IAF, הערך המספרי של ההפרש ותדר האלפא האינדיבידואלי של אותו נבדק. הפונקציה מחזירה את שני ה-power spectra, אחד עבור כל תנאי ניסוי.

signalFFT - רכיבי הקלט של הפונקציה הזו הם:

```
function [FFTEC, FFTEO] = signalFFT(signalEC, signalEO, h, Hz, fs)
```

- סיגנל הניסוי בעיניים עצומות
 - סיגנל הניסוי בעיניים פקוחות
 - ה-handle של החלון בו יופיעו הגרפים
 - טווח התדרים אותו אנו רוצים לבדוק
 - תדר הדגימה
- בראש ובראשונה נקבעים מספר פרמטרים:
- אורך הסיגנל
 - טווח התדרים אותו אנו רוצים לבדוק, מושפע גם מתדר הדגימה וגם מאורך הניסוי, על כן טווח התדרים הינו מ-0 ועד לחצי מתדר הדגימה בקפיצות של תדר הדגימה חלקי אורך הניסוי (ההתקדמות היחסית של תדר הדגימה בתוך הניסוי). אנו בודקים עד חצי מתדר הדגימה מכיוון שיש לפונקציה התייחסות לתדר שלילי, והוא סימטרי לחיובי, על כן נתעלם ממנו בניסוי זה.
 - וקטור בוליאני באורך וקטור טווח התדרים שמעיד על המיקומים בוקטור של התדרים אותם אנו רוצים לבדוק.
 - הוצאת התדרים הרצויים מתוך הוקטור הכללי לוקטור ספציפי יותר. וקטור זה ישמש אותו כציר ה-x בהצגת הנתונים.

311603476
307963157

```
LN = length(signalEC); % length of the signal
Frequan = 0:fs/LN:fs/2; % frequency spectrum to be analyzed
rng = (Frequan>=Hz(1) & Frequan<=Hz(end)); %the range of the desired rate spectrum
XaxeFreq = Frequan(rng); %the frequency spectrum of the desired range
```

כעת, השתמשנו בפונקציה `fft` שמקבלת סיגנל ומחזירה את המקדמים המרוכבים שנמצאו בהתמרת הפורייה, המתאימים לכל תדר שנמצא מעורב בהרכבת הסיגנל. נירמלנו את תוצאות הפונקציה `fft` ע"י חלוקה באורך החלון (שהינו אורך הניסוי). הפעלנו ערך מוחלט והעלאה בריבוע על אותם מקדמים, על מנת להציג אותם כ-`power spectra` ולאחר מכן חילצנו את טווח הערכים הרצוי לנו (תוך שימוש בוקטור הבוליאני שהוגדר קודם לכן).

```
% normalized fft results of each condition
FFTEC = fft(signalEC)./length(signalEC);
FFTEO = fft(signalEO)./length(signalEO);

% calculate the power of the frequencies
FFTEC = abs(FFTEC).^2;
FFTEO = abs(FFTEO).^2;

% save only the data in range
FFTEC = FFTEC(rng);
FFTEO = FFTEO(rng);
```

לבסוף, כמו הפונקציה שהוסברה לעיל, הפונקציה מחשבת את ההפרש שבין הערכים המקבילים ב-`power spectra` של תנאי הניסוי, את הערך המקסימלי של הפרש זה ומציגה את התוצאות בחלון תצוגה אחד (`subplot`), באותה תצורה שהוסברה בפונקציה הקודמת. הפונקציה מחזירה את שני ה-`power spectra`, אחד עבור כל תנאי ניסוי.

`signalDFT` - רכיבי הקלט של הפונקציה הזו הם:

```
function [DFTEC, DFTEO] = signalDFT(signalEC, signalEO, h, window, Hz, fs)
```

- סיגנל הניסוי בעיניים עצומות
- סיגנל הניסוי בעיניים פקוחות
- ה-`handle` של החלון בו יופיעו הגרפים
- אורך חלון הבדיקות הרצוי
- טווח התדרים אותו אנו רוצים לבדוק
- תדר הדגימה

בראש ובראשונה נקבעים מספר פרמטרים:

- טווח התדרים אותו אנו רוצים לבדוק, מושפע גם מתדר הדגימה וגם מאורך חלונות הבדיקה, על כן טווח התדרים הינו מ-0 ועד לחצי מתדר הדגימה בקפיצות של תדר הדגימה חלקי אורך החלון (ההתקדמות היחסית של תדר הדגימה בתוך כל חלון)

311603476
307963157

- בדיקה). אנו בודקים עד חצי מתדר הדגימה מכיוון שיש לפונקציה התייחסות לתדר שלילי, והוא סימטרי לחיובי, על כן נתעלם ממנו בניסוי זה.
- וקטור בוליאני באורך וקטור טווח התדרים שמעיד על המיקומים בוקטור של התדרים אותם אנו רוצים לבדוק.
 - הוצאת התדרים הרצויים מתוך הוקטור הכללי לוקטור ספציפי יותר. וקטור זה ישמש אותו כציר ה-X בהצגת הנתונים.

```
Frequan = 0:fs/window:fs/2; % frequency spectrum to be analyzed
rng = (Frequan>=Hz(1) & Frequan<=Hz(end)); %the range of the desired rate
spectrum
XaxeFreq = Frequan(rng); % the frequency spectrum of the desired range
```

יצרנו משתני אינדקסים n ו-k לטובת יצירת המטריצות, כל משתנה הינו וקטור מ-0 ועד אורך החלון פחות 1 (אלו האינדקסים שנמצאים בשימוש בנוסחת ה-Discrete Fourier Transform הבדידה). לאחר מכן יצרנו את מטריצת האקספוננטים לפי הנוסחה ע"י שימוש בכפל וקטורים (האינדקסים). כעת, השתמשנו בפונקציה בשם buffer שמקבלת סיגנל, אורך חלון רצוי, אורך חפיפה (overlap) רצוי ויוצרת מטריצת סיגנלים עם מספר שורות כאורך החלון ומספר עמודות כמספר החלונות שנוצרו. בנוסף, השתמשנו בתכונה 'nodelay' שגורמת לכך שה-zero-padding יתקיים רק בסוף הסיגנל ולא גם בתחילתו. (zero-padding הינו תהליך שמתקיים כאשר חלוקת הסיגנל לחלונות משאירה חלונות שאינם באורך הרצוי ולכן יש צורך ב"ריפוד" השארית של החלונות הקיצוניים באפסים). מכפלה מטריציונית בין האקספוננטים לסיגנל מביאה לנו את המקדמים המרוכבים של כל התדרים המרכיבים את הסיגנל המקורי – לפי התמרת פורייה, אותם אנו מנרמלים ע"י חלוקה באורך חלון הבדיקה.

```
% set window indices
n = 0:window-1;
k = 0:window-1;

% create exponent matrix which represents the fourier tranform
WMat = exp((-2*pi*1i/window)*n'*k);

% create signal matrix for each condition split into windows with no
% overlaps and with zero-padding only at the end of the last window
windMatEC = buffer(signalec, window, 0, 'nodelay');
windMatEO = buffer(signaleo, window, 0, 'nodelay');

% multiply matrices and recieve the complex coefficients
% normalize by dividng by window length
DFTEC = (WMat*windMatEC)/window;
DFTEO = (WMat*windMatEO)/window;
```

כעת, על מנת לקבל את ה-power spectra אנו מעלים בריבוע את הערך המוחלט של הנתונים במטריצת המקדמים המרוכבים, ומבצעים ממוצע מעבר לחלונות על מנת למנוע רעשים תוך התעלמות מממד הזמן (תוך הנחה כי הניסוי סטציונרי) ומייבאים מתוך נתוני התדרים, רק את ה-power spectra של התדרים המצויים בטווח העניין (שהוגדר בתחילת הפונקציה).

311603476
307963157

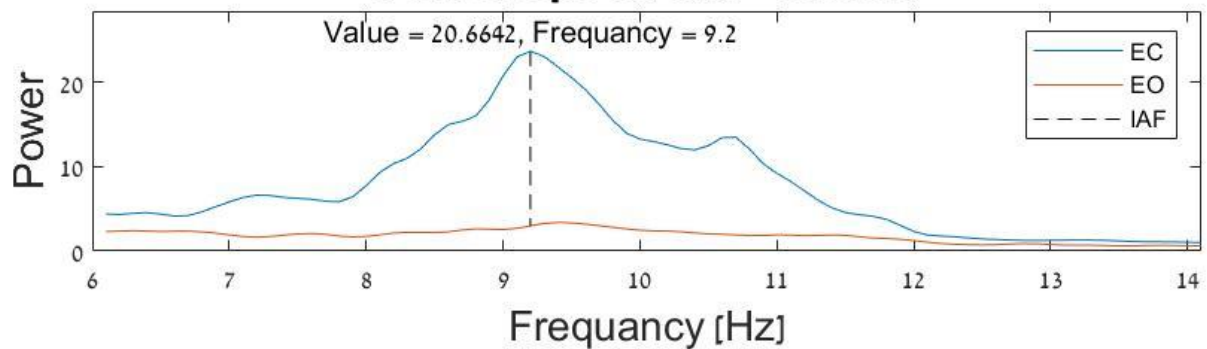
לבסוף, כמו הפונקציות שהוסברו לעיל, הפונקציה מחשבת את ה-IAF ומציגה את התוצאות בחלון תצוגה אחד (subplot), באותה תצורה שהוסברה בפונקציות הקודמות. הפונקציה מחזירה את שני ה-power spectra, אחד עבור כל תנאי ניסוי.

תוצאות ודין

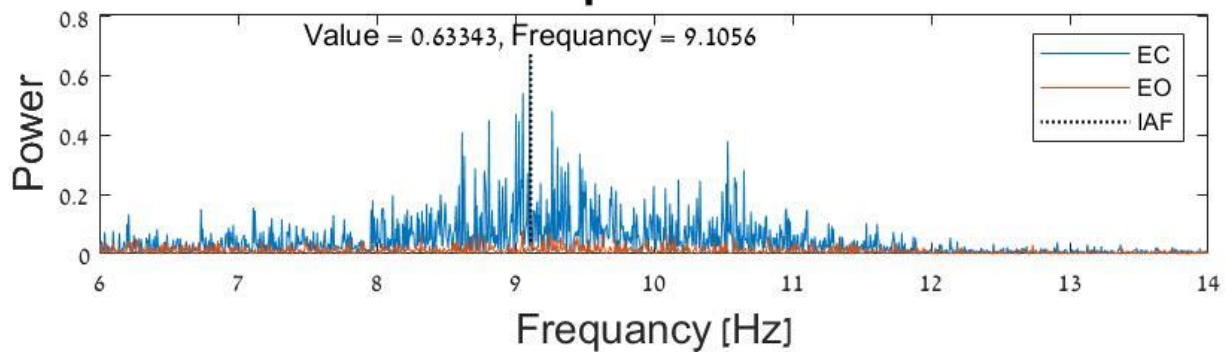
התמרת הפורייה בשיטות שבוצעו מאפשרת לנו לזהות את המידה (העוצמה) בה תדרים שונים השתתפו בהרכבת הסיגנל. ציר הX בגרפים אלו מייצג את התדרים השונים (בהרץ), וציר הY את העוצמה (ביחידות שונות בהתאם לשיטת הניתוח הנבחרת).
להלן תוצאות הנבדקים לפי כל אחת משיטות הניתוח. בכל אחד מן מתצוגות הגרפים, הגרף הכחול מייצג את תנאי עיניים סגורות, הגרף האדום מייצג את תנאי עיניים פקוחות, והקו המקווקו מייצג את הערך האלפא האינדיבידואלי של הנבדק.

Brain wave analysis for subject no. 1

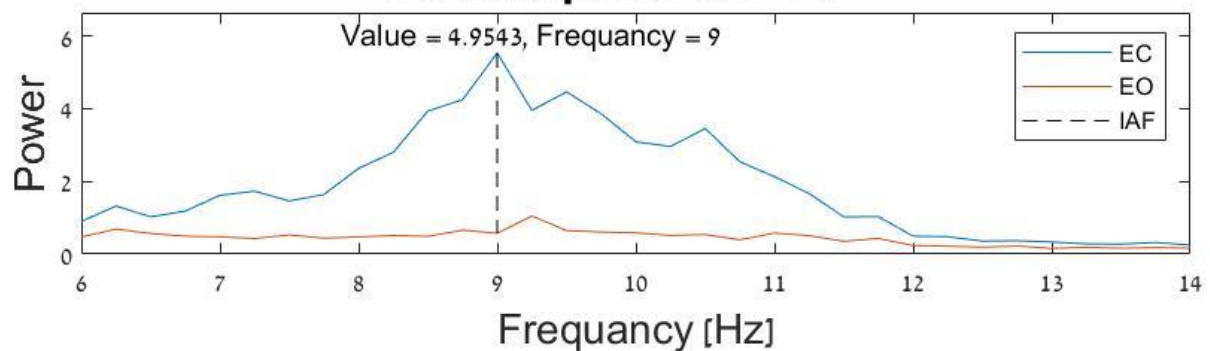
PowerSpectrum - Welch



PowerSpectrum - FFT



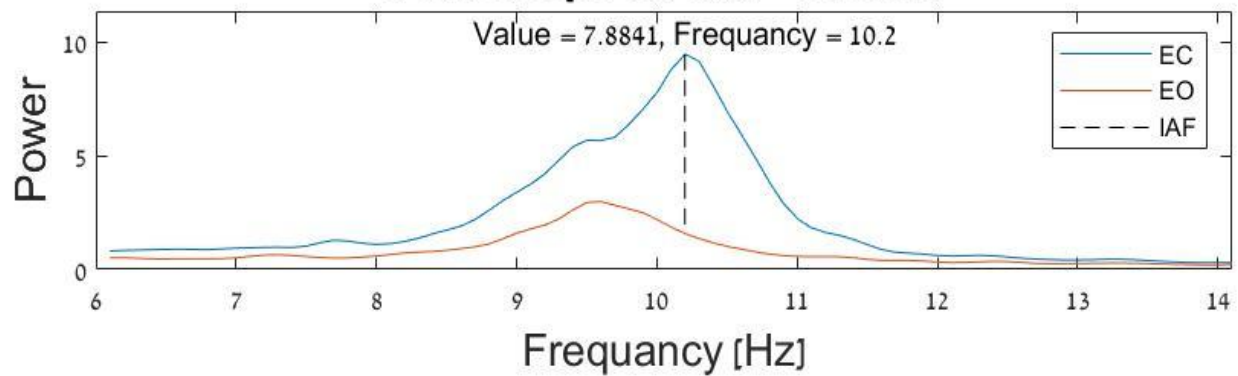
PowerSpectrum - DFT



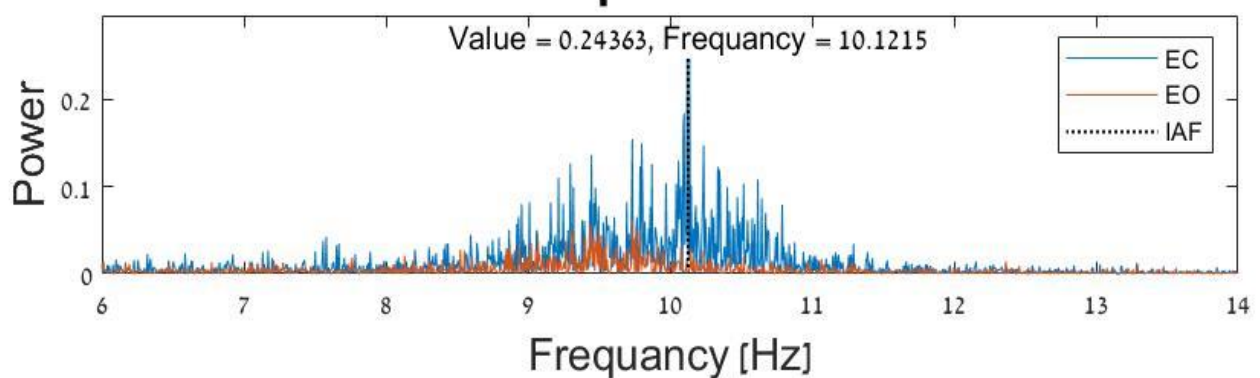
311603476
307963157

Brain wave analysis for subject no. 2

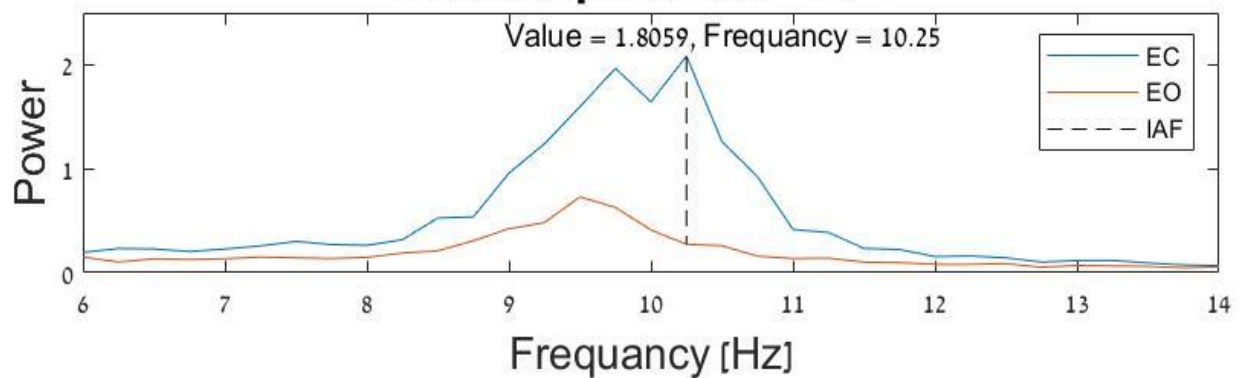
PowerSpectrum - Welch



PowerSpectrum - FFT



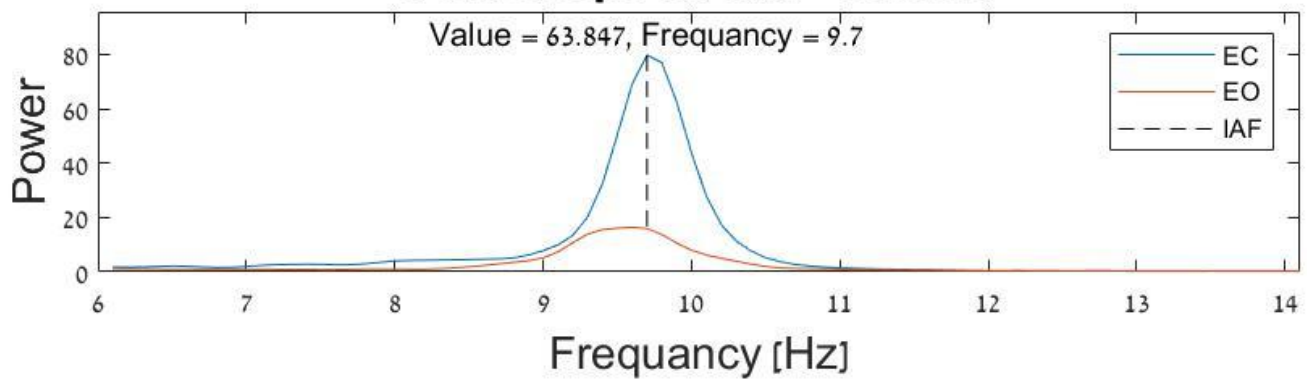
PowerSpectrum - DFT



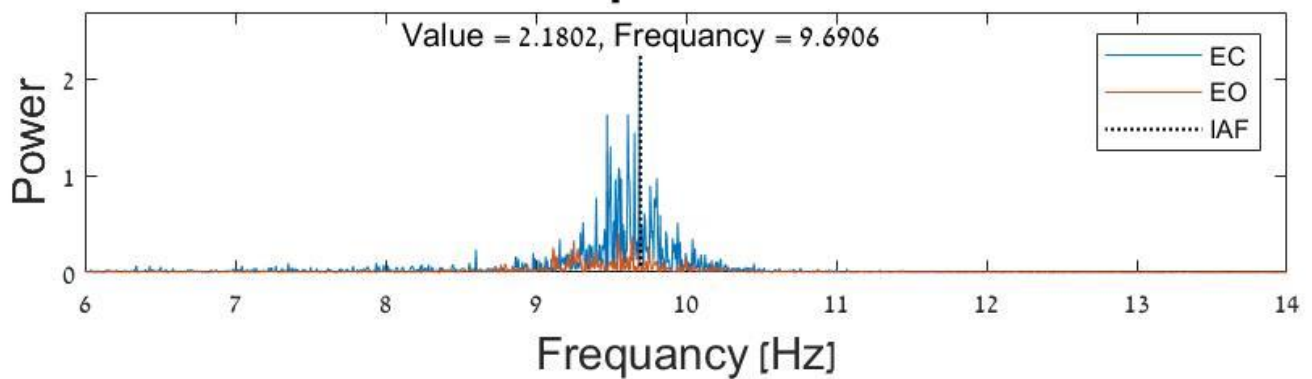
311603476
307963157

Brain wave analysis for subject no. 3

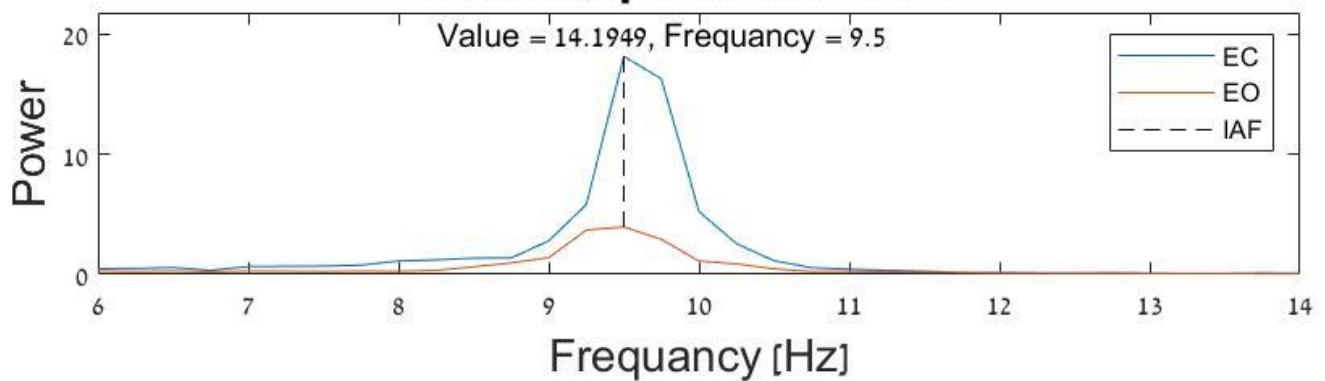
PowerSpectrum - Welch



PowerSpectrum - FFT



PowerSpectrum - DFT



ניתן לראות בכל הנבדקים שבתנאי בו נמדדה פעילות מאלקטרודה 19 בעת שהנבדקים עצמו את עיניהם, ישנה עוצמה גבוהה יותר של תדר האלפא בהשוואה לתנאי בו הנבדקים פקחו את עיניהם. ערך ציר הX בנקודת הקיצון של ההפרשים בין גרפים אלו מייצג את ערך האלפא האינדיבידואלי (IAF) של הנבדקים. כל אחת משיטות הניתוח השונות מובילות לערך תדר אלפא אינדיבידואלי מעט שונה, אך ניתן לראות שערך האלפא האינדיבידואלי של נבדק 1 הוא כ-9.1 הרץ, של נבדק 2 הוא כ-10.2 הרץ ושל נבדק 3 הוא כ-9.6 הרץ. ממצאים אלו מתיישבים עם הממצאים הידועים על תדירות גלי אלפא (8-12 הרץ), המהווה פעילות איטית של גלי המוח ומאפיינת את המצב המוחי של אדם בטרם נרדם. בהתאמה, פקיחת העיניים מובילה להקטנת עוצמת תדר זה. כמו כן, ניתן לראות את ההבדלים המתקבלים משימוש בשיטות הניתוח השונות. הפלט המתקבל באמצעות שיטת Welch, הממצעת את התדירות בכל מקטע, רועש הרבה פחות מן הפלט המתקבל באמצעות שיטת FFT, אשר אינה מסננת את הרעש מהסיגנל המקורי. מנגד, ניתן לראות כי מכיוון שמתבצע מיצוע, ה'פיקים' המתקבלים באמצעות ניתוח שיטה זו רחבים יותר ומדויקים פחות מהדיוק המתקבל בשיטת FFT. בנוסף, ניתן לראות כיצד השימוש בשיטת DFT, שגם היא מחלקת את הסיגנל לסגמנטים וממצעת את הנתונים, מייצרת גם היא גרף רועש פחות ביחס לשיטת ה-FFT.