

מעבדה במכשור

הנדסה ביורפואית

מגישים :

נדב אמיתי

יובל כסיף

סול אמארה

תאריך :

30.03.2022

תוכן עניינים:

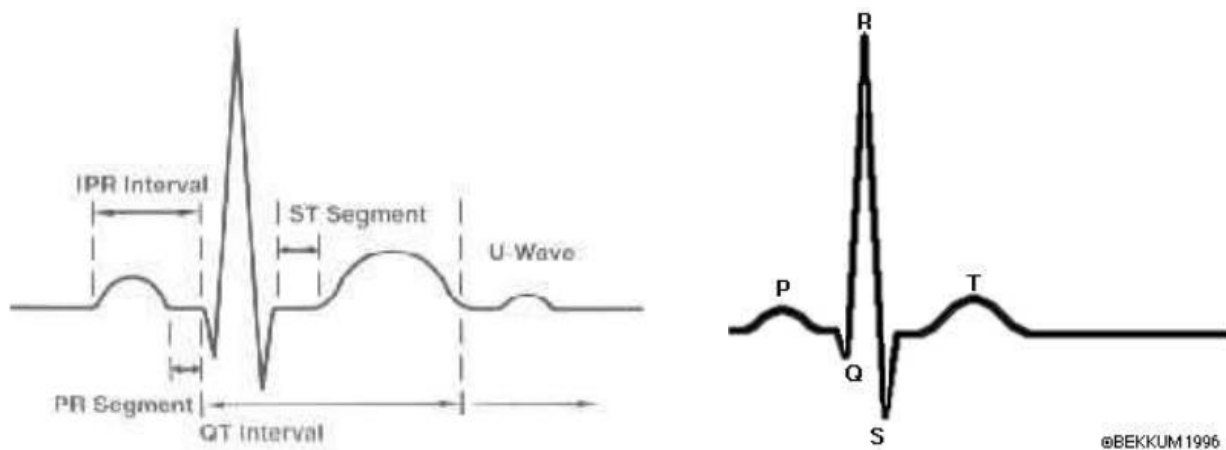
1	רקע תאורטי:	3
2	תשובות לשאלות הכנה:	5

1 רקע תאורטי:

הלב הינו שריר שתפקידו להזרים דם אל חלקי הגוף השונים ושולט בקצב ההעברה בעזרת כיווץ והרפיה של שרירי הלב. הוא מורכב מ4 חלקים- עליות (ימנית ושמאלית) וחדרים (ימני ושמאלי). דם עשיר בחמצן מגיע מהריאות אל העלייה השמאלית, עובר לחדר השמאלי ומשם בעזרת מערכת של עורקים וורידים מוזרם אל כל חלקי הגוף. מחלקי הגוף דם עשיר בפחמן דו-חמצני מגיע אל העלייה הימנית, משם לחדר הימני ובחזרה לריאות. בריאות מתבצע חילוף החומרים בין דם עשיר לעני בחמצן. בלב ישנם שסתומים ומחיצות המונעות ערבוב לא רצוי של דם (למשל בין הצד הימני לשמאלי) ומאפשרות מעבר דם רק בכיוון הרצוי (מעליות לחדרים ולא להפך). על מנת לבצע את הכיווץ בזמן המתאים ישנם שני קוצבי לב : SA-node, AV-node. הם יוצרים גירוי חשמלי הגורם ללב להתכווץ וכך מאפשר את מעבר הדם אל החלקים השונים.

SA-node הינו הקוצב הראשי ונמצא בעלייה הימנית והוא גורם לכיווץ של העליות ומעבר הדם מהן אל החדרים, כאשר שליחת הגירויים הינה בקצב של 60-80 פעימות לדקה עבור אדם במנוחה. AV-node נקרא הקוצב המשני והקצב שלו מוכתב לפי קצב הSA-noden במצב תקין. קוצב זה מקשר בין העליות לחדרים ומאפשר את כיווץ החדרים. במקרה של תקלה בקוצב הראשי, הוא יכול לפעול באופן בלתי תלוי ולשלוח גירויים בקצב של 30-50 פעימות לדקה.

אות הECG נמדד על גבי עור המטופל ע"י 12-2 אלקטרודות במיקומים מסוימים לפי כמות האלקטרודות בהם משתמשים. [1]



איור 1 - מאפייני אות ה ECG [1]

מאיור 1 ניתן לראות את החלקים השונים של אות ה ECG .
 גל P נובע מדפולריזציה של העליות, כלומר קבלת פוטנציאל פעולה (גירוי) שגורם לכיווץ העליות.
 כיוון שה SA-node ממוקם בעלייה הימנית, החלק הראשון של גל זה הינו הגירוי בעלייה הימנית
 והחלק השני הוא הגירוי בעלייה השמאלית. משך זמן תקין הוא כ 80-100 msec והאמפליטודה
 כ 250 μV .

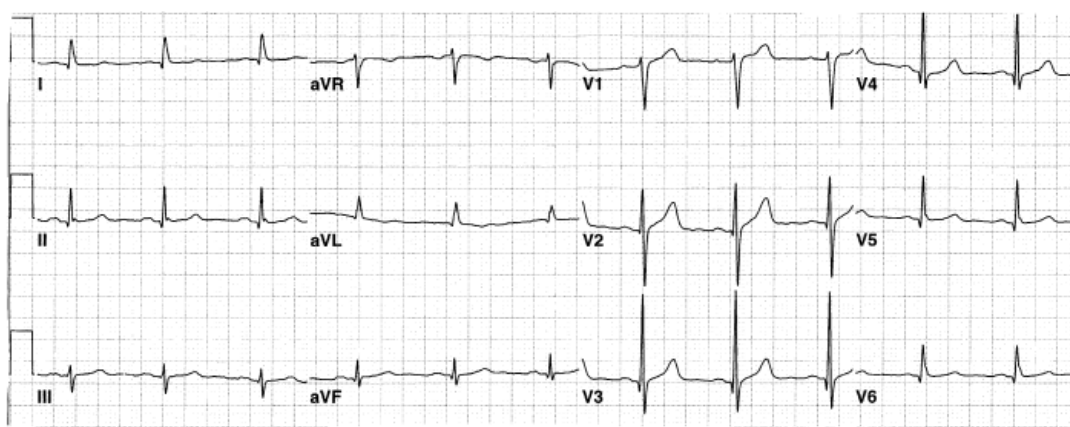
קומפלקס QRS נובע מדפולריזציה של החדרים, כלומר קבלת פוטנציאל פעולה (גירוי) שגורם
 לכיווץ של החדרים. משך זמן תקין הוא כ 60-120 msec והאמפליטודה כ 1.5 mV.
 גל T נובע מרפולריזציה של החדרים, חזרה למצב מנוחה. משך זמן תקין הוא כ 160 msec
 והאמפליטודה כ 1 mV.

סגמנט ST הינו המרווח מסיום קומפלקס QRS עד תחילת גל ה T. אינטרוול PR הינו המרווח בין
 תחילת גל P לתחילת קומפלקס QRS.

הפאזה של הגלים נמדדת ביחס למיקום האלקטרודות ששמים ולכן עבור חיבורים שונים נקבל
 שינויים מסוימים בגל. כמו כן, שינויים הכוללים צורה, שינוי משרעת או השהייה יכולים להצביע
 על פתולוגיות שונות של הנבדק. בשל כך, ההדפסה של אות ה ECG מבוצע על נייר מחולק למשבצות
 כך שהמשבצות הקטנות בגודל של 0.04 s X 100 μV והמשבצות הגדולות בגודל של 0.2 s X 0.5 mV.
 הגודל הקבוע מאפשר לרופא לזהות שינויים באות ה ECG ולאבחן בעיות רפואיות.

מכשיר ה-ECG:

מכשיר ה-ECG מטרתו למדוד את שינוי הפוטנציאל החשמלי בלב ובכך לבדוק את תפקודו, ע"י קצב ומוליכות הרקמה. קצב הלב נמדד ביחידות של BPM כלומר פעימות לדקה, בעוד שעוצמת התכווצות הלב נמדדת בmV. בכדי למדוד את הפוטנציאל המתפשט במהלך כיווץ והרפיית הלב, מצמידים למטופל אלקטרודות על פני הגוף (טווח פוטנציאל תקין 0.5-5 מיליוולט). כדי להתמודד עם פוטנציאל נמוך זה, יש להגבירו כדי לזהות חוסר תפקוד או בעיות ברקמת הלב. הפרש פוטנציאל בין שתי אלקטרודות על הגוף נקרא ערוץ (Lead). מכשיר ECG טיפוסי מכיל 12 ערוצים (קיימים גם מכשירים עם ערוץ אחד או שלושה). [1]



איור 2 - אות ECG תקין של אדם בן 58 [2]

באיור ניתן לראות אות ECG תקין של אדם בן 58, כאשר אפשר לראות את כל ה-12 לידים.

סימולטור אותות ECG: מכשיר זה משמש לבדיקת דיוק ותקינות מכשיר ה-ECG. למכשיר זה

יכולת לייצר מגוון גלי ECG בקצבים שונים והפרעות שונות, ובעזרתו ניתן לבדוק את דיוק תדירות התגובה או גובה הגלים וקצבם. מכשיר זה מאפשר את האופציה לבדוק אם מכשיר ה-ECG מגיב ורושם כראוי הפרעות לב. דוגמא למכשיר זה ניתן לראות באיור הבא:

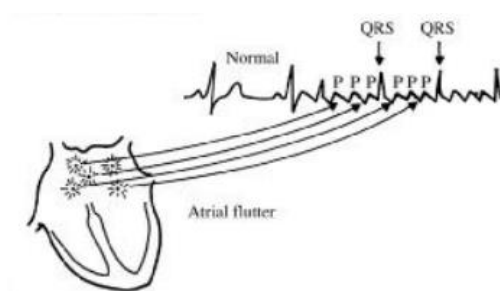


איור 3- סימולטור ECG [1]

2 תשובות לשאלות הכנה:

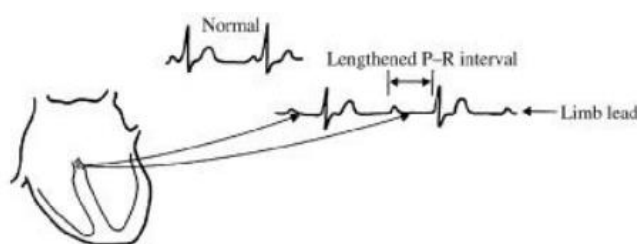
2.1 שאלה 1:

גל P מתאר שלב של דפולריזציה של העליות, דוגמא לפתולוגיה הקשורה לגל זה היא מצב של רפרוף עליות. ברפרוף עליות יש כיווץ מהיר מאוד של העליות בקצב של כ-200-300 bpm ולכן הוא לא יעיל. סיגנל ה-ECG במצב זה הינו:



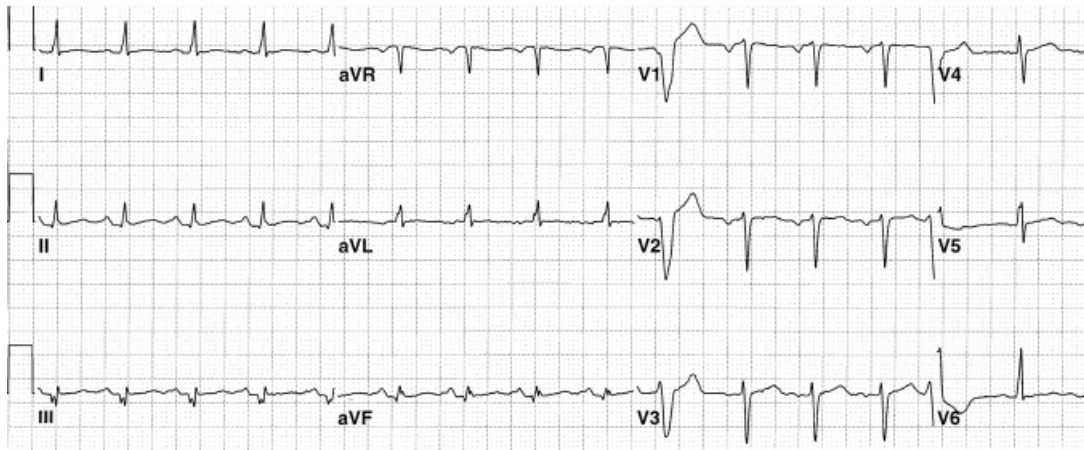
איור 4 - ECG עבור רפרוף עליות [3]

סגמנט PR הינו המרווח בין סוף גל P לתחילת קומפלקס QRS, במקרים כמו AV-block (חסם הולכה עלייתי-חדרי) יש פגיעה בהולכת הסיגנל החשמלי מ-AV-node ולכן ישנו עיכוב מעבר לטווח הנורמלי, מצב זה מתאפיין ב-PR ארוך. לחסימה זו יש 3 דרגות בהתאם לאורך עיכוב גל ה-PR. סיגנל ה-ECG במצב זה הינו:



איור 5 - ECG עבור AV-block [3]

סגמנט ST הינו המרווח בין סיום קומפלקס QRS לבין תחילת גל T (דפולריזציה לרפולריזציה של החדרים). התקף לב נובע ממצבים של פגיעה באספקת הדם ללב בעיקר כתוצאה מחסימת כלי הדם הראשיים המובילים אל הלב. לפני מקרים אלה, גל ה-ST יהיה מורם או יעלם וימשיך לעלות גם לאחר כמה שעות מתחילת החסימה.



איור 6 - ECG של חולה עם התקף לב [2]

2.2 שאלה 2:

תחום התדרים הרלוונטי עבור אות ECG הוא $0.05\text{Hz} - 150\text{Hz}$. בכדי לדגום אותו נצטרך לענות על תנאי נייקוויסט ולכן נבחר תדר דגימה של 300 הרץ. כמו כן, נרצה להשתמש בפילטר BPF שיעביר את התדרים הרצויים.

2.3 שאלה 3:

רכיבים ב ECG העלולים להפגע ממעביר גבוהים כמובן אלה הם הרכיבים בעלי התדר הנמוך אליהם משתייכים גלי P, גלי T והתדר הכי נמוך הוא ST סמגנט.

רכיבים ב ECG העלולים להפגע ממעביר נמוכים הם התדרים הגבוהים, אליהם משתייך בעיקר הקומפלקס QRS.

2.4 שאלה 4:

במבט ראשון ניתן לחשוב כי דני סובל מפרפור עליות, אך לאחר שמסתכלים שנית באות ECG ניתן להבחין כי הרעש מאופקן בגל ECG ובכל זאת ניתן לראות את כל רכיבי אות ECG. מכאן נסיק כי אין זו הפרעה בלב אלא הפרעה שמכשיר ECG קלט, אנו מניחים שרעש זה נובע מרשת החשמל בישראל (50Hz). בכדי לטפל בבעיה זו נציע פתרון להוסף Notch filter, אשר מטרתו תהא לסנן רעש זה.

2.5 שאלה 5:

מדידת קצב הלב נעשית על פי RR אינטרוול ולא לפי PP אינטרוול מכיוון שגל R בעל עוצמה גבוהה מעוצמת הגל P. ככל שעוצמת הגל יותר גבוהה ככה קל יותר לאתר אותו. בנוסף P רגיש יותר לשינויים קטנים כמו לדוגמא מאזן אשלגן בגוף.

2.6 שאלה 6:

בכדי לחשב דופק לפי RR אינטרוול נשתמש במשוואה הבאה: [4]

$$BPM = \frac{60 \left[\text{beat} \cdot \frac{\text{sec}}{\text{min}} \right]}{RR \text{ interval}[\text{sec}]}$$

לדוגמא כאשר נתון RR אינטרוול עם ערך של 0.36 שניות ערך דופק הוא:

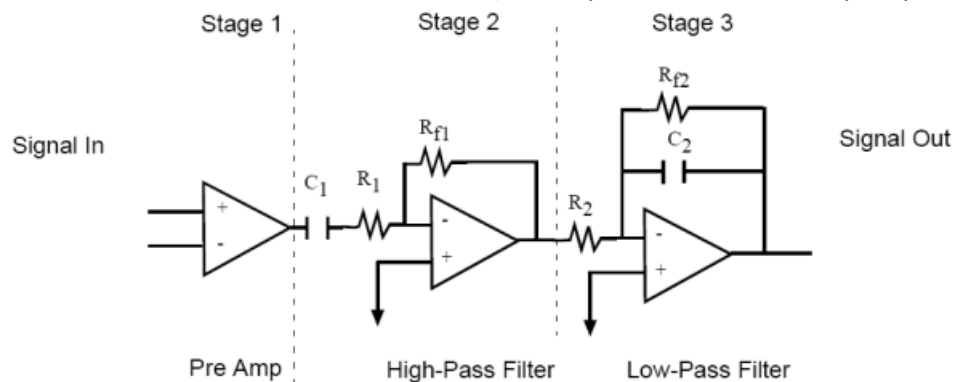
$$\text{Heart Rate} = \frac{60}{0.36} = 167 [\text{bpm}]$$

2.7 שאלה 7:

משמעות הסגמנט ST הוא המרווח בין הדה פולריזציה לרה פולריזציה של החדרים. כאשר קצב פעימות הלב קטן המרווח בין הדה פולריזציה לרה פולריזציה גדל ולכן אורך הסגמנט יגדל. [5]

2.8 שאלה 8:

בכדי לענות על השאלה נשתמש במעגל מאיור 900:



איור 7 - סכמת המעגל החשמלי

נתכנן את המסננים לפי ההוראות בפרוטוקול מעבדה:

$$0.15[\text{Hz}] < f_{\text{high-pass}} < 0.5 [\text{Hz}] \rightarrow 0.15 < \frac{1}{2\pi R_1 C_1} < 0.5$$

$$100[\text{Hz}] < f_{\text{low-pass}} < 150[\text{Hz}] \rightarrow 100 < \frac{1}{2\pi R_{f2} C_2} < 150$$

נבחר נגדים וקבלים מהנספח המתאימים לאי שוויון זה:

$$R_1 = 1M\Omega; \quad C_1 = 1\mu F; \quad R_{f2} = 3.3M; \quad C_2 = 330pF$$

נקבל כי

$$f_{\text{low-pass}} = \frac{1}{2\pi \cdot 3.3M \cdot 330p} = 146.15[\text{Hz}]$$

$$f_{\text{high-pass}} = \frac{1}{2\pi \cdot 1M \cdot 1\mu} = 0.16[\text{Hz}]$$

בכדי לבחור את R_2 ו R_{f1} נדרוש $G_2 \cdot G_3 = 10$ וגם $G_2, G_3 \geq 1$.

$$G_2 \cdot G_3 = \frac{R_{f1}}{R_1} \cdot \frac{R_{f2}}{R_2} = 10$$

$$\frac{R_{f1}}{R_2} = 3$$

ולכן נבחר

$$R_2 = 100K\Omega; \quad R_{f1} = 300K\Omega$$

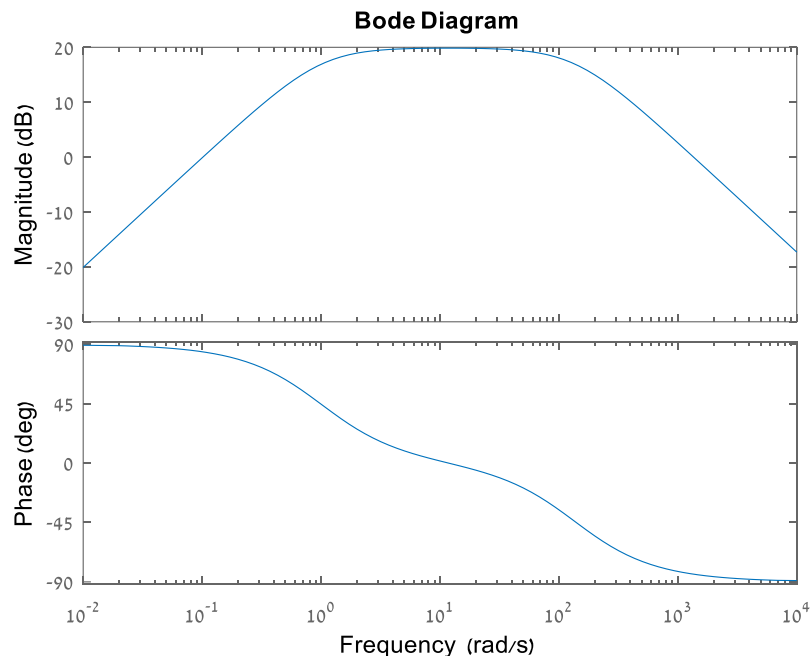
2.9 שאלה 9:

נחשב את פונקציות התמסורת:

$$H_2(\omega) = -\frac{Z_f}{Z_{in}} = -\frac{R_{f1}}{\frac{1}{j\omega C_1} + R_1} = -\frac{j\omega C_1 R_{f1}}{1 + j\omega C_1 R_1}$$

$$H_3(\omega) = -\frac{\frac{1}{j\omega C_2 + \frac{1}{R_{f2}}}}{R_2} = -\frac{R_{f2}}{(j\omega C_2 R_{f2} + 1) \cdot R_2}$$

$$H_{23}(\omega) = \frac{j\omega C_1 R_{f1} R_{f2}}{(1 + j\omega C_1 R_1)(j\omega C_2 R_{f2} + 1) \cdot R_2}$$



איור 8- עקומת בודה של פונקציית התמסורת של המעגל

גרף בודה זה מראה את המגניטודה של פונקציית התמסורת ואת הפאזה. ניתן לראות כי גרף המגניטודה אכן מראה כי המסנן הינו מעביר פס, מה שמראה על בחירה נכונה של ערכי הקבלים והנגדים.

2.10 שאלה 10:

CMRR- (Common Mode Rejection Ratio) הוא פרמטר המבטא את יכולת המכשיר לדחיית ההגבר המשותף, הוא מוגדר להיות היחס בין הגבר ההפרש להגבר המשותף. כאשר ערך CMRR הוא אינסוף נוכל לומר כי ההגבר המשותף נדחה לחלוטין, כלומר טיב המערכת הוא ביחס ישר לCMRR,

ככל שה-CMRR גדל כך גם טיב המערכת. רעש משותף נפוץ הינו רעש בתדר של 50,60 הרץ (תלוי במדינה) של רשת החשמל. בכדי לחשב את ה-CMRR נצטרך ראשית לחשב את ההגבר המשותף (G_{cm}), את הגבר ההפרש (G_d) ולאחר מכן נבצע את החישוב הבא: [6]

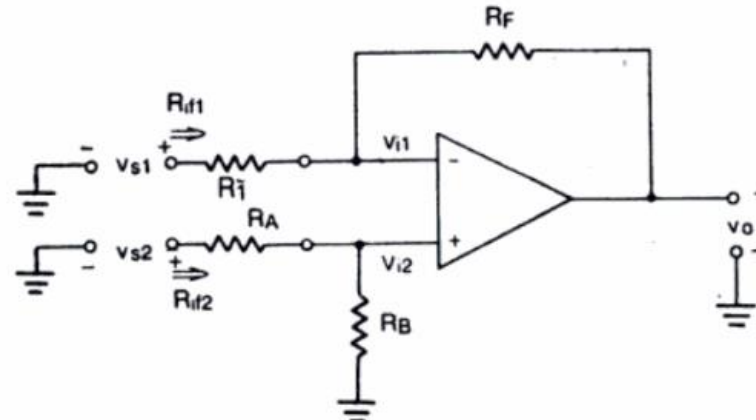
$$CMRR = 20 \log \left(\frac{G_d}{G_{cm}} \right)$$

2.11 שאלה 11:

בייס ליין הינו רעש עליו אות ה-ECG רוכב או רעש הרוכב על אות ה-ECG, בשני המקרים רעש זה הוא רעש משותף ולכן לפי ההגדרה בשאלה הקודמת נרצה כי ההגבר שלו יהיה זניח ביחס להגבר ההפרש, כלומר נשאף להוסיף מגבר בעל CMRR אינסופי וככה נוכל להימנע מהרעש. פילטר דיגיטליים מסוג FIR או IIR למשל, מסננים תדר או טווח תדרים מסוים ובמידה ונשתמש בהם נסנן לא רק את הרעש אלא גם את אות ה-ECG כיוון שהוא נמצא באותם תדרים של הרעש.

2.12 שאלה 12:

נסתכל מגבר ההפרש הבא:



איור 9- מגבר הפרש [7]

נניח כי בכניסה העליונה נכנס V_1 ובכניסה התחתונה נכנס V_2 . בנוסף עבור מגבר אידיאלי $V_+ = V_-$.

$$V_+ = V_2 \cdot \frac{R_B}{R_2 + R_B} \quad \frac{V_1 - V_+}{R_1} = \frac{V_+ - V_{out}}{R_f} \rightarrow V_{out} = V_+ \cdot \left(\frac{R_f}{R_1} + 1 \right) - \frac{R_f}{R_1} V_1$$

$$V_{out} = V_2 \cdot \frac{R_B}{R_2 + R_B} \cdot \left(\frac{R_f}{R_1} + 1 \right) - \frac{R_f}{R_1} V_1$$

כעת עבור $R_f = R_B = r$ $R_1 = R_2 = R$ נקבל:

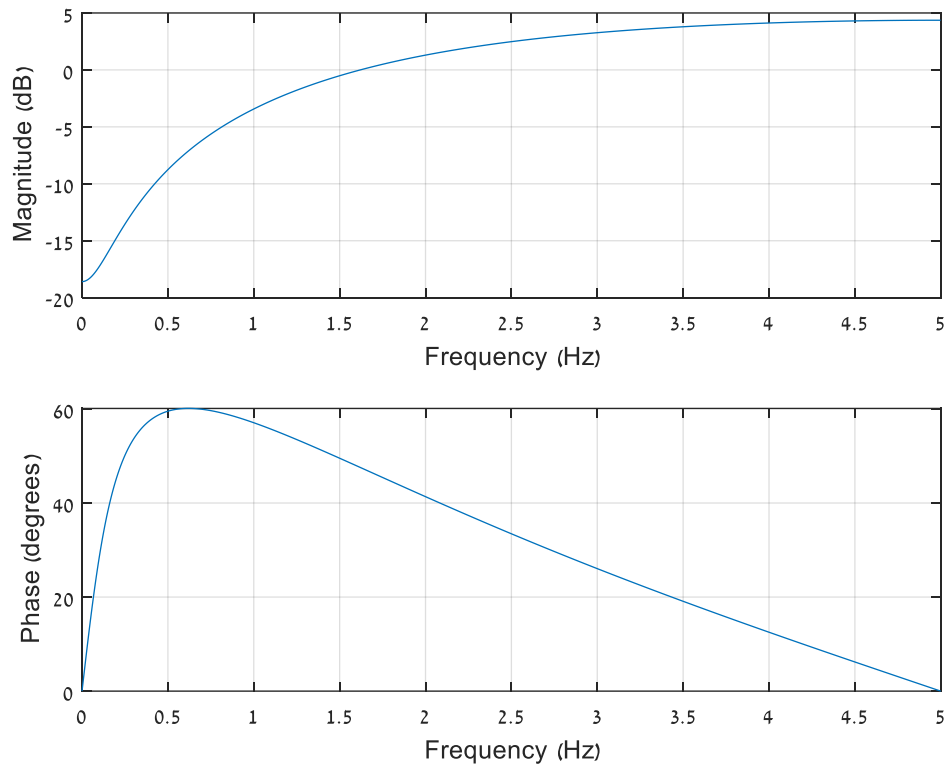
$$V_{out} = \frac{r}{R} (V_2 - V_1)$$

קיבלנו מגבר אידיאלי עם CMRR אינסוף אשר מנחית בצורה מושלמת את ההגבר המשותף, כלומר עבור מקרה בו התנגדויות הכניסה לא שוות נקבל G_{cm} לא אפס.

2.13 שאלה 13:

$$H(z) = \frac{z-0.9}{z-0.15} \text{ : (HPF)}$$

בחרנו בדוגמה זו מכיוון שהאפס גדול מהקוטב ולכן עבור תדרים נמוכים האמפליטודה תהיה קטנה ועבור תדרים גבוהים נקבל אמפליטודה גבוהה כלומר HPF. נראה זאת באמצעות המטלאב:



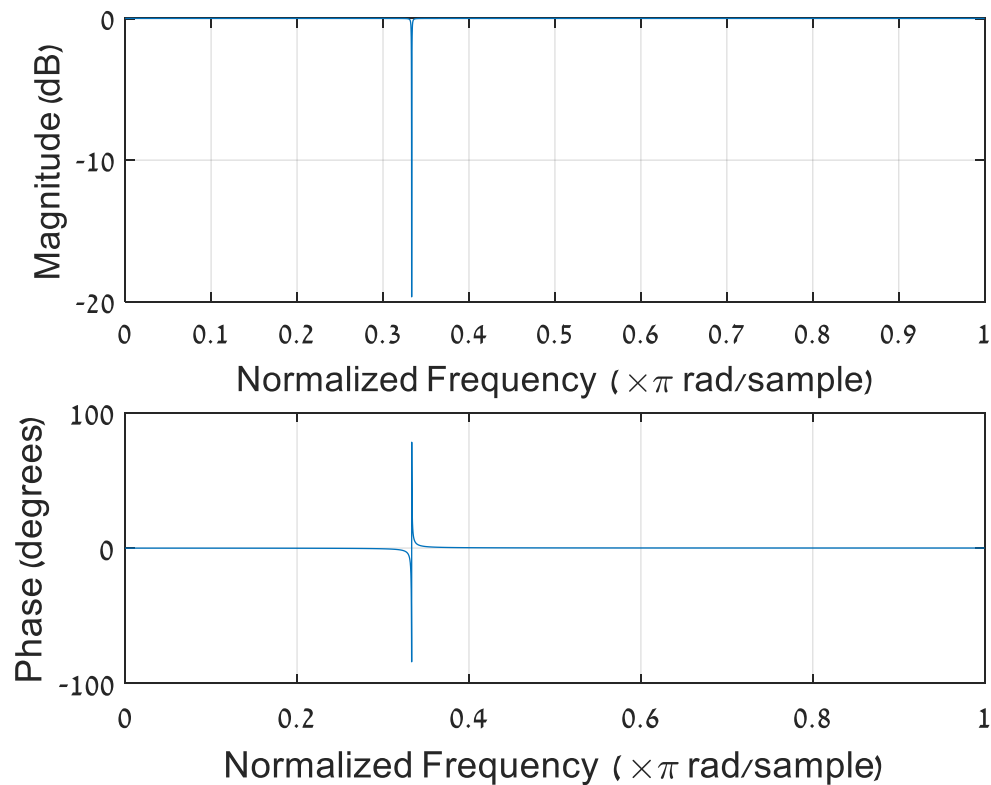
איור 10 - תגובת התדר של התמסורת

דוגמה לפילטר הדוחה רעש רשת: רעש רשת בישראל הינו רעש בתדר 50 Hz לכן נרצה לסנן תדר זה ולהעביר תדרים אחרים. טווח תדרי אות ECG הינו $0.05 - 150 \text{ Hz}$. לכן נחלק את התדירות הזוויתית בזמן המחזור של אות זה $\omega = \frac{2\pi f}{300} = \frac{\pi}{3}$ נשתמש במעבר מהתמרת פוריה Z כלומר

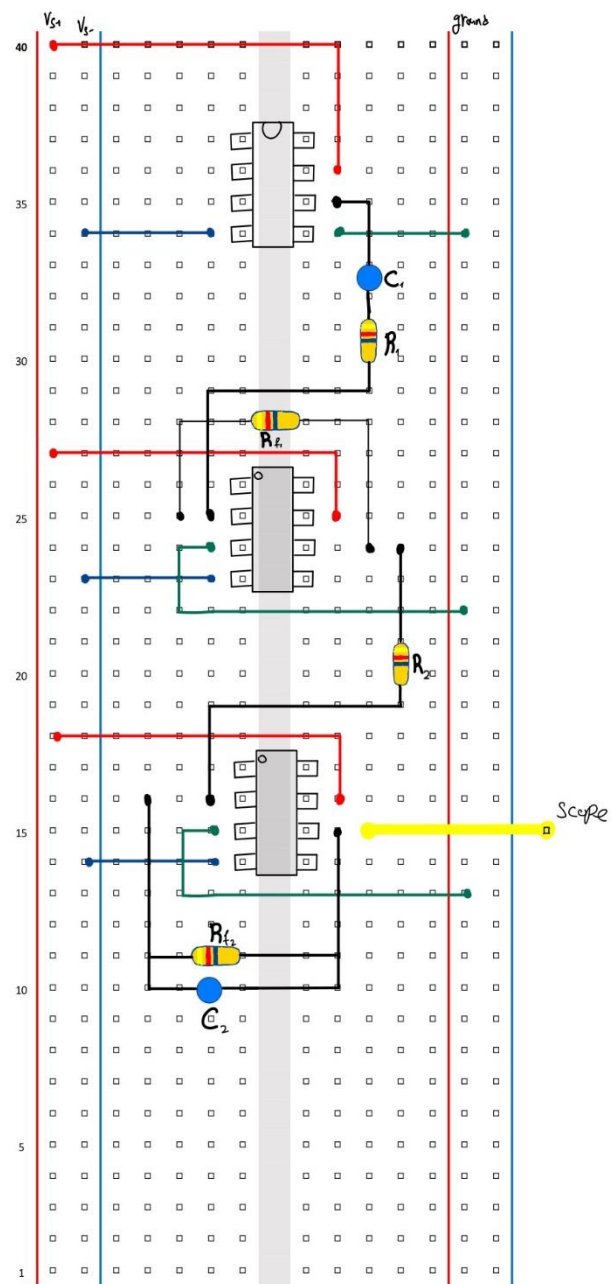
$z = e^{i\omega}$. בנוסף, על מנת לקבל סינון של תדר זה בלבד נרצה לקבל בבודה עליה וירידה קיצונית הנובעים מקוטב ואפס מרוכב בתדר זה (מתוך תכונות של אמפליטודה של קוטב ואפס מרוכב

בבודה) ועל מנת שלא נוכל לצמצם אותם נשנה מעט את האמפליטודה כלומר: $H(z) = \frac{z - e^{\frac{i\pi}{3}}}{z - 0.999e^{\frac{i\pi}{3}}}$

נראה זאת באמצעות המטלאב:



איור 11 - תגובת התדר של התמסורת



איור 12 - המעגל המתוכנן במטריצת אלביס

- [1] "דוח מכין, מהלך הניסוי ודוח מסכם).pdf." (1).
- [2] B. Surawicz, T. K. Knilans, and T.-C. Chou, *Chou's electrocardiography in clinical practice: adult and pediatric*, 6th ed. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier, 2008.
- [3] "John G. Webster - Medical Instrumentation Application and Design, 4th Edition (2009)[2862].pdf."
- [4] M. K. P. FACC MD, FAAP and W. G. Guntheroth, *How to Read Pediatric ECGs*. Elsevier Health Sciences, 2006.
- [5] *ECG Interpretation*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [6] R. Mancini, *Op Amps for Everyone: Design Reference*. Newnes, 2003.
- [7] Y. N. Bapat, *Electronic Circuits and Systems : Analog and Digital, 1e*. Tata McGraw-Hill Education, 1992.

4.1 Contents

- [Q.9](#)
- [Q.13](#)

```
set(0,'defaultAxesFontSize',14);
```

4.2 Q.9

```
R1 = 1e6; C1 = 1e-6; Rf2 = 3.3e6;

C3 = 330e-12; R2 = 100e3; Rf1 = 300e3;

w = tf('s');
H = (w*C1*Rf1*Rf2) / ((1+w*C1*R1) * (1+w*C2*Rf2) * R2);

bodeplot(H);
```

4.3 Q.13

```
poles = [0.15];

zeros = [0.9];

b=poly(zeros);

a=poly(poles);

figure;

freqz(b,a,10000,10);

zeros = [exp( i*pi/3 )];

poles = [0.999*exp( i*pi/3 )];

b=poly(zeros);

a=poly(poles);

figure;

freqz(b,a,10000)
```