

דו"ח מסכם – ניסוי ECG & Heart Sounds

09.12.2020		תאריך הניסוי:
02.01.2021 (אפשרה הגשה באיחור)		תאריך הגשה:
204783161	מיכל קרן	מגישים:
205680069	דרור וינוגרין	קבוצה 6

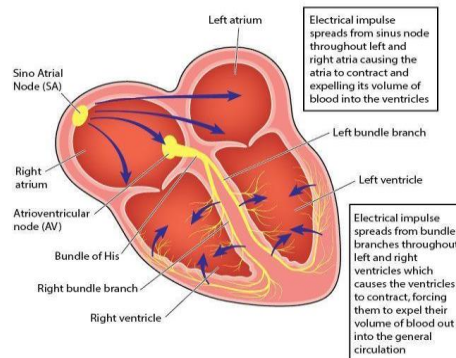
1. הקדמה:

מערכת ההולכה החשמלית בלב היא בעלת חשיבות מכרעת בפעולת הלב ומכאן, בהזרמת הדם אל כל חלקי הגוף. הלב עצמו מורכב מארבעה חלקים- חדר ימין, חדר שמאל, עלייה ימנית ועלייה שמאלית. כיוון החדר פולט דם מהלב לשאר גופנו. ההולכה מתאפשרת על ידי דחפים עצביים הגורמים לשריר הלב להתכווץ ולהוביל הדחפים אל יתר חלקי שריר הלב.

צומת SA (בעברית גם נקרא קשר הגת והפרוזדור) הוא הקוצב הדומיננטי ויוזם דחף אשר גורם להתכווצות של שריר הלב ובכך מתחיל את שרשרת ההולכה החשמלית (ולמעשה נותן את קצב הלב התקין כ-100-60 פעיות בדקה). כאשר מתחרשת דה פולריזציה של העליות, מועתק גל P על פני האק"ג. לאחר התכווצות פרוזדורים הדחף מגיע לצומת AV (בעברית גם נקרא קשר הפרוזדור והחדר). ברגע שפוטנציאל הפעולה עובר את צומת ה-AV, הוא מפעיל את צרור היס, רקמת הולכה מיוחדת המייצרת פוטנציאל פעולה מהיר. פרק הזמן מסוף גל ה-P ועד תחילת ה-QRS מכונה מרווח PR והוא המקום בו מתרחשת ההפעלה של צומת ה-AV וגם של צרור היס. חריגות הולכה בצומת AV ובצרור היס מתבטאות ב-ECG כחסם הולכה מדרגה ראשונה, שנייה או שלישית.

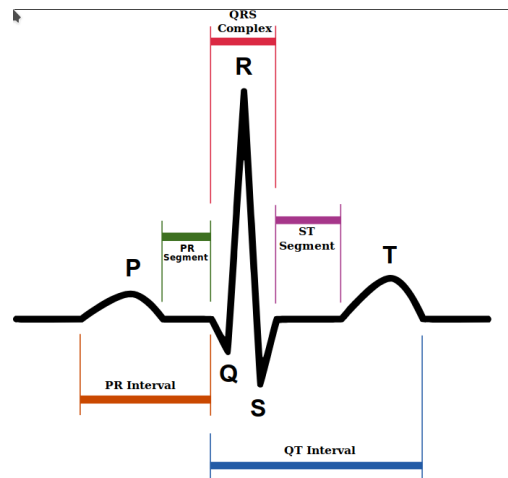
לאחר העברת הדחף דרך צרור היס, הדחף ממשיך אל צרור ההולכה הימני והשמאלי המייצרים פוטנציאל פעולה מהיר. הצרור השמאלי מוביל אל חדר שמאל והימני אל חדר ימין. בהמשך הדחף מגיע אל סיבי פורקינייה, ויוצר פוטנציאל פעולה מהיר וכתוצאה מכך הפעלה ודה-פולריזציה מהירים של שריר הלב של החדרים. התרחשות זו מיוצגת על ידי קומפלקס ה-QRS ב-ECG.

התכווצות שריר הלב תוציא דם של החדרים לאבי העורקים (האאורטה) ובכך, אל יתר חלקי הגוף. לאחר ה-QRS מגיע גל ה-T, אשר מייצג רה-פולריזציה (הרפיה) של החדרים, זהו הזמן בו שריר הלב של החדר נרגע.



איור 1: מערכת ההולכה החשמלית של הלב

אק"ג - רישומת לב חשמלית, הוא פלט של תיעוד ההולכה החשמלית בלב, זוהי בדיקה שמודדת את השינויים החשמליים בכל פעימת לב שמתבצעת על ידי חיבור אלקטרודות על פני העור בנקודות שונות בגוף תוך כדי רישום התוצאה על גבי סרט נייר/צג מחשב, לאורך זמן מוגדר. הבדיקה מסייעת באבחון פתולוגיות שונות או הפרעות קצב בלב. אק"ג תקין מכיל את הגלים PQRST כמתואר להלן:



איור 2: גלי ה-ECG [2]

תכולת התדרים הסטנדרטית של מכשיר האק"ג הינה בין 0.05 הרץ (או 0.5 הרץ) לבין 100 הרץ (או 150 הרץ). אם אנו לא עומדים בטווח זה, כלומר תדר גבוה מן המקסימום או נמוך מן המינימום, אנו עלולים לאבד אינפורמציה ובכך לפגוע ביכולת לזהות פתולוגיות.

קומפלקס ה-QRS מכיל טווח תדרים קטן יותר שנוע בין 8 הרץ לבין 50 הרץ.

כמו כן, עפ"י כלל נייקוויסט על קצב הדגימה להיות לכל הפחות פעמיים התדר הגבוה ביותר שנדגם. משום כך, על מנת להימנע משגיאות, עלינו לעמוד בכלל נייקוויסט, שכן אם לא נעשה זאת – עלולה להיווצר תופעת ה-ALIASING שהיא "התחזות" או "קיפול תדרים", כלומר, במידה ונוריד את קצב הדגימה מתחת לפעמיים התדר הגבוה ביותר, השכפולים הללו יחפפו אחד את השני ובתהליך שחזור האות, בו מסננים רק את הספקטרום הבסיסי נקבל עיוות. התקדמות

הטכנולוגיה הביאה לכך שכיום ניתן אף להגיע לקצב דגימה גבוה של עד כ-200 קילוהרץ. [3]

במדידות אצלנו ב-ECG, עלולה להופיע תופעת ה-BASELINE WANDERING שבאה לידי ביטוי למשל בנשימות כבדות/הזזה של האלקטרודה או תנועות גוף מוגברות, ניתן יהיה לפתור את הבעיה ע"י נשימות רדודות יותר במנוחה, או על ידי ביצוע פילטור לאחר מכן. תופעה זו היא רעש נפוץ בבדיקות ECG המתבטאת בכך שהגלים לא ישרים על פני הקו האיזואלקטרי, כלומר, ישנה הסטה/נדידה מן הקו המסמן את חוסר הפעילות החשמלית.

רעש אופייני נוסף הוא רעש EMG, הנגרם בשל כיווץ חזק של שרירים בגוף, ומתבטא בעלייה של אמפליטודת הגלים בכ-10%. ולכן על מנת לפתור את הבעיה ניתן להשתמש במסנן LPF עם תדר קיטעון הגדול מ-40 הרץ.

מסתמי/שסתומי הלב חוסמים את זרימת הדם בכיוון אחד, כלומר, מהווים "חומת הגנה" מפני זרימה חזרה של הדם בכיוון הלא נכון, כלומר למשל מן החדרים לעליות בעת כיווץ (במקום ההפך)

כאשר מאזינים באמצעות סטטוסקופ ללב, אפשר לשמוע שני קולות, שמופקים בעת שמסתמי הלב, בין העליות והחדרים, נסגרים. הקול הראשון S1 מבטא את סיסטולת (התכווצות) החדרים ועלול להיות חזק באופן חריג בעת מצבים של חום, מאמץ גופני, יתר פעילות של בלוטת התריס או חלש במנוחה או במצב של אי ספיקת לב. הקול השני או S2, מבטא את דיאסטולת (הרפיית) החדרים. בנוסף יש עוד 2 קולות (השלישי והרביעי) אשר נובעים ממעבר מעורבל של הדם בחדרים ולא מסגירה של מסתמים אך קשה לזהותם בניגוד לקול הראשון והשני, לכן פחות נתרכז בהם בניסוי זה.

רשרוש בלב, זהו קול אשר נשמע בדרך כלל במצבים בהם המסתמים אינם פועלים כראוי, לדוגמא כאשר הם דולפים, כאשר ישנה זרימת דם כמערבולת או כשאחד המסתמים צר מהרגיל, מאחר ורשרוש לב מופיע בסיסטולה או דיאסטולה מקובל לבצע במקביל בדיקת אק"ג לוידוא פעילות חשמלית תקינה בלב, יצויין כי רשרוש בלב, או אוושת לב, נפוץ באוכלוסייה ולא מהווה סכנה [4]. הקול הראשון נשמע במשך קצת יותר משנייה בתדרים של 50 הרץ עד 150 הרץ, הקול השני בעיקר בתדרים של 50 הרץ עד 200.

מחלות מסתמים שונות ישנן קולות לא נורמאליים של הלב בעת בדיקת דופק אצל הרופא באמצעות סטטוסקופ – המכונים בעגה המקצועית כשהן במקרים של דליפה (רגורגיטציה) והן במקרים של היצרות (סטנוזיס) והן בעלות אוושות אופייניות. למשל אי-ספיקה של מסתם, הינה דוגמה לפתולוגיה בהאזנה לקולות הלב, במצב זה, המסתם לא נסגר בצורה תקינה ודם זורם בחזרה אחורנית (וכתוצאה מכך מתרחשת אוושה אופיינית למצב). הפרעות קצב יכולות להיות למשל טכיקארדיה (קצב לב מהיר שמוגדר לרוב כדופק מעל 100) או ברדיקארדיה (קצב לב איטי המוגדר לרוב כדופק מתחת ל-60 אצל אנשים שאינם ספורטאים ואילו אצל ספורטאים מתחת ל-40 ולעיתים רחוקות אף מתחת ל-30), טאכיקארדיה וברדיקארדיה ניתנות לאיתור על ידי בדיקת אק"ג. ישנן כמובן פתולוגיות נוספות הניתנות לאבחון באמצעות המכשיר. גורמים אפשריים לברדיקארדיה עלולים להיות שימוש בתרופות ובסמים מסוימים, בעיות הורמונליות, הפרעות באיזון מלחים בגוף, חסם הולכה בין צומת ה-SA לבין העלייה, חסם הולכה בין החדרים לעליות וכן כפי שצוין קודם לכן, גורמים טבעיים- אתלטים, או ברדיקארדיה של שינה. [2]



איור 3 – רישום אק"ג במצב של ברדיקארדיה [2]

מטרות הניסוי:

1. הכרת האק"ג ואופן פעולתו תוך כדי ביצוע רישום אק"ג מלידים 1 ו-3 בשלושה מצבים ועיבוד הנתונים:
 1. נשימה נינוחה במהלך ישיבה.
 2. נשימה נינוחה בעמידה.
 3. נשימה כבדה בעמידה.
2. אימות חוק איינשטיין.
3. דגימה של אותות ביולוגיים וניתוח שלהם.
4. בחינה ואיתור של קולות הלב ושל השפעת התנהגות פיזיולוגית כגון נשימה/שיעול/מאמץ על פעילות הלב.

הצגת מהלך הניסוי

הניסוי חולק ל-3 חלקים:

החלק הראשון – אק"ג של שלושת הלידים, באורך 51.25 שניות בסך הכול, מתוכן, 32 שניות ראשונות בישיבה ויתר ההקלטה, בעמידה כאשר בעשר השניות מתבצעת נשימה רדודה ובעשר השניות אחרונות הנשימה עמוקה. בחלק השני- אורך אק"ג כולל - 70.45 שניות ובו הסיגנלים משלושת הלידים. בחלק זה הנשימה בוצעה מהאף במצב ישיבה ונשימה רגועה. חלק זה עוסק ביחס שבין הסיגנל לרעש, הנקרא SNR. בחלק השלישי- אורך הקלטה כולל של 33.7 שניות, בהן מוקלט סיגנל הסטטוסקופ ומדידת האק"ג של הליד השני בלבד. בשלושת בחלקים סופק ערכו של הסיגנל הנמדד בלבד ללא נתוני הזמנים של המדידות. לצורך ניתוח התוצאות עלינו לדעת מהו תדר הדגימה של המכשירים, ונוכל לחלצו באופן הבא:

$$(1) \quad f_s = \frac{N}{\Delta t}$$

כאשר N הינו מספר הדגימות בסיגנל, ו Δt הינו משך הסיגנל הכולל, ביחידות של שניות.

חוק איינטהובן

חוק איינטהובן הינו חוק המקשר בין שלושת הלידים באופן הבא:

$$(2) \quad LEAD_2 = LEAD_1 + LEAD_3$$

על מנת להוכיח האם החוק מתקיים, נעזר ב MATLAB כדי להציג את ההפרש:

$$LEAD_2 - (LEAD_1 + LEAD_3)$$

נוכל לאשר כי חוק איינטהובן מתקיים אם תוצאת גרף ההפרש תהיה בקירוב קבועה וערכיה שואפים לאפס כפי שמצופה לפי נוסחה (2).

האלגוריתם למציאת קצב לב מסיגנל ה-ECG

במטרה ליישם את האלגוריתם למציאת קצב לב מסיגנל ה-ECG, תחילה נעביר את סיגנל ה ECG דרך פילטר במטרה לסנן רעשים ובכך לייצב את ה-Baseline.

הפילטרים המקובלים לסינון רעשי ECG הם פילטרים מסוג FIR או IIR, השוואה בין שני סוגי הפילטרים מצורפת בטבלה 1.

לצורך הסינון בחרנו להשתמש במסנן הנקרא 1fir שהוא מסנן Band-pass מסוג FIR. כפי שמצוין בטבלה (1) מהיותו מסנן מסוג FIR, המסנן גורם להשהיה בזמן (כתוצאה הפרשי הפאזה) אך היות והפרשים אלו קבועים, נוכל לחשב את ההשהיה ולתקן את הסיגנל לציר הזמן המקורי (לפני הסינון).

כדי לסנן את הרעשים בלבד, ולהימנע מפגיעה במידה החיוני לניתוח שלנו, נקבע את תדרי הקטעון של המסנן לפי

התדרים האופייניים ל- QRS complex שהם בתחום: $f_L = 8Hz$, $f_H = 50Hz$.

FIR	IIR	
Finite Impulse Response	Infinite Impulse Response	משמעות
סיבוכיות חישוב גבוהה.	סיבוכיות חישוב נמוכה.	עומס חישובי
תכנון פחות מסובך. מובטח שהמערכת תהיה יציבה, כלומר ערכי המקדמים יכולים להיקבע לפי הספסיפיקציות הרצויות ללא דאגה ליציבות. והנוסף אין במערכת feedback.	תכנון מסובך. המערכת כוללת משוב (feedback), כלומר פונקציית התמסורת תלויה בכניסה וגם במוצא. בנוסף כדי להבטיח יציבות, בחירת הקטבים של המערכת צריכה להתבצע תחת התנאי שכל הקטבים נמצאים בתוך מעגל היחידה.	סיבוכיות התכנון
תמיד יציב. כל הקטבים של המערכת נמצאים בראשית.	לא בהכרח. יציבות מובטחת רק בתנאי שכל הקטבים של המערכת נמצאים בתוך מעגל היחידה.	יציבות
ניתן לתכנן כך שתתקבל פאזה לינארית. כלומר השינוי בפאזה פרופורציונלי לתדר. אך הפאזה משמעותית יותר בהשוואה לערכי הפאזה של ה IIR	פאזה לא לינארית. גורם לעיוותים בזמן.	פאזה

טבלה 1- השוואה בין FIR ו- IIR

לאחר סינון סיגנל ה-ECG, לקבלת סיגנל נקי מרעש ככל הניתן, נעזר באלגוריתם לאיתור מקטעי ה- QRS. ישנן מספר שיטות לאיתור מקטעי ה- QRS, ביניהן שיטה המבוססת על אמפליטודה ונגזרת ראשונה. לפי מאמר [5] לשיטות המבוססות על אמפליטודה ונגזרת ראשונה יש יתרון מובהק על פני השיטות האחרות מכיוון שהן מאופיינות בחסינות גבוהה לרעש מסוג EMG. רעש ה- EMG מהווה אתגר גדול עבור אלגוריתמים לאיתור מקטעי QRS מכיוון שספקטרום התדרים האופייני לרעש חופף עם ספקטרום ה- QRS מה שהופך את סינון הרעשי ה- EMG למסובך וקשה. מבין האלגוריתמים המבוססים על שיטת האמפליטודה ונגזרת ראשונה בחרנו להיעזר באלגוריתם '2AF'.

שלבי אלגוריתם 2AF:

- (1) קבלת סיגנל ECG נקי מרעש מהמשתמש, סיגנל זה מסומן על ידי $X(n)$.
- (2) הגדרת ערך סף: $threshold = 0.4 * \max\{|X(n)|\}$ (3)
- (3) הגדרת משתנה חדש באופן הבא: $Y_1(n) = \max\{|X(n)|, threshold\}$ (4)
- (4) חישוב הנגזרת הראשונה בכל נקודה: $Y_2(n) = Y_1(n+1) - Y_1(n)$ (5)
- (5) סיווג מועמדי QRS, לפי הדרישה: $Y_2(n) > 0.7$ (6)

במימוש האלגוריתם שינינו את ערכי הסף של שלב 6 לערך סף נמוך יותר שערכו 0.02, ונעיר כי באופן כללי ניתן לשנות גם את הקבוע לקביעת ערך הסף.

על ידי מעבר על שלבי האלגוריתם אפשר לראות בקלות כי כל שלב באלגוריתם הינו בעל סיבוכיות שהיא לכל היותר לינארית ב-N, כאשר N הינו מספר הדגימות של סיגנל ה- ECG.

כלומר זמן הריצה של האלגוריתם הינו לינארי בגודל הסיגנל, ומכיוון שכל אלגוריתם לניתוח ECG מוכרח להתחיל בטעינת קובץ ה ECG לתוך מערך (פעולה לינארית במספר הדגימות), ניתן להסיק שסיבוכיות הריצה של האלגוריתם $2AF'$ לא תשנה משמעותית את זמן הריצה הכולל של האלגוריתם למציאת קצת הלב.

תיאור היתרונות והחסרונות של אלגוריתם $2AF'$ לזיהוי QRS :
יתרונות :

- האלגוריתם מתבסס על שיטת אמפליטודה ונגזרת ראשונה, שיטות אלו הן החסינות ביותר לרעשי EMG. רעשים אלו מהווים קושי מרכזי בזיהוי QRS, ולכן אלגוריתמים ממשפחה זו מאופיינים בביצועים הטובים ביותר.
- בבחינת הביצועים של האלגוריתם תחת רעש $2AF'$ (Electromyographic Noise), היה בעל הביצועים בטובים ביותר, גם בהשוואה לשאר האלגוריתמים המתבססים על שיטת אמפליטודה ונגזרת ראשונה.
- בעל הביצועים הטובים ביותר במקרה של Powerline interference.
- האלגוריתם מנצל את האמפליטודה הגבוהה של גלי ה-R ובכל משפר את הרגישות לרעש ומשפר את תדירות ה False positives ביחס לאלגוריתמים אחרים.
- האלגוריתם פשוט וקל ליישום.

חסרונות :

- אלגוריתמים המתבססים על אמפליטודה ונגזרת ראשונה, רגישים במיוחד לשינויים ב $2AF'$. baseline' היה בעל הביצועים הגרועים ביותר המקרה של תזוזת baseline, בהשוואה לשאר האלגוריתמים המתבססים על שיטת אמפליטודה ונגזרת ראשונה, מה שבא לידי ביטוי בכך שהיו לא מעט קטעי QRS לא זוהו על ידי האלגוריתם.
- נוטה לספק תוצאות False positives כאשר הסיגנל מלווה ברעש מסוג Composite Noise.

מכיוון שמטרתנו היא למצוא את קצב הלב מתוך סיגנל ECG, אנחנו מעוניינים בזיהוי גלי R בלבד, כלומר זיהוי QRS הינו רק שלב ביניים.

השלבים למציאת קצת הלב מתוך סיגנל ECG :

1. טעינת הסיגנל מתוך הקובץ.
 2. סינון הסיגנל במטרה להפחית את הרעש וליישר את ה BASELINE.
 3. הפעלת אלגוריתם $2AF'$ למציאת QRS.
 4. תוצר האלגוריתם יספק ווקטור בינרי, שמימדו כמימד הסיגנל, כלומר כל תא בווקטור מייצג דגימה של הסיגנל, במידה והדגימה שייכת למקטע QRS, יופיע הערך 1 ואחרת יופיע 0.
 4. הפיכת ווקטור זיהוי ה QRS לווקטור זיהוי גלי R :
- ווקטור QRS מכיל רצף של אחדות- המסמל את רצף הדגימות המייצגות את המקטע QRS, תחת ההנחה שגל ה-R נמצא במרכז המקטע, כדי לאתר את גל ה-R בתוך המקטע, נמיר את רצף האחדות לאחד יחיד שנמצא במרכז של הרצף, ונאפס את האחדות שמסביב למרכז.
- בנוסף, נקבע מרווח דגימות מינימאלי של 50 דגימות בין גלי ה-R, ועל ידי כל נתעלם מאיתורים שגויים של גלי R (מקורם של האיתורים השגויים הללו נובעים ערך הסף הנמוך שבחרנו בשלב 3).

התוצר של שלב זה הוא ווקטור בינארי במימד הסיגנל, בו מופיעה 1 באינדקסים של דגימות המתארות את הפיק של גל ה-R, ואפס עבור כל דגימה אחרת.

5. מתוך ווקטור איתור גלי ה-R, נחשב את הפרש הדגימות בין כל צמד אחדות. (בצורה ווקטורית- כלומר ווקטור הפרשים הוא כמספר האחדות בווקטור זיהוי גלי ה-R פחות 1).

6. נמיר את ווקטור הפרשי הדגימות לווקטור הפרשי זמנים RR לפי הנוסחה הבאה :

$$(7) RR = \Delta sample / f_s$$

7. המרה מווקטור RR לווקטור HR, לפי הנוסחה הבאה :

$$(8) HR = \frac{60}{RR} [BPM]$$

(הכפל ב60 הוא כדי להמיר את יחידות הזמנית משניה לדקה).

אופן ניתוח התוצאות :

לצורך ניתוח התוצאות של החלקים השונים נעזר בנוסחאות הסטטיסטיות הבאות :

$$(9) \mu_X = MEAN(X) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n$$

$$(10) S_X = STD(X) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x_n - \mu_X)^2}$$

$$(11) SNR(X) = \frac{MAX(X)}{S_X} = \frac{peak\ of\ R\ wave}{S_X} \quad (X\ represents\ a\ single\ ECG\ cycle)$$

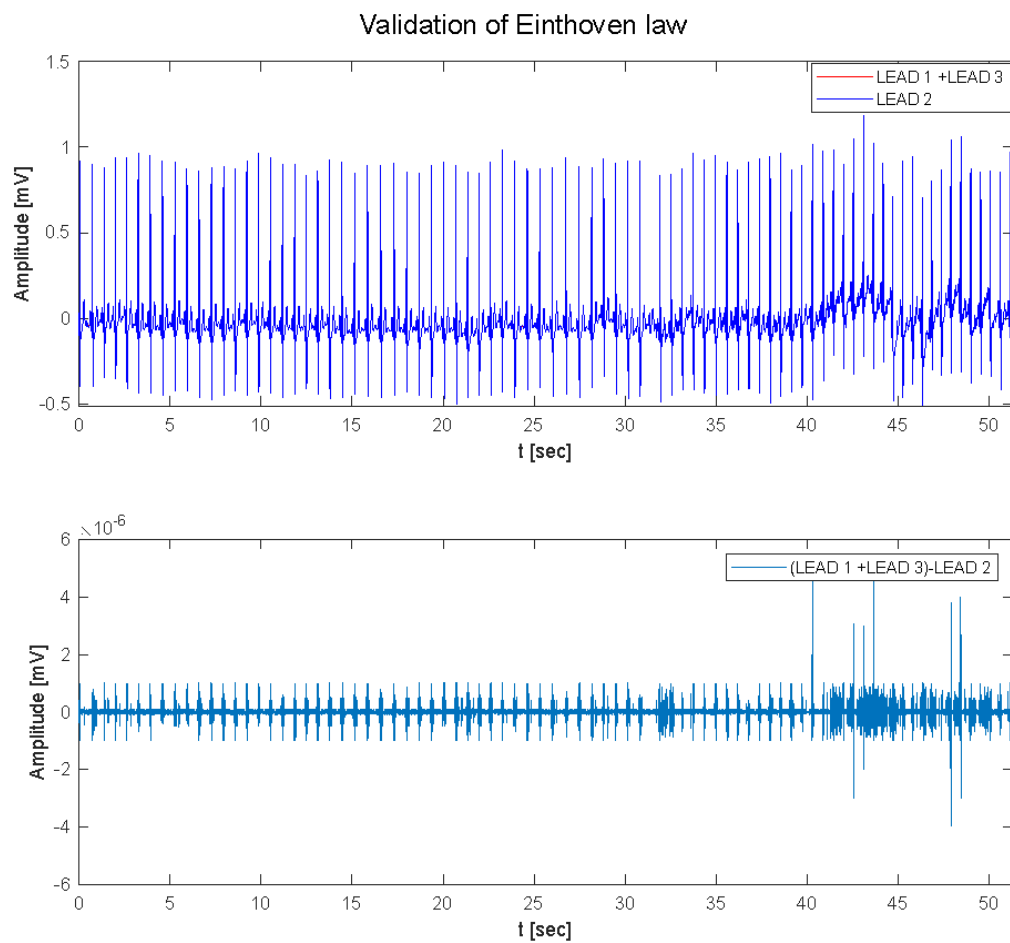
בנוסף, נעזר במבחן t -test מסוג מדגם בלתי תלוי, דו זנבי, כדי לבדוק האם קיים הבדל סטטיסטי בין חישוב קצב הלב בשני מצבי הנשימה (רגילה ועמוקה).

נעיר כי כמות הדגימות בשני מצבי הנשימה נבדלה בדגימה בודדת (לנשימה העמוקה הייתה דגימה נוספת) לכן התעלמנו מהדגימה היתרה ובכך ביצענו את החישובים הסטטיסטיים על אוכלוסיות שוות גודל.

המבחן יעשה על ידי *MATLAB* בעזרת פונקציית `ttest2(Vartype, 'unequal')`, הפלט של הפונקציה יהיה ערך ההיפותזה- h וערך ה- p -val. במידה ו- h יהיה 1 וגם p -val > 0.05 נוכל לקבוע כי קיים הבדל סטטיסטי בין חישוב קצב הלב בנשימה עמוקה ורגילה.

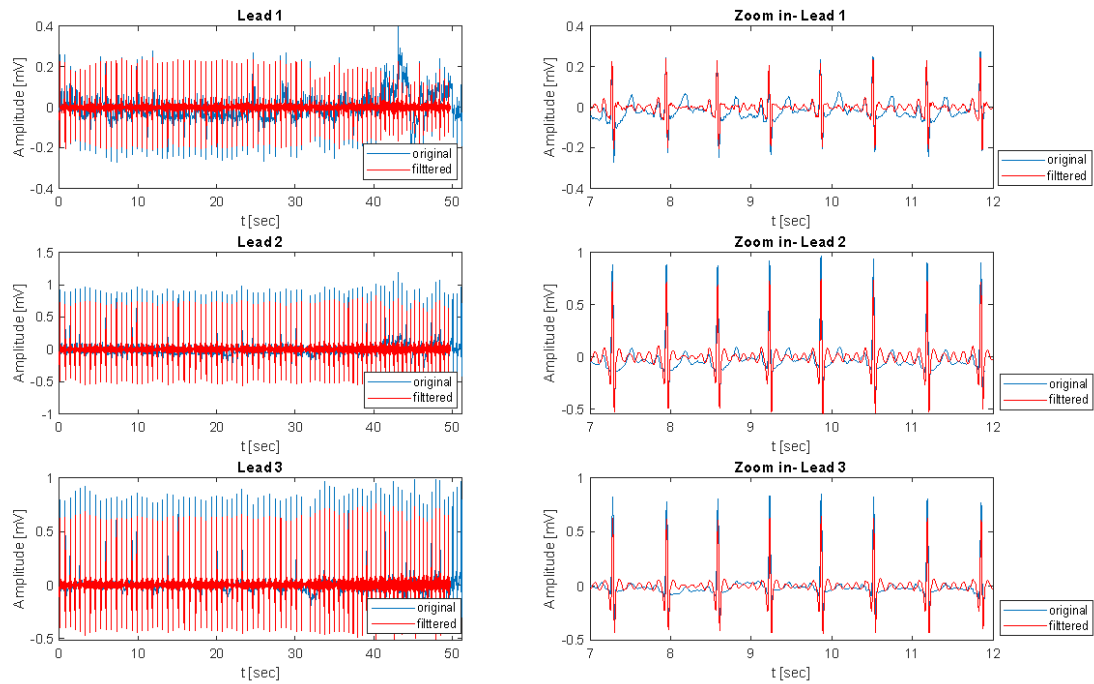
3. תוצאות :

חלק א :



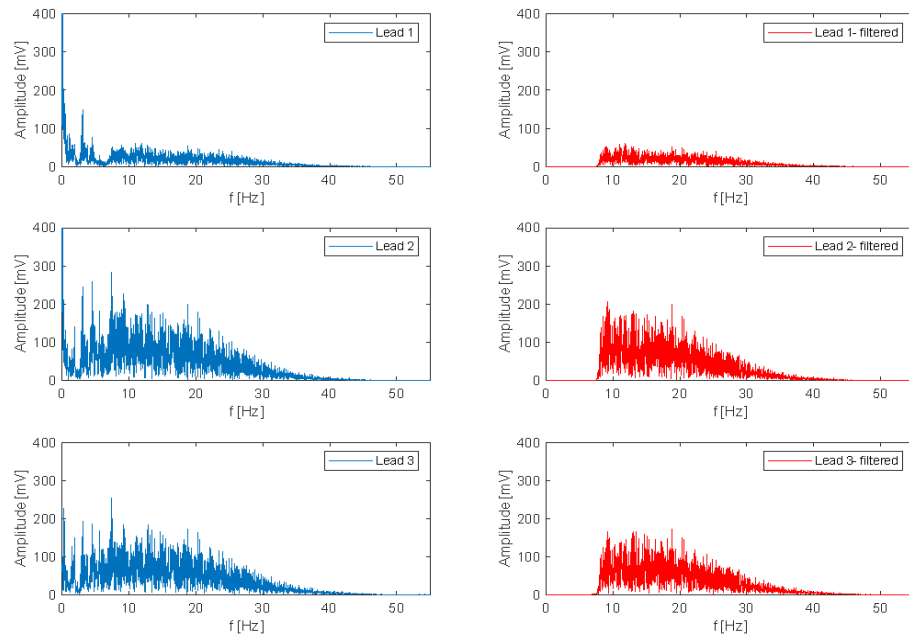
איור 4- אימות חוק איינטהובן. הגרף העליון מתאר את החפיפה בין ליד 2 לבין סכום הלידים 1 ו-3. הגרף התחתון מתאר את פונקציית השגיאה.

ECG data in time

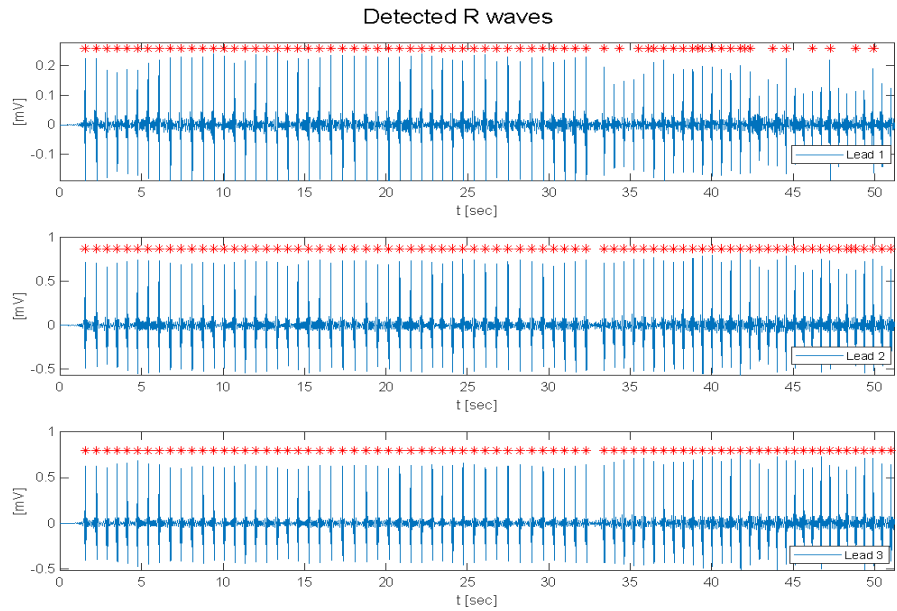


איור 5- סיגנל האק"ג של שלושת הלידים במרחב הזמן, לפני ואחרי הסינון. העמודה הימנית מתארת מקטע של כמה מחזורים מתוך הסיגנלים הכוללים המופיעים בעמודה השמאלית.

Original Spectrum VS. Filtered Spectrum



איור 6- סיגנל האק"ג של שלושת הלידים במרחב התדר, לפני ואחרי הסינון. העמודה הימנית מתארת את הסיגנלים המפולטרים, והעמודה השמאלית את הסיגנלים לפני הסינון.



איור 7- הצגה וויזואלית של תוצר האלגוריתם למציאת הפיק של גל R ב- QRS complex. כל שורה מייצגת ליד ECG.

מצב	HR ממוצע [BPM]
מנוחה בישיבה	89.9 ± 4.1
עמידה ונשימה רגילה	97.4 ± 12.2
עמידה ונשימה עמוקה	111 ± 2.3

טבלה 2- קצב לב ממוצע בשלושה מצבים שונים, מחושב לפי הליד השלישי.

בשני מצבי העמידה, מספר מחזורי הלב השוקללו בחישוב הם 15.

תוצאות מבחן t	p-val	h
	$0.69m (<0.05)$	1

טבלה 3- תוצאות מבחן t עבור שני מצבי העמידה (נשימה רדודה ונשימה עמוקה) של הליד השלישי, החישוב התבצע לפי 15 מחזורי פעימה.

לפי תוצאות מבחן t קיים הבדל סטטיסטי בין חישוב קצב הלב בנשימה רדודה או עמוקה.

חלק ב

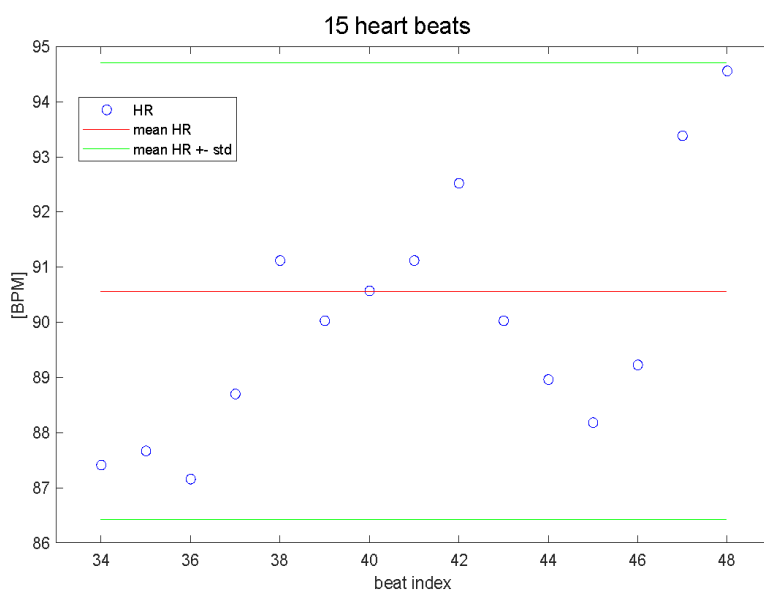
לתוצאות חלק השתמשנו בליד השלישי מכיוון שבמדומה לסעיף הקודם, זיהוי גלי Rn היה המיטבי.

התאמות הסיגנל :

כדי להיפטר מרעש, תחילה העברנו את הסיגנל דרך פילטר, בדיוק כמו בחלק א. (FIR- BPF [8Hz 50Hz]) ובנוסף חתכנו את 10 השניות הראשונות והאחרונות מהסיגנל כדי להתעלם מהפרעות העלולות להתרחש בתחילת ההקלטה וסופה.

ערכו הממוצע של קצב שהתקבל מווקטור הפלט של האלגוריתם הוא :

$$HRV = 90.6 \pm 4.14 [BPM]$$



איור 8- גרף של 15 פעימות רציפות יחד עם סימון התחום בממוצע \pm סטיית התקן, כפונקציה של מספר הפעימה.

התחום בממוצע \pm סטיית התקן מכיל את ערכי ה-15 בפעימות הנבחרות.

חילוק סיגנל ה-ECG למחזורי לב יחידים התבצע בעזרת חלון זמנים הנבחר סביב גלי ה-R והינו

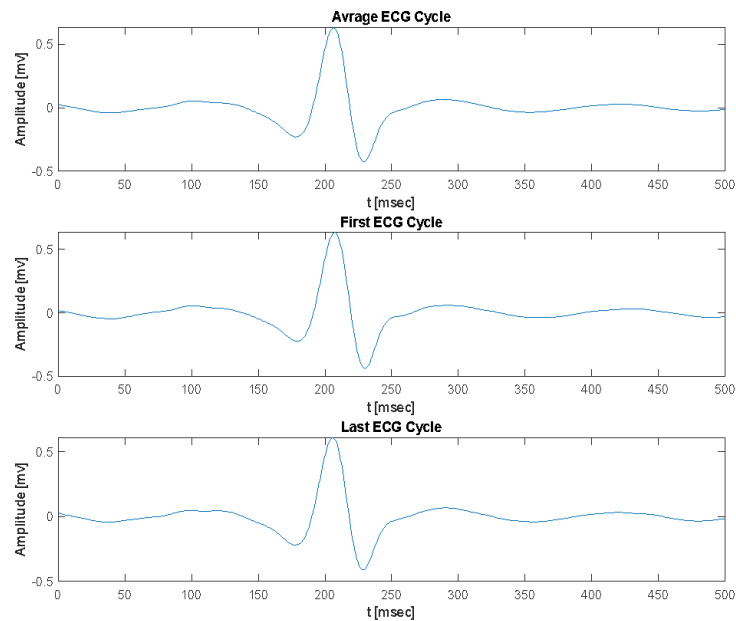
200msec לפני ו 300msec אחרי הפיק של גל ה-R, כלומר משך כל חלון הינו 500msec.

מספר המקטעים שנכנסו למיצוע מחזור ECG הינם 75 מחזורים.

למעשה הסיגנל הכולל הכיל כ 76 מחזורים, אך מכיוון שהופעת גל ה-R הראשון קדמה ל- 200msec מרגע ההתחלה,

כדי לשמור על סנכרון בין במחזורים, בחרנו להתעלם מהמחזור הראשון לצורך הניתוח.

לצורך בהירות, מכן והלאה כאשר נדבר על המחזור הראשון, בפועל מדובר על המחזור השני של הסיגנל הכולל, אך הוא הראשון שנלקח בחשבון.



איור 9- שלושה מחזורי פעימה יחדים כפונקציה של הזמן.

ממוצע מתח הקו האיזואלקטרי [mV]	
סיגנל מחזור הממוצעים	-0.02 ± 0.0047
סיגנל המחזור הראשון	-0.023 ± 0.013
סיגנל המחזור האחרון	-0.026 ± 0.0071

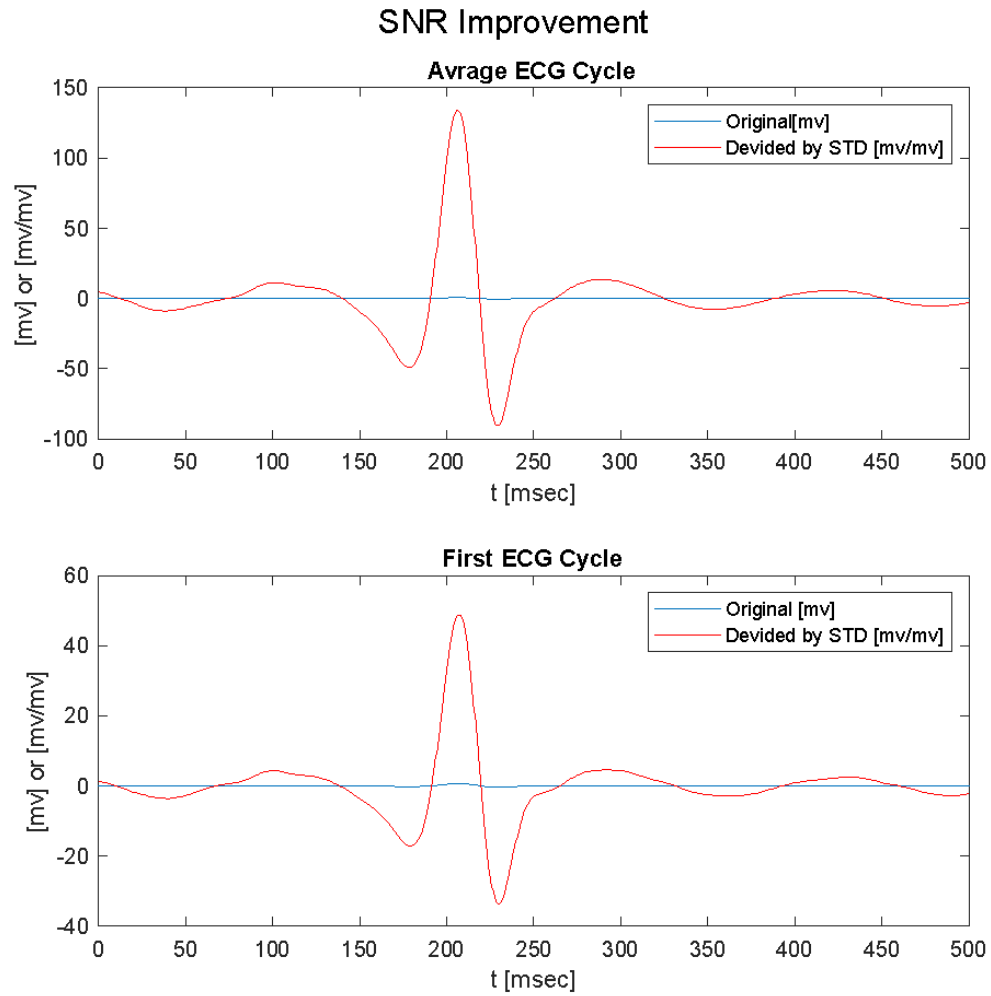
טבלה 4- ערכים ממוצעים וסטיית התקן לאיזור הקו האיזואלקטרי, עבור שלושת סיגנל במחזור השונים. החישוב נלקח על פני 44 מילי השניות באחרונות של כל מחזור.

סטיית התקן המינימלית מתקבלת המקרה של הסיגנל הממוצע, וסטיית התקן המרבית מתקבלת עבור הסיגנל הראשון.

הסיגנל	[mV/ mV] SNR
סיגנל המחזור הממוצע	134.6
סיגנל המחזור הראשון	48.8

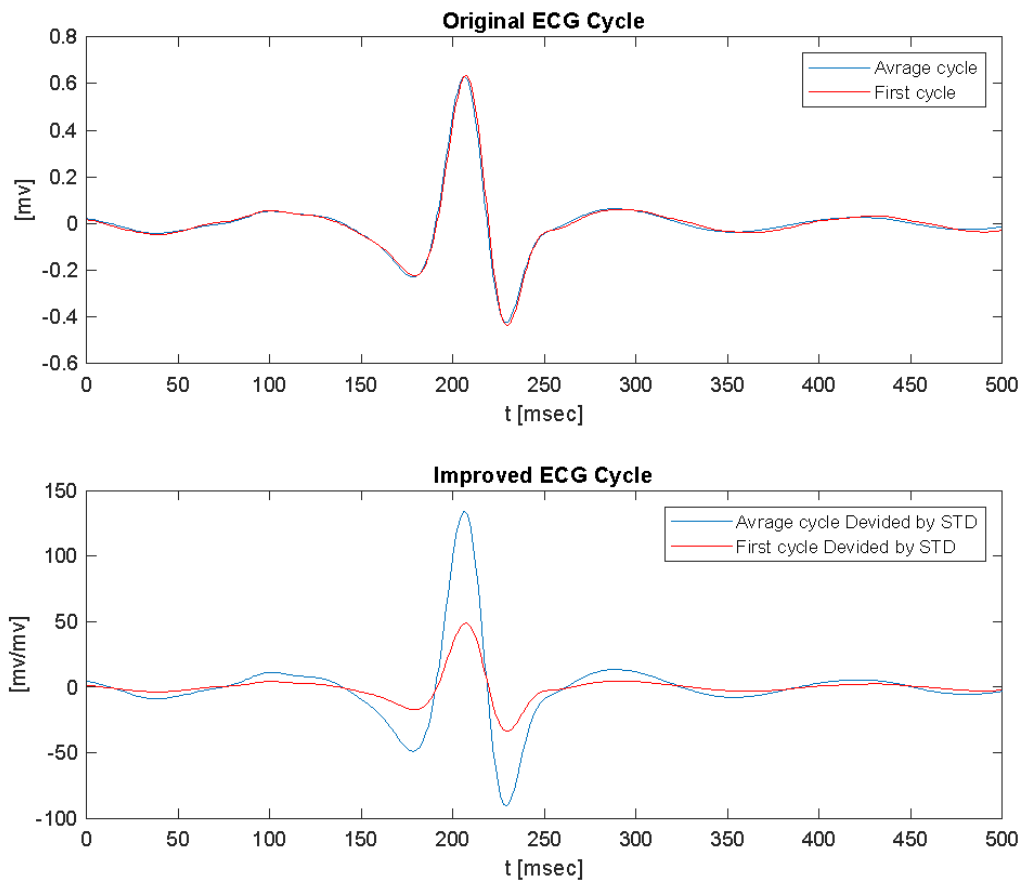
טבלה 5- השוואה בין ערכי ה SNR של סיגנל הממוצעים לעומת סיגנל מחזור מתחיל ההקלטה.
(ה SNR הינו האמפליטודה של ה-R חלקי סטיית התקן של הקו האיזואלקטרי).

ניכר כי ערך ה-SNR גבוה יותר במקרה של הסיגנל הממוצע, בהתאם למצופה.



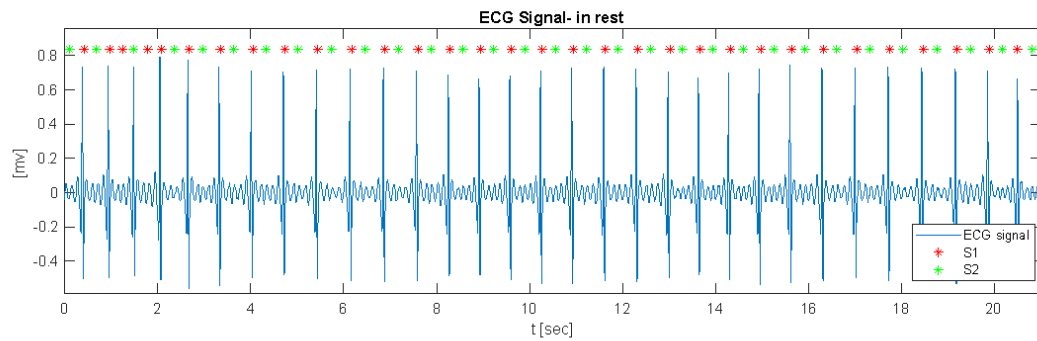
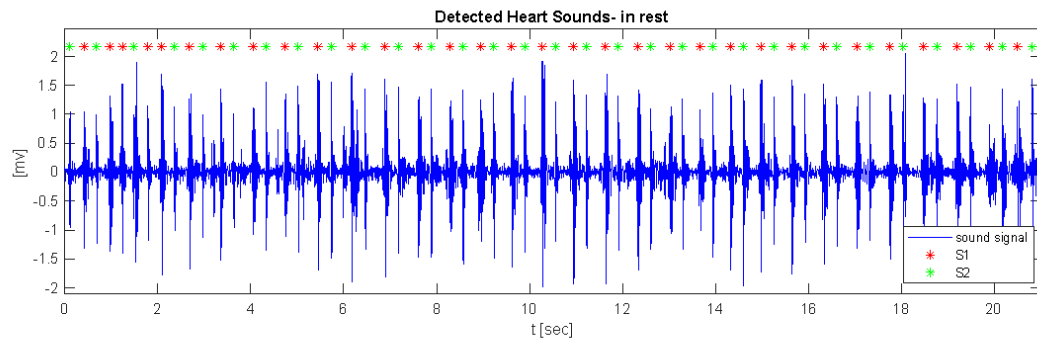
איור 10- השוואה בין השיפור השפעת החילוק בסטיית התקן בין המקרה של מחזור הממוצעים למחזור מהתחלת ההקלטה. הגרף מתאר התנהגות דומה אך ניתן לראות כי במקרה של הסיגנל הממוצע הפרש האמפליטודה משמעותי יותר.

SNR Improvement - comparison

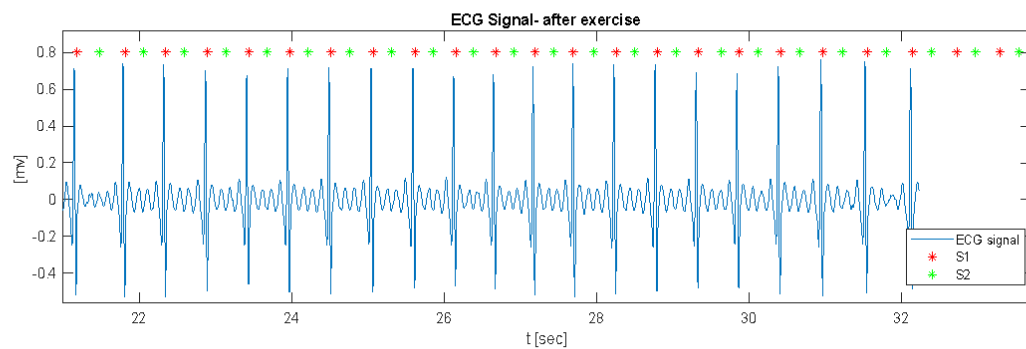
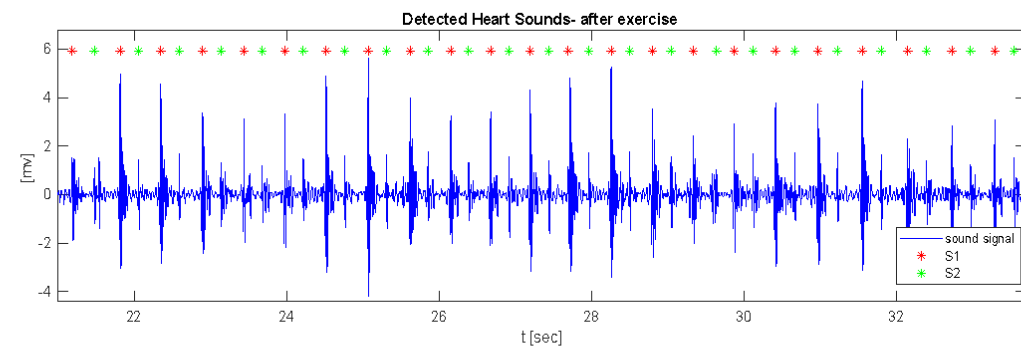


איור 11- וויזואליזציה נוספת להשוואה בין שיפור ה-SNR במקרה של מחזור הממוצע לבין מחזור מהתחלת ההקלטה. ניתן לראות בבירור כי שיפור ה-SNR משמעותי יותר עבור סיגנל הממוצע.

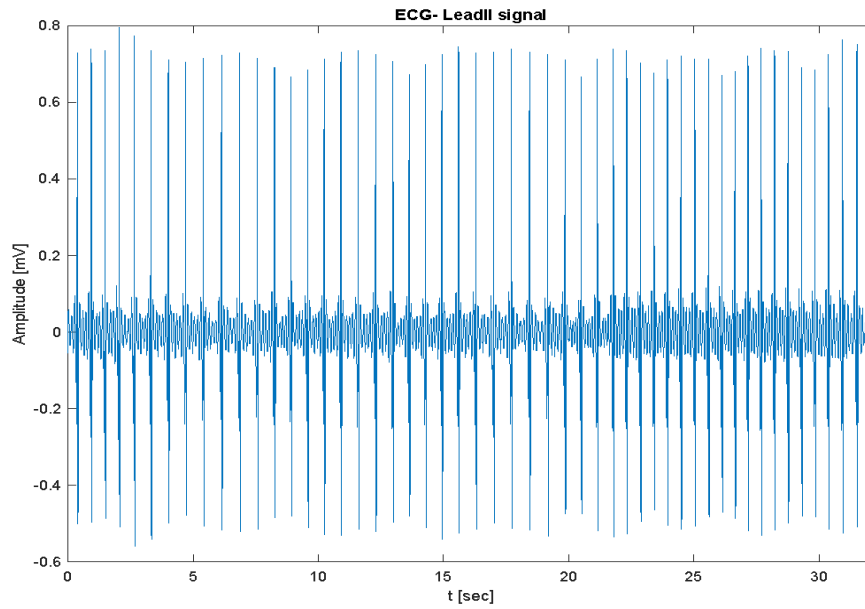
חלק ג' – קולות הלב



איור 12- הצגת איתור הקול הראשון ושני מתוך סיגנל הקולות במקביל לסיגנל ECG (המסונן) בעת מנוחה



איור 13- הצגת איתור הקול הראשון ושני מתוך סיגנל הקולות במקביל לסיגנל ECG (המסונן) לאחר מאמץ



איור 14- סיגנל ECG הכולל, החל משניה 21 ישנו מעבר ממצב מנוחה למצב אחר מאמץ.

Measurement	At Rest (mean±std) [sec]	Post-exercise (mean±std) [sec]	Change in % between rest and post- exercise
BPM [# /min]	90 ± 7.35	108 ± 6.9	+20%
ΔT R-wave to 1 st sound [sec]	0.036 ± 0.0075	0.028 ± 0.0059	-23%
ΔT R-wave to 2 nd sound [sec]	0.32 ± 0.0041	0.28 ± 0.019	-13%
ΔT 1 st to 2 nd [sec]	0.28 ± 0.0093	0.25 ± 0.017	-12%
ΔT 2 nd sound to next 1 st sound [sec]	0.4 ± 0.026	0.3 ± 0.025	-25%

טבלה 6: מדידות קולות הלב וקצב הלב- השוואה בין מנוחה למאמץ.

חלק א': סיגנל האק"ג

אימות חוק איינטהובן:

מתוך התוצאה המוצגת באיור 4, ניתן להסיק כי חוק איינטהובן אכן מתקיים משום שכפי שניתן לראות הגרף של הליד השני מתלכד עם הגרף של סכום הליד הראשון והשלישי, בנוסף, פונקציית השגיאה מתארת ערכים הנמצאים בתחום של מיקרו וולט, וסביר שמקורה של שגיאה שכזו הינו רעש או שגיאת קליברציה בין תוכנת הביופוק ל-MATLAB. לסיכום, החוק מתקיים עד כדי רמת דיוק של מיקרוולטים בודדים.

ההבדלים בסיגנל לפני ואחרי הסינון בזמן ובתדר:

ההבדלים בסיגנל לפני ואחרי הסינון בזמן מתוארי באיור 5, וההבדלים בתחום התדר מתוארים באיור 6. לפי איור 5, ניתן לראות כי הסינון יישר את קו ה-BASELIN ובנוסף "החליק" גבעות שאינן שייכות ל-QRS complex. לפי איור 6, ניתן לראות כי לפני הסינון, הייתה אנרגיה ספקטרלית גבוהה ומשמעותית בתדרים נמוכים, שכפי שצינו בהקדמה, תדרים מתחת ל-8 Hz אינם שייכים לתחום התדרים האופייני ל-QRS, כלומר תדרים אלו הינם רעש לא רצוי. ניתן לראות כי לאחד הסינון תכולת התדרים בתחום הנמוך מערך הסף פולטרה לגמרי ובכך אפשר להסביר את יישור ה-BASELIN והיעלמותם של הגבעות הלא רלוונטיות. הסינון הנ"ל היה הכרחי לצורך מציאת קצב הלב, שהרי כפי שצינו בחלק השיטות, האלגוריתם שבעזרתו בחרנו לאתר את מקטעי ה-QRS הינו אלגוריתם ממשפחת האלגוריתמים מבוססי אמפליטודה ונגזרת ראשונה, ואלגוריתמים אלו מאופיינים ברגישות יתר לסטיות ה-BASELIN. אילו היינו מפעילים את האלגוריתם על הסיגנל המקורי, לפני הסינון, התוצאות צפויות להיות לא אידיאליות, כלומר יתכנו איתורים שגויים, למשל פיק של גבעה שאינה שייכת ל-QRS וגם אי איתורים של מקטעי QRS כתוצאה מתזוזת ה-BASELIN. נעיר כי ניסינו לבצע סינון נוסף למען הימנעות מרעשי רשת (בתדרים 50 Hz ו-60 Hz) בעזרת מסנן Notch אך לא ראינו שינוי בסיגנלים כתוצאה מהסינון ולכן ויתרנו על סינון זה.

ההבדלים בין הלידים:

ממבט באיור 7, אפשר להבחין בשוני ניכר בין הליד הראשון לבין שני הלידים האחרים. הליד הראשון הינו בעל אמפליטודות נמוכות יותר ומלווה בשינויי אמפליטודה חדים וירידה נוספת בערכי האמפליטודה לאחר 30 השניות הראשונות כלומר החל ממעבר ממצב ישיבה לעמידה, אנחנו משארים שיתכן וסיבה לכך קשורה לטיב אלקטרודות או הדבקתן.

הליד השני ושלישי דומים מאוד אך ניתן להבחין כי בליד השני, בסוף ההקלטה ישנה התנהגות פחות אחידה של האמפליטודה (האמפליטודה עולה ויורדת) ביחס לליד השלישי. תופעה זו תואמת את הציפיות שלנו שהרי לפי חוק איינטהובן הליד השני הינו סכום הליד הראשון והשלישי, והרי הליד הראשון מתנהג בצורה לא אחידה במקטע זה, אז כצפוי יש לכך השפעה גם על הליד השני במקטע זה.

הצלחת הזיהוי של האלגוריתם לאיתור גלי R:

תוצאות אלגוריתם האיתור עבור שלושת הלידים מתוארות באיור 7. מהתוצאות אפשר לראות כי איתור כלי R הינו מדויק עבור הליד השלישי, וגם כמעט מדויק עבור הליד השני, עד כדי איתור שגוי אחד בסביבת השנייה ה-47. הביצועים של האלגוריתם עבור הליד הראשון, מדויקים עבור מצב הישיבה, ורחוקים ממיטביים במצב העמידה.

כפי שהסברנו קודם, במצב העמידה הליד הראשון לוקה בשינויי אמפליטודה חדים וירידה כללית באמפליטודה, עובדה זו הינה משמעותית במיוחד עבור האלגוריתם שבו בחרנו להיעזר לצורך איתור מקטעי QRS שהרי הזיהוי מתבסס על אמפליטודה. האלגוריתם '2AF' "מניח" כי לגלי ה R אמפליטודה יחסית קבועה ולכן הירידות באמפליטודה של הליד הראשון הובילו לאי זיהוי של מקטעי QRS על ידי האלגוריתם.

כדי לשפר את ביצועי האלגוריתם יכולנו להפריד את הסיגנל לשני חלקים, סיגנל למצב העמידה ולמצב העמידה, ואז להריץ את האלגוריתם לאיתור כלי Rn לכוד עבור המצבים השונים. בנוסף, ניתן להריץ את האלגוריתם האופן אינדיבידואלי עבור הלידים השונים, תוך קביעת ערגי הסף בהתאם לצורך, למשל עבור מצב העמידה של הליד הראשון, נוכל נקטין את מתח הסף. לאור הביצועי ההבחנה עבור הליד השלישי ניתן להסיק כי האלגוריתם פועל ביעילות ואינו רגיש במיוחד כשאר הסיגנל יציב מבחינת אמפליטודה.

ערכי קצבי הלב הממוצעים:

טבלאות 3-4 מתארות את ההבדלים בין קצבי הלב במצב ישיבה ועמידה בנשימה עמוקה ורדודה. התוצאות ממחישות כי קיימים הבדלים סטטיסטיים בחישוב קצת הלב המצבים השונים, ממוצע קצב הלב בישיבה הינו נמוך ממוצע קצב הלב בשני מצבי העמידה ובנוסף סטיית התקן שמצב הישיבה שקטנה יותר, מה המסמל שגיאת מדידה קטנה יותר, בהתאם למצופה, שהרי מדידת ECG מומלצת לביצוע במצב ישיבה תוך הרפיית השרירים, ואילו במצב העמידה ישנה פעילות נוספת של שרירים הגורמת לרעש מסוג EMG ובכך פוגעת באיכות המדידה. בין שני מצבי העמידה, לאור תוצאת מבחן ה- t אושר כי אכן ישנו גם הבדל סטטיסטי בין חישוב קצב הלב בנשימה רדודה מול עמוקה, תוצאה זו גם היא תואמת את ציפיותינו שהרי נשימה עמוקה גם היא מוסיפה רעשים, גם מסוג EMG וגם גורמת לנדידת BASELIN, כלומר במצב זה מתקבל סיגנל רועש יותר מה שמצופה לבוא לידי ביטוי בהבדלים סטטיסטיים.

HRV and SNR Statistics: חלק ב'

בחלק זה של הניסוי מצאנו את קצב הלב הממוצע לפי הליד השלישי, לאחר שעבר סינון בדיוק כמו בחלק א, וראינו כי גם לפני שיפור יחס האות לרעש מתקבל ערך ממוצע הנמצא בטווח התקין של אדם בוגר הנמצא במנוחה (60-100 פעימות לדקה).

כפי שניתן לראות מן התוצאות המתוארות בטבלה 5, ה-SNR הטוב ביותר שקיבלנו הינו עבור האק"ג של המחזור הממוצע, והוא גדול כמעט פי שלוש מה-SNR של המחזור הראשון. נזכיר כי SNR הינו היחס בין הסיגנל לרעש, משום כך, קיים יחס הפוך בין ה-SNR לבין הרעש, זאת אומרת שה-SNR בעל הערך הגדול ביותר, הינו גם בעל הרעש הקטן ביותר. מכיוון שרעש הוא תהליך אקראי, בעת מיצוע, מתקבלת תוצאה טובה יותר, כלומר בעלת רעש נמוך יותר, הסיבה לכך הינה שמיצוע לוקח בחשבון מספר דגימות שונות, כלומר, הרעש באופן יחסי לרוב קטן יותר מאשר בכל אחת ואחת מן הדגימות בנפרד ולכן ההתרחשות הכללית תיראה טוב יותר עבור האק"ג הממוצע.

על פי התוצאות שהתקבלו סטיית התקן הנמוכה ביותר היא עבור האק"ג הממוצע, וגם הערך שלו הינו הקטן ביותר, לאחר מכן בוצעה השוואה בין ה-SNR של החלק הדגימה הראשונה לבין הממוצע וכפי שציפינו התקבל ערך SNR גדול יותר באק"ג של המחזור הממוצע, שכן הרעש בו קטן יותר. כמו כן ראינו כי ערך ה-SNR בגרף הממוצע גדול יותר מאשר עבור רק הסיגנל הראשון, גם כאן הסיבה היא סטטיסטית, כלומר, סטיית התקן קטנה יותר במחזור הממוצע מאשר רק בדגימה הראשונית. ניתן לראות באיור מספר 11 כי ישנה התלכדות כמעט מוחלטת בין הגרף של המחזור הממוצע לבין

המחזור הראשון, ואילו שיפור ה-SNR על ידי נרמול לפי סטיית התקן מציג את ההבדלים בין שני המקרים, כלומר ניתן ללמוד מכך כי ישנה חשיבות רבה בהתייחסות ל-SNR בנייתו התהליכים הללו.

משום כך נוכל להסיק כי תוספת של מקטעים נוספים יתרום לקבלת תוצאה טובה יותר ויותר ככל שנוסיף עוד ועוד מקטעים, שכן עוד דגימות במשך זמן רב יותר מובילות לערך SNR גדול יותר, כמו כן, התלות של האות בקצב הלב הרגעי פוחתת ככל שמוסיפים עוד דגימות ובכך אנו מקבלים תוצאה מהימנה יותר. אילו היינו ממצעים סיגנל שנמשך במשך דקה עבור אדם שעשה פעילות גופנית מאומצת ותוך כדי נרגע, היינו עדים לתוצאות עם רעש רב, אלו לא היו תוצאות מהן היינו יכולים להפיק תועלת רבה, זוהי גם הסיבה שלאורך הניסוי הקפדנו על השהייה במעבר בין מצב למצב. שכן במרחקי RR חל שינוי משמעותי במעבר בין המצבים כפי שראינו בחלק הקודם והם בתורם משפיעים על דופק הלב שעולה כתוצאה מן הפעילות הגופנית, כך שהמערכת נמצאת בחוסר איזון ולכן לבצע מיצוע על מצב שכזה לא ייתן כל תועלת.

שיטה להתמודדות עם מקרה זה היא בראש ובראשונה לבצע השהיות בין מצב למצב, כלומר לא לבצע את המעברים מבלי להמתין פרק זמן מסוים. שימוש בסיגנל שכזה בכל זאת, ללא השהייה יכול להתאפשר על ידי בחירת מסנן שלא יביא בחשבון את השניות הראשונות של לפני ואחרי השינוי בין המצבים.

חלק ג': קולות הלב

בחלק זה איתרנו את הקול הראשון ושני של הלב במצב מנוחה ולאחר פעילות גופנית. לצורך איתור קולות הלב מימשנו אלגוריתם נוסף שמטרתו לאתר את הפיקים של קולות הלב, כלומר אלגוריתם זה מזהה את שני קולות הלב יחדיו, נסביר בקצרה את אופן פעולת האלגוריתם זה: האלגוריתם קובע כי מדובר ב"פיק" כאשר ערך הדגימה גבוה מערך סף הנקבע מראש, ותחת התנאי שערכו של הדגימה גדול מהדגימה הקודמת והדגימה הבאה אחריה, כדי להימנע מאיתורים סמוכים מדי ישנו שימוש בערך סף נוסף הקובע את המרחק המינימלי בין שני פיקים.

לאחר איתור קולות הלב, מתבצעת הפרדה בין קולות הלב על ידי שימוש בהנחה כי קול הלב השני, S2, ימצא במרחק קטן יותר מהפיק הקודם אליו ביחס לפיק שאחריו, וההפך עבור קול הלב הראשון, S1. נעיר כי הדרך בה איתרנו את קולות הלב שונה מהאלגוריתם המופיע במאמר [6] אך לאחר ניסיונות רבים ליישם את האלגוריתם בשיטתו לא הצלחנו להגיע לתוצאות מספקות ולכן בחרנו ליישם אלגוריתם שונה, כפי שצינו לעיל. האלגוריתם הצליח לזהות את קול הלב הראשון והשני בצורה מוצלחת עבור סיגנל המאמץ, כפי שניתן לראות באיור 13, ועבור הסיגנל במנוחה, האיתור אינו לגמרי מיטבי.

כפי שניתן לראות באיור 12, האיתור עבור הסיגנל במנוחה הוא מיטבי החל מהשנייה מספר 2, אך בשתי השניות הראשונות הזיהוי בין בקול הראשון לשני כשל. אנחנו משערים שהסיבה לכך קשורה לעובדה שסיגנל הצליל בשני השניות הראשונות לא מתאר בבירור את קולות הלב, כלומר אם ננסה לקבוע תוך התבוננות בסיגנל הצליל בשני השניות הראשונות, עבור כל פיק אם מדובר בקול הראשון או השני נתקשה לעשות זאת, מכיוון שאין הבדל ברור בין האמפליטודות (מצופה כי לקול הראשון יהיה אמפליטודה גבוהה מהקול השני) וגם מבחינת הפרשי זמנים בין הפיקים קשה להבחין בהבדלים ברורים (גם כאשר עושים זום למקטע זה). אנחנו משערים כי תופעה זו נובעת מאפקט קצה של ההקלטה וכדי לשפר את התוצאות יש לחתוך את שתי שניות הראשונות הלו מהסיגנל, ובפועל התעלמנו מהמקטע הלקוי הזה בזמן שחישבנו את התוצאות בטבלה 6.

בנוסף, לפי איור 12 ו-13 אפשר להסיק כי החפיפה בין הקלטת צלילי הלב לסיגנל ה-ECG נשמרה.

מקרה אפשרי שבו לא תשמר ההתנהגות היחסית בין קולות הלב ל-ECG הוא כאשר הסיגנלים נמדדים מאדם עם ליקוי בתפקוד הלב, למשל עבור אדם בעל אוושה לבבית (רשרוש לב), האוושה תורמת צליל נוסף לקול הלב הראשון

והשני כך שאם ננסה להפעיל את האלגוריתם שלנו על נתוניו של אדם זה נצפה לאי התאמה בין סיגנל הצליל לסיגנל ECGn.

תוצאות טבלה 6 מתארות את שינויי הפרמטרים ממצב מנוחה ולאחר פעילות גופנית.

נסביר את הפרמטרים בטבלה תוך כדי הסבר על מגמת השינוי ממנוחה לאחר אימון :

- BMP : מתאר את קצב הלב. כידוע, קצב הלב עולה במצבי מאמץ, שהרי פעילות גופנית דורשת אספקת חמצן גבוהה יותר ולפיכך הלב פועם מהר יותר, כדי לספק לרקמות הגוף יותר דם וחמצן. לפי תוצאת ההשוואה אכן התקבל קצב לב מהיר יותר לאחר הפעילות הגופנית.
- $\Delta T \text{ R-wave to 1st sound}$: מתאר את הפרש הזמנים בין גל Rn להופעת הקול הראשון של הלב. הקול הראשון מבטא את סגירת המסתמים המחוברים בין העליות לחדרים, לכן מדד זה מתאר את הפרש הזמנים בין הדה פולריזציה של החדרים לבין סגירת המסתמים המחוברים בין העליות לחדרים. התוצאות מצביעות על כל שלאחר מאמץ הפרש זמנים זה קטן.
- $\Delta T \text{ R-wave to 2nd sound}$: מבטא את הפרש הזמנים בין הופעת גל Rn לצליל הלב השני. קול הלב השני מתאר את סגירת מסתם אבי העורקים ומסתם עורק הריאה, כלומר מדד זה מציין את הפרש הזמנים בין הדה פולריזציה של החדרים לבין סגירת המסתמים הללו. מכיוון שקול הלב השני נשמע אחר קול הלב הראשון מצופה כי המרחק בין גל Rn לקול השני יהיה גדול מהמרחק האופייני של גל Rn לקול הראשון, והתוצאות בטבלה 6 מאמתות זאת. בנוסף גם ערכו של מדד זה קטן לאחר הפעילות הגופנית.
- $\Delta T \text{ 1st to 2nd}$: מתאר את הפרש הזמנים בין השמע הקול הראשון לקול השני במחזור לב יחיד כלומר מתאר את הפרש הזמנים בין סגירת המסתמים העליות-חדרים לבין סגירת המסתם אבי העורקים ועורק הריאה. לפי התוצאות הפרש הזמנים קטן לאחד פעילות, בהתאם לצפיותנו, הרי מחזור הלב כולו (למשל מקטע RR בודד) קטן לאחר מאמץ, ולכן גם הפרש זמנים זה מוכרח לקטון.
- $\Delta T \text{ 2nd sound to next 1st sound}$: מתאר את הפרש הזמנים בין קול הלב השני במחזור לב 1 לבין קול הלב הראשון במחזור הבא. לפי התוצאות הפרש זמנים זה קטן בזמן מאמץ.

מסקנות

בניסוי זה בוצע רישום אק"ג מלידים שונים וניתוח של האותות שנתקבלו במרחב הזמן ובמרחב התדר במצבים שונים. כל אות הועבר במסנן BPF על מנת להיפטר מרעשים לא רצויים ובעיקר מתופעת ה-baseline drift, לאחר הסינון מתאפשר איתור פשוט של גלי ה-R, ועל ידי כך, לחשב את קצב הלב. בנוסף אימתנו את חוק איינטהובן בעזרת הסימולציות במטלב, ראינו כי הוספת סיגנלים למיצוע משפרת את ה-SNR, אימתנו כי מרחקי ה-RR קטנים במאמץ, איתרנו את 2 קולות הלב מסיגנל הסטטוסקופ והשוונו את מרחקם לגלי ה-R שבסיגנל האק"ג לפני ואחרי מאמץ.

- (1) Pflanzner R (2013) Physiology Lessons for use with the Biopac Student Lab, Lesson 5. Biopac Systems 93117
- (2) הרצאות ותרגולי הקורס "אותות חשמליים והולכה חשמלית בתאים", אוניברסיטת תל אביב.
- (3) Tereshchenko, Larisa G., and Mark E. Josephson. "Frequency content and characteristics of ventricular conduction." *Journal of electrocardiology* 48.6 (2015): 933-937.
- (4) אוושה בלב- מתוך האתר <https://www.infomed.co.il/disease-518/>
- (5) FRIESEN, Gary M., et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 1990, 37.1: 85-98.
- (6) X. Wang, Y. Li, C. Sun and C. Liu, "Detection of the First and Second Heart Sound Using Heart Sound Energy," *2009 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, Tianjin, 2009, pp. 1-4, doi: 10.1109/BMEI.2009.5305640.