



טכניון – מכון טכנולוגי לישראל
הפקולטה להנדסת חשמל



ניתוח השפעת המוזיקה על סיגנלים ביולוגיים של תינוקות

מגישים:

ויינברנד דמיטרי
מסלובסקי יבגני

מנחה:
חגי קירשנר

תוכן עיניים

5	רשימת טבלאות ואיורים
5	אינדקס איורים:
6	אינדקס טבלאות:
7	Abstract
9	פרק 1: מבוא
11	פרק 2: ניתוח אות א.ק.ג. (ECG)
11	2.1 מה זה ECG?
13	2.2 ניתוח ויזואלי בסיסי
13	2.2.1 בציר הזמן
14	2.2.2 בציר התדר
18	2.3 מדידה וניתוח פרמטרים ראשוניים:
21	2.4 ניתוח אות בתחום הזמן
21	2.4.1 ניתוח סטטיסטי של זמן מחזור - HR, HRV, ואמפליטודת שיאי ה-R - A_r
27	2.4.2 ניתוח צורת מחזור אופייני
30	2.4.3 התבוננות בסדרת FECG
32	2.5 סיכום התוצאות ומסקנות של ניתוח ה-ECG
33	פרק 3: ניתוח אות נשימה
33	3.1 אות נשימה
34	3.2 התבוננות ויזואלית בזמן ותדר
34	3.2.1 ניתוח ויזואלי בציר הזמן
36	3.2.2 ניתוח ויזואלי בציר התדר
39	3.3 מדידה וניתוח פרמטרים ראשוניים:
39	3.4 ניתוח בעזרת יצירת מודל AR
39	3.4.1 מה זה מודל AR?
41	3.4.2 שיערוך ספקטרום של סיגנל הנשימה ע"י מודל אוטורגרסיבי - AR
43	3.5 סיכום התוצאות ומסקנות של ניתוח אות הנשימה:
44	פרק 4: סיכום
44	4.1 מסקנות כלליות
44	4.2 אפשרויות להמשך המחקר
45	רשימת ספרות (ביבליוגרפיה)

רשימת טבלאות ואיורים

אינדקס איורים:

9	איור 1 - חלוקת מקטעים בניסוי
11	איור 2 - צורת אות ECG אופינית
11	איור 3 - מחזור ECG אופיני אצל מבוגר
12	איור 4 - מחזור ECG אופיני אצל תינוק
12	איור 5 - תהליך נקודה
13	איור 6 - 13 שניות משני סגמנטים של שקט ומוסיקה
14	איור 7 - כ-2.5 שניות משני סגמנטים של שקט ומוסיקה
15	איור 8 - תמונות ספקטראליות מלאות של סגמנטים 1-4 עם הכפלה בחלון ריבועי
15	איור 9 - תמונות ספקטראליות מלאות של סגמנטים 5-8 עם הכפלה בחלון ריבועי
16	איור 10 - תמונות ספקטראליות ממוקדות של סגמנטים 1,2,3,5 עם הכפלה בחלון ריבועי
16	איור 11 - תמונות ספקטראליות ממוקדות של סגמנטים 1,2,3,5 עם הכפלה בחלון משולש
17	איור 12 - תמונות ספקטראליות ממוקדות של סגמנטים 1,2,3,5 עם הכפלה בחלון Hamming
19	איור 13 - הסטוגרמות של E_s, E_f, E_n, E_m המנורמלים. התפלגות הפרמטרים הנ"ל לפי 33 נבדקים
20	איור 14 - גרף הממוצעים של אנרגיה על פי הסגמנטים
21	איור 15 - דוגמת סף קיטוע
	איור 16 - הסטוגרמות של נבדק לדוגמה. שורה ראשונה- פילוג זמני מחזור. שורה שנייה - פילוג אמפליטודות
23	איור 17 - השוואה בין הסטוגרמות של \bar{T}_{relax} ו- \bar{A}_{relax} להסטוגרמות של \bar{T}_{music} ו- \bar{A}_{music} בהתאמה
	איור 18 - השוואה בין הסטוגרמות של HRV_{relax} ו- $\sigma(A_{relax})$ להסטוגרמות של HRV_{music} ו- $\sigma(A_{music})$ בהתאמה
23	איור 19 - השוואה בין הסטוגרמות של \bar{T}_{first_silent} ו- HRV_{first_silent} להסטוגרמות של \bar{T}_{relax} ו- HRV_{relax} בהתאמה
24	איור 20 - השוואה בין הסטוגרמות של \bar{T}_{first_silent} ו- HRV_{first_silent} להסטוגרמות של \bar{T}_{music} ו- HRV_{music} בהתאמה
24	איור 21 - השוואה בין הסטוגרמות של \bar{A}_{first_silent} ו- $\sigma(\bar{A}_{first_silent})$ להסטוגרמות של \bar{A}_{music} ו- $\sigma(\bar{A}_{music})$ בהתאמה
25	איור 22 - השוואה בין הסטוגרמות של \bar{A}_{first_silent} ו- $\sigma(\bar{A}_{first_silent})$ להסטוגרמות של \bar{A}_{relax} ו- $\sigma(\bar{A}_{relax})$ בהתאמה
25	איור 23 - חלוקה למחזורים אופייניים
	איור 24 - השוואה בין צורות מחזור אופייניות לשלושת סוגי הסגמנטים השונים, פונקציות ההפרש האבסולוטי ואנרגיית ההפרש
28	איור 25 - השוואה בין צורות מחזור אופייניות לשלושת סוגי הסגמנטים השונים בהגדלה באזור R-peak
29	איור 26 - דוגמאות FECG
30	איור 27 - FECG של נבדק א'
31	איור 28 - FECG של נבדק ב'

- 33..... אזור 29 – אות נשימה אופיני של מבוגר
- 34..... אזור 30 – דוגמת אות נשימה של תינוק
- 35..... אזור 31 - סגמנט מקורי מול סגמנט מסונן ע"י LPF עם תדר הקטוע $F_c=8\text{Hz}$
- 36..... אזור 32 – אות נשימה של נבדק לדוגמא
- 36..... אזור 33 – אות נשימה של נבדק לדוגמא
- 37..... אזור 34 - תמונות תדר של סגמנטים שקטים ומוזיקליים של אותות הנשימה של נבדק מסוים. הכפלה בחלון ריבועי.
- 38..... אזור 35 - תמונות תדר של סגמנטים שקטים ומוזיקליים של אותות הנשימה של נבדק מסוים. הכפלה בחלון משולש.
- 38..... אזור 36 - תמונות תדר של סגמנטים שקטים ומוזיקליים של אותות הנשימה של נבדק מסוים. הכפלה בחלון Hamming.
- 41..... אזור 37 - שיערוך פרמטרי של ספקטרום של סגמנטים 1,2,3
- 42..... אזור 38 - שיערוך פרמטרי של ספקטרום של סגמנטים 4,5,6
- 42..... אזור 39 - שיערוך פרמטרי של ספקטרום של סגמנטים 7,8

אינדקס טבלאות:

- 18..... טבלה 1 - דוגמה לאנרגית הסגמנטים אצל נבדק מסוים

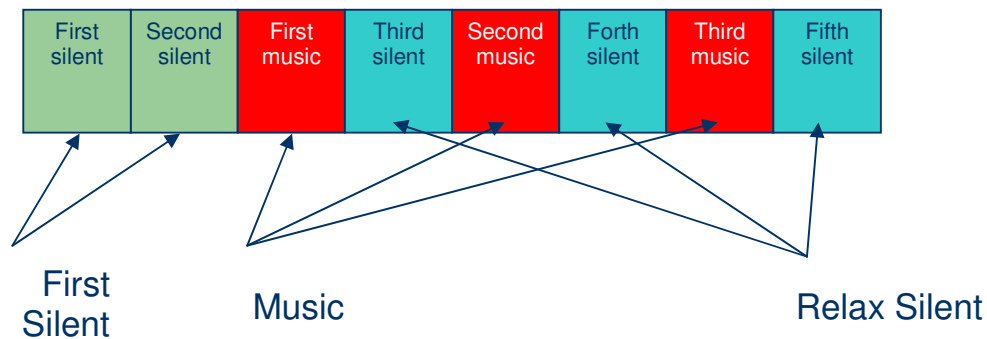
Abstract

Music influence on people was noticed long time ago. Psychologists look for visual and behavioral effects to explain music influence. Our work is one of the first that tries to view the topic from engineering side, find influence on physiological signals. The work deals with the ECG and Respiratory signals that were taken from newborn while they listened to music. We are applying different analysis techniques in order to find and commutate the influence of music on newborn. In the work we apply basic mathematical and statistical analysis techniques together with common signal processing techniques and more complex techniques like auto regressive model. The work shows that there is definitely a connection between some of ECG signal's energy/magnitude like parameters and music. We cannot commutate the connection and more importantly, we can not eliminate a possibility of indirect non physiological connection through the self noise of measurement setup. In our analysis no connection was found between Hart Rate and Hart Rare Variability and music. In addition Low SNR of Respiratory signal made it impossible to find a suitable parameter for analysis. We will explain the problems of self noise and insufficient data together with problems of short duration of time frames. We will explain how and where to improve the experiment in order to get a better results. Finally the issue seems promising and needs more research.

פרק 1: מבוא

רקע: ישנן עדויות רבות להשפעת המוזיקה על תינוקות. מחקרים רבים מתחום הפסיכולוגיה וחינוך טוענים כי השמעת המוזיקה משפיעה גם על תגובות מידיות ומצב רוח הנוכחי של התינוק, וגם על התפתחות השכלית והנפשית שלו. פרויקט מחקר שלנו הינו חלק מהניסוי שמטרתו לעמוד על קיום השפעה מסוג אחר – השפעה על סיגנלים פיזיולוגיים בגופו של התינוק.

תיאור הניסוי: הניסוי התבצע במחלקת יולדות של ביה"ח נהרייה. מרחב המדגם כלל כ-40 תינוקות בני יומיים. כל ניסוי ערך כשמונה דקות. במהלך הניסוי הושמעו לסירוגין קטעים של מוזיקה קלאסית וקטעים של שקט לתינוק: חמש דקות של שקט ושלוש דקות של מוזיקה מחולקים באופן הבא:



איור 1 - חלוקת מקטעים בניסוי

במקביל נרשמו סיגנלים של EEG, ECG ונשימה מחיישנים שהוצמדו לגופו.

תיאור הפרויקט: בפרויקט שלנו אנחנו מתמקדים באותות ECG ו-נשימה וע"י שיטות של עיבוד אותות וניתוח סטטיסטי מנסים למצוא ולאפיין השפעה אפשרית של השמעת המוזיקה על אותות הללו.

שיטה: רוב המחקר מתבסס על חלוקת האות לסגמנטים לפי פרקי זמן המוזכרים לעי"ל ועיבוד כל סגמנט בנפרד לשם הצגה ויזואלית רצויה או שיערוך פרמטר הרצוי. לאחר העיבוד מתבצעת השוואה בין תוצאות. בד"כ השוואה מתבצעת תוך כדי מיצוע על פני "סגמנטים שקטים" לחוד ו"סגמנטים מוזיקליים" לחוד או/ו תוך כדי מיצוע על פני הנבדקים. בחלק מהמקרים מופעלים גם מבחנים סטטיסטיים כגון -ttest.

הגדרות:

מכאן והילך -

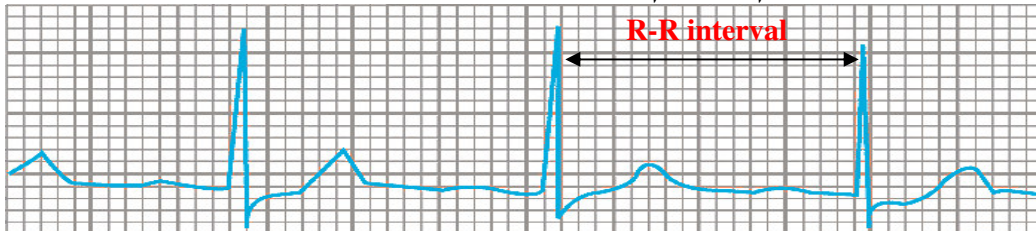
1. "קטע i" או "סגמנט i" – קטע האות שהוקלט בדקה ה-i-ית של הניסוי
2. "קטע שקט" או "סגמנט שקט" ("Silent segment") - קטע האות (ECG או נשימה) המוקלט בזמן בו לא הושמעה מוזיקה לתינוק. סגמנטים שקטים הם: 1,2,4,6,8

3. "קטע מוזיקלי" או "סגמנט מוזיקלי" ("Musical segment") - קטע האות (ECG או נשימה) המוקלט בזמן בו הושמעה מוזיקה לתינוק. סגמנטים מוזיקליים הם: 3,5,7
4. "סגמנטים שקטים ראשוניים" – שתי דקות ראשונות של הניסוי לפני שהושמעה מוזיקה בפעם ראשונה (סגמנטים 1,2).
5. "סגמנטים של רגיעה" – שלושה סגמנטי שקט שבאים אחרי סגמנטים מוזיקליים (סגמנטים 4,6,8)

פרק 2: ניתוח אות א.ק.ג. (ECG)

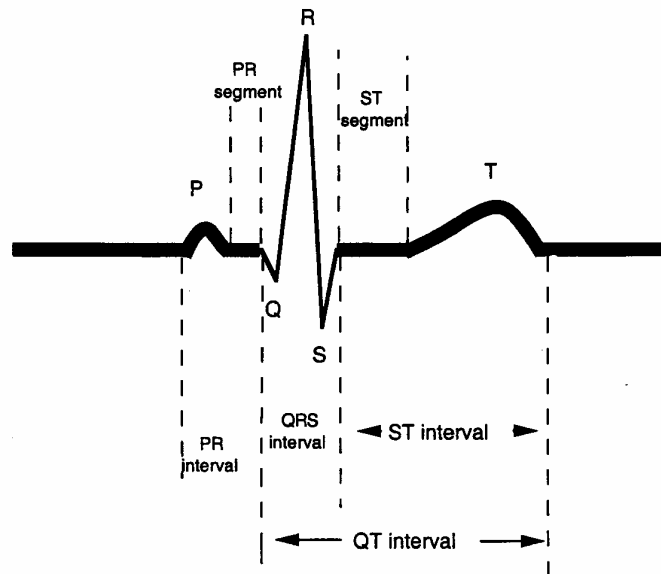
2.1 מה זה ECG ?

ה-ECG (אלקטרוקרדיוגרמה) הינו רישום של פעילות חשמלית של הלב. נוזליות ומוליכות היונית של הגוף מאפשרות את ביצוע המדידה ע"י אלקטרודות המחוברות על פני העור ורושמות שינוי במתח המקומי הנגרם ע"י דפולריזציה ורפולריזציה של שריר הלב. אות ה-ECG נראה כרצף של מחזורים בעלי צורה אופיינית המופיעים בקצב דופק הלב:



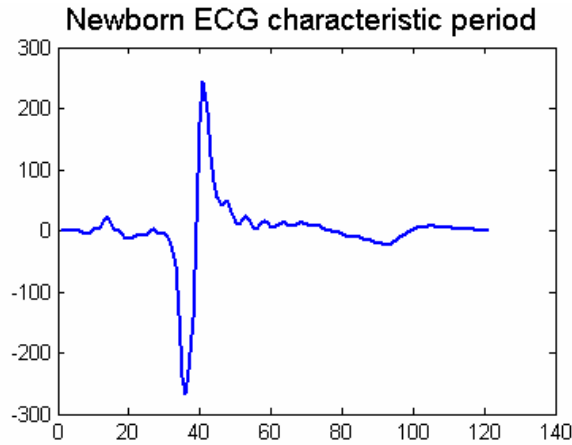
איור 2 - צורת אות ECG אופיינית

צורת המחזור האופייני אצל מבוגר (סופרפוזיציה של רישום מ-12 אלקטרודות)



איור 3 - מחזור ECG אופייני אצל מבוגר

אצל תינוקות רישום נעשה ע"י מספר קטן של אלקטרודות לכן צורה האופיינית של מחזור ECG שונה:



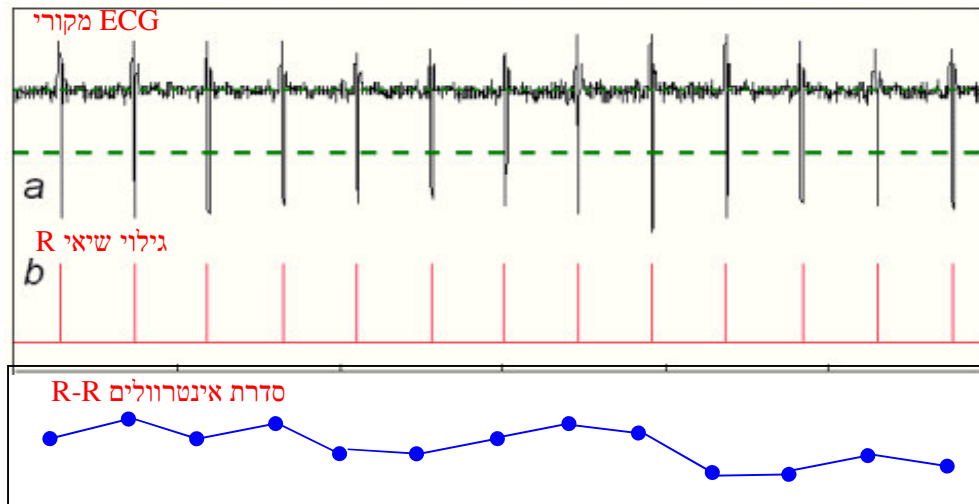
איור 4 - מחזור ECG אופיני אצל תינוק

אות ה-ECG כתהליך אקראי:

הפרמטריים העיקריים בעלי משמעות פיזיולוגית וסטטיסטית של אות ה- ECG הם קצב הלב ורמת ההשתנות של קצב הלב. חשוב לשערך נכון את הפרמטרים האלה. ידוע כי ניתן למדל תהליך ההופעות של פולסי ה-Rwave של ECG כתהליך נקודה עם intensity function בעלת "התנהגות גאוסיאנית" - "Renewal inverse Gaussian (RIG) model". ולכן סידרה המורכבת מערכי האינטרוולים R-R העוקבים היא סידרה גאוסית iid, בעלת פונקציית פילוג

אינטרוולים הבאה: $f_{\tau}(T) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{(T-\mu)^2}{2\sigma^2}}$ - אורך האינטרוול.

הדגמה של יצירת תהליך נקודה:



איור 5 - תהליך נקודה

לכן בהסתמך על משפט הארגודיות שתקף לתהליך גאוסי iid ניתן לשערך את תוחלת מחזור הלב ע"י ממוצע האינטרוולים: $\hat{\mu}(T) = \bar{T} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N T_n$

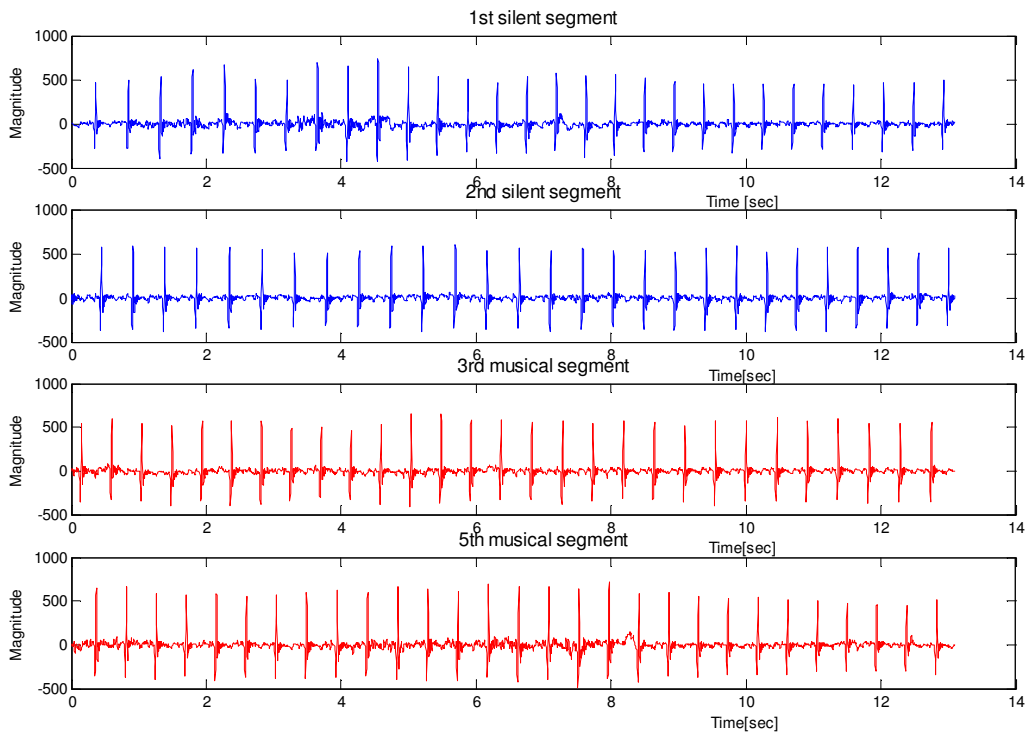
קצב הלב - $HR = \hat{F}_T = \frac{1}{\hat{\mu}_T}$ וסטיית תקן של מחזור הלב ע"י

$$HRV = \hat{\sigma}(T) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (T_i - \bar{T})^2}$$

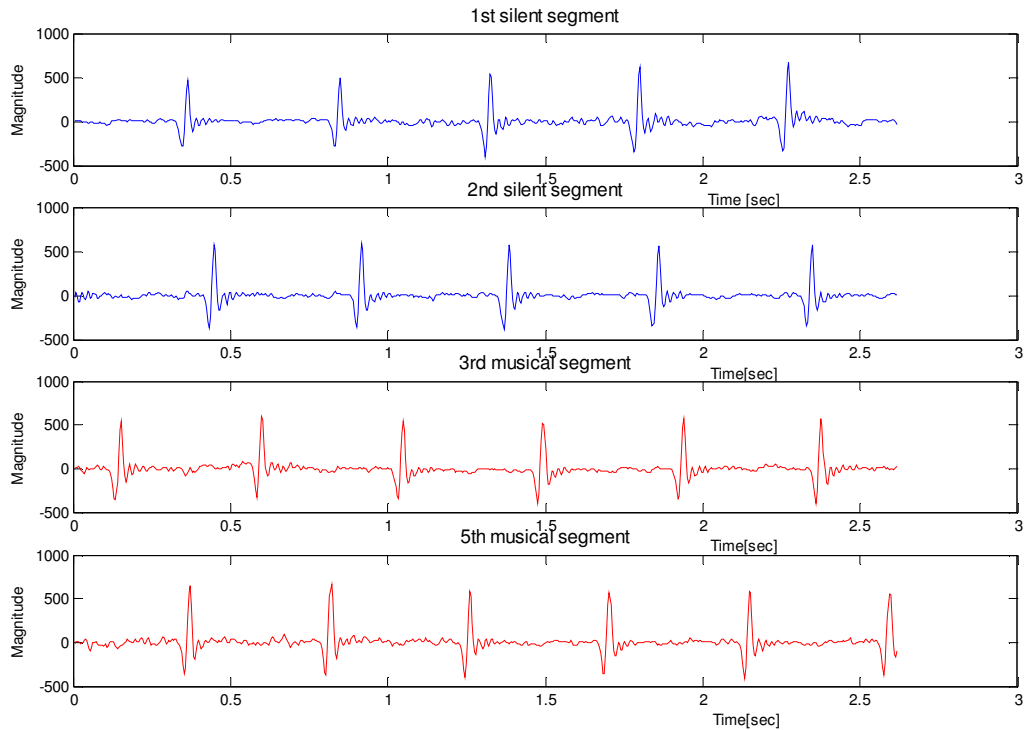
2.2 ניתוח ויזואלי בסיסי

2.2.1 בציר הזמן

כשלב הראשוני של הניתוח התבצעה התבוננות ויזואלית על הרבה סגמנטים ECG השייכים לקטעי שקט ומוסיקה השונים של נבחנים שונים. מטרת השלב הזה הייתה לנסות למצוא מאפיינים ויזואליים שמבדילים בין קטעי מוזיקה לקטעי שקט. קיומם של מאפיינים כאלה יכול לתת כוון להמשך הפרויקט. להלן דוגמאות של ECG של נבדק מסוים:



איור 6 - 13 שניות משני סגמנטים של שקט ומוסיקה



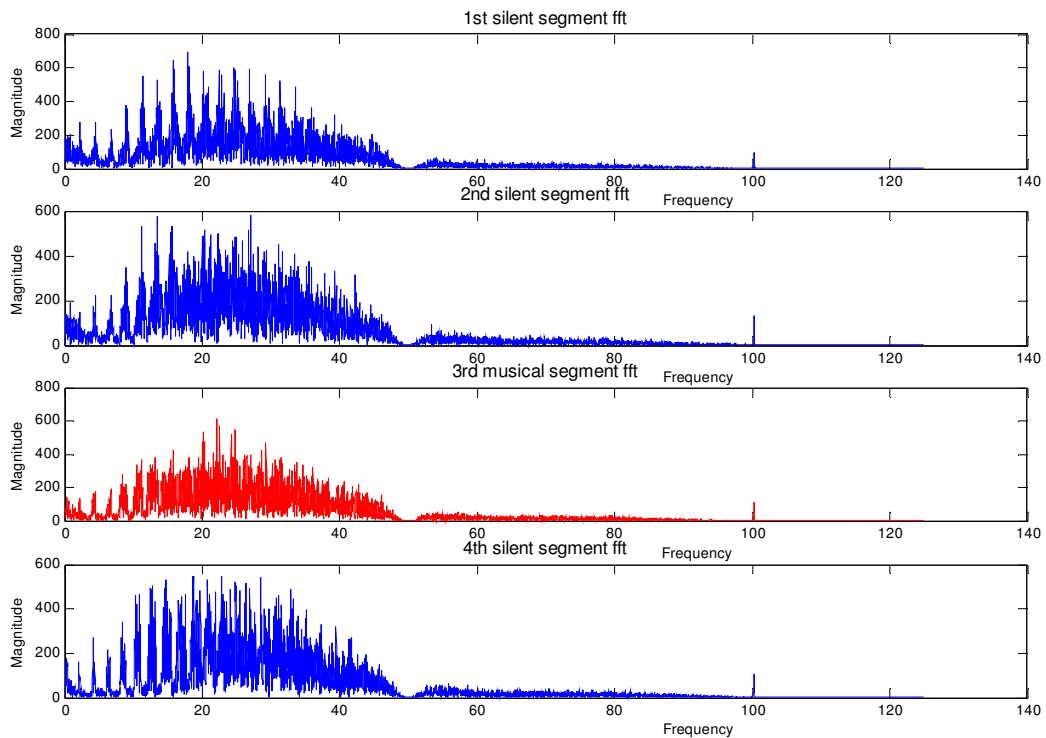
איור 7- כ-2.5 שניות משני סגמנטים של שקט ומוסיקה

כפי שניתן לראות מהאיורים אין הבדלים הנראים לעין בין סגמנטים השונים. לא נמצאו הבדלים גם בסגמנטים האחרים וגם לא אצל הנבדקים האחרים.

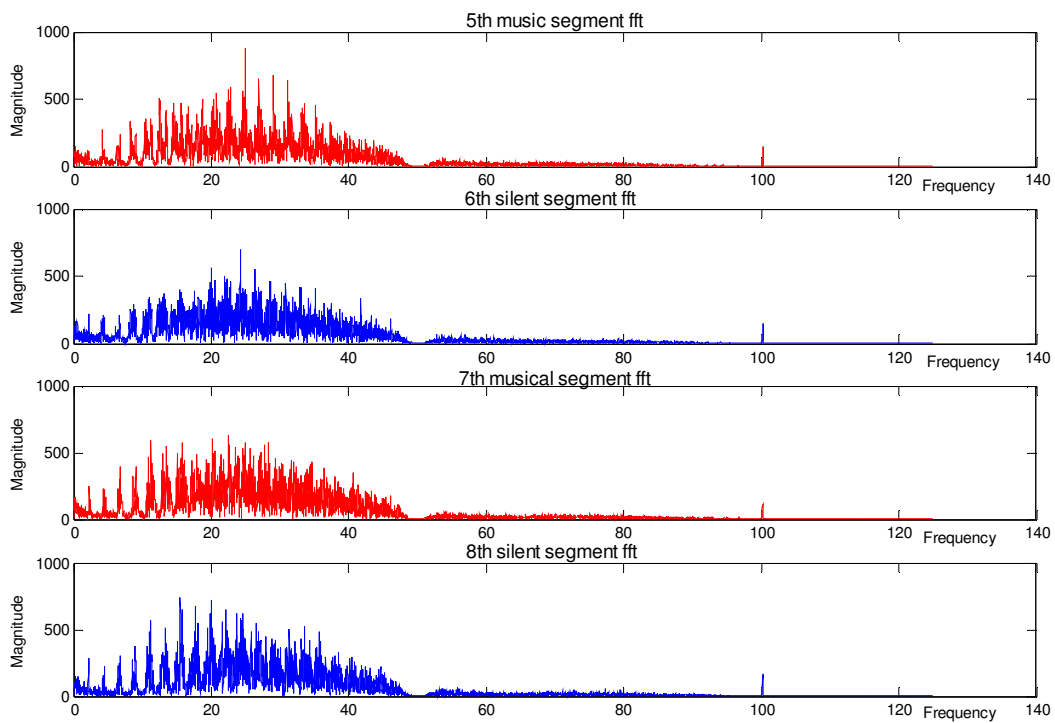
2.2.2 בציר התדר

בשלב הזה התבצעה התבוננות בתמונה הספקטראלית של קטעי מוזיקה וקטעי שקט השונים, תוך כדי ניסיון למצוא מאפיינים ויזואליים אשר מבדילים בין קטעי המוזיקה לקטעי השקט. מכוון שהמאפיינים הרלוונטיים כאן הם מאפייני תדר כגון מעטפת ספקטראלית או עוצמת השיאים האופיינית, נעשה שימוש רחב בהכפלות בחלון בציר הזמן. חלונות שהשתמשנו בהן הם: חלון ריבועי, חלון משולש, חלון hamming וחלונות Kaiser עם פרמטרים שונים.

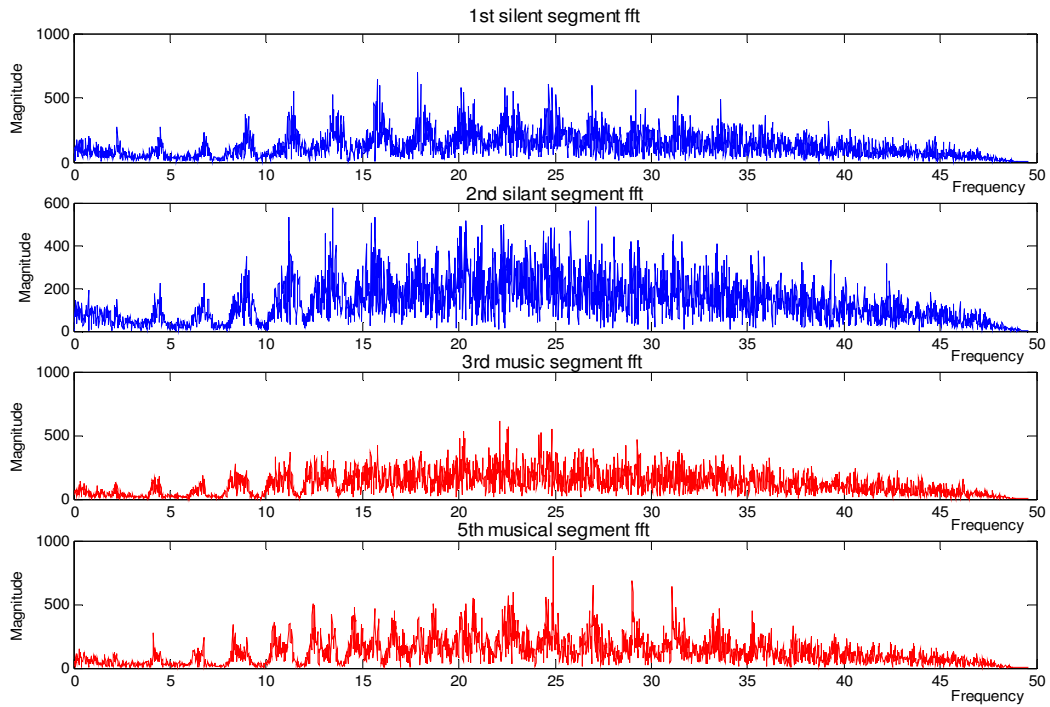
להלן דוגמאות של תמונות ספקטראליות של קטעי שקט ומוסיקה של אות ECG המוכפלים בחלונות שונים (עבור נבדק מסוים):



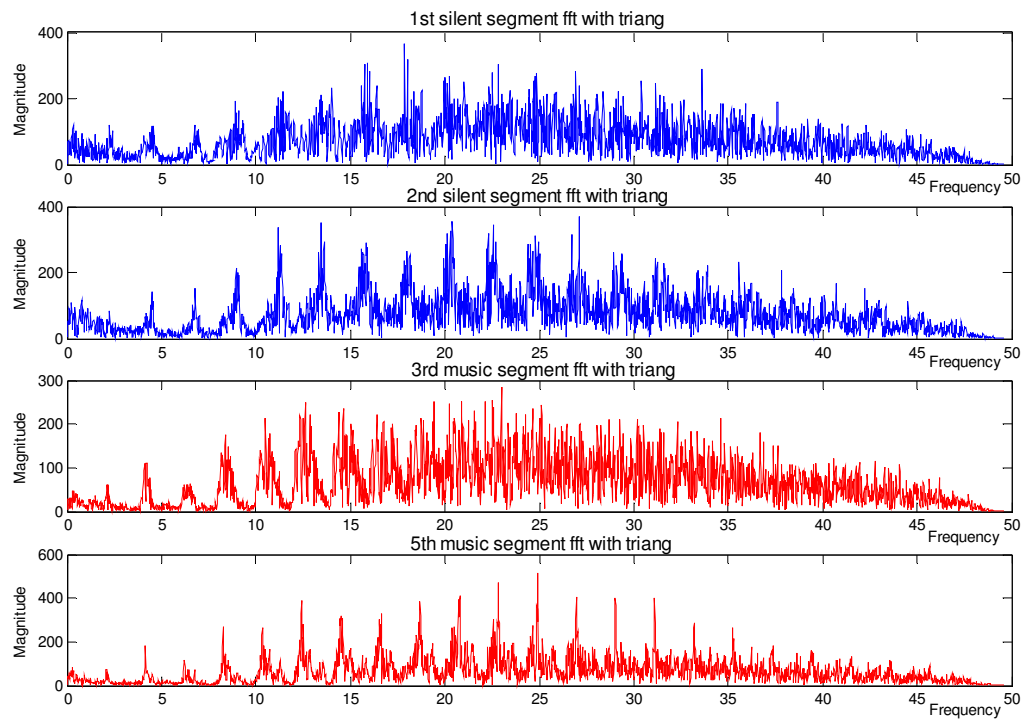
איור 8 – תמונות ספקטראליות מלאות של סגמנטים 1-4 עם הכפלה בחלון ריבועי



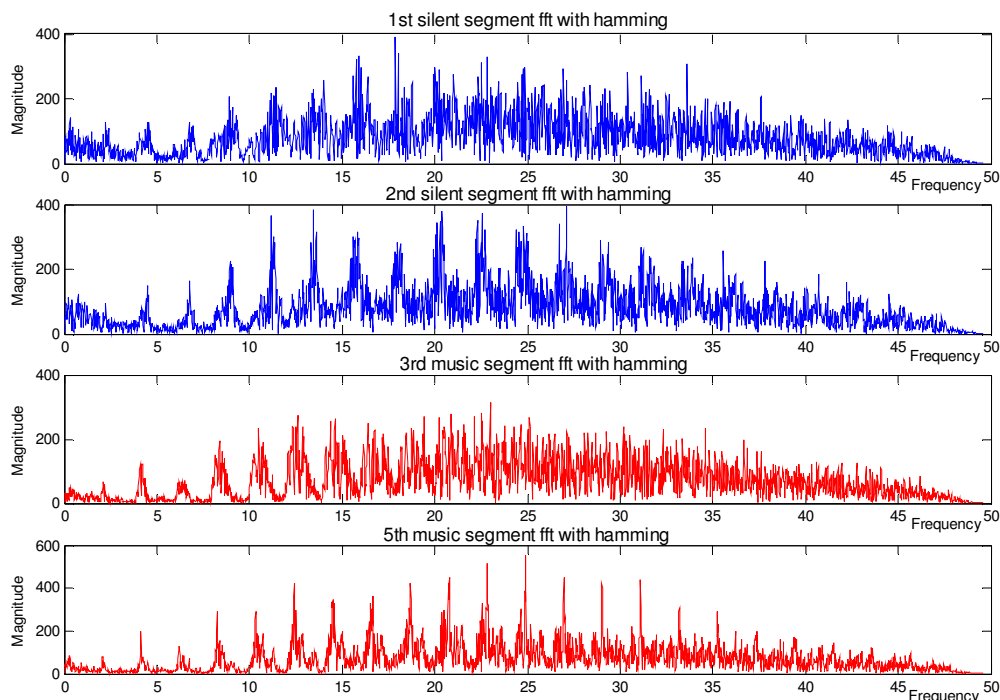
איור 9 – תמונות ספקטראליות מלאות של סגמנטים 5-8 עם הכפלה בחלון ריבועי



איור 10 - תמונות ספקטראליות ממוקדות של סגמנטים 1,2,3,5 עם הכפלה בחלון ריבועי



איור 11 - תמונות ספקטראליות ממוקדות של סגמנטים 1,2,3,5 עם הכפלה בחלון משולש



איור 12 - תמונות ספקטראליות ממוקדות של סגמנטים 1,2,3,5 עם הכפלה בחלון Hamming

האות ECG המוקלט דגום בתדר של 250Hz, לכן התדר המקסימאלי שהתקבל בתמונת הספקטרום הוא 125Hz. באיורים 8, ו-9 המציגים את תמונת התדר המלאה ניתן לראות כי אזור ה-50Hz עבר סינון להורדת רעש הרשת ובתדר 100Hz ישנו פיק של ההרמוניה השנייה של תדר הרשת. דבר זה עוזר לאמת את כוונות ההתמרה ונכונות הגרפים.

מתוך האיורים ניתן לעמוד על תכונות אופייניות של ספקטרום ה-ECG. למרות שקצב הלב הצפוי הוא באזור ה-2Hz, מקבלים ספקטרום רחב (עד 50Hz) דמוי רכבת הלמים מורעש כאשר הפרש בין הפיקים בספקטרום הוא בסביבות 2Hz. תוצאה זו משתלבת היטב עם העובדה שרוב האנרגיה באות ECG תמונה בתוך פולסי ה-R בעלי שיפוע חד. וכידוע, התמרה של רכבת פולסים בעלי שיפוע חד אבל סופי בזמן זה רכבת הלמים דועכת בתדר.

מתוך האיורים אין אפשרות להסיק על הבדלים בין הסגמנטים מסוגים שונים, ולא רואים דמיון מובהק בין סגמנטים מאותו סוג. גם ניתוח דומה שנעשה על נבדקים אחרים הניב תוצאות דומות.

לסיכום, ניתוח ויזואלי במקרה הזה לא הניב שום תוצאה בעלת משמעות ולא הצביעה על כוון התקדמות. כנראה ההבדלים (אם קיימים) הם בסדרי גודל של רעש העצמי של המערכת. לכן נחפש הבדלים ע"י חישוב ושערוך פרמטרים החשובים של ECG.

2.3 מדידה וניתוח פרמטרים ראשוניים:

פרמטרים ראשוניים הינם פרמטרים שמדידתם לא דורש עיבוד מקדים.
 הפרמטרים המיידיים שנמדדו בסיגנל ECG הם:

$$E_i = \frac{1}{N^2} \sum_{k=1}^N [X_i(k)]^2 \text{ או } E_i = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [x_i(n)]^2$$

כאשר: x_i - סגמנט ה- i של אות ECG.

N - אורך הסגמנט

$$X_i(k) = FFT_N \{x_i(n)\}$$

$$E_m = \frac{1}{3} (E_3 + E_5 + E_7) : \text{ אנרגיה הממוצעת של סגמנטים מוזיקליים}$$

$$E_s = \frac{1}{5} (E_1 + E_2 + E_4 + E_6 + E_8) : \text{ אנרגיה הממוצעת של סגמנטים שקטים}$$

$$E_f = \frac{1}{2} (E_1 + E_2) : \text{ אנרגיה ממוצעת של סגמנטים שקטים ראשוניים}$$

$$E_n = \frac{1}{3} (E_4 + E_6 + E_8) : \text{ אנרגיה ממוצעת של סגמנטי רגיעה השקטים}$$

להלן תוצאות עבור נבדק מסוים:

i	E_i
1	9966.6
2	11093
3	9100.4
4	10894
5	10323
6	9780.6
7	12966
8	12525

טבלה 1 - דוגמה לאנרגיית הסגמנטים אצל נבדק מסוים

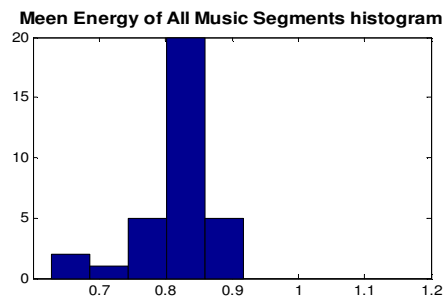
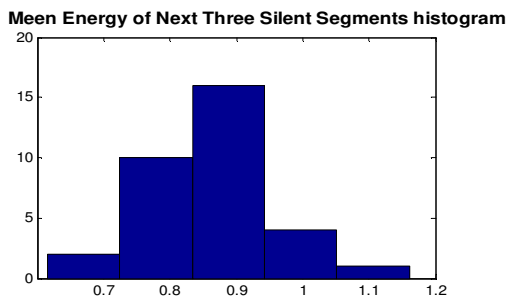
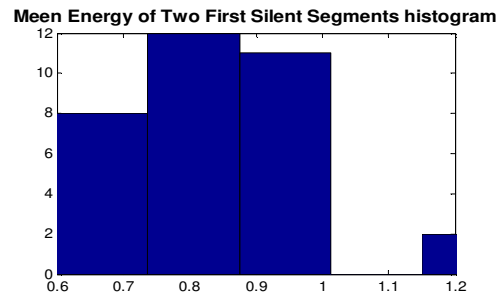
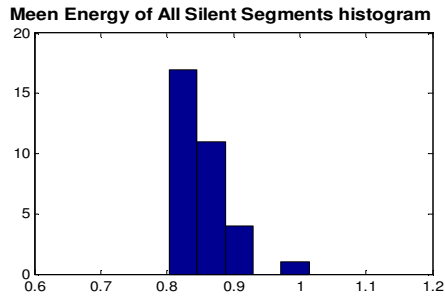
$$E_n = 11050, E_s = 10852, E_f = 10530, E_m = 10797$$

קירבה של ממוצעי האנרגיות של סגמנטים שקטים וסגמנטים מוזיקליים והעובדה ששני הסגמנטים בעלי האנרגיות קיצוניות שייכים לאותה קבוצה של סגמנטים מוזיקליים שאצל הנבדק אין קשר ברור בין אנרגיית ה-ECG להשמעת מוסיקה. פרמטרים האלה נמדדו עבור כל נבדק בעל אות ECG תקין ונבנו הסטוגרמות המשערות את התפלגות הפרמטרים אצל 33 הנבדקים. לנבדקים שונים עצמות ECG שונות. לכן כדי להשוות את האנרגיות בין הנבדקים ולבנות הסטוגרמות משותפות נדרש נירמול. קבוע הנירמול הטבעי עבור כל נבדק יהיה אנרגיית ECG

הכוללת שלו: $E_{tot} = \frac{1}{N_{tot}} \sum_{n=1}^{N_{tot}} [x(n)]^2$ (אורך כל אות ה- ECG) ואז -

$$E_i = \frac{1}{N \cdot E_{tot}} \sum_{n=1}^N [x_i(n)]^2$$

להלן הסטגרמות של פרמטרי האנרגיה:



איור 13 - הסטוגרמות של E_s, E_f, E_n, E_m המנורמלים. התפלגות הפרמטרים הנ"ל לפי 33 נבדקים.

קשה לבצע השוואה ויזואלית בין ההסטוגרות. פרמטר פיזיולוגי שנמדד אצל נבדקים רבים צפוי להתפלג כמשתה גאوسی iid. בגלל מספר קטן של משתתפים חלק מהסטוגרמות לא נראות כגאוסיות. בוצע ttest כדי לגלות את רמת הדמיון בין התפלגויות ותוצאותיו הן:

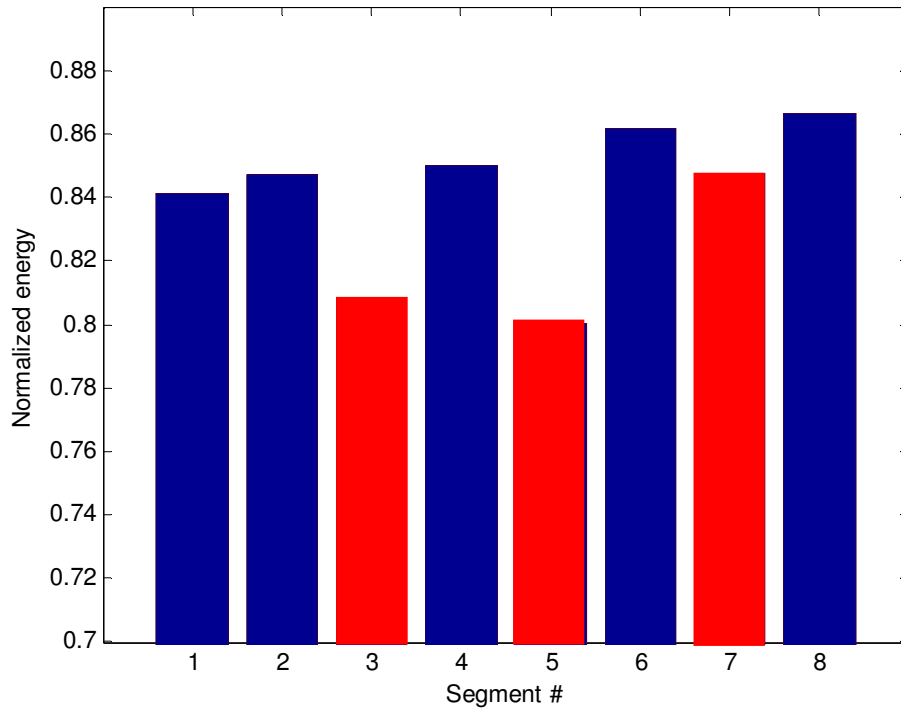
1. היפוטזיס האפס המניח שוויון בין הממוצעים של E_m ו- E_s על פני

הנבדקים נשלל עם רמת הודאיות של 0.99

2. בהסתברות של 95% הפרש $E_s - E_m$ נמצא בין הערכים 0.06 ו-0.009.

ניתוח האנרגיות של סגמנטים עוקבים :

Normalized segments energy mean by all subjects



איור 14 - גרף הממוצעים של אנרגיה על פי הסגמנטים

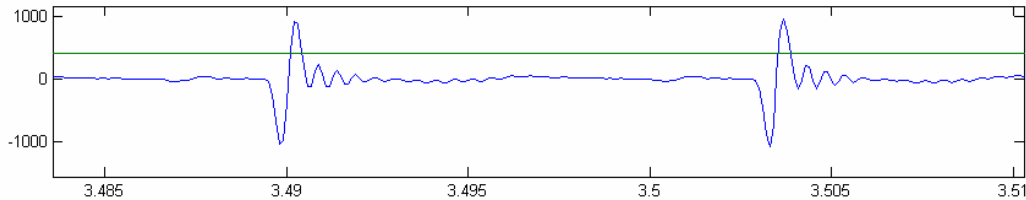
באיור רואים כי אנרגיה הממוצעת של כל סגמנט מוזיקלי קטנה מזו של סגמנטים השקטים הקרובים אליו וקיימת עלייה הדרגתית באנרגיה לקראת הסוף. ההפרש אומנם לא גדול.

2.4 ניתוח אות בתחום הזמן

2.4.1 ניתוח סטטיסטי של זמן מחזור - HR, HRV, ואמפליטודת

שיאי ה-R - A_R

לצורך ניתוח פרמטרים הנ"ל היה צורך להפיק סדרת זמני מחזור R-R (זמן בין שני שיאי R- העקבים) וסדרת ערכי אמפליטודת ה-R (גודל של שיא - R). לצורך כך נקבע באופן אמפירי סף קיטוע דינאמי שתלוי בשטח האות ECG של הנבדק. הסף נקבע כך שיישאר רק פיק ראשי ופיקים המשניים יחתכו.



איור 15 – דוגמת סף קיטוע

סדרת ההפרשים עוברת HPF של 200ms וניקוי סטטיסטי מחזורי שבו מתעלמים מערכים הרחוקים יותר מ-3 סטיות תקן מהמוצע. כך נפטרת בעיית מחזורים כפולים ופיקים משנים גבוהים.

שערוך הפרמטרים:

תוחלת מחזור הלב בכל סגמנט משוערכת ע"י ממוצע האינטרוולים באותו סגמנט:

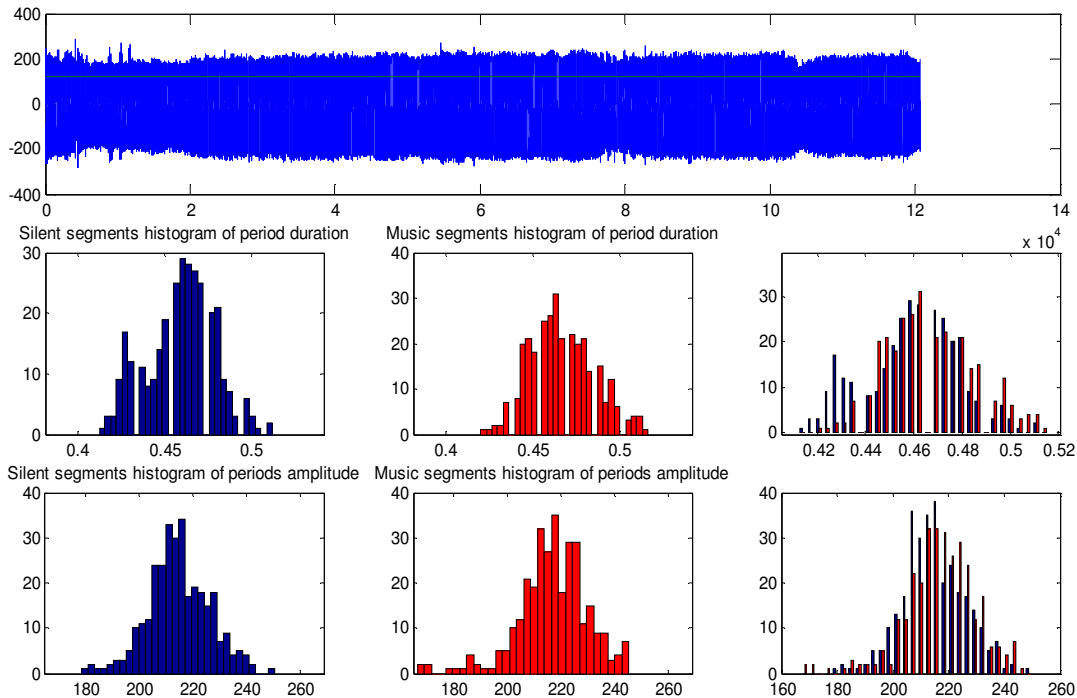
$$HR = \hat{F}_T = \frac{1}{\hat{\mu}_T} \quad \text{קצב הלב} - \hat{\mu}(T) = \bar{T} = \frac{1}{N_{segment}} \sum_{n=1}^{N_{segment}} T_n$$

$$HRV = \hat{\sigma}(T) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (T_i - \bar{T})^2}$$

תוחלת וסטיית תקן אמפליטודת ה-R משוערכות באופן זהה.

התפלגויות של HR ו- A_R משוערכות ע"י היסטוגרמה

עבור כל נבדק נבנתה הסטוגרמה המאחדת סגמנטים של מוזיקה והסטוגרמה המאחדת סגמנטים של שקט לצורך התבוננות והשווה ויזואלית.



איור 16 - הסטוגרמות של נבדק לדוגמה. שורה ראשונה- פילוג זמני מחזור. שורה שנייה - פילוג אמפליטודות

לא ניתן לזהות הבדלים מתוך התבוננות ויזואלית בהסטוגרמות. לכן יש צורך בעיבוד סטטיסטי על פני כל הנבדקים. לשם כך הוגדרו פרמטרים הבאים וחושבו לכל נבדק:

$$\bar{T}_{music} = \frac{1}{3}(\bar{T}_3 + \bar{T}_5 + \bar{T}_7) - \text{זמן מחזור של פעימות הלב בסגמנטים מוזיקליים}$$

$$\bar{T}_{first_silent} = \frac{1}{2}(\bar{T}_1 + \bar{T}_2) - \text{זמן מחזור של פעימות הלב בסגמנטים שקטים הראשונים}$$

$$\bar{T}_{relax} = \frac{1}{3}(\bar{T}_4 + \bar{T}_6 + \bar{T}_8) - \text{זמן מחזור של פעימות הלב בסגמנטים של רגיעה}$$

באופן מקביל הוגדרו שלוש פרמטרים של HRV: $HRV_{music}, HRV_{first_silent}, HRV_{relax}$

$$\bar{A}_{music} = \frac{1}{3}(\bar{A}_3 + \bar{A}_5 + \bar{A}_7) - \text{תוחלת אמפליטודת ה-R של סגמנטים מוזיקליים}$$

$$\bar{A}_{first_silent} = \frac{1}{2}(\bar{A}_1 + \bar{A}_2) - \text{תוחלת אמפליטודת ה-R של סגמנטים שקטים ראשונים}$$

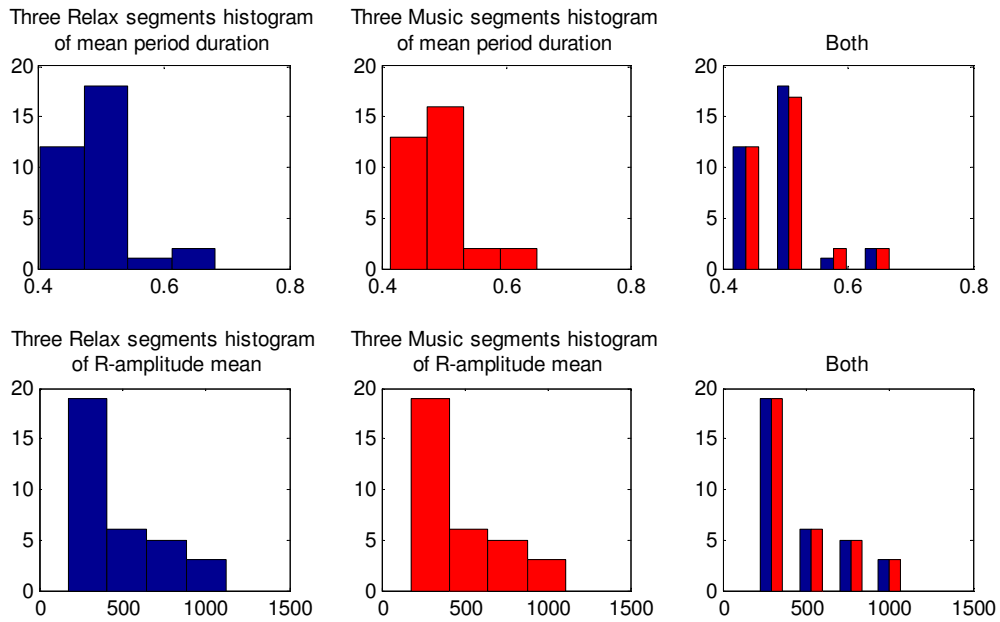
$$\bar{A}_{relax} = \frac{1}{3}(\bar{A}_4 + \bar{A}_6 + \bar{A}_8) - \text{תוחלת אמפליטודת ה-R של סגמנטי הרגיעה}$$

באופן מקביל הוגדרו שלוש פרמטרים של סטיית תקן של אמפליטודת ה-R:

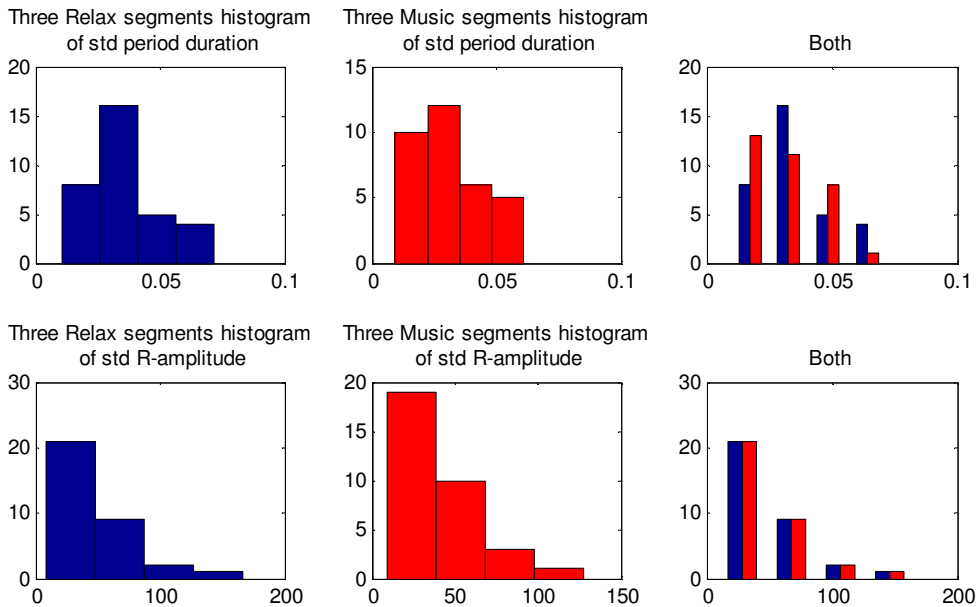
$$\sigma(A_{music}), \sigma(A_{first_silent}), \sigma(A_{relax})$$

העיבוד הסטטיסטי כולל בניית כהסטוגרמות של פרמטרים הנ"ל על פני כל הנבדקים, השוואה בין ההסטוגרמות וממוצעים של פרמטרים מקבילים בקבוצות

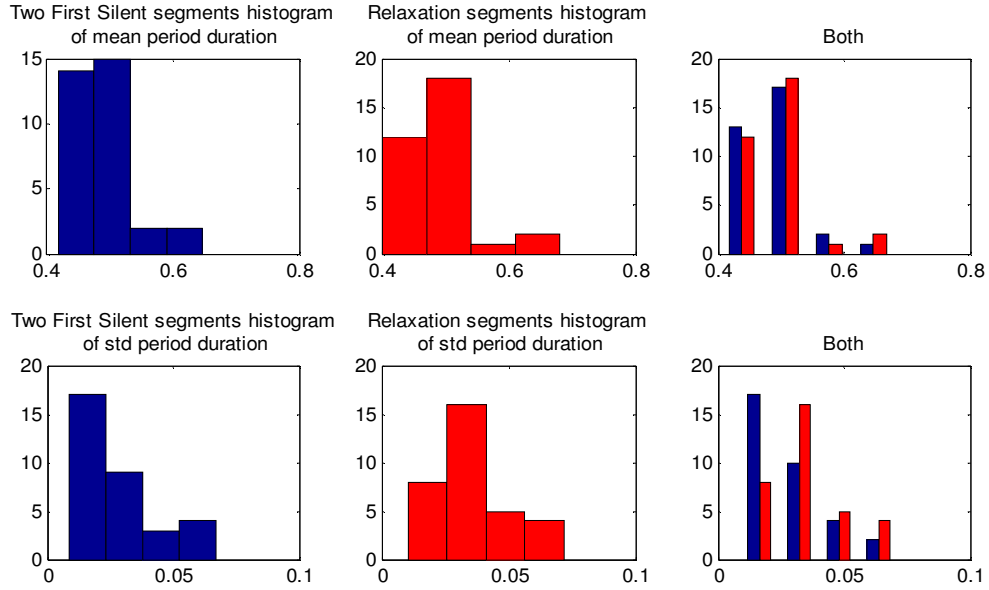
סגמנטים שונות (\bar{T}_{relax} מול \bar{T}_{music} , \bar{A}_{relax} מול \bar{A}_{music} וכו...) ובדיקת היפוטזיס השוויון עי"י ttes2 להלן איורים של השוואות הסטוגרמות הפרמטרים:



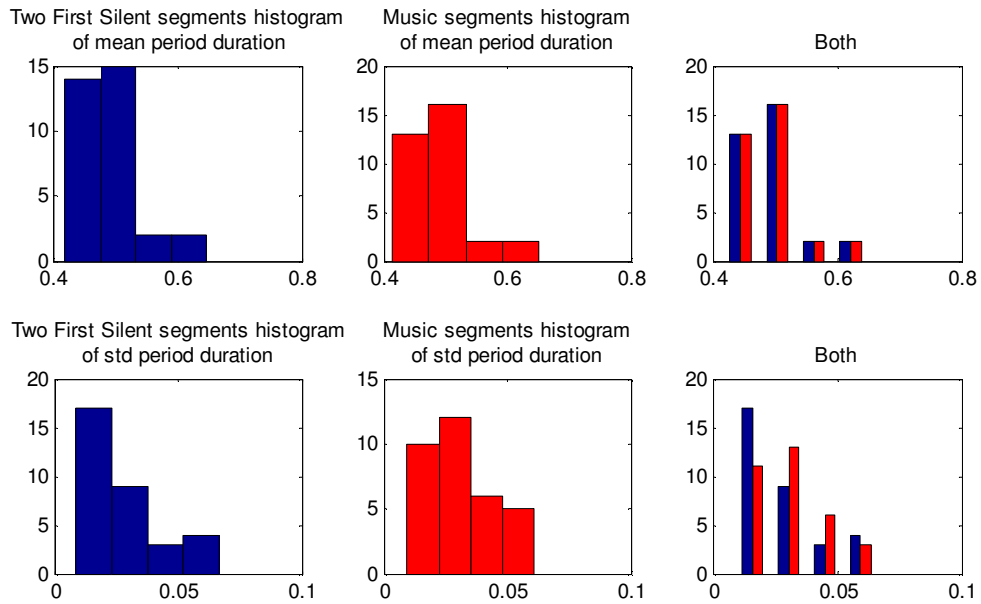
איור 17 - השוואה בין הסטוגרמות של \bar{A}_{relax} ו- \bar{T}_{relax} להסטוגרמות של \bar{A}_{music} ו- \bar{T}_{music} בהתאמה



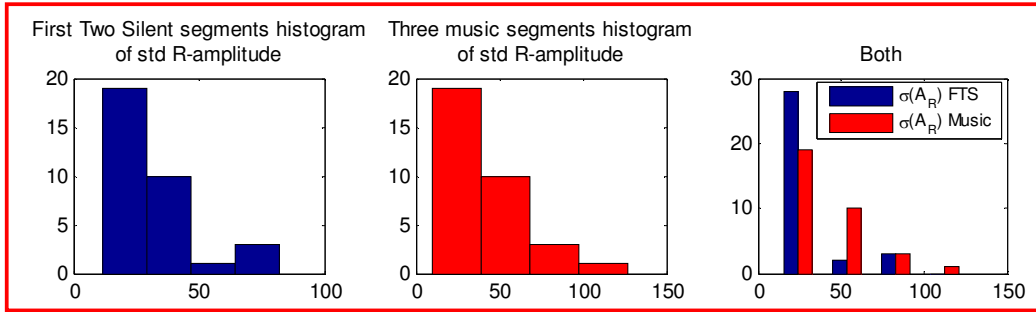
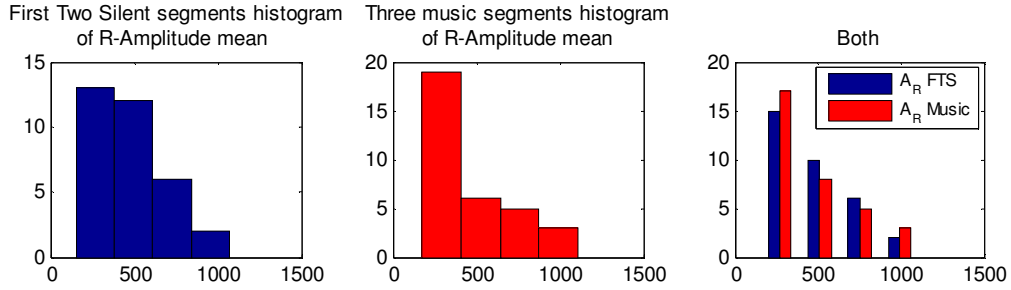
איור 18 - השוואה בין הסטוגרמות של HRV_{relax} ו- $\sigma(A_{relax})$ להסטוגרמות של HRV_{music} ו- $\sigma(A_{music})$ בהתאמה



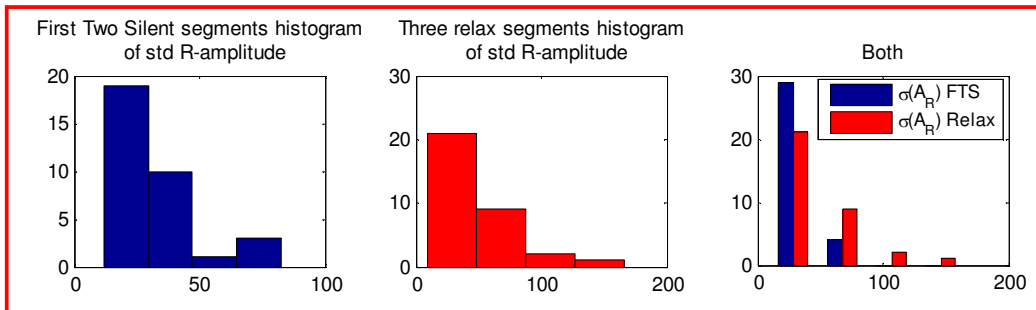
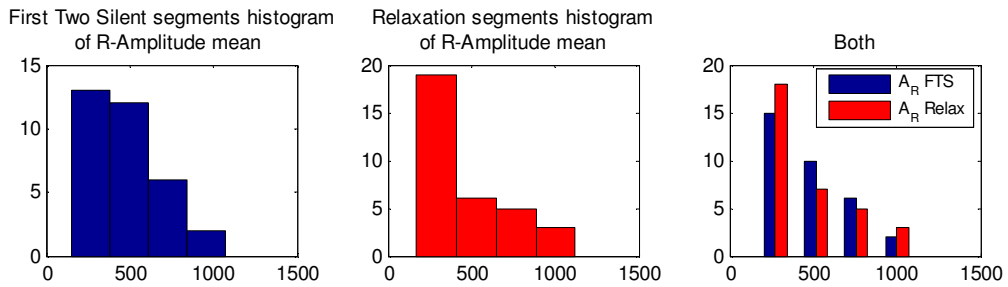
איור 19 - השוואה בין הסטוגרמות של HRV_{first_silent} ו- \bar{T}_{first_silent} להסטוגרמות של HRV_{relax} ו- \bar{T}_{relax} בהתאמה



איור 20 - השוואה בין הסטוגרמות של HRV_{first_silent} ו- \bar{T}_{first_silent} להסטוגרמות של HRV_{music} ו- \bar{T}_{music} בהתאמה



איור 21 - השוואה בין הסטוגרמות של \bar{A}_{first_silent} ו- \bar{A}_{music} להסטוגרמות של $\sigma(\bar{A}_{music})$ בהתאמה



איור 22 - השוואה בין הסטוגרמות של \bar{A}_{first_silent} ו- \bar{A}_{relax} להסטוגרמות של $\sigma(\bar{A}_{relax})$ בהתאמה

ניתוח השוואות בין ההסטוגרמות: צורות ההסטוגרמות שלרוב רחוקות מלהיות גאוסיות מרמזות על כך שמדגם של 33 נבדקים הינו מדגם קטן מדי לשערוך סטטיסטי מובהק. בכל זאת ניתן להפיק מספר מסקנות מהשוואה בין ההסטוגרמות. רואים שהפילוג זמן מחזור של פעימות הלב - $f_T(\bar{T})$ ושל תוחלת האמפליטודת שיאי R - $f_{\bar{A}_R}(\bar{A}_R)$ כמעט זהה לכל סוגי סגמנטים השונים (שקט, מוזיקה ורגיעה). זה מצביע על כך שפרמטרים האלה לא מושפעים מהשמעת מוזיקה. גם פילוג של שונות קצב הלב - $f_{HRV}(HRV)$ לא משתנה בין סוגי סגמנטים השונים (שקט, מוזיקה ורגיעה). מה שמרמז שגם HRV לא מושפע מהשמעת מוזיקה. השוואות בין ההסטוגרמות הפילוג של שונות אמפליטודות ה-R - $\sigma(A_R)$ נתנה תוצאות יותר אופטימיות. בשני איורים 21 ו-22 ניתן לראות שפילוג של שונות אמפליטודות ה-R בשני סגמנטים שקטים ראשונים - $\sigma(\bar{A}_{first_silent})$ בהחלט שונה משני פילוגים של שונות אמפליטודות ה-R האחרים - $\sigma(\bar{A}_{music})$ ו- $\sigma(\bar{A}_{relax})$ שפילוגם זהה (איור 18). מזה ניתן להסיק ששונות אמפליטודת שיאי R - $\sigma(A_R)$ משתנה עם תחילת הניסוי (השמעת קטע מוזיקלי ראשון), אבל לא משתנה בין פרקי מוזיקה ופרקי רגיעה בזמן הניסוי.

בשביל לאמת ולכמת את מסקנות שהתקבלו משוואה ויזואלית בין ההסטוגרמות נעשה שימוש בבדיקת היפוטזיס השוויון TTEST
 $TTEST2(x,y)$ - בדיקת היפוטזיס האפס המניח כי תוחלת של וקטור אקראי "x" זהה לתוחלת של וקטור אקראי "y"
תוצאות ה-TTEST:
קצב לב:

1. קצב לב ממוצע של שלושה שקטים מול קצב לב ממוצע שלושה סגמנטים מוזיקליים: $h=0$ - קצבים זהים עם רמת ודעות 0.5
 2. קצב לב ממוצע של שני סגמנטים שקטים ראשוניים מול קצב לב ממוצע של שלושה שקטים הבאים: $h=0$ - קצבים זהים עם רמת ודעות 0.5
 3. קצב לב ממוצע של שני סגמנטים ראשוניים מול קצב לב ממוצע של סגמנטים מוזיקליים: $h=0$ - קצבים זהים עם רמת ודעות 0.95
- HRV - שונות קצב לב
1. HRV של שלושה שקטים מול HRV של שלושה מוזיקליים: $h=0$ שונויות זהות עם רמת ודעות של 0.31.
 2. HRV של סגמנטים שקטים ראשוניים מול שלושה מוזיקליים: $h=0$ שונויות זהות עם רמת ודעות של 0.55
- אמפליטודה:
1. אמפליטודה הממוצעת של שלושה שקטים מול אמפליטודה של סגמנטים מוזיקליים $h=0$ - עם רמת הודעות של 0.95
 2. אמפליטודה הממוצעת של שני סגמנטים שקטים ראשוניים מול אמפליטודה הממוצעת של שלושה שקטים הבאים: $h=0$ - אמפליטודה זהה עם רמת ודעות 0.99
 3. אמפליטודה הממוצעת של שני סגמנטים שקטים ראשוניים מול אמפליטודה הממוצעת של סגמנטים מוזיקליים הבאים: $h=0$ - אמפליטודה זהה עם רמת ודעות 0.99
- שונות האמפליטודה:

1. שונות האמפליטודה של סגמנטים שקטים מול אמפליטודה של סגמנטים מוזיקליים $h=0$ - שונות של האמפליטודה זהות עם רמת הודעות של 0.6
2. שונות האמפליטודה שני סגמנטים שקטים ראשוניים מול שונות אמפליטודה של סגמנטים מוזיקליים $h=1$ - עם רמת הודעות של 0.98
3. שונות האמפליטודה שני סגמנטים שקטים ראשוניים מול שונות אמפליטודה של סגמנטים הבאים $h=1$ - עם רמת הודעות של 0.96

מסקנות מסעיפים בהם לא הופרך היפוטזיס (כל הסעיפים חוץ משניים האחרונים): בניסוי לא נמצאה השפעה של השמעת המוזיקה לא על קצב הלב ולא על HRV. גם לא נמצאה השפעה על הממוצע של אמפליטודת שיאי ה-R.

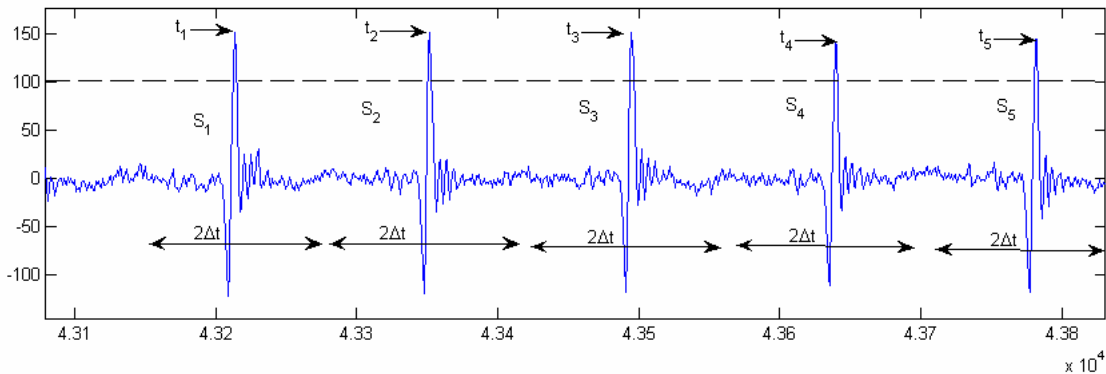
מסקנת שני סעיפים אחרונים: אמפליטודת שיאי ה-R בשני סגמנטים ראשוניים (זמן שלפני השמעת קטע מוזיקלי ראשון) יותר יציבה (שונות קטנה יותר) מאשר בכל הסגמנטים הבאים מוזיקליים ורגיעה כאחד. תוצאות האלה מחזקות ומבהירות את המסקנות שהתקבלו מהשוואה ויזואלית בין הסטוגרמות.

2.4.2 ניתוח צורת מחזור אופייני

למחזור של אות ECG יש צורה מורכבת ויציבה. שינוי בה יכול להצביע על שינוי בפעולה פיזיולוגית של הלב. לכן באופן טבעי משתמשים קרדיולוגים בניתוח צורת מחזור ככלי אבחון. חלק זה של הפרויקט עוסק בבדיקת ההשארה שהשמעת המוזיקה משנה את צורה האופיינית של מחזור ECG.

לשם כך אות ECG של כל נבדק חולק להרבה סגמנטים כך שכל סגמנט $S_i(t)$ מכיל רק מחזור אחד וממורכז מסביב לשיא ה-R של המחזור t_i כך ש-

$$S_i(t) = ECG(t + (t_i - \Delta t)) \quad \text{לכל } t \leq 2\Delta t$$



איור 23 – חלוקה למחזורים אופייניים

לאחר מכן ע"י מיצוע על פני כל המחזורים הרלוונטיים נמצאה צורת מחזור הממוצעת עבור כל סוג של תקופת הניסוי (שקט ראשוני, מוזיקה, רגיעה):

$$S_{music} = \frac{1}{N_m} \sum_{S_i(t) \in \text{Music Segments}} S_i(t) \quad \text{- צורת מחזור אופיינית לסגמנטים מוזיקליים.}$$

$$S_{f_silent} = \frac{1}{N_{fs}} \sum_{S_i \in 1^{st} \text{ silent segments}} S_i(t) \quad \text{- צורת מחזור אופיינית לשני סגמנטי שקט הראשונים}$$

$$S_{relax} = \frac{1}{N_r} \sum_{S_i(t) \in \text{relax segments}} S_i(t) \quad \text{- - צורת מחזור אופיינית לשלושה סגמנטי רגיעה}$$

כאשר N_r, N_{fs}, N_m - מספר מחזורים למיצוע בסגמנטים הרלוונטיים

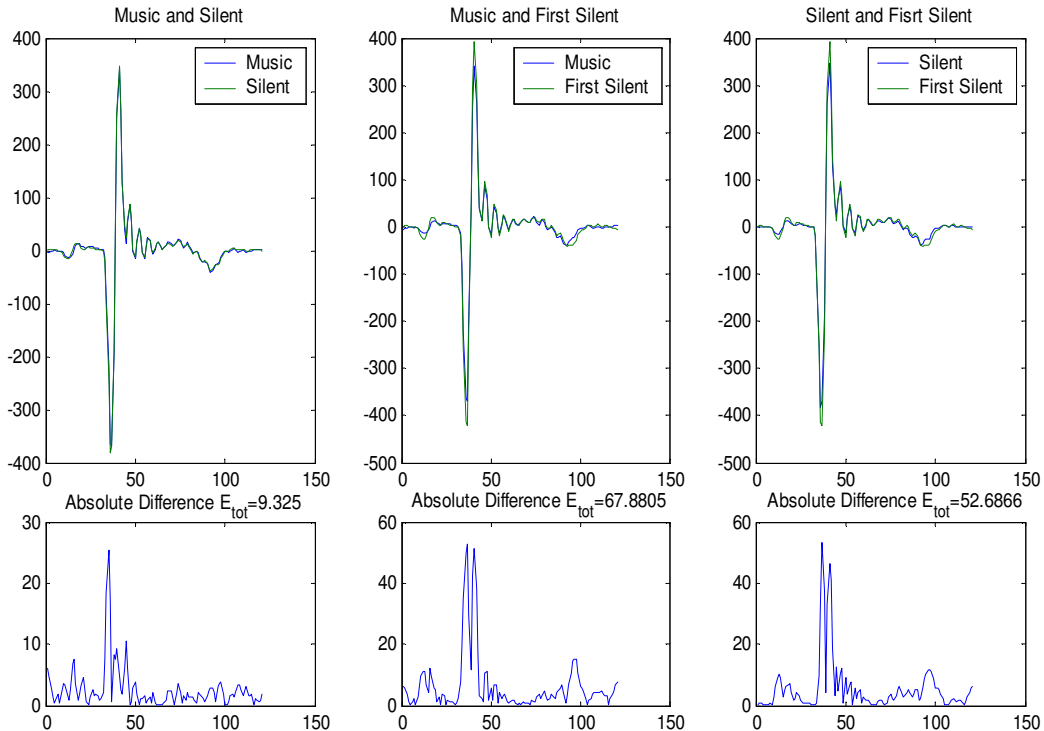
בנוסף חושבה פונקציית ההפרש בין כל זוג צורות אופייניות:

$$\Delta S_{fs_m}(t) = S_{fs}(t) - S_m(t) \quad \Delta S_{fs_r}(t) = S_{fs}(t) - S_r(t) \quad \Delta S_{m_r}(t) = S_m(t) - S_r(t)$$

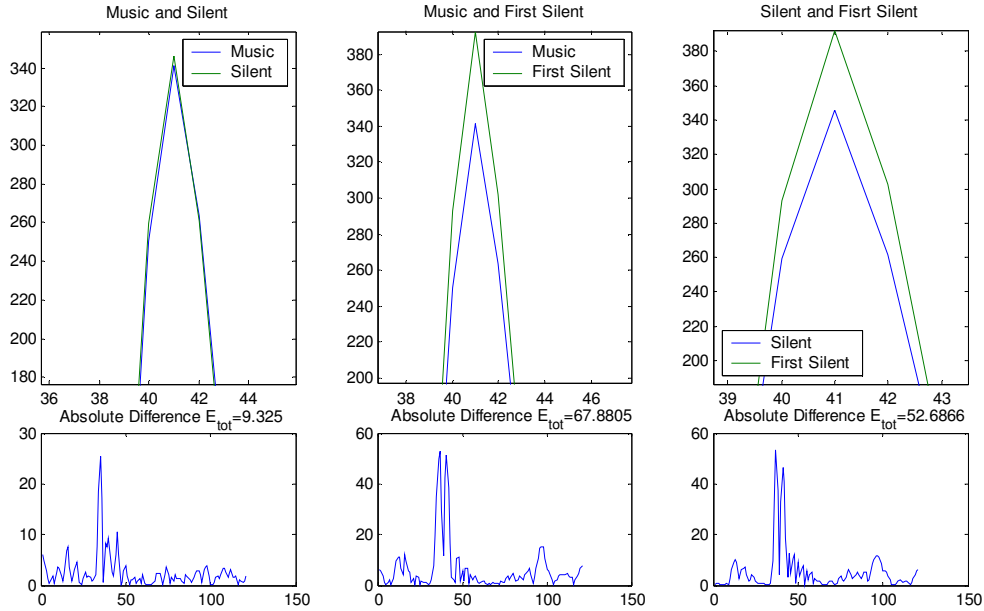
ואנרגיית ההפרש בין כל זוג צורות אופייניות:

$$E_{fs_m} = \frac{1}{2\Delta t} \int_0^{2\Delta t} [\Delta S_{fs_m}(t)]^2 \quad E_{fs_r} = \frac{1}{2\Delta t} \int_0^{2\Delta t} [\Delta S_{fs_r}(t)]^2 \quad E_{m_r} = \frac{1}{2\Delta t} \int_0^{2\Delta t} [\Delta S_{m_r}(t)]^2$$

להלן תוצאות של ניתוח צורת מחזור אופייני עבור נבדק מסוים:



איור 24 - השוואה בין צורות מחזור אופייניות לשלושת סוגי הסגמנטים השונים, פונקציית ההפרש האבסולוטי ואנרגיית ההפרש



איור 25 - השוואה בין צורות מחזור אופייניות לשלושת סוגי הסגמנטים השונים בהגדלה באזור R-peak

ניתן לראות באיור 24 שצורות מחזור אופייניות מאוד דומות כך שממבט ראשון לא ניתן להבחין בהבדלים. אבל מתמונה המוגדלת באיור 25, מפונקציות ההפרש ואנרגיות ההפרש ניתן להסיק שקיימים הבדלים ניכרים בין רמות הדמיון. צורות מחזור אופייניות של סגמנטים המוזיקה והרגיעה דומות מאוד אחת לשנייה ושונות במקצת מצורת מחזור של סגמנטים השקטים הראשונים. זה מתבטא באופן יותר חד בפונקציות ההפרש ואנרגיות ההפרש: $E_{m_r} = 9.3$ כאשר $E_{fs_r} = 52.7$ ו- $\bar{E}_{fs_m} = 67.9$. אנרגיית ההפרש בין של סגמנטים שקטים ראשונים (לפני תחילת הניסוי) ושאר הסגמנטים גדולה כמעט בסדר גודל מאנרגיית ההפרש שביניהם. תוצאות דומות נצפו אצל רוב הנבדקים האחרים לכן כדי לאפיין את מובהקות סטטיסטית של התופעה חושבו ממוצעים של אנרגיות ההפרש על פני כל הנבדקים:

$$\bar{E}_{fs_m} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_{fs_m}(i) \quad \text{- ממוצע של אנרגיית ההפרש בין צורת מחזור אופיינית של}$$

שני סגמנטים שקטים ראשונים לסגמנטים מוזיקליים על פני כל הנבדקים

$$\bar{E}_{fs_r} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_{fs_r}(i) \quad \text{-|| בין שני סגמנטים שקטים ראשונים לסגמנטי רגיעה - ||}$$

$$\bar{E}_{m_r} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_{m_r}(i) \quad \text{-|| בין שני סגמנטים מוזיקליים לסגמנטי רגיעה - ||}$$

-i מס' הנבדק
N - סה"כ הנבדקים

תוצאות:

$$\bar{E}_{m_r} = 14.3 \quad \bar{E}_{fs_r} = 101.6 \quad \bar{E}_{fs_m} = 82.3$$

מסקנות: הבדל של כמעט סדר גודל באנרגיית הפרשים מצביעות על כך שצורת המחזור אופיינית לפני תחילת הניסוי (שני סגמנטים שקטים ראשוניים) שונה מצורת מחזור אופיינית בזמן הניסוי (שאר הסגמנטים), כאשר בזמן ניסוי עצמו אין הבדל בצורת מחזור בין סגמנטים מוזיקליים לסגמנטי רגיעה.

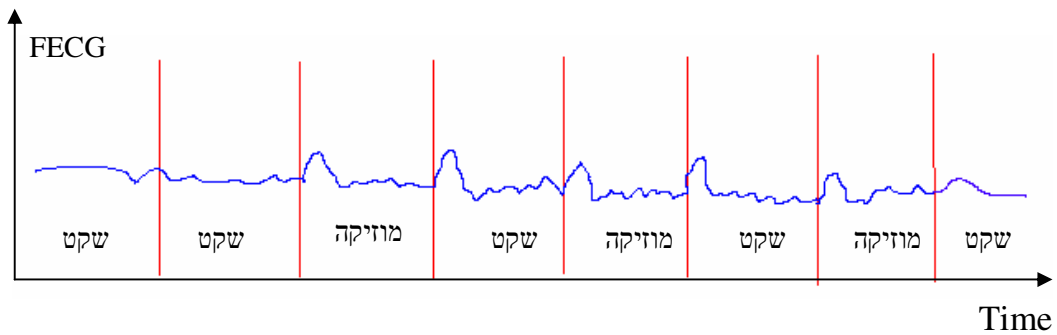
2.4.3 התבוננות בסדרת FECG

עד עכשיו בכל הניתוח נעשה שימוש במיצוע של פרמטר רצוי על פני כל הסגמנט של הניסוי. בניתוח כזה יש סיכוי לאבד תופעות טרנזיאנטיות (חולפות). למשל מצב שבו קצב הלב משתנה לזמן קצר אחרי כל מעבר (גם מוזיקה לשקט וגם שקט למוזיקה) וחוזר מהר לקצב הרגיל לא היה מתגלה בניתוחים הקודמים. חלק הזה של הפרויקט נועד לבדוק קיום השפעות טרנזיאנטיות של מעברים ממוזיקה לשקט ובחזרה על קצב הלב של התינוק.

סדרת FECG זה סידרה המורכבת מערכי האינטרוולים R-R העוקבים או במילים אחרות סדרה של זמני מחזור ECG העוקבים. לדוגמה עבור קטע ECG שבו שיאי R מופיעים בזמנים: $t=0, t=12, t=25, t=35, t=49$, קטע מקביל ב-FECG יהיה: 12,13,10,14.

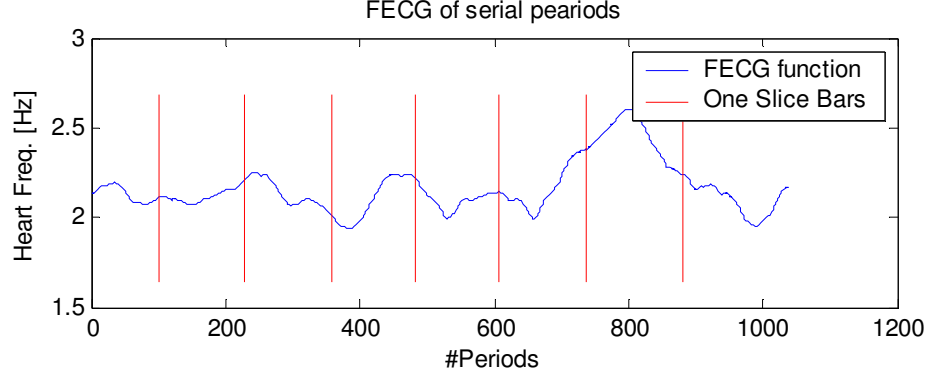
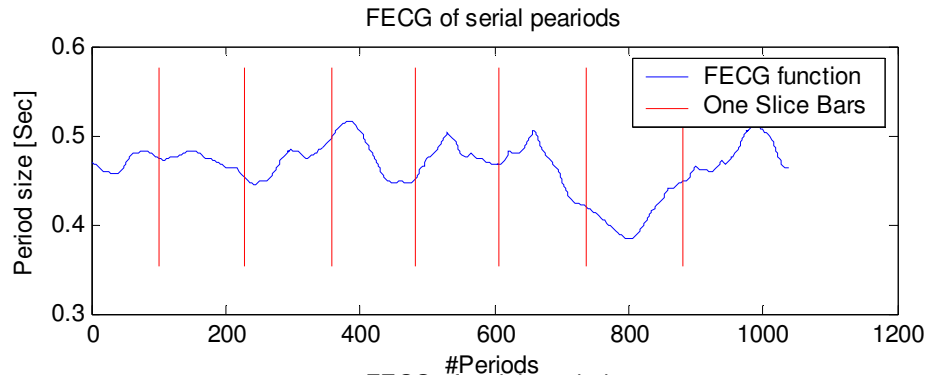
עבור כל נבדק נבנתה ונבחנה סדרה כזו, כאשר מטרת הניתוח הייתה למצוא פטרנים של שינוי קצב לב בעקבות מעברים.

להלן שתי דוגמאות להתנהגות האפשרית של סדרת FECG המתארת השפעות טרנזיאנטיות של מעברים ממוזיקה לשקט ובחזרה על קצב הלב של התינוק שלא היו מתגלים בבדיקות הקודמות שביצענו:

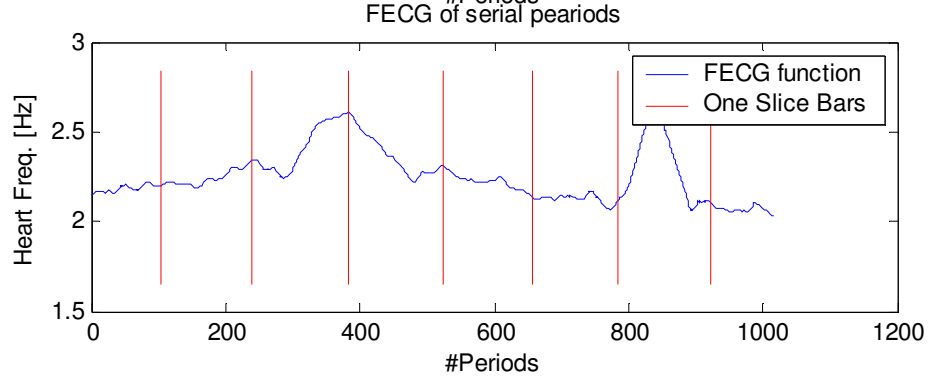
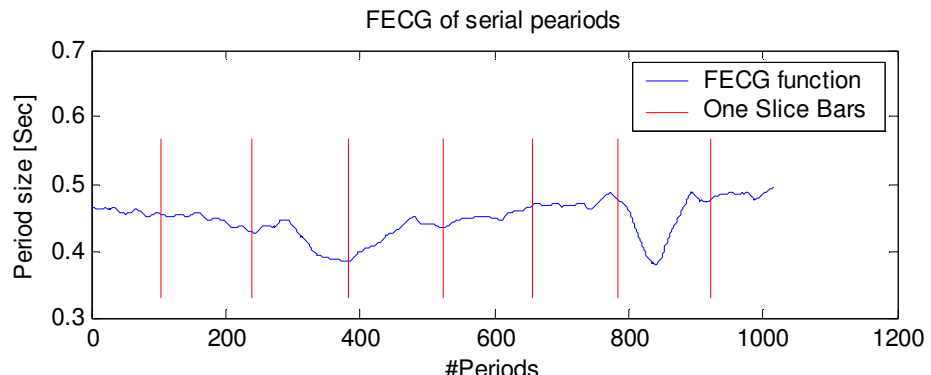


איור 26 – דוגמאות FECG

להלן סדרת ה-FECG והיפוכה (בHZ) של שני נבדקים הקווים האדומים מציינים מעבר בין פרקי הניסוי (מעבר בין הסגמנטים) :



איור 27 - FECG של נבדק א'



איור 28 - FECG של נבדק ב'

בשתי הדוגמאות כמו בכל הנבדקים האחרים לא נצפו התנהגויות של ה-FECG שמרמזות על שינויים טרנזיאנטיים תלויי מעברים בקצב לב.

2.5 סיכום התוצאות ומסכנות של ניתוח ה-ECG

- ניתוח ויזואלי גם בציר הזמן וגם בציר התדר לא הניב שום תוצאה בעלת משמעות ולא הצביעה על כוון התקדמות. ההבדלים הם בסדרי גודל של רעש העצמי של המערכת.
- בניתוח פרמטר אנרגיית האות אצל רוב הנבדקים לא נצפה קשר מובהק בין השמעת המוזיקה ואנרגיית ECG. לעומת זאת בניתוח ההתפלגויות האנרגיה של סגמנטים שונים על פני כל הנבדקים מקבלים כי אנרגיה הממוצעת של סגמנטים המוזיקליים יותר קטנה מאנרגיה הממוצעת של הסגמנטים השקטים (היפוטזיס השוויון נשלל) ואנרגיה הממוצעת של כל סגמנט מוזיקלי קטנה מזו של סגמנטים השקטים הקרובים אליו.
- בניתוח סטטיסטי של קצב הלב, שונות קצב הלב, אמפליטודת שיאי ה-R לא התגלה קשר ברור בין פרמטרים האלה להשמעת המוזיקה. לעומת זאת שונות האמפליטודה של שיאי ה-R של שני סגמנטים שקטים ראשונים שונה מזו של כל הסגמנטים הבאים. פרמטר זה גדל עם השמעת קטע מוזיקלי הראשון ולא השתנה בין פרקי מוזיקה ופרקי רגיעה בזמן הניסוי. זאת אומרת השמעת המוזיקה גרמה לחוסר יציבות של אמפליטודת ה-ECG. תופעה זו הייתה יכולה לנבוע משינויים בצימוד האלקטרודות כתוצאה מהגברה של תנועה מכאנית של תינוק בגלל הרעש. אבל זו יכולה להיות גם תופעה שנבעה מתגובה פיזיולוגית אמיתית להשמעת מוזיקה, כאשר דינאמיקה של תגובה זו יותר איטית מפרקי זמן שהוגדרו בניסוי (דקה של מוזיקה ודקה של שקט) ולכן לא רואים הבדל בין סגמנטים מוזיקליים וסגמנטים של רגיעה.
- בניתוח צורת מחזור אופייני של ECG הצביע על כך שצורת מחזור אופיינית לפני תחילת הניסוי (שני סגמנטים שקטים ראשוניים) שונה מצורת מחזור אופיינית בזמן הניסוי (שאר הסגמנטים), כאשר בזמן ניסוי עצמו אין הבדל בצורת מחזור בין סגמנטים מוזיקליים לסגמנטי רגיעה. גם כאן תופעה זו הייתה יכולה לנבוע משינויים בצימוד האלקטרודות וגם מתגובה פיזיולוגית אמיתית להשמעת מוזיקה, כאשר דינאמיקה של תגובה זו יותר איטית מפרקי זמן שהוגדרו בניסוי (דקה של מוזיקה ודקה של שקט).
- בניתוח ויזואלי של סדרות FECG (סדרת אינטרוולים בין שיאי ה-R העוקבים) לא נמצאו תופעות טרנזיאנטיות מהירות או שינויים עקביים בקצב הלב שהיו יכולים לנבוע ממעברים ממוזיקה לשקט או/ו בחזרה.

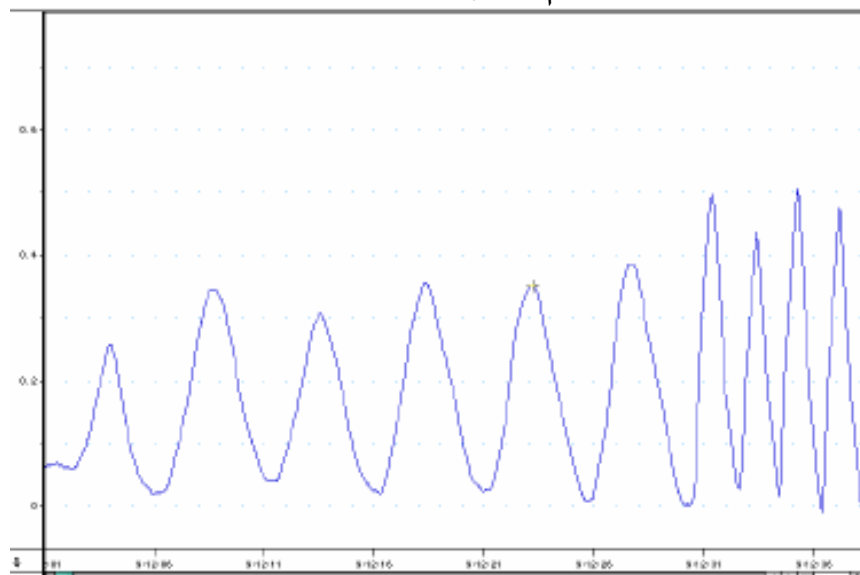
לסיכום: ניתוח ה-ECG מצביע על קשר אפשרי בין השמעת מוזיקה לתינוקות לפרמטרים הבאים של אות ה-ECG: אנרגיית האות, שונות האמפליטודה וצורת מחזור אופייני. כמו כן נמצא כי אין קשר בין השמעת מוזיקה לתינוקות לפרמטרים הבאים של אות ה-ECG: קצב הלב, שונות קצב הלב ואמפליטודת שיאי ה-R. מספר קטן של נבדקים בנוסף לרעש עצמי גבוה של מערכת הניסוי פוגעים באמינות ומובהקות של התוצאות. נוסף לכך דינאמיקת ההשפעה של המוזיקה על שונות האמפליטודה וצורת מחזור אופייני (עם קיימת השפעה כזו) היא יותר איטית מהמשוערת בניסוי. לכן לצורך קבלת תוצאות יותר מובהקות יש לבצע ניסוי דומה בעל פרקי זמן יותר ארוכים עם מספר יותר גדול של נבדקים ולחזור על הניתוח ה-ECG שתואר כאן.

פרק 3: ניתוח אות נשימה

3.1 אות נשימה

אות הנשימה הינו סיגנל חשמלי שנרשם מחגורת הנשימה (respiratory belt). חגורת הנשימה הינה מתמרר המורכב מחיישן מתיחה הנמצא בין שתי רצועות אלסטיות. חגורה מולבשת על בית החזה של נבדק. שינוי מתח הנמדד במוצאו של החיישן מציין את שינוי במתיחה של הרצועות ובכך מודד את נפח הריאות.

אות נשימה אופייני לנבדק מבוגר :

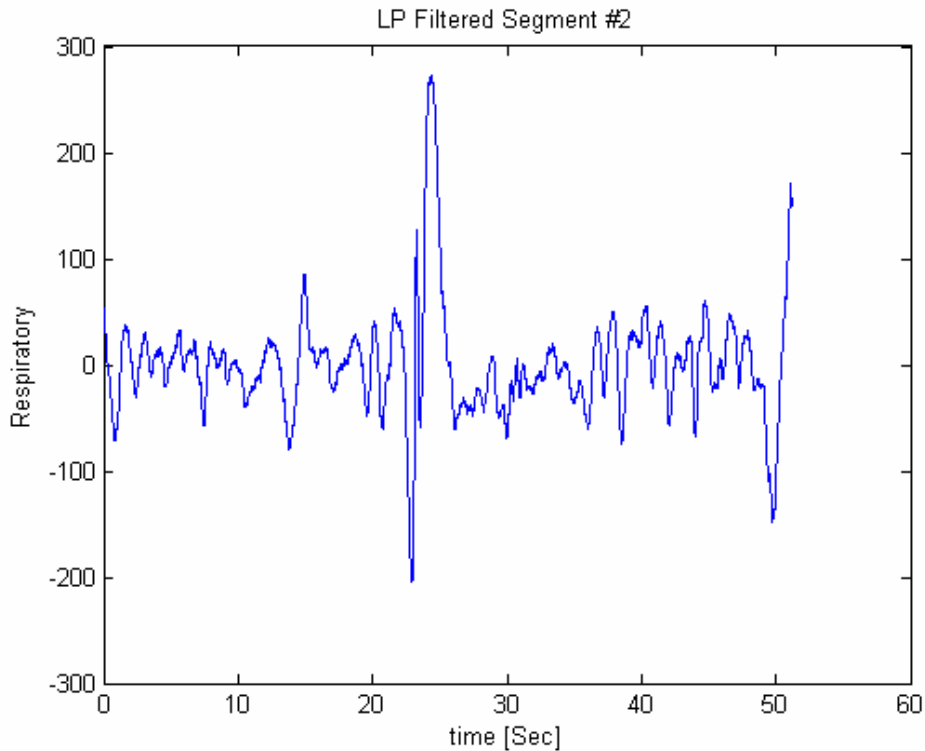


איור 29 – אות נשימה אופייני של מבוגר

קטעי האות עם שיפוע שלילי מציינים נשיפה וקטעים עם שיפוע חיובי מציינים שאיפה. מדידת אות הנשימה אצל המבוגר מתבצעת במצב סטטי לחלוטין ולכן מתקבל יחס אות לרעש מאוד גדול. בדוגמה ניתן בבירור לזהות כל מחזור נשימה, ע"י קיטוע מתאים למצוא נקודות מקסימום (ריאה מלאה) ומינימום (ריאה ריקה) וכו'...

באות נשימה של תינוק המצב הוא אחר. נפח קטן של ריאה, תנועה אקראית של תינוק ונשימה מתמדת של האם המחזיקה את התינוק על הידיים ליד החזה גורמים ליחס אות לרעש קטן מ-1 ז"א לרעשים שעוצמתם יותר גדולה מעוצמת האות עצמו.

דוגמה לאות נשימה של התינוק :



איור 30 – דוגמת אות נשימה של תינוק

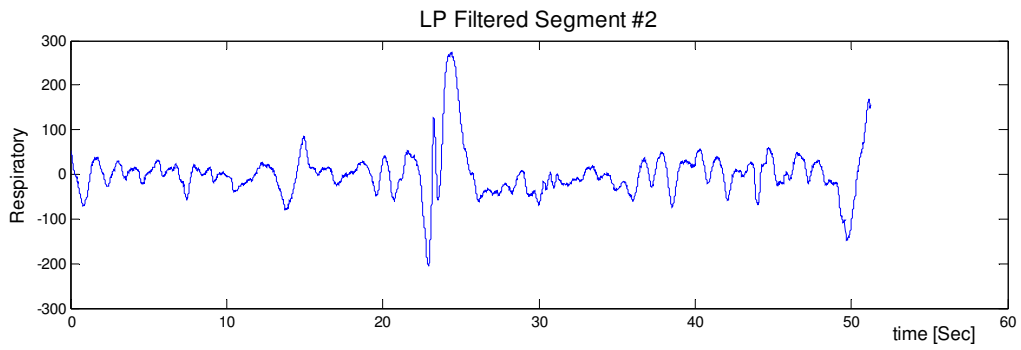
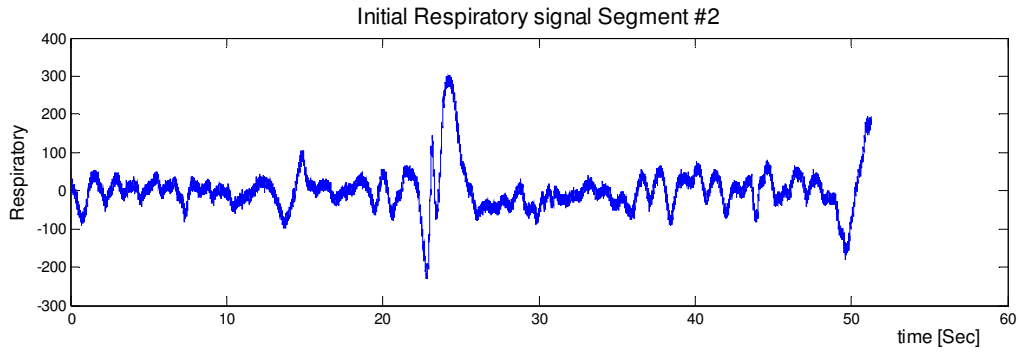
בדוגמה רואים כי האות מאוד מורעש. למעשה, בגלל שקצב הנשימה של האם ושל התינוק כמוכן קצב התנועות של התינוק הם מאותו סדר גודל, רק עין מאומנת של רופא אולי תוכל להבדיל בין מקורות האות.

3.2 התבוננות ויזואלית בזמן ותדר

3.2.1 ניתוח ויזואלי בציר הזמן

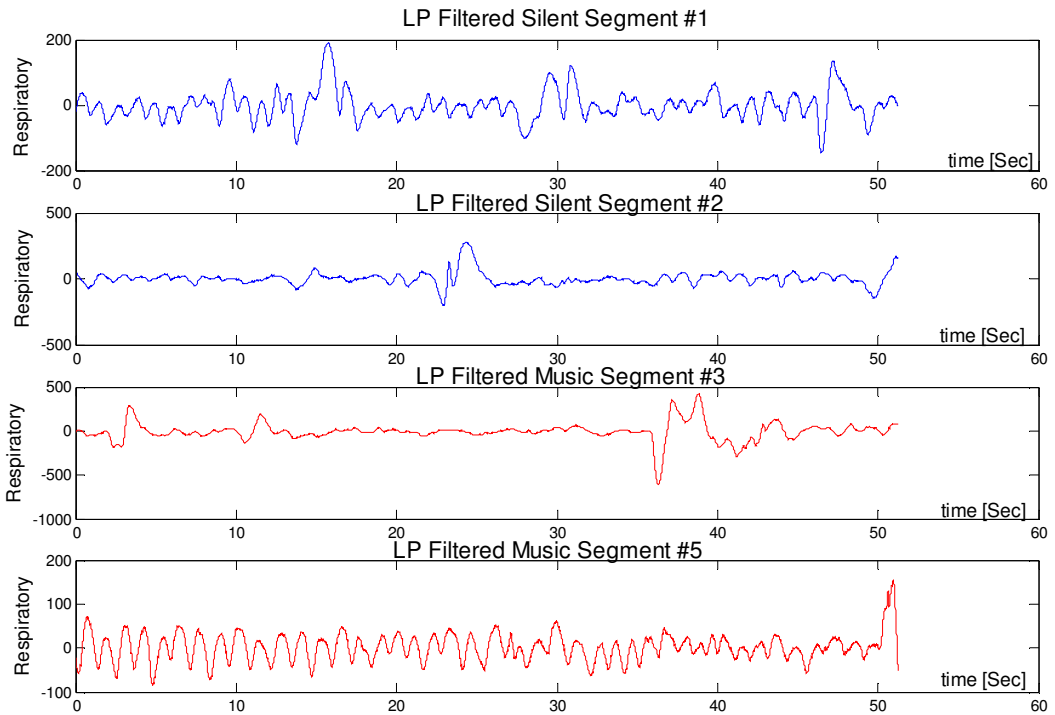
כשלב הראשוני של הניתוח התבצעה התבוננות ויזואלית על הרבה סגמנטים של אות הנשימה השייכים לקטעי שקט ומוסיקה השונים של נבחנים שונים. מטרת השלב הזה הייתה לנסות למצוא מאפיינים ויזואליים שמבדילים בין קטעי מוזיקה לקטעי שקט. קיומם של מאפיינים כאלה יכול לתת כוון להמשך הניתוח. קצב הנשימה המשוער של התינוק הוא כ-18 נשימות לדקה (0.3Hz) בציר התדר) לכן הוחלט לסנן את האות ע"י מסנן LPF לפני התחלת הניתוח כדי להוריד את רעשים בתדר גבוהה (למשל הרמוניות של תדר הרשת).

להלן דוגמה של אות המסונן מול אות המקורי :

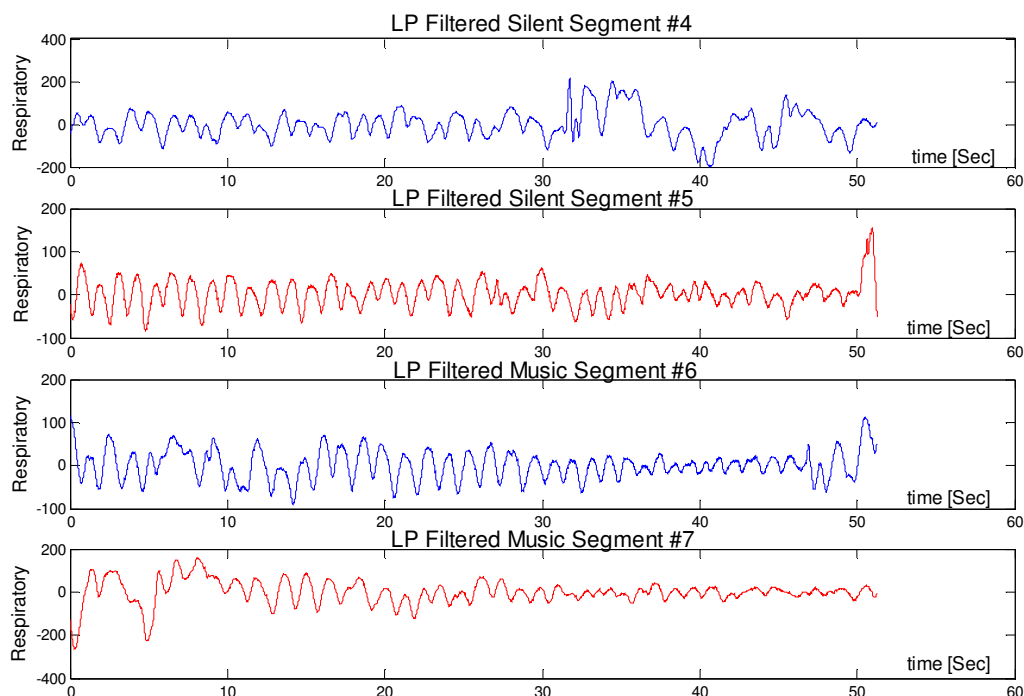


איור 31 - סגמנט מקורי מול סגמנט מסונן ע"י LPF עם תדר הקטוע $F_c=8\text{Hz}$

להלן דוגמאות של אות נשימה של נבדק מסוים :



איור 32 – אות נשימה של נבדק לדוגמא

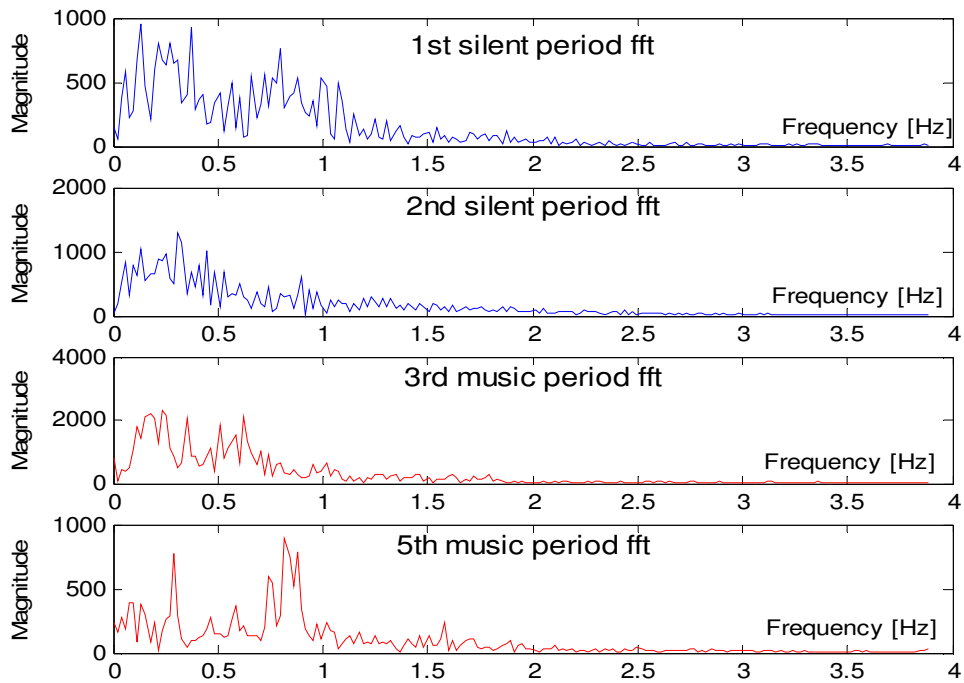


איור 33 – אות נשימה של נבדק לדוגמא

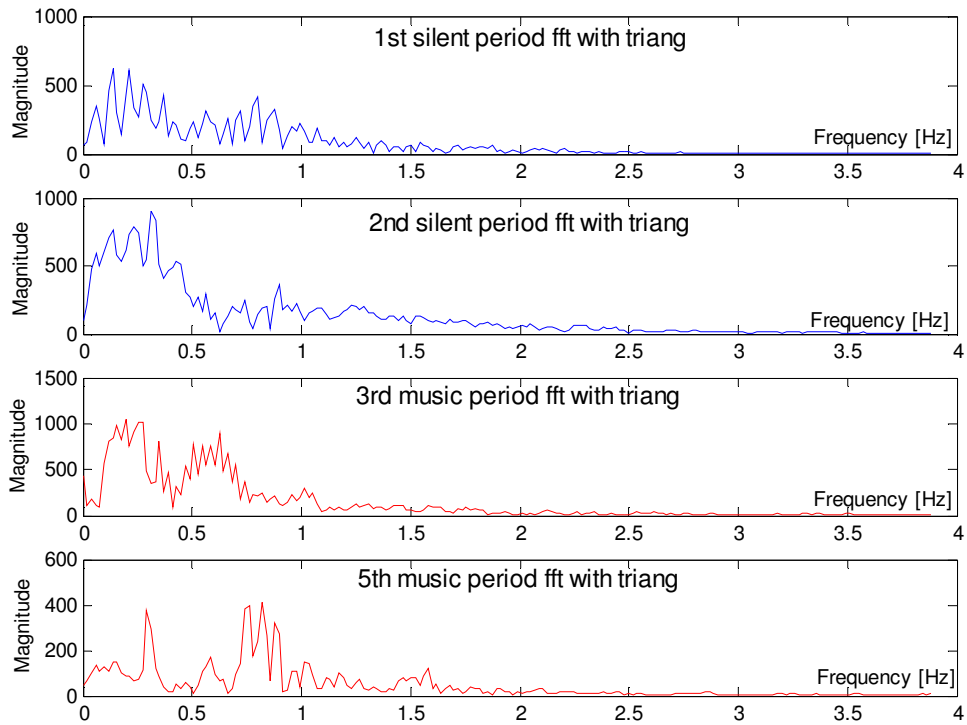
כפי שניתן לראות מהאיורים אין מאפיינים הנראים לעין שיבדילו בין סגמנטים השונים. לא נמצאו הבדלים גם לא בסגמנטים אחרים וגם לא אצל הנבדקים אחרים.

3.2.2 ניתוח ויזואלי בציר התדר

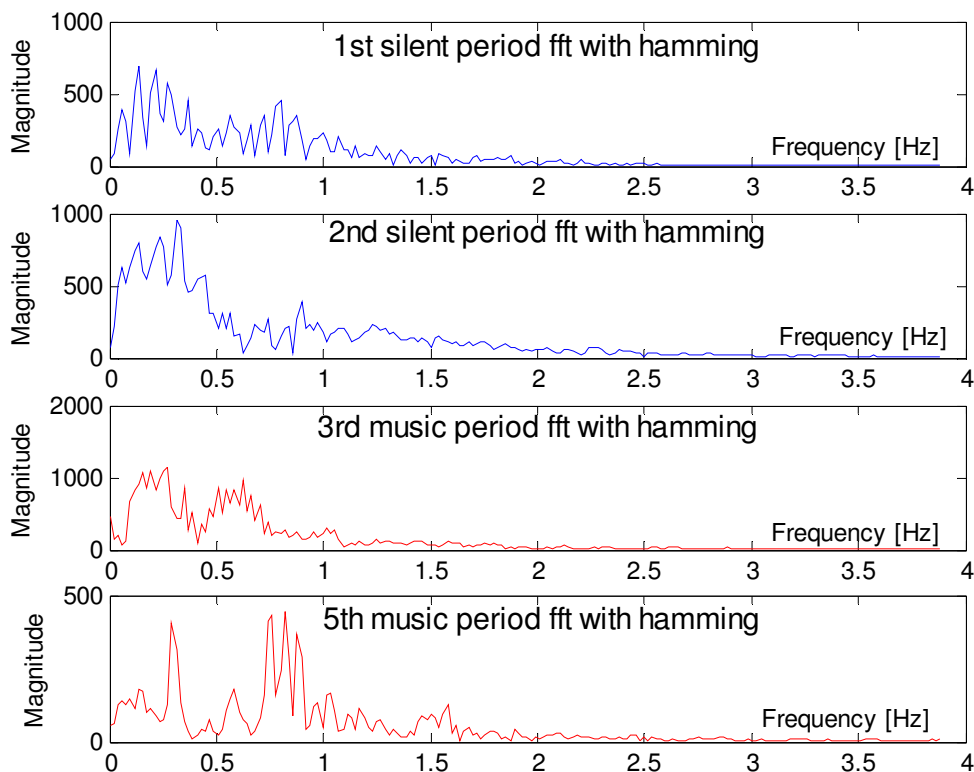
בשלב הזה התבצעה התבוננות בתמונה הספקטראלית של קטעי מוזיקה וקטעי שקט השונים, תוך כדי ניסיון למצוא מאפיינים ויזואליים שמבדילים בין קטעי מוזיקה לקטעי שקט. מכיוון שמאפיינים הרלוונטיים כאן הם מאפייני תדר כגון מעטפת ספקטראלית מיקום או עוצמת השיאים האופייניים, נעשה שימוש רחב בהכפלות בחלון בציר הזמן. חלונות שהשתמשנו בהן הם: חלון ריבועי, חלון משולש, חלון hamming וחלונות Kaiser עם פרמטרים שונים. להלן דוגמאות של תמונות ספקטראליות של קטעי שקט ומוסיקה של אות הנשימה המוכפלים בחלונות שונים (עבור נבדק מסוים):



איור 34 - תמונות תדר של סגמנטים שקטים ומוזיקליים של אותות הנשימה של נבדק מסוים. הכפלה בחלון ריבועי.



איור 35 - תמונות תדר של סגמנטים שקטים ומוזיקליים של אותות הנשימה של נבדק מסוים. הכפלה בחלון משולש.



איור 36 - תמונות תדר של סגמנטים שקטים ומוזיקליים של אותות הנשימה של נבדק מסוים. הכפלה בחלון Hamming.

כפי שניתן לראות בדוגמאות תמונת תדר של כל סגמנט שונה מתמונה של סגמנט אחר. לא ניתן לזהות תכונה או פרמטר אופייני לסוג סגמנט מסוים. גם שימוש בחלונות לא עוזר.

באופן כללי רואים כי רוב האנרגיה של אות הנשימה מרוכזת ב-1.5Hz הראשונים של ציר התדר אבל לא ניתן לזהות הרמוניה עיקרית שמציינת את קצב הנשימה של התינוק לכן יש צורך לנסות להשתמש בשיטות עיבוד יותר מתוחכמות כדי לנסות לשערך את קצב הנשימה בכל סגמנט נתון ולבדוק האם הוא מושפע מהשמעת מוזיקה.

3.3 מדידה וניתוח פרמטרים ראשוניים:

פרמטרים ראשוניים הינם פרמטרים שמדידתם לא דורש עיבוד מקדים. הפרמטרים המידיים שנמדדו בסיגנל הנשימה הם:

$$E_i = \frac{1}{N^2} \sum_{k=1}^N [X_i(k)]^2 \text{ או-} E_i = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [x_i(n)]^2$$

כאשר: x_i - סגמנט ה- i של אות נשימה.

N - אורך הסגמנט

$$X_i(k) = FFT_N \{x_i(n)\}$$

$$E_m = \frac{1}{3} (E_3 + E_5 + E_7) : \text{ אנרגיה הממוצעת של סגמנטים מוזיקליים}$$

$$E_s = \frac{1}{5} (E_1 + E_2 + E_4 + E_6 + E_8) : \text{ אנרגיה הממוצעת של סגמנטים שקטים}$$

$$E_f = \frac{1}{2} (E_1 + E_2) : \text{ אנרגיה ממוצעת של סגמנטים ראשוניים}$$

$$E_n = \frac{1}{3} (E_4 + E_6 + E_8) : \text{ אנרגיה ממוצעת של סגמנטי רגיעה השקטים}$$

תוצאות: השוואת האנרגיות בין סגמנטים השונים אצל נבדקים השונים נתנו תוצאות אקראיות לגמרי. כצפוי מכיון שאנרגיית הרעש יותר גדולה מאנרגיית האות לא ניתן לעמוד על קשר בין השמעת מוזיקה לאנרגיית אות הנשימה של התינוק.

3.4 ניתוח בעזרת יצירת מודל AR

3.4.1 מה זה מודל AR?

מודל פרמטרי כללי לאות אקראי בזמן בדיד $x[n]$ בעל תוחלת אפס וסטציונרי במובן הרחב הוא ביטויה כיציאה של משוואת הפרש עם כניסת רעש לבן בזמן בדיד ז"א:

$$x[n] = -a_1 x[n-1] - \dots - a_p x[n-p] + b_0 v[n] + b_1 v[n-1] + \dots + b_q v[n-q]$$

כאשר $v[n]$ הוא רעש לבן עם תוחלת אפס וואריאנס γ_r . מניחים שהמערכת הליניארית המיוצגת במשוואה הינה סיבתית ויציבה. המשתנה האקראי $v[n]$ בלתי תלוי בערכים קודמים של $x[n]$. הפרמטרים $[a_1, \dots, a_p, b_0, \dots, b_q, \gamma_r]$ מתארים את המודל. מקרה פרטי של המודל הוא כאשר $q = 0$ מקבלים:

$$x[n] = -a_1 x[n-1] - \dots - a_p x[n-p] + v[n]$$

זה נקרא מודל אוטורגרסיבי (AR) Autoregressive (AR). ניתן לשערך את מקדמי המודל AR מתוך פונקצית המדגם $x[n]$ ע"י פיטרון משוואת יול וולקר Yule-Walker:

$$\begin{bmatrix} k_x[0] & k_x[1] & L & k_x[p-1] \\ k_x[1] & k_x[0] & L & k_x[p-2] \\ M & M & L & M \\ k_x[p-1] & k_x[p-2] & L & k_x[0] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ M \\ a_p \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} k_x[1] \\ k_x[2] \\ M \\ k_x[p] \end{bmatrix}$$

כאשר $k=[k_x(0)...k_x(p)]$ זה שיערוך אוטוקורלציה מתוך $x[n]$.

$$s_n = -\sum_{k=1}^p a_k s_{n-k} + Gu_n : \text{מודל AR שמתקבל}$$

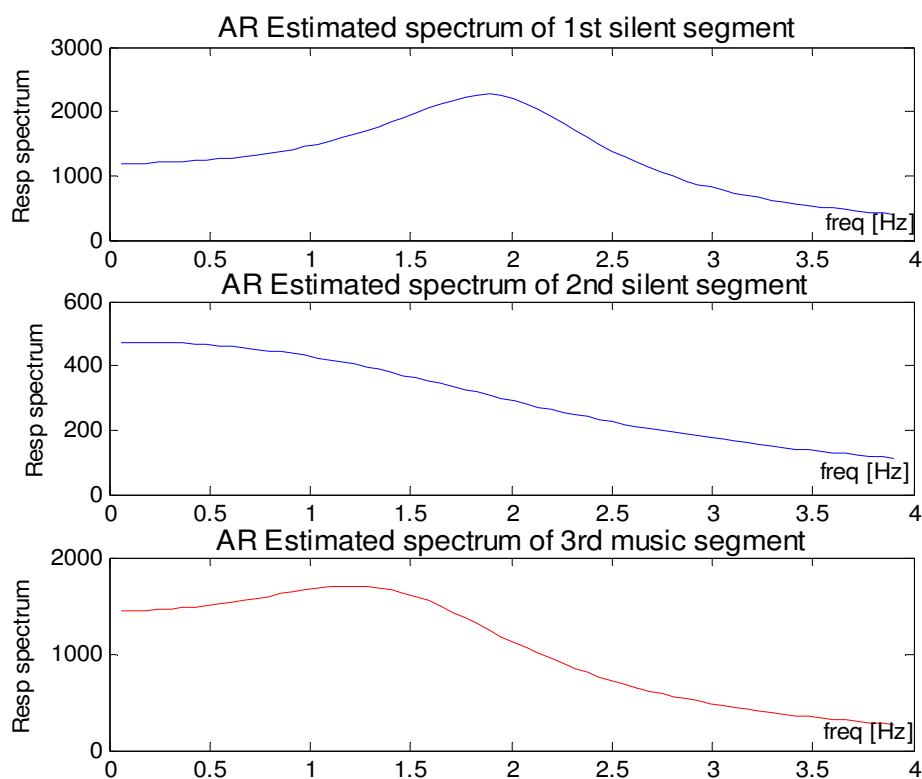
G- הגבר

$$H(z) = \frac{s(z)}{u(z)} = G \frac{1}{1 + \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} : \text{ובמישור התדר פונקציית התמסורת היא}$$

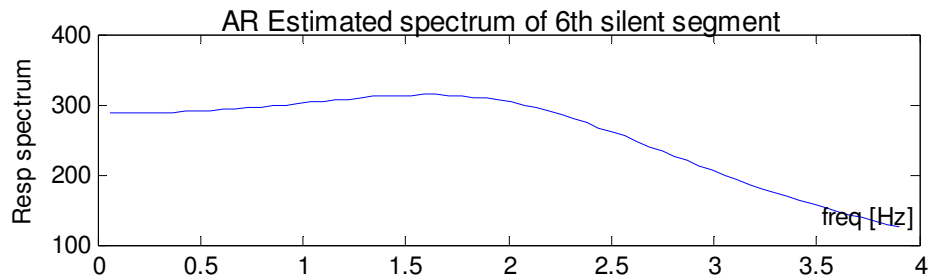
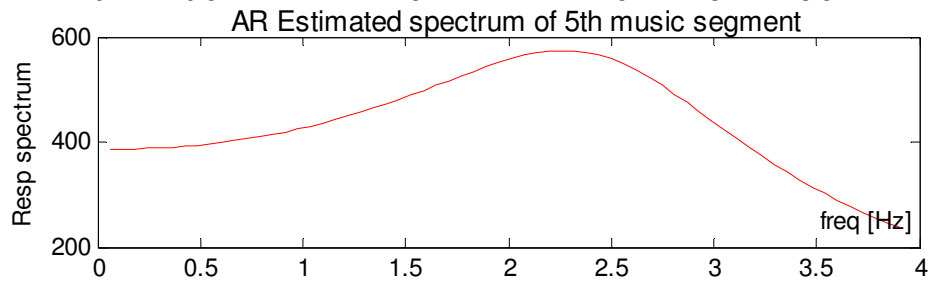
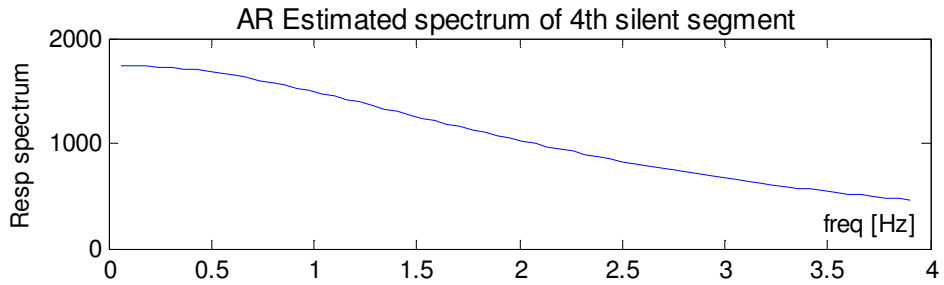
שיערוך הסיגנל בעזרת מערכת אוטורגרסיבית נעשה ע"י הזנת המערכת ברעש לבן בעל ספקטרום שטוח. השערוך הפרמטרי נותן ספקטרום מוחלק.

3.4.2 שיערוך ספקטרום של סיגנל הנשימה ע"י מודל אוטורגרסיבי - AR

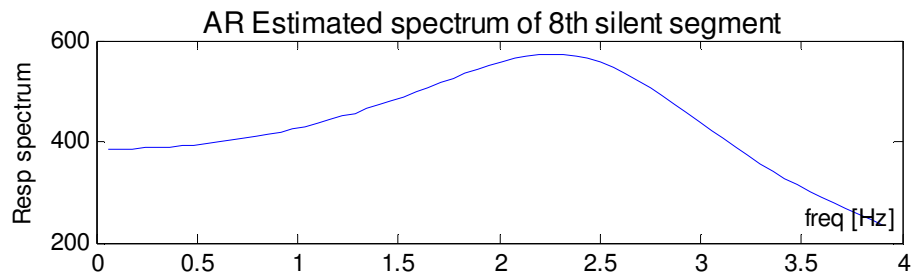
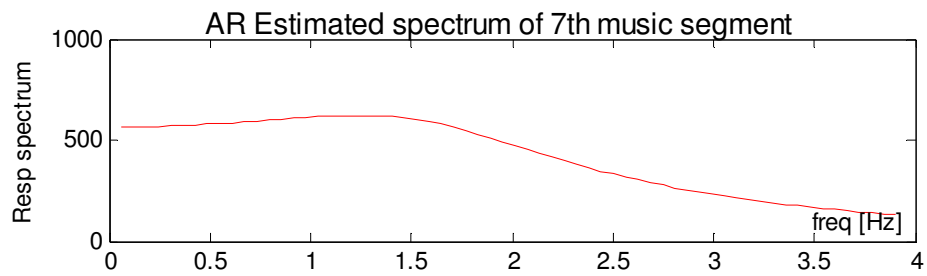
כפי שהוזכר בפרק העוסק בניתוח ויזואלי בציר התדר לא ניתן לזהות הרמוניה עיקרית שמציינת את קצב הנשימה של התינוק לכן יש צורך לנסות להשתמש בשיטות עיבוד יותר מתוחכמות כדי לנסות לשערך את קצב הנשימה בכל סגמנט נתון ולבדוק האם הוא מושפע מהשמעת מוזיקה. אחת משיטות כאלה זה שימוש במודל אוטורגרסיבי - AR. בעזרת משחק עם מספר מקדמי ה-AR ניתן להגיע להחלקת הספקטרום שמתקבל ע"י שיערוך פרמטרי. המטרה היא להגיע לספקטרום מוחלק בעל מקסימום אחד שאולי יציין את התדירות הממוצעת של קצב הנשימה בסגמנט נתון. להלן תמונות הספקטרום המשוערך בעזרת שיערוך פרמטרי של אות הנשימה של נבדק מסוים:



איור 37 - שיערוך פרמטרי של ספקטרום של סגמנטים 1,2,3



איור 38 - שיערוך פרמטרי של ספקטרום של סגמנטים 4,5,6



איור 39 - שיערוך פרמטרי של ספקטרום של סגמנטים 7,8

כפי שרואים בדוגמה, אין קשר בין השמעת המוזיקה לבין מיקום המקסימום של ספקטרום המשוער. המקסימום נע בין 0 ל-2.5Hz לפי כך לא יכול להיות חיווי לקצב הנשימה של הנבדק (2.5Hz זה 60 נשימות לדקה). גם שיערוך פרמטרי של הספקטרום של נבדקים אחרים לא הניב תועלת רבה. כפי שנאמר קודם, אות הנשימה בסיגנל שהוקלט חלש יחסית לרעשים של מערכת הניסוי (תנועות של תינוק והאם שמשפיעים על החגורה). הדבר הכשיל שיערוך קצב הנשימה ע"י שימוש במודל AR ולא נתן אפשרות להשתמש בפרמטר זה בניתוח השפעת המוזיקה על נשימה של תינוק.

3.5 סיכום התוצאות ומסכנות של ניתוח אות הנשימה:

רעשים מכנים שנגרמו ע"י תנועה של תינוק ונשימה של האם שמחזיקה את התינוק על הידיים הפכו את משימת הניתוח לבלתי אפשרית. כשלו אפילו הניסיונות למצוא ולבודד פרמטרים של האות שיהיה ניתן להשתמש בהם לניתוח.

פרק 4: סיכום

4.1 מסקנות כלליות

ניתן לסכם את הפרויקט בכך שנמצאו עדויות להשפעת מוזיקה על סיגנלים פיזיולוגיים בתינוקות. נמצאה ההשפעה על אנרגיה, יציבות העוצמה וצורת המחזור האופייני אות ה-ECG. מחוסר מובהקות של התוצאות ניתן להסיק שמספר הנבדקים היה קטן מדי. ברוב הפרמטרים המושפעים ההבדל הוא בין הסגמנטים השקטים הראשונים לשער הסגמנטים ולא בין סגמנט רגיעה לסגמנט המוזיקלי בתוך הניסוי. זה מצביעה על כך שדינאמיקה של ההשפעה (אם היא אכן אמיתית ופיזיולוגית) יותר איטית מפרקי הזמן של הניסוי. כמו כן קיימת אפשרות שההשפעה שגילינו היא השפעה עקיפה שנבעה מהגברה של תנועה מוטורית של התינוק עם תחילת הניסוי. כל ניסיון להפיק מידע שמתאים לאנאליזה סטטיסטית מתוך אות הנשימה נכשל בגלל רעשים מוטוריים מאוד גדולים. מזה ניתן להסיק שאות הנשימה, כפי שהוא הוקלט בניסוי הזה לא מתאים לניתוח.

4.2 אפשרויות להמשך המחקר

אנחנו בטוחים שכדי להסיק תוצאות יותר טובות וחד-משמעיות יש צורך בניסוי חוזר. בניסוי חוזר צריך לערב מספר גדול יותר של נבדקים ולהגדיל את פרקי הזמן של הסגמנטים (אולי על חשבון מספר הסגמנטים). יש לחזור על סוגים הבאים של ניתוח אות ה-ECG שיוקלט בניסוי החדש: ניתוח פרמטר האנרגיה, ניתוח סטטיסטי בציר הזמן, ניתוח צורת מחזור אופיינית. בניסוי החדש אין צורך לרשום אות הנשימה בעזרת "חגורת נשימה", אבל יש לשקול לעבור לשיטת ההקלטה של "סיגנל נשימה אקוסטי" – Acoustic Respiratory Signal. זה יקטין את השפעת הרעש המוטורי (תדרים שונים) ויאפשר עיבוד בציר התדר.

רשימת ספרות (ביבליוגרפיה)

- [1] Porat Boaz "Digital Processing of Random Signals", Prentice-Hall 1994.
- [2] "Random Data: analysis & measurement procedures", Bendat & Piersol John Wiley, 2001
- [3] "A point-process model of human heartbeat intervals: new definitions of heart rate and heart rate variability" , Riccardo Barbieri, Eric C. Matten, AbdulRasheed A. Alabi, and Emery N. Brown, 2004
- [4] " Heart-rate Variability", Christoph Gugar, 2004
- [5] "Circumferential measurement of thoracic wall using a standard respiratory belt", Tervonen O, Suominen K, 1996