

הטכניון - מכון טכנולוגי לישראל  
הפקולטה להנדסת חשמל ע"ש אנדרו וארנה ויטרבי  
המעבדה לראייה ומדעי התמונה

דו"ח סיכום פרויקט: א'

מעקב חברבורות  
בסרטוני אקו-לב  
Speckle Tracking for  
Echo-Cardiac Monitoring

מבצעים:

Idan Tau

עידן טאו

Yuval Bernstein

יובל ברנשטיין

Shira Rotman

מנחה: שירה רוטמן

סמסטר רישום: חורף תש"פ

תאריך הגשה: אפריל, 2020

## תוכן עניינים

4	1. תקציר
5	2. מושגים רלוונטיים מתחום הרפואה והדימות
5	2.1 מבנה הלב
6	2.2 מחזור הדם הלב
6	2.3 סרטון אקו-לב
6	2.4 RWMA's
7	2.5 מקטע פליטה
7	2.6 מעקב חברבורות
8	3. מעקב מאפיינים בלב – כלי לזיהוי RWMA's
12	3.1 תוצאות והסקת מסקנות ממדידת RWMA's
17	3.2 מסקנות
18	4. כלי לחישוב מקטע פליטה
30	4.1 מסקנות
31	5. סיכום
32	6. תודות
32	7. רשימת מקורות

## רשימת איורים

- איור 1. מבנה הלב \_\_\_\_\_ 5
- איור 2. דוגמה לרעש חברבורות \_\_\_\_\_ 7
- איור 3. דוגמה לתמונה שעברה קוונטיזציה. משמאל – לפני קוונטיזציה. מימין – תמונה בינארית \_\_\_\_\_ 8
- איור 4. דוגמה לחלוקת התמונה ל-ROIs \_\_\_\_\_ 9
- איור 5. דיאגרמת אלגוריתם ניתוח הסרטונים \_\_\_\_\_ 10
- איור 6. פלט התוכנית לאיתור RWMA's \_\_\_\_\_ 12
- איור 7. דוגמה לפלט מסוג 1 \_\_\_\_\_ 13
- איור 8. דוגמה לפלט מסוג 2 \_\_\_\_\_ 14
- איור 9. באדום – האזור בלב עליו התבייתו ה-ROIs מסוג 2 \_\_\_\_\_ 14
- איור 10. דוגמה לפלט מסוג 3 \_\_\_\_\_ 15
- איור 11. דוגמה לתהליך ההתבייתות של ROI מסוג 3 \_\_\_\_\_ 15
- איור 12. האזור בלב עליו התבייתו ה-ROIs מסוג 3 \_\_\_\_\_ 16
- איור 13. התוצאות שהתקבלו עבור ROI שהתחיל ב [301,777] \_\_\_\_\_ 17
- איור 14. חלק הפריים המכיל את הלב מהפריים המקורי \_\_\_\_\_ 19
- איור 15. תוצאות הגרסה הראשונה של אלגוריתם האקסטרפולציה \_\_\_\_\_ 19
- איור 16. תוצאות הגרסה השנייה של אלגוריתם האקסטרפולציה \_\_\_\_\_ 20
- איור 17. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם BRISK \_\_\_\_\_ 21
- איור 18. תוצאות מעקב מאפיינים עבור אלגוריתם BRISK \_\_\_\_\_ 21
- איור 19. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם SURF \_\_\_\_\_ 22
- איור 20. תוצאות מעקב המאפיינים עבור אלגוריתם SURF \_\_\_\_\_ 22
- איור 21. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם MSER \_\_\_\_\_ 23
- איור 22. תוצאות מעקב המאפיינים עבור אלגוריתם MSER \_\_\_\_\_ 23
- איור 23. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם ORB \_\_\_\_\_ 24
- איור 24. תוצאות מעקב המאפיינים עבור אלגוריתם ORB \_\_\_\_\_ 24
- איור 25. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם FAST \_\_\_\_\_ 25
- איור 26. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם HARRIS \_\_\_\_\_ 25
- איור 27. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם Min Eigen \_\_\_\_\_ 26
- איור 28. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם HOG \_\_\_\_\_ 26
- איור 29. חלקו התחתון של הלב מתוך אחד הפריימים \_\_\_\_\_ 27

## רשימת טבלאות

טבלה 1. דוגמאות למיקומי התחלה וסיום של ROIs מסוג 3.....16

# 1. תקציר

בעולם הדימות הרפואי, קיימת שאיפה מתמדת למציאת פתרונות יעילים יותר, מהירים יותר וכאלו המאפשרים מענה לקשת רחבה יותר של מקרים. בחלק לא מבוטל מהמקרים, תהליך השיפור נעשה לפלטפורמות קיימות. בהתאם לכך, פרויקט זה מנסה לשפר שניים מתהליכי חילוץ המידע המתבצעים כחלק מתהליך ניתוח סרטוני אקו-לב, זאת במטרה להקל על תהליכים אלו עבור רופאים. הדרכים בהן ניסינו להגשים מטרות אלו הן:

- שימוש באלגוריתם מעקב מאפיינים [2], אשר ע"פ מחקר קודם, צפוי לקצר ולפשט את תהליך מעקב המאפיינים בו משתמשים כיום.
- שימוש בעקרונות כלליים של עיבוד תמונה על מנת לחלץ את מדד מקטע הפליטה בצורה חצי-אוטומטית (וראו פרק 0).

בנוסף, כיוון שמטרת הפרויקט הינה שיפור תהליכים עבור רופאים ולשם קבלת משוב מקצועי על איכות התוצאות, הפרויקט נעשה בליווי והכוונה רופאים מתחום הדימות הרפואי. הפרויקט כולו נכתב ב-MATLAB, זאת בשל העדפתינו לנוחות בכתיבת הקוד מאשר יעילות ומהירות ריצת הקוד.

## Abstract

In the medical imaging field, there's a constant strive toward solutions that are quicker, more efficient, and allow to treat broader spectrum of cases. In a large portion of the studies, the focus is about improving procedures which are in use nowadays.

Accordingly, Our project tries to improve two of the data extraction processes which are made as part of the echo-cardiac videos analysis, in order to ease those processes for the doctors.

We tried to achieve these goals based on the following methods:

- Using feature tracking algorithm [2], which, according to earlier research, is supposed to simplify and accelerate feature tracking methods in use nowadays.
- Using image processing methods in order to extract ejection fraction measurement with a semi-automatic process (as seen in chapter 0).

Furthermore, since our main goal is to improve and ease processes which are done by doctors, and in order to get a professional perspective, this project was done with the guidance of doctors specializing in medical imaging.

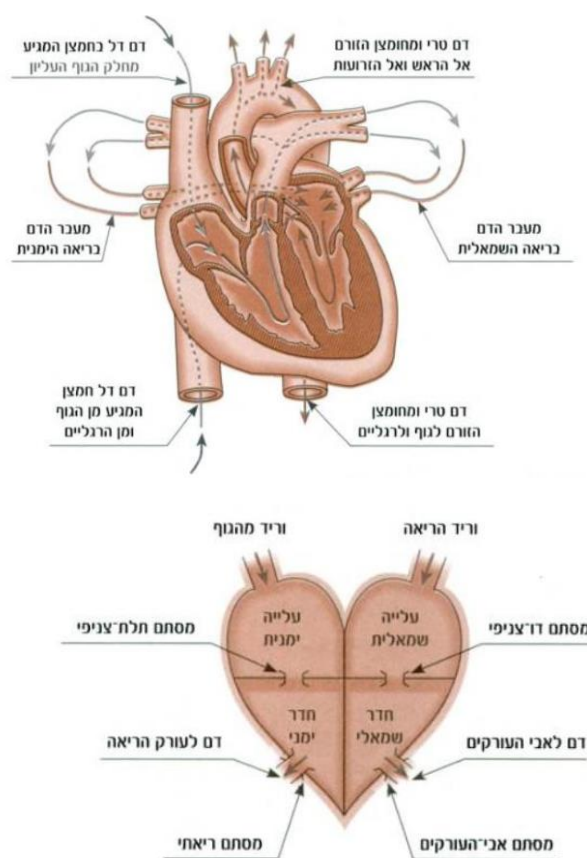
The project was written in MATLAB, due to our preference of the simplicity of the code writing over the efficiency and running speed of the code.

## 2. מושגים רלוונטיים מתחום הרפואה והדימות

### 2.1. מבנה הלב

מבנה הלב, כפי שמתואר במקור [1]:

"בלב יש ארבעה חלקים נפרדים: שתי עליות (פרוזדורים) ושני חדרים. המחיצה שבמרכז הלב מפריד בין החלק הימני של הלב, כולל הפרוזדור (עלייה) הימני ואת החדר הימני, לבין חלקו השמאלי הכולל את הפרוזדור השמאלי ואת החדר השמאלי...תפקידו של החלק השמאלי של הלב הוא הקשר ביותר משום שעליו להזרים דם בעוצמה רבה אל כל חלקי הגוף. לכן שרירי הלב מסביב לחדר השמאלי מפותחים וגדולים יותר לעומת שאר חלקי הלב."



איור 1. מבנה הלב

לשם נוחות, נכנה בהמשך הדו"ח את החדר השמאלי של הלב בכינוי "החדר השמאלי".

## 2.2. מחזור הדם הלב

מחזור הדם בלב, כפי שמתואר במקור [1]:

"הדם ה'מלוכלך' נכנס אל הפרוזדור הימני דרך שני ורידים גדולים – הווריד הנבוב העליון, המנקז את הדם מהחלק העליון של הגוף, והווריד הנבוב התחתון, המנקז את הדם מהחלק התחתון של הגוף. מהפרוזדור הימני הדם עובר אל החדר הימני, ומשם הוא מוזרם אל הריאות (תחילתו של מחזור הדם הקטן). הדם 'הנקי' החוזר מהריאות עובר אל החלק השמאלי של הלב, תחילה מגיע הדם אל העלייה השמאלית ומשם הוא מועבר אל החדר השמאלי. תפקידו של החדר השמאלי הוא הקשה ביותר, משום שעליו להזרים דם בעוצמה רבה אל כל חלקי הגוף. לכן שרירי הלב מסביב לחדר השמאלי מפותחים וגדולים יותר לעומת שאר חלקי הלב." לשם נוחות נכנה את מחזור הדם בלב כ"מחזור הלב".

## 2.3. סרטון אקו-לב

אקוקרדיוגרפיה / אקו לב היא בדיקה מדויקת ולא פולשנית אשר מאפשרת זיהוי של תפקוד לקוי של שריר הלב אשר נוצר ע"י איסכמיה (הגבלה באספקת הדם לרקמה מסוימת) או נמק. בנוסף, הבדיקה מומלצת מאוד לביצוע בזמן מאמץ (stress echocardiography) על מנת לזהות איסכמיה שנוצרת לאחר התקפי לב (אוטם שריר הלב). הטכנולוגיה נותנת אפשרות לצפות בתנועת הלב ומאפשרת לזהות תנועה לא תקנית של שריר הלב אשר יכולה לאפשר פרוגרסיה וטיפול מתאים לנבדק. בדיקת אקו-לב איננה השלב הראשון בזיהוי אוטם שריר הלב, אך עשויה להיות מועילה כאשר הנבדק מציג מספר סימפטומים וסימנים של אוטם שריר הלב והאבחנה הקודמת איננה חד משמעית או בלתי ניתנת לפענוח, או כאשר בדיקת א.ק.ג שנערכה מראה התרחשות של התקף לב בעבר, בעוד המטופל עצמו לא חש בכאב מיוחד בחזה. ההסבר מבוסס על מקור [2]. לשם נוחות, נכנה את הסרטונים הללו כ"אקו-לב".

## 2.4. RWMA's

מקרים חמורים של איסכמיה יגרמו לתנועה אזורית חריגה של קירות הלב (RWMA's- regional wall motion abnormalities) אשר ניתנים לזיהוי באקוקרדיוגרפיה. מכיוון שRWMA's נוצרים לפני הופעת סימפטומים תחושתיים, כאב ולחץ בחזה ללא RWMA's כמעט אף פעם לא נוצר ממחלת לב איסכמית פעילה. עם זאת, זיהוי של RWMA's אינו מצביע על מחלת לב איסכמית בלבד, שכן מספר תופעות שונות יכולות לגרום לקיום RWMA's:

- התקף לב שקרה בעבר
  - דלקת מקומית בשריר הלב
  - ניתוח קודם
  - הפרעות הולכה חשמלית מסוגים שונים
  - קרדיומיופטיה (אוסף מחלות הטרוגניות של שריר הלב כתוצאה ממגוון סיבות, בעיקר גנטיות)
- כלומר, לבדיקת אקו לב יש רגישות גבוהה לזיהוי תסמונת כלילית חריפה (תסמונת המשפיעה על תפקוד הלב, אשר נגרמת מאספקת דם נמוכה לחלקים בלב) אך גם שונות גדולה וקושי בזיהוי בעיה ספציפית.

## 2.5. מקטע פליטה

מקטע פליטה (ejection fraction) הינו מדד בעזרתו יכול רופא לאמוד את תפקוד ליבו של אדם. במדד זה מחשבים את היחס בין נפח הפעימה (נפח הדם שמזרים הלב בפעימה אחת) ביחס לנפח החדר השמאלי של הלב כאשר הוא מלא בדם. בכתיב מתמטי:

נסמן:

- $SV$  = נפח הפעימה
- $EF$  = מקטע הפליטה
- $EDV$  = נפח החדר השמאלי של הלב בשיא גודלו
- $ESV$  = נפח החדר השמאלי של הלב בשפל גודלו

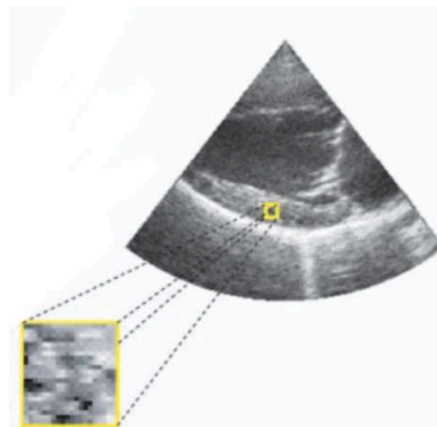
נקבל כי :

$$EF = \frac{SV}{EDV} = \frac{EDV - ESV}{EDV}$$

כמו כן, נשים לב שאין יחידות למקטע הפליטה, זאת כיוון שמדובר ביחס בין גדלים בעלי אותן יחידות. יחד עם זאת, על פי רוב מוצג המדד באחוזים.

## 2.6. מעקב חברבורות

מעקב אחר רקמות הדם והמיוקרדיום (שריר הלב) ע"י זיהוי "רעש חברבורות"; מרקם בתמונה הנוצר באופן טבעי מהשימוש בטכנולוגיית אולטרסאונד. רעש החברבורות הינו ייחודי לכל סוג רקמה ולכן, באופן תיאורטי, מתאפשר לזהות בעזרתו תנועה.



איור 2. דוגמה לרעש חברבורות

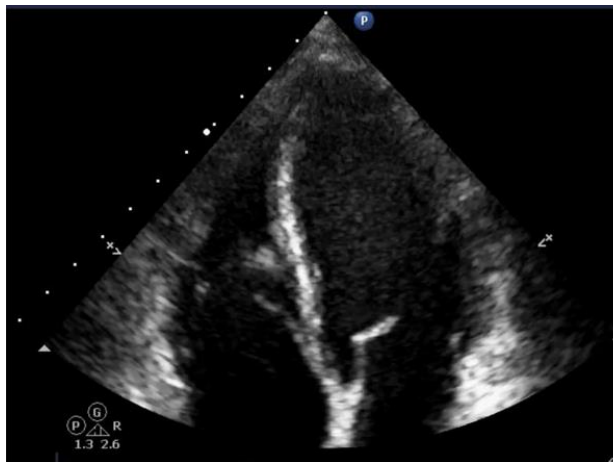


### 3. מעקב מאפיינים בלב – כלי לזיהוי RWMA

בפרויקט זה ניסינו למדוד את התרחבות והתכווצות הלב ע"י זיהוי תנועת קירות הלב ומסתמי הלב. זאת במטרה לפתח כלי אוטומטי על מנת לאפשר גילוי RWMA. דוגמה להמחשה: זיהוי שטוח התנועה של הקיר הימני של הלב גדול פי 1.5 מטווח התנועה של הקיר השמאלי של הלב.

בתחילה ניסינו לבצע מעקב חברבורות ע"פ העקרונות המוצגים במקורות [3, 4] וע"פ אלגוריתם מעקב החברבורות ממקור [5]. לאחר מספר ניסויים, ראינו כי מעקב החברבורות אינו מצליח. ע"כ, בהשראת [3, 4, 5], שינינו את גישתנו בנוגע לשני דברים:

1. עברנו למעקב מאפיינים - כלומר, עקיבה אחר גופים גדולים יותר בתמונה דוגמת קירות ושסתומי הלב.
  2. ביצענו קוונטיזציה לתמונות וביצענו את הניתוח על תמונות בינאריות.
- לאחר ביצוע שינויים אלו, החלנו לקבל תוצאות רלוונטיות.

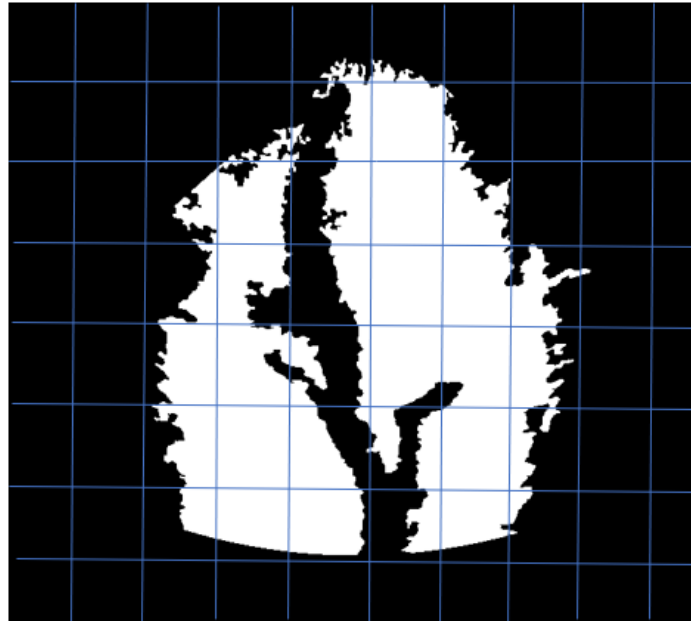


איור 3. דוגמה לתמונה שעברה קוונטיזציה. משמאל – לפני קוונטיזציה. מימין – תמונה בינארית

לאחר התעמקות במחקרים [3] [4], פיתחנו את אלגוריתם ניתוח הסרטונים הבא:

- בתחילת ריצת התוכנית נעשה פירוק סרטון הוידאו לתמונות (frames).
- התמונה הראשונה מחולקת לאזורים מלבניים קטנים (חלקים שונים בלב).
  - כל אזור כזה נקרא ROI-region of interest

- ה ROI מסומן ע"י מיקומה של פינתו השמאלית העליונה בתמונה.



איור 4. דוגמה לחלוקת התמונה ל-ROIs

- בהתאם למחקר [3], חילקנו את אזורי העניין לריבועים בעלי חפיפה חלקית זה לזה, זאת על מנת להימנע מתחומי ביניים (אזורים הנמצאים על גבולות הROIs) אשר עלולים לא להיות מנותחים כראוי.
  - לאחר ניסוי וטעיה ותוך שימוש במסקנות ממחקרים [3] [5] ראינו כי התוצאות הטובות ביותר מתקבלות עבור ROIs בגדלים 50X50 או 30X30 פיקסלים. על כן, את כלל הניסויים ערכנו על ROIs בגדלים הללו.
  - התמונה עוברת עיבוד, אשר מותיר את פנים הלב בלבד, ולאחר מכן קוונטיזציה (אשר הופכת את התמונה לבינארית) על מנת להדגיש את הקצוות ולהתעלם מאזורים "לא מעניינים".
  - עבור כל ROI, ב-FRAME העוקב לתמונה אותה אנו מנתחים, נחשב את "מטריצת השגיאה" שלו כמפורט מטה:
- ע"פ מאמר [5], הוצעה אפשרות למעקב חברבורות / מאפיינים אשר אמור היה להיות דל בחישובים ביחס לאלגוריתמי החישוב הקיימים, המבוסס על הנוסחה הבאה:

$$\epsilon_{m,n} = \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k |X_{i,j} - Y_{i+m,j+n}|$$

כאשר:

- $X$  הינו ה-ROI בתמונה הנוכחית
- $Y$  הינו ה-ROI הפוטנציאלי בתמונה הבאה
- $l \times k$  הינם ממדי ה-ROI
- $m, n$  הינם טווח הפיקסלים מסביב ל-ROI המקורי, בו נחפש את ה-ROI הפוטנציאלי
- בהתאם למחקר [5], הגדרנו כי:

$$l = k = m_{MAX} = n_{MAX}$$

$$i \pm m, j \pm n$$

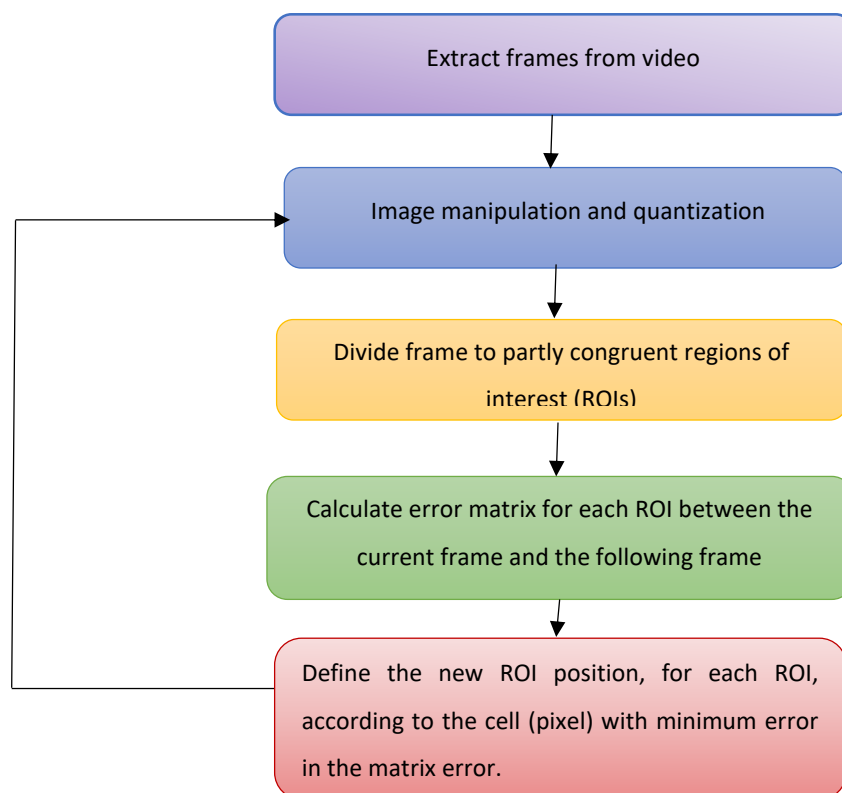
נחפש בטווח של

בהתאם לחישוב זה, התא  $m, n$  במטריצה, אשר ערכו מינימלי, הוא האיבר המסמל את המיקום החדש

$$ROI_{new} = [i_{old} + m, j_{old} + n]$$

שאליו זז ה-ROI. כלומר:

- הנקודה עברה התקבלה השגיאה המינימלית, מוגדרת כמיקום הROI החדש.
- נחזור על התהליך עבור התמונה החדשה.



איור 5. דיאגרמת אלגוריתם ניתוח הסרטונים

לשם ייעול הקוד, שאפנו לקטוע חישובים שאינם מועילים. כיוון שROI אשר מורכב אך ורק מאפסים (ROI שחור) משמעו ROI אשר אין בו כלל אזורים אשר סומנו כמעניינים, קטענו חישובים עבור ROI כאלו.

פונ' מציאת מטריצת השגיאה הינה:

```
function [error_matrix,is_all_black] = find_mat_error(frame1,frame2,roi_x,roi_y,size_of_roi_x,size_of_roi_y,m,n)

img1 = imread(frame1);
img2 = imread(frame2);

img1 = find_heart_2(img1,80,0.725);
img2 = find_heart_2(img2,80,0.725);
mat_error = zeros(2*n,2*m); %matrix of calculated errors, later we will find the minimum of this matrix

only_roi_img1 = img1(roi_y:min(roi_y+size_of_roi_y,size(img1,1)),roi_x:min(roi_x+size_of_roi_x,size(img1,2)));
only_roi_img2 = img2(roi_y:min(roi_y+size_of_roi_y,size(img2,1)),roi_x:min(roi_x+size_of_roi_x,size(img2,2)));
if(~any(only_roi_img1(:)) || ~any(only_roi_img2(:)))
    is_all_black= true ;
    disp("all is black!");
else
    is_all_black = false;
    disp("not all is black!");

    propos = size(img1);
    if length(propos)== 3
        img1_gs = rgb2gray(img1);
    else
        img1_gs = img1;
    end
    if length(propos)== 3
        img2_gs = rgb2gray(img2);
    else
        img2_gs = img2;
    end

    img1_gs=~img1_gs;
    img2_gs=~img2_gs;

    sum=0;

    for a=-m:m
        for b=-n:n
            for c=0:size_of_roi_x
                for d=0:size_of_roi_y
                    if (propos(2) >= roi_x+a+c) && (roi_x+a+c > 0)...
                        && (propos(1)>= roi_y+b+d) && (roi_y+b+d > 0)...
                        && (propos(2) >= roi_x+c) && (roi_x+c > 0)...
                        && (roi_y+d > 0) && (roi_y+d > 0)...
                        && sum ~= intmax

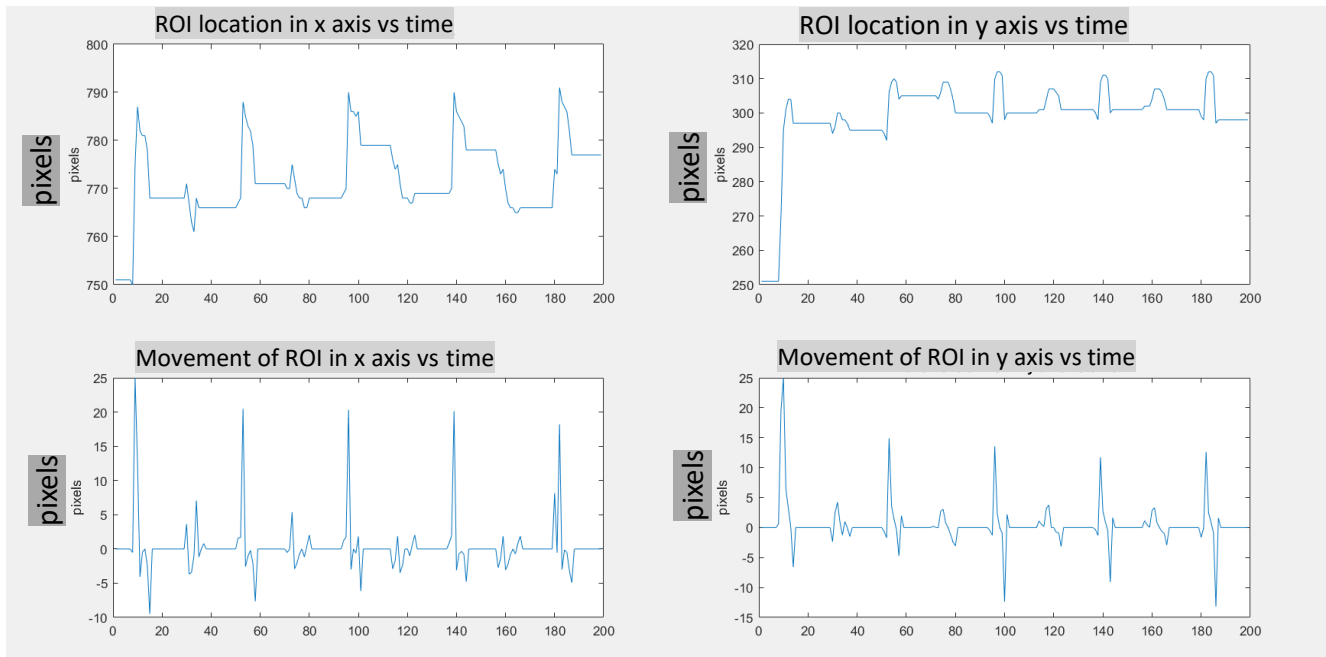
                            sum = sum + abs(img1_gs(roi_y + d,...
                                roi_x + c)-img2_gs(roi_y+b+d,roi_x+a+c));

                        else
                            sum = intmax;
                        end
                    end
                end
            end
            mat_error(b+n+1,a+m+1)=sum;
            sum=0;
        end
    end
end

error_matrix = mat_error;
end
```

### 3.1. תוצאות והסקת מסקנות ממדידת RWMA

הפלט שהתקבל הינו בעל התצורה הבאה:



איור 6. פלט התוכנית לאיתור RWMA

כפי שניתן לראות, התקבל ארבעה גרפים:

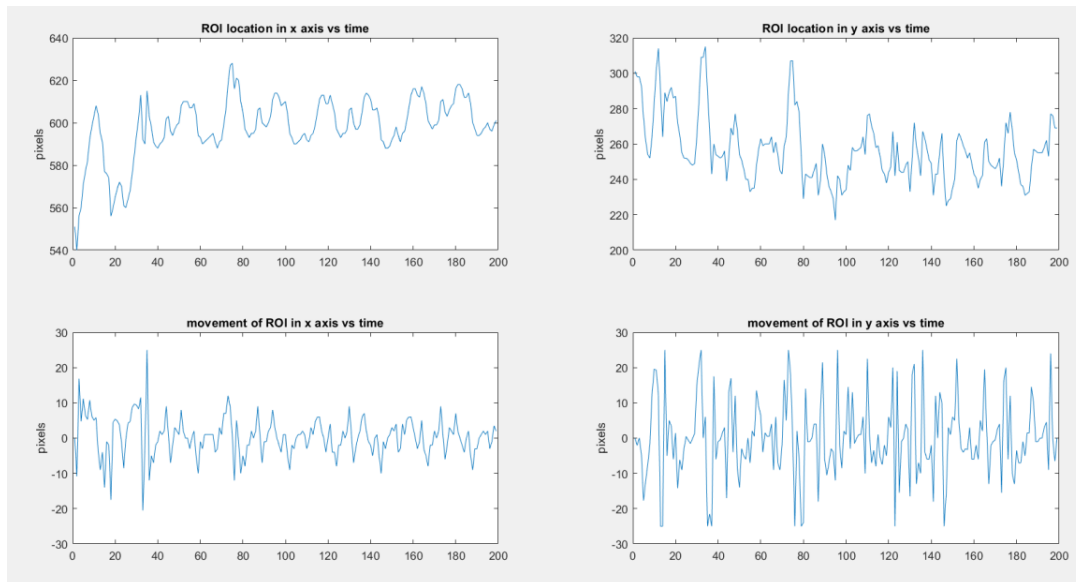
1. ROI location in x axis vs time: גרף המציג את המיקום של ROI ספציפי בציר x בכל frame
2. ROI location in y axis vs time: גרף המציג את המיקום של ROI ספציפי בציר y בכל frame
3. Movement of ROI in x axis vs time: גרף המציג את התנועה של ROI ספציפי בציר x ביחס למיקום שלו בframes הקודם
4. Movement of ROI in y axis vs time: גרף המציג את התנועה של ROI ספציפי בציר y ביחס למיקום שלו בframes הקודם

הערה: בכלל הגרפים, ציר x מסמן את מספר הפריים, אותו ניתן לתרגם לזמן.

סה"כ התקבלו שלושה סוגים מרכזיים של פלטים:

1. סוג 1: תנועה רועשת

ניתן לראות בכל הגרפים כי אין התבייטות וזיהוי של תבנית. ניתן להסיק זאת מכך שהתנועות חדות מאוד בין כל שני frames ללא קשר לדפיקות הלב.

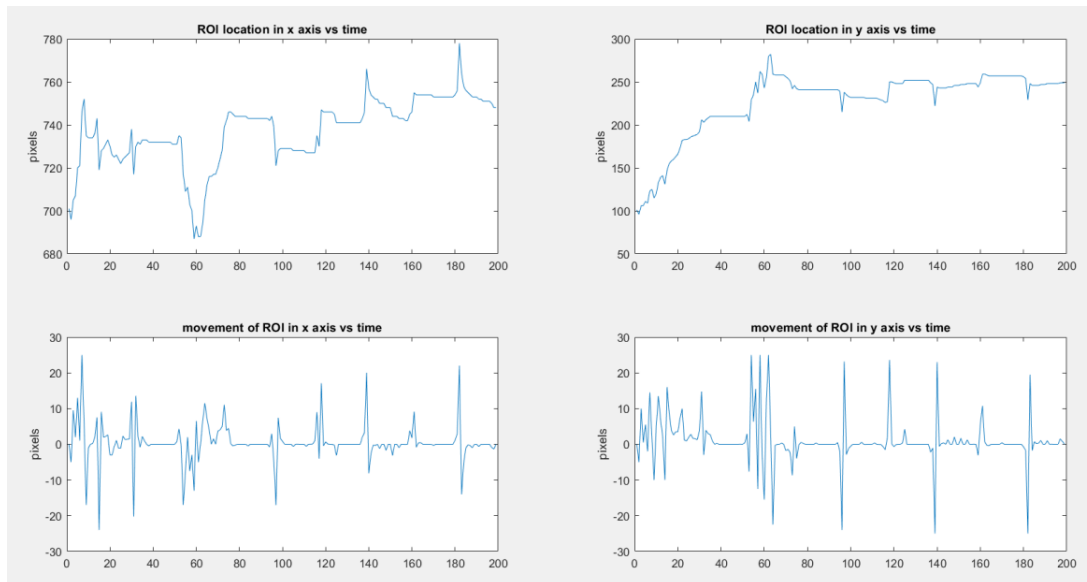


איור 7. דוגמה לפלט מסוג 1

מסקירת נקודות ההתחלה של ה-ROIs עבורם התקבלו פלטים מסוג זה, ראינו כי מדובר בנקודות המצויות על דפנות הלב והחדר השמאלי.

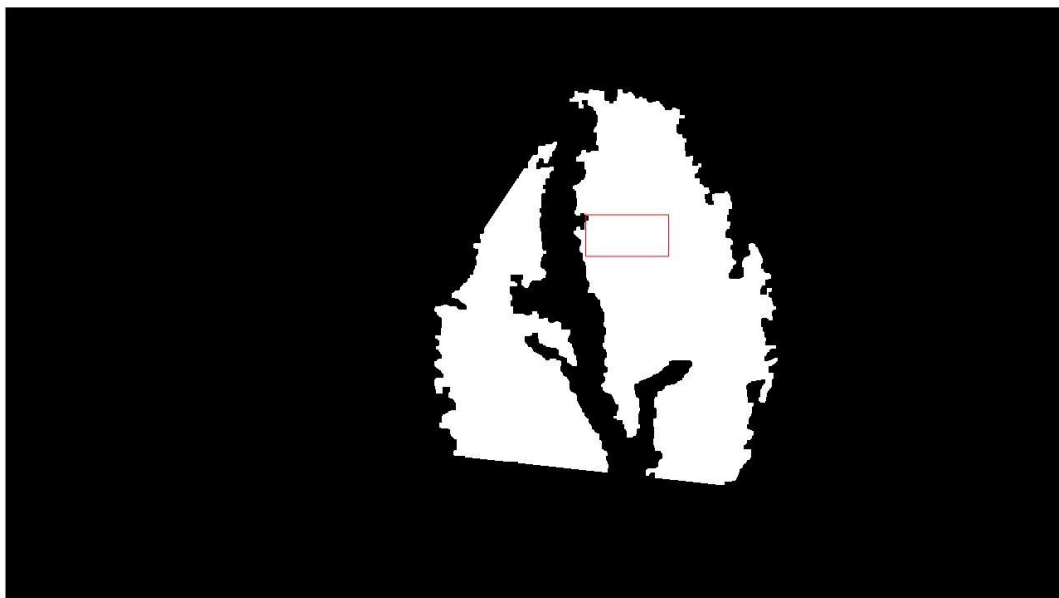
## 2. סוג 2: מחזוריות חלקית

כפי שניתן לראות, במקרה זה המודול הצליח להתביית רק חלקית אחר ROI (גם זאת, לאחר פרק זמן מסוים). הדבר בא לידי ביטוי בדמיון המסוים בין תנועת ה-ROI לבין הדופק. יחד עם זאת, נבחין כי מיקום ה-ROI אינו מחזורי לגמרי.



איור 8. דוגמה לפלט מסוג 2

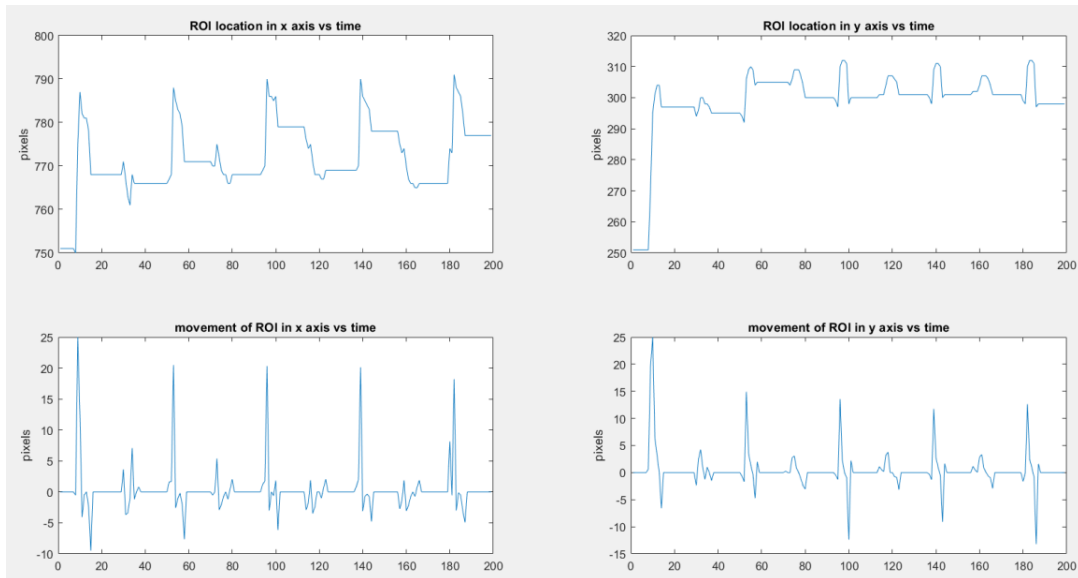
מסקירת נקודות ההתחלה של ה-ROIs עבורם התקבלו פלטים מסוג זה, התקבל כי כלל נקודות ההתחלה מצויות בחלקו הפנימי של הלב לאורך הדופן החיצונית של החדר הימני. כמו כן, כלל מיקומי ההתבייתות שהתקבלו הינם במרכז החדר השמאלי.



איור 9. באדום – האזור בלב עליו התבייתו ה-ROIs מסוג 2

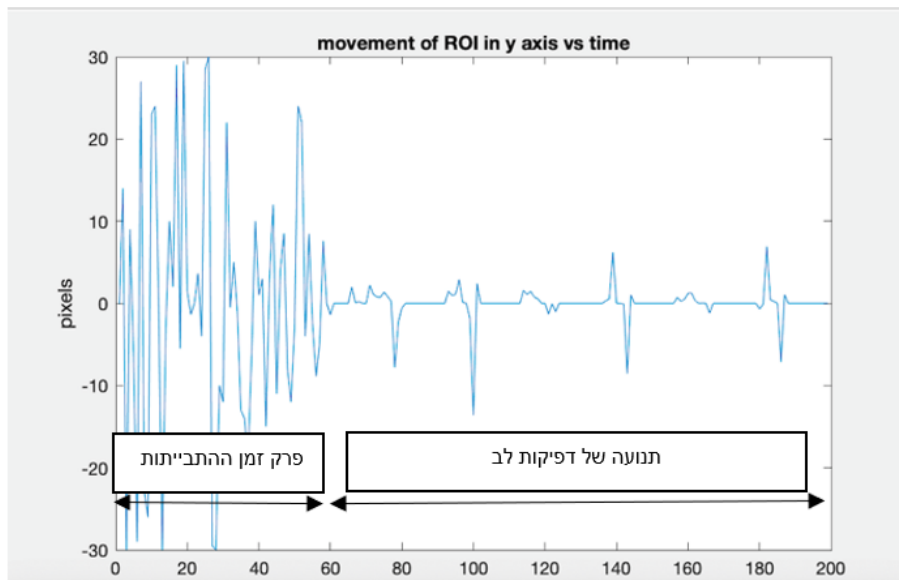
### 3. סוג 3: התבייטות וזיהוי מלא

בפלט מסוג 3, ניתן לראות שהמודול התבייט בצורה טובה על ROI (תנועה מחזורית של מיקום ה-ROI). כמו כן, ניתן להבחין כי בציר התנועה התקבלה תנועה בעלת מאפיינים של דופק.



איור 10. דוגמה לפלט מסוג 3

יחד עם זאת, נציין כי עבר פרק זמן מסוים (דבר המתבטא במספר התמונות עליו עבר האלגוריתם) עד שההתבייטות התרחשה ותנועת ה-ROI הפכה לדומה לזאת של לב כפי שמופיע בתמונה:



איור 11. דוגמה לתהליך ההתבייטות של ROI מסוג 3

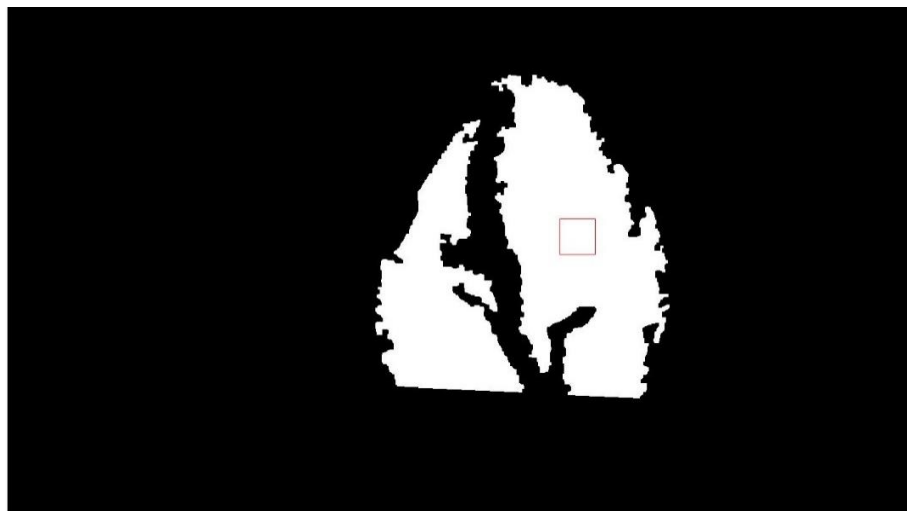


תופעה שחזרה על עצמה עבור כלל ROIs מסוג זה, הינה שההתביות הייתה בדיוק על אותה נקודה.

מיקום בהתחלה	מיקום לאחר התביות
[151,701]	[301,777]
[301,751]	[301,777]
[251,751]	[301,777]
[351,801]	[301,777]
[251,795]	[301,777]
[351,842]	[301,777]

טבלה 1. דוגמאות למיקומי התחלה וסיום של ROIs מסוג 3

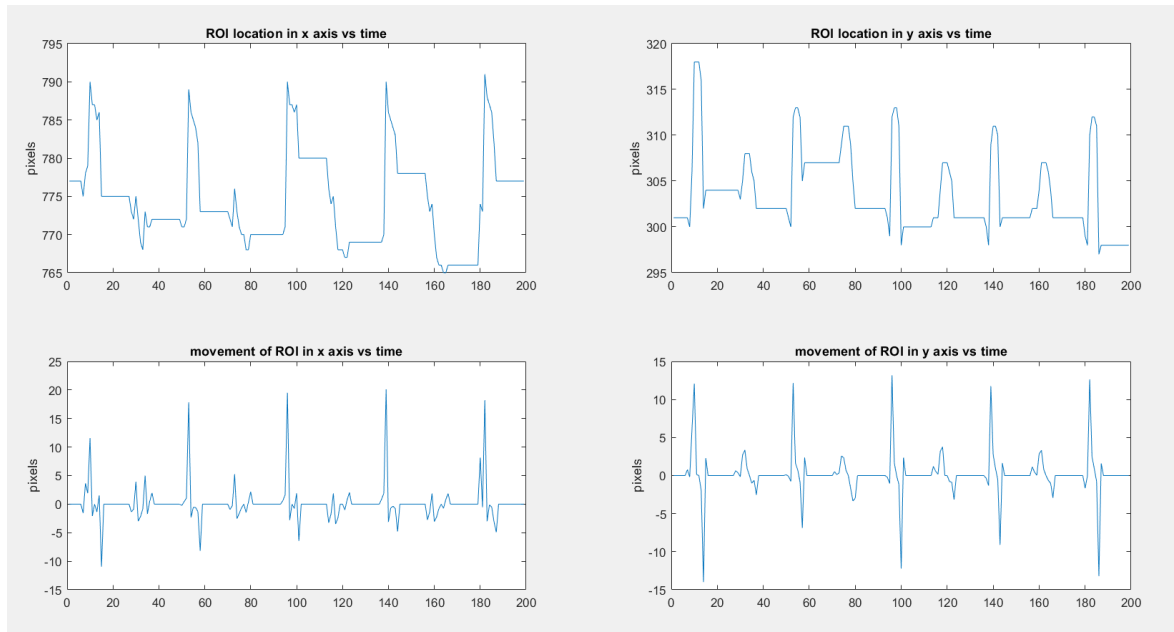
כלומר, מצאנו כי כל ה ROIs שהצליחו להתבית על תבנית בצורה טובה, התנקזו לבסוף לאותו ROI.



איור 12. האזור בלב עליו התביות ה-ROIs מסוג 3

נציין כי לא מצאנו מאפיינים ייחודיים למיקומים מהם התחילה תנועות ה ROIs אשר לבסוף התביתו באופן זה.

עבור ROI של 50X50 שמתחיל בנקודה [301,777] התקבלו הגרפים הבאים:



איור 13. התוצאות שהתקבלו עבור ROI שהתחיל ב [301,777]

כפי שניתן לראות, התקבל כי ROI המתחיל מנקודה זאת, אינו צריך "זמן התביינות". מניתוח מעמיק של הסרטון, נראה שהמעקב הינו אחר ROI אשר כולו לבן, אשר נע כתוצאה מתנועת הלב והמסתם. נדגיש כי זוהי התנהגות לא רצויה אשר פירושה שלא הצלחנו לבצע מעקב על איזורים שונים של הלב. כלומר, המעקב בשיטה שהוצעה במאמר ובכלים שהיו לנו נכשל.

## 3.2. מסקנות

כפי שהוסבר לעיל, על אף שציפינו לראות מעקב אשר מצליח להתבייט על אזורים שונים בלב, כאשר תנועתם תהיה בדומה לתנועת הלב, בפועל קיבלנו כי רק חלק קטן מה-ROIs מצליחים להתבייט. כפי שהוצג לעיל התקבל כי:

- עבור פלט מסוג 1 לא הצלחנו לבצע עקיבה כלל.
  - עבור פלט מסוג 2 לא הצלחנו לבצע עקיבה מדויקת
  - עבור פלט מסוג 3 הצלחנו לבצע עקיבה מוצלחת, אך אחרי ROI יחיד.
- לכן, נראה כי שיטת העקיבה הנ"ל לא מפיקה תוצאות אשר נותנות מידע מהימן על תפקוד הלב. התייעצות עם גורמי מקצוע, עלה כי התוצאה הללו מסתדרות עם מבנה הלב, אשר דפנותיו אינן חלקות ואינן שומרות על צורתן במהלך מחזור הלב.
- כפי שניתן לראות, התוכנית מסוגלת לזקק מסרטון גרף אשר מציג את תנועות הלב, בדומה לא.ק.ג. מהתייעצות עם מומחים, לא נראה כי למידע זה יש ערך מוסף על מידע שנמדד בדרכים אחרות. לסיכום, לא נראה כי יש ערך מוסף לתוכנית הנ"ל על מערכות אחרות.

## 4. כלי לחישוב מקטע פליטה

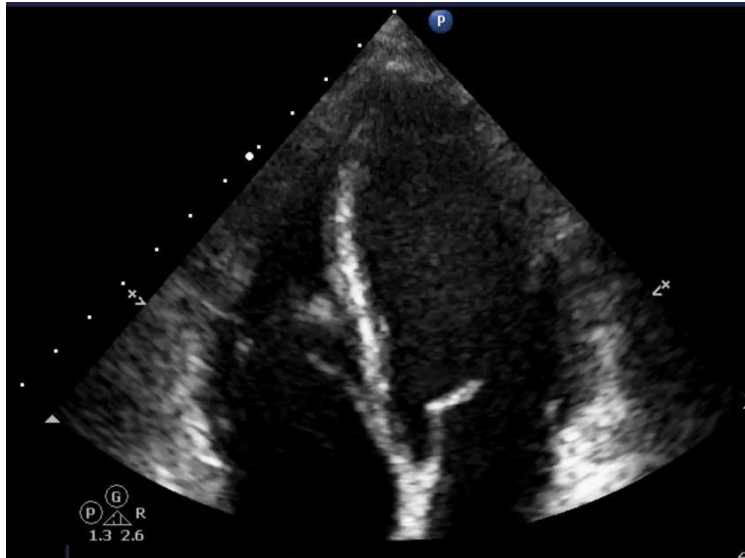
בחלק זה של הפרויקט התמקדנו בחישוב מקטע הפליטה של לב, כפי שמופיע באקו-לב. בתהליך חישוב המקטע הפליטה, התבססנו על מספר הנחות יסוד, אליהן הגנו ואותן ביססנו על ידע המקצועי של רופאים. הנחות היסוד עליהן התבססנו הן:

- באקו-לב מצלמים לרוב את החדר השמאלי בצורה מלאה.
  - במידה והדבר לא מתקיים, אין בהכרח כוונה של הרופא לבדוק את מקטע הפליטה
  - בקירוב, אין עלות נוספת להוספת צילום החדר השמאלי, במידה וכבר מצולם אקו-לב של מטופל.
- מקטע הפליטה, כפי שמתקבל מחישוב דו-ממדי של שטח הלב המופיע באקו-לב, הינו תואם, בקירוב מספק, למקטע הפליטה האמיתי של הלב.
- ה-EDV וה-ESV של הלב הינם, בקירוב, קבועים בין מחזורים של הלב.

ע"פ הכתוב לעיל, חילקנו את תהליך מציאת מקטע הפליטה מאקו-לב לשלבים הבאים:  
1. אקסטרפולציה של החדר השמאלי כתמונה בינארית. שלב זה פוצל לשני תתי-שלבים:

- אקסטרפולציה של כלל הלב
  - זיהוי החדר השמאלי ואקסטרפולציה שלו מתמונת הלב
2. חישוב השטח של החדר השמאלי (בפיקסלים)
3. מציאת המקסימום והמינימום של השטח עבור הפריימים הנבדקים
4. חישוב מקטע הפליטה

את שלב האקסטרפולציה התחלנו בצורה נאיבית, בה אנו מניחים שדגימות החומר הראשונות שקיבלנו מייצגות את מבנה הפריימים הקבוע המתקבל באקו-לב. החלנו בכתיבת אלגוריתמים שונים אשר חותכים את התמונה המתקבלת על פי המיקום היחסי של הלב ביחס לתמונה. תהליך זה נגדע באיבו כאשר במהלך התייעצות מקצועית עם רדיולוג, התחוור לנו כי הפריימים המתקבלים באקו-לב אינם זהים ממכשיר למכשיר ואף לא עבור אותו מכשיר (זאת כתלות בהגדרות המוזנות למכשיר עצמו ולמערכת עיבוד התמונה הממוחשבת). על כן, החלנו בחיפוש דרך אוטומטית לאקסטרפולציה של הלב, זאת ללא תלות במיקום הלב בפריימים.



איור 14. חלק הפריים המכיל את הלב מהפריים המקורי

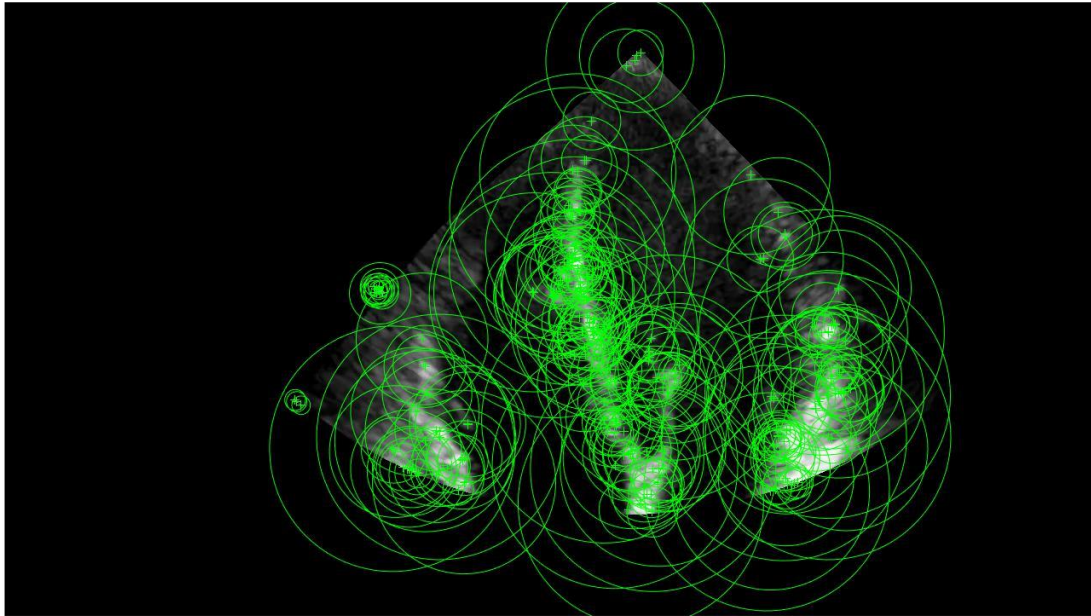


איור 15. תוצאות הגרסה הראשונה של אלגוריתם האקסטרפולציה

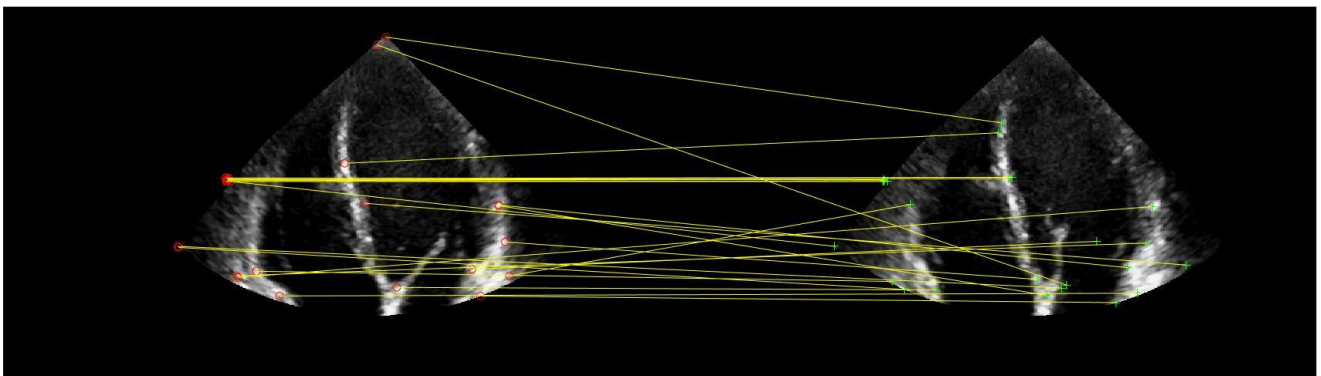


איור 16. תוצאות הגרסה השנייה של אלגוריתם האקסטרפולציה

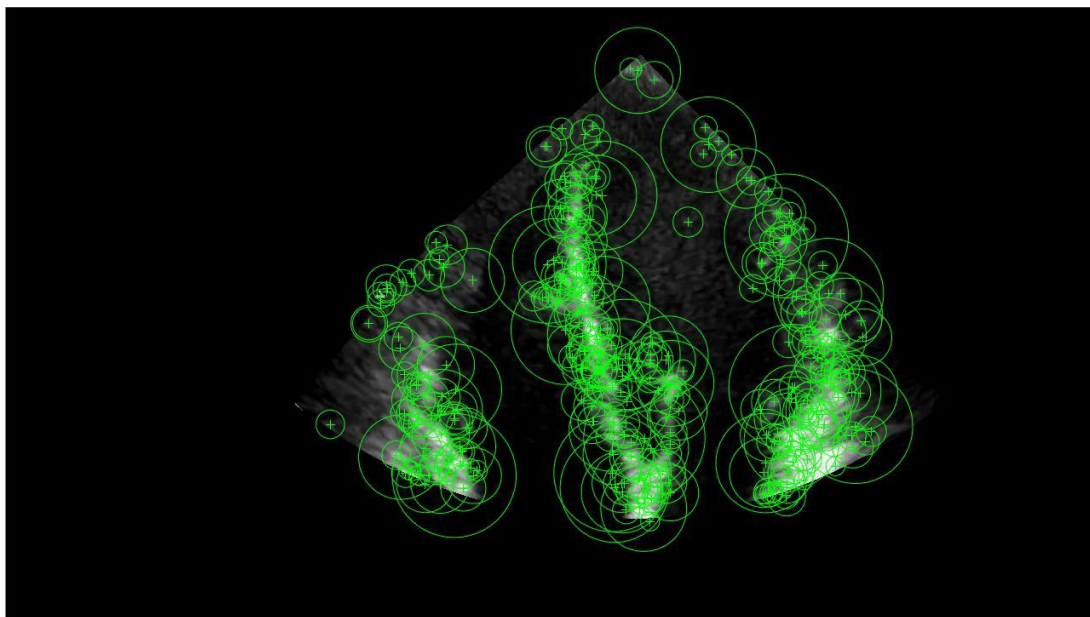
על מנת לבצע את האקסטרפולציה בצורה אוטומטית, היה עלינו להבין לעומק את המאפיינים אשר בעזרתם מזהים את גבולות הלב. על כן, השתמשנו במספר אלגוריתמי מעקב והשוואת תמונות שונים, על מנת לראות האם האלגוריתמים הללו מצליחים לאתר בעצמם את גבולות הלב. התוצאות שהתקבלו מובאות מטה.



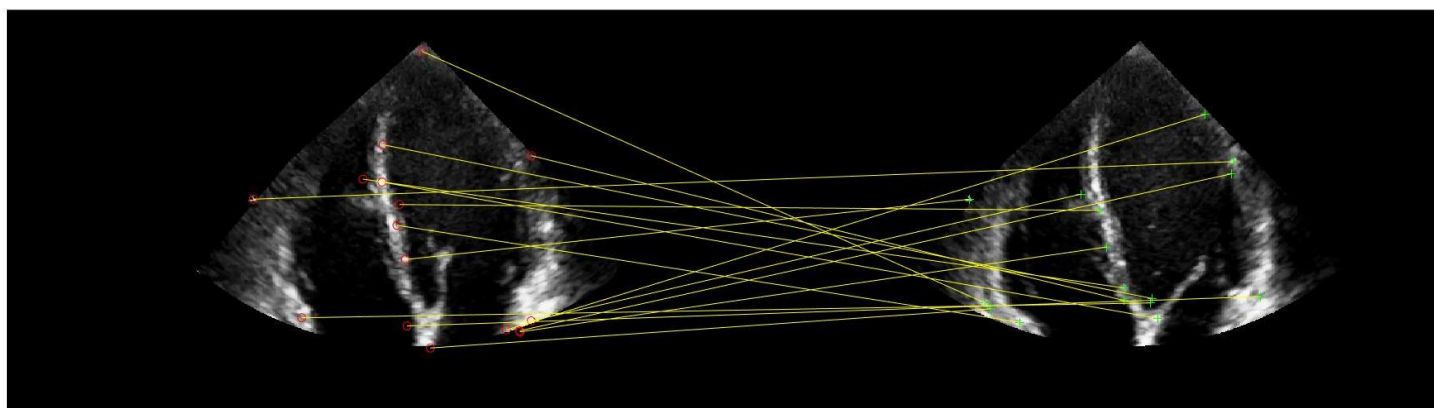
איור 17. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם BRISK



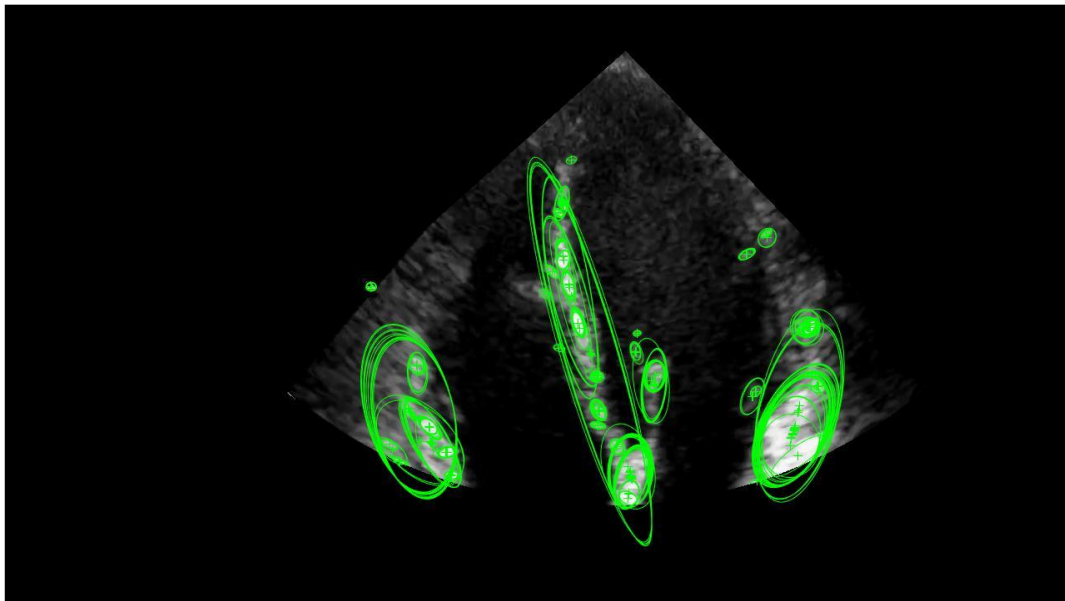
איור 18. תוצאות מעקב מאפיינים עבור אלגוריתם BRISK



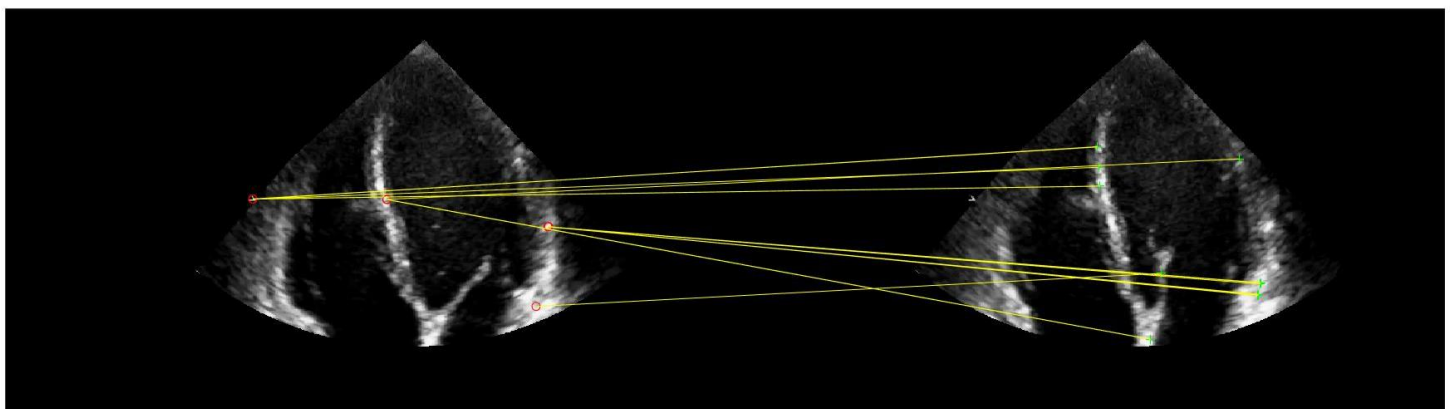
איור 19. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם SURF



איור 20. תוצאות מעקב המאפיינים עבור אלגוריתם SURF

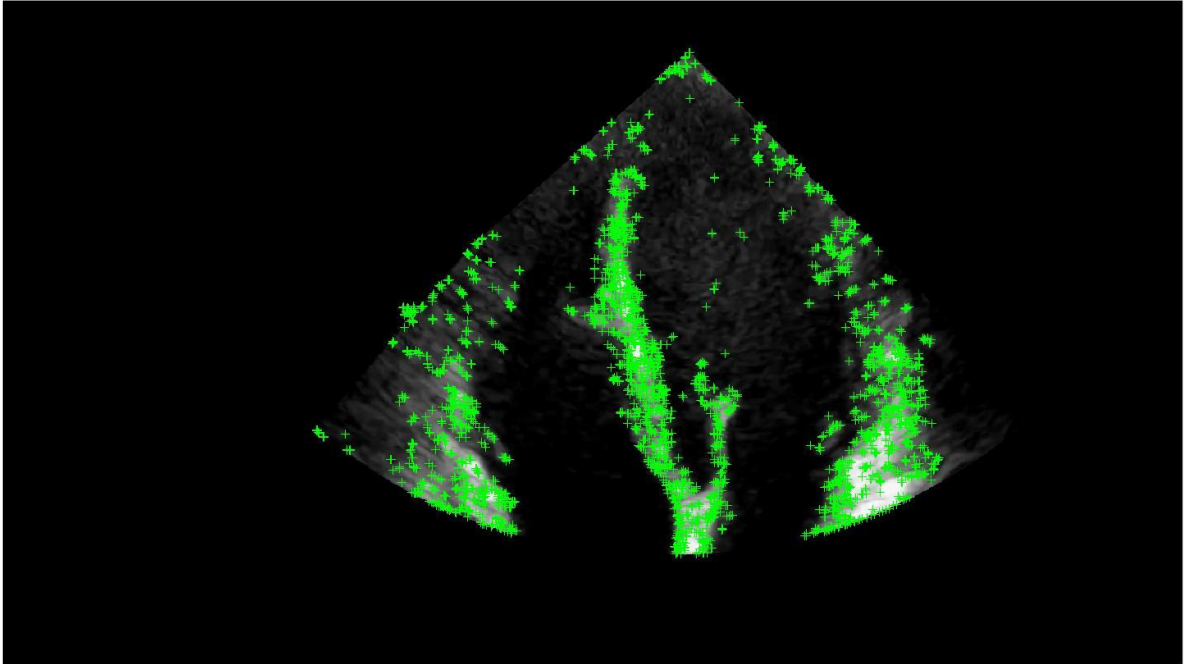


איור 21. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם MSER

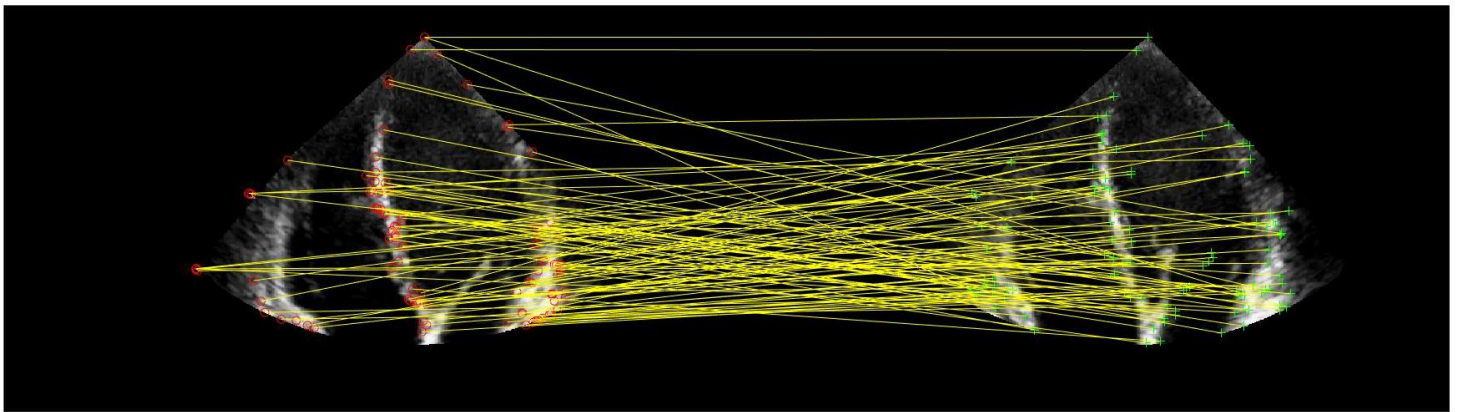


איור 22. תוצאות מעקב המאפיינים עבור אלגוריתם MSER

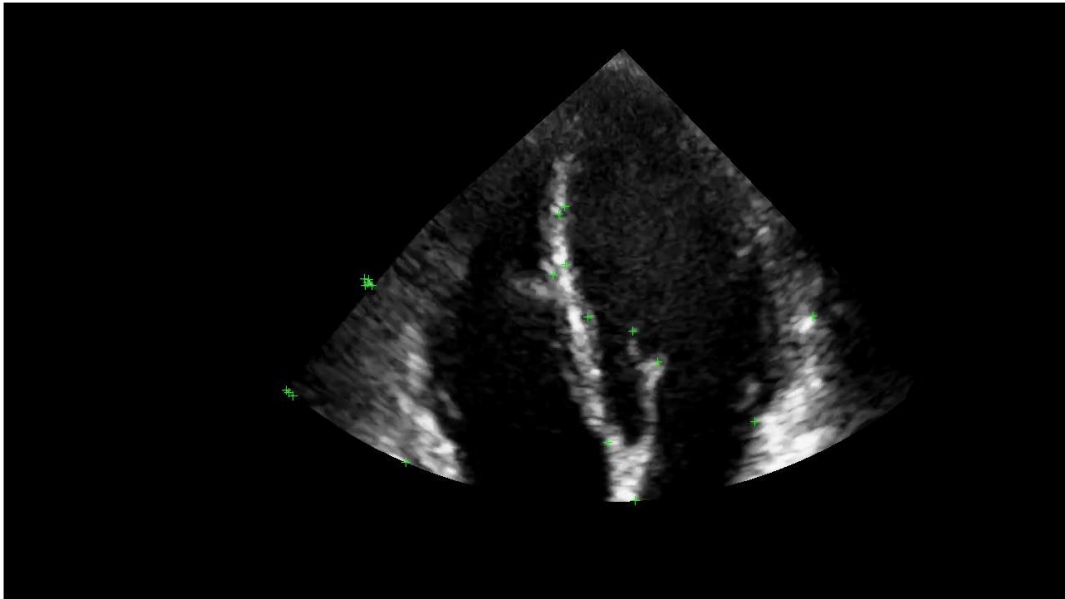




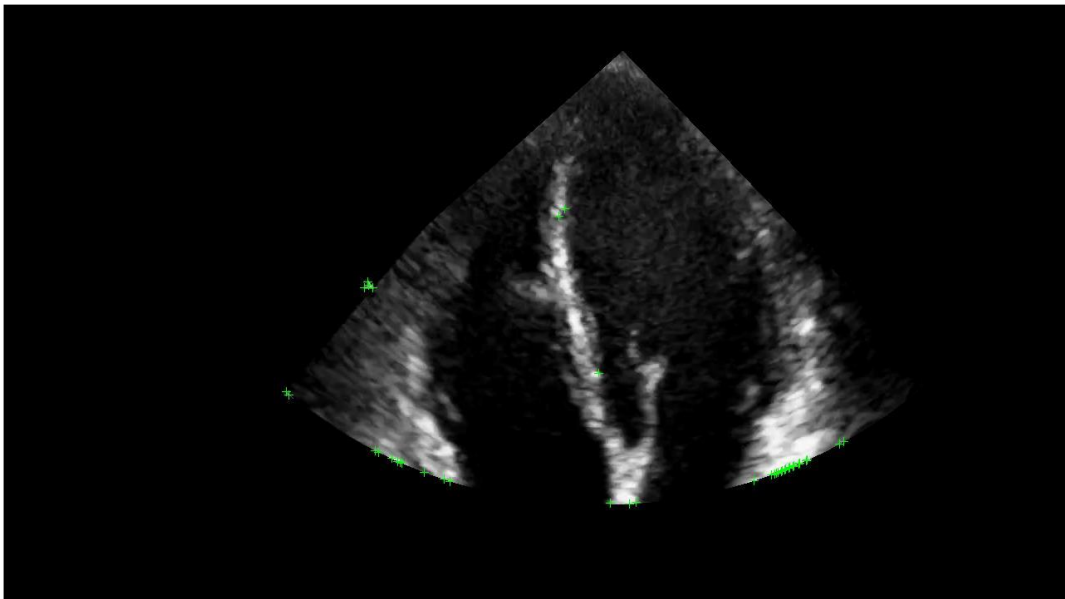
איור 23. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם ORB



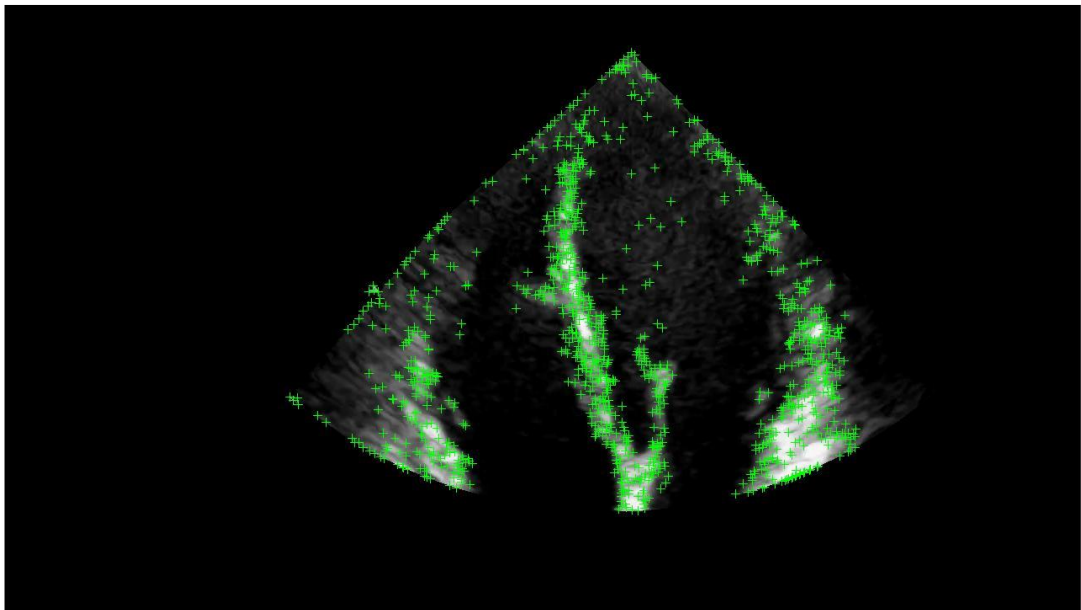
איור 24. תוצאות מעקב המאפיינים עבור אלגוריתם ORB



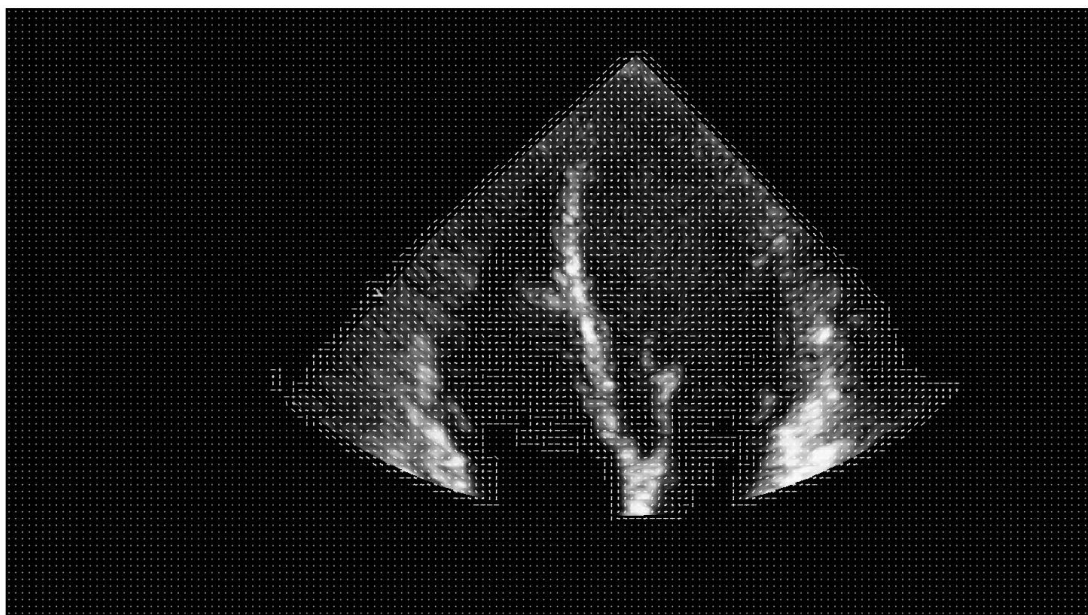
איור 25. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם FAST



איור 26. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם HARRIS



איור 27. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם Min Eigen

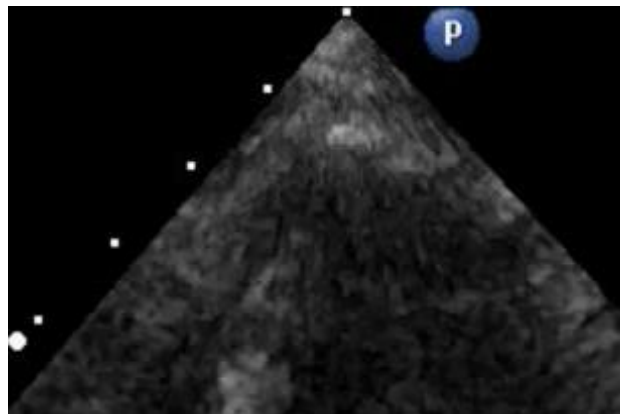


איור 28. תוצאות זיהוי המאפיינים עבור אלגוריתם HOG

מכלל בדיקות זיהוי המאפיינים המצורפות לעיל, עלו 3 בעיות אשר מונעות מתהליך אוטומטי לזהות את גבולות הלב:

- חלק מהאלגוריתמים לא מצליחים לזהות את הרוב המכריע של מאפייני הלב
  - חלק מהאלגוריתמים מזהים חלקים מגבולות הלב, אך מזהים גם את הגבולות של צילום ה-MRI.
  - כלל האלגוריתמים לא צלחו בזיהוי חלקו התחתון של החדר השמאלי.
- כמו כן, כלל אלגוריתמי המעקב התקשו במעקב אחר מאפיינים בין פריימים עוקבות, לא כל שכן בין פריימים שאינם עוקבים.

ע"מ להבין את הקושי במעקב ובזיהוי מאפיינים, העמקנו את בדיקתנו סביב סוגיית הקושי בזיהוי חלקו התחתון של החדר השמאלי. בחינה מעמיקה של חלקו התחתון של הלב הראתה כי אין הבדלים בין הדפנות ובין פנים החדר השמאלי, ע"כ, לא ניתן לבצע אבחנה ביניהם.



איור 29. חלקו התחתון של הלב מתוך אחד הפריימים

התייעצות על אודות הנושא עם רדיולוגים הבהירה לנו שהרופאים "משלימים בראש" את מבנה הלב בתמונות המתקבלות מ"אקו לב" משתי סיבות:

- צפיפות ומבנה הרקמות בחלקים שונים בלב הינה שונה ומשתנה לאורך מחזור הלב, דבר שגורם להבדלים משמעותיים וחוסר אחידות בהחזרים המתקבלים באקו-לב
- הדפנות הפנימיים של חדרי הלב אינן בעלות צורה חלקה או קבועה

התייעצות נוספת עם מהנדס המעבדה העלתה פתרון לבעיה: זיהוי חצי אוטומטי. כלומר – הרופא ידרש לסמן את החדר השמאלי עבור אחד הפריימים, כאשר מאותה נקודה והלאה, אנו נדע להמשיך ולעקוב אחר החדר השמאלי. הדבר מתאפשר תחת ההנחה שהמתמר והאדם אינם זזים למשך, לכל הפחות, מחזור שלם של הלב. החלנו מיד ביישום הפתרון.

הבנו שעדיף יהיה כי החדר השמאלי יסומן על פריים בו הלב מופיע בשיאו. חישוב של מספר הפריימים לשנייה באקו-לב הקיים כיום בהצלבה עם משכו של מחזור לב אופייני של אדם במנוחה (כלל הנתונים נלקחו עבור המצב המחמיר ביותר) הביאו לתוצאה כי במידה ונאפשר למשתמש לבחור תמונה אחת מבין כ-16 פריימים עוקבים, יובטח לנו כי באחד הפריימים יופיע הלב בשיאו. פונ' בחירת התמונה הינה הפונ' הבאה:

```
function index = choose_im()
    first_num = 1;
    im_list = first_num : first_num+14;
    fig = figure(1); hold on;
    sgtitle("Choose an image of the EDV");hold on;
    for i = 1:3
        for j = 1:5
            cur_num = (i -1) * 5 + j -1 + first_num;
            cur_loc = (i -1) * 5 + j ;
            im = imread(sprintf("frame%d.jpg",cur_num));
            subplot(3,5,cur_loc), imshow(im);hold on;
            title (sprintf("image %d",cur_num));
        end
    end
    H = gcf;
    set(H,'Visible', 'on');
    bt = uicontrol('Style', 'popup', 'String', string(im_list),...
        'Callback', {@popup_selection, H});
    uiwait(H);
    close all;

    function popup_selection(PopupH, eventdata, H)
        index = get(PopupH, 'Value');
        H.UserData = index;
        uiresume;
    end
end
```

בשלב הבא, כתבנו את הפונ' הבאה, בעזרתה המשתמש מסמן את החדר השמאלי של הלב:

```
function heart_mask = mark_ventricles(full_heart_im_path)
    im = imread(full_heart_im_path);
    imshow(im); hold on;
    bw = drawpolygon();
    heart_mask = createMask(bw);
    msgbox('Got the polygon');
    close all;
end
```

לאחר מכן, מתוך המסכה שהתקבלה, חילצנו את פנים החדר השמאלי, על בסיס פרמטרים שהתקבלו מאבחון וכן מניסוי ותהייה. האלגוריתם השלישי והאחרון אותו כתבנו, אשר משמש לזיהוי פנים הלב הינו:

```
function [mask,area,l_area] = find_heart_3(im, BW)
    if length(size(im)) == 3
        mask = rgb2gray(im);
    else
        mask = im;
    end
    mask = logical(uint8((mask < 35)) .* uint8(BW));
    se = strel('square',7);
    mask = imdilate(imerode(mask,se),se);
    mask = imfill(mask, 'holes');
    se = strel('square',7);
    mask = imerode(imdilate(mask,se),se);
    mask = bwpropfilt(mask,'Area',1);
    mask = imfill(mask,'holes');
    area = regionprops(mask,'Area');
    r_area = min([area.Area]);
    l_area = max([area.Area]);
    area = sum([area.Area]);
    mask = uint8(mask);
end
```

בשלב האחרון, לאחר שאספנו את השטחים שהתקבלו מכלל התמונות, הרצנו את הפונ' האחרונה, שתפקידה הוא למצוא את ערכי המינימום והמקסימום של גודל החדר השמאלי ולפלוט למשתמש את מקטע הפליטה. הפונ' הינה:

```
function ef = min_max_sizes(first_im_num,last_im_num)
close all;
%%
index = choose_im();
heart_mask = mark_ventricles(sprintf("frame%d.jpg",index));
biggest = 0;
l_biggest = 0;
big_index = 0;
smallest = 0;
l_smallest = 0;
small_index = 0;
big_mask = [];
small_mask = [];
```

```

for i = first_im_num : last_im_num
    im = imread(sprintf("frame%d.jpg",i));
    [mask,area,l_area] = find_heart_3(im,heart_mask);
    if i == 1
        biggest = area;
        l_biggest = l_area;
        big_index = i;
        big_mask = mask;
        smallest = area;
        l_smallest = l_area;
        small_index = i;
        small_mask = mask;
    elseif l_area > l_biggest
        biggest = area;
        l_biggest = l_area;
        big_index = i;
        big_mask = mask;
    elseif l_area < l_smallest
        smallest = area;
        l_smallest = l_area;
        small_index = i;
        small_mask = mask;
    end
end
l_ef = 100 * (l_biggest - l_smallest) / l_biggest;
figure('Name','EDV') ; hold on;
imshow(imread(sprintf("frame%d.jpg",big_index)));
figure('Name','EDV MASK') ; hold on;
imshow(255 * big_mask);
figure('Name','ESV') ; hold on;
imshow(imread(sprintf("frame%d.jpg",small_index)));
figure('Name','ESV MASK') ; hold on;
imshow(255 .* small_mask);
msgbox(sprintf('EF = %.1f%%',l_ef));
end

```

נציין שפונ' המעטפת מצורפות לפרויקט הסופי, אך אינה מצורפות לקובץ זה, כיוון שאינה מכילה לוגיקה נוספת.

## 4.1. מסקנות

בשלב האחרון, משהשלמנו את כתיבת הפונ', נתנו לרדיולוגים להתנסות בשימוש במערכת. המערכת נוסתה על שתי דוגמאות שונות של אקו-לב ובשני המקרים הרדיולוגים אישרו כי העבודה עם הכלי הייתה נוחה וכי התוצאה אכן נתנה להם את האומדן הדרוש להערכת מצב ליבו של הנבדק.

בסה"כ, ניתן להגיד כי התוכנית הנ"ל יכולה לאפשר לרופאים, ללא שימוש בציוד נוסף, לחלץ את מקטע הפליטה מאקו-לב, זאת בעזרת כלי חצי-אוטומטי.

## 5. סיכום

עולם הדימות הרפואית מתפתח ומשתכלל כל העת בעזרת הכנסת טכנולוגיות חדשות ושיפור טכנולוגיות קיימות. בפרויקט זה בחרנו לנסות ולפתח שיפורים לתהליכי מדידה של שני מאפיינים בסרטוני אקו-לב, ובפרט לפתח אוטומציה עבור בדיקות אלו. מכיוון שמטרת הפרויקט הייתה שיפור תהליכים עבור רופאים, הפרויקט נעשה בליווי והכוונה מרופאים מתחום הדימות הרפואית.

הפרויקט כולו נכתב ב-MATLAB אשר מכילה כלים נוחים למימוש אלגוריתמים של עיבוד תמונה.

המאפיין הראשון אשר בחרנו לנסות לשפר את הזיהוי שלו הוא תנועת קירות הלב, וזאת על מנת לזהות תנועה חריגה אשר מהווה סימפטום למספר בעיות כפי שתואר לעיל. את המוצר שלנו מימשנו בעזרת אלגוריתם מעקב מאפיינים.

בהסתכלות על התוצאות שהתקבלו, נראה כי שיטת עקיבה זו לא מצליחה להפיק מידע מהימן על תנועת קירות הלב. כמו כן, מהתייעצות עם גורמי מקצוע, עלתה הסברה כי חוסר הצלחת המעקב נובע מכך שדפנות הלב אינן חלקות ואינן שומרות על צורתן במהלך מחזור הלב. נציין כי התוכנית הצליחה להפיק גרף אשר מציג את תנועת הלב, בדומה לפלט של בדיקת א.ק.ג, דבר שמצביע על כך שניתן כי בעזרת שימוש באלגוריתם אחר, ניתן יהיה לממש את מעקב המאפיינים.

מהתייעצות עם גורמי מקצוע נראה כי ליכולת המעקב אליה הגענו בעזרת תוכנית זאת, אין ערך מוסף על מדידה בעזרת מערכות אחרות.

המאפיין השני אותו בחרנו הוא מקטע הפליטה. יצרנו כלי חצי-אוטומטי לחישוב המדד הנ"ל באמצעות שימוש בכלים ועקרונות כלליים של עיבוד תמונה.

ניתן לומר כי הצלחנו לפתח כלי שימושי; לאחר סיום הפיתוח התנסו בו הרדיולוגים ואישרו כי העבודה עם הכלי הייתה נוחה וכי התוצאה אכן סייעה להם בהערכת מצב ליבו של הנבדק. בסה"כ, המוצר הנ"ל עשוי לאפשר לרופאים, ללא שימוש בצידוד נוסף, לחלץ את מקטע הפליטה מאקו-לב, זאת בעזרת כלי חצי-אוטומטי.



## 6. תודות

ברצוננו להודות לאנשים הבאים, אשר סייעו לנו רבות במהלך העבודה על הפרויקט, כך שבמידה ריבה ניתן לזקוף את הצלחת הפרויקט הינהגם לזכותם:

- ד"ר שירה רוטמן
- ד"ר רוחי עבדאללה
- ד"ר נועם טאו
- ד"ר ישראל ברגר
- מר יוחנן ארז
- ד"ר אלי אפלבוים

## 7. רשימת מקורות

- [1] פ. ר. ק. ו. פוגל, הלב: המדריך המלא לבריאות ושיקום, כתר, הוצאה לאור בע"מ, 2004.
- [2] M. B. R. M. F. F. N. B. S. M. F. F. Neil J Weissman, "Role of echocardiography in acute myocardial infarction", *UpToDate*, 2020.
- [3] S. Aja-Fernández, "Influence of ultrasound speckle tracking", A. H. Curiale, G. Vegas-Sánchez-Ferrero, *Medical Image Analysis*, strategies for motion and strain estimation, כרך 32, 2016, pp. 184-200.
- [4] J. D'hooge, "Principles and different techniques for speckle tracking", *Doppler and Speckle Tracking*, West Sussex UK, Blackwell Publishing Ltd, 2007, pp. 17-25.
- [5] G. E. Trahey, "a novel method for angle independent ultrasonic imaging of blood flow", L. N. Bohs, *IEEE Transactions on biomedical engineering*, and tissue motion, כרך 38, 1991.
- [6] SONS, INC., & H. Azhari, BASICS OF BIOMEDICAL ULTRASOUND FOR ENGINEERS, A JOHN WILEY PUBLICATION, 2010.
- [7] מ. אלעד, עיבוד תמונות, טכניון, מכון טכנולוגי לישראל, 2003.