**המחלקה להנדסת תוכנה**

**פרויקט גמר – תשע"ו**

**זרימה אופטית בתמונות CT**

**Optical Flow on CT images.**

**מאת**

**שון אוטמזגין 305394975**

**מנחה אקדמי: דר' אסף שפיינר אישור: תאריך:**

**רכז הפרויקטים: דר' ראובן יגל אישור: תאריך:**

מערכות ניהול הפרויקט:

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| # | מערכת | מיקום |
| 1 | מאגר קוד | [GitHub](https://github.com/shon-otmazgin/Optical-Flow-on-CT-images.git) |
| 2 | יומן | [Google Calendar](https://calendar.google.com/calendar/embed?src=jdg4vvngq84llmrqm994it5ceo%40group.calendar.google.com&ctz=Asia/Jerusalem) , [Meeting minutes](https://github.com/shon-otmazgin/Optical-Flow-on-CT-images/wiki/Schedule-and-meeting-minutes) |
| 3 | ניהול פרויקט | [GitHub Issues](https://github.com/shon-otmazgin/Optical-Flow-on-CT-images/issues) |
| 4 | הפצה | [GitHub Releases](https://github.com/shon-otmazgin/Optical-Flow-on-CT-images/releases) |
| 5 | סרטון אב טיפוס | <https://youtu.be/Q0yAqH7iSpE> |

תוכן עניינים

[1. מילון מונחים, סימנים וקיצורים 3](#_Toc474700431)

[2. מבוא 4](#_Toc474700432)

[3. תיאור הבעיה 4](#_Toc474700433)

[4. תיאור הפתרון 5](#_Toc474700434)

[מהי המערכת 5](#_Toc474700435)

[תהליכים ונתוני המערכת 5](#_Toc474700436)

[תיאור הפתרון המוצע 5](#_Toc474700437)

[תיאור הכלים המשמשים לפתרון 6](#_Toc474700438)

[5. תכנית בדיקות 7](#_Toc474700439)

[סט הנתונים 7](#_Toc474700440)

[בדיקות יחידה 7](#_Toc474700441)

[שיערות טיב האלגוריתם 7](#_Toc474700442)

[6. סקירת עבודות דומות בספרות והשוואה 8](#_Toc474700443)

[7. סיכום \ מסקנות 8](#_Toc474700444)

[8. נספחים 9](#_Toc474700445)

[א. רשימת ספרות \ ביבליוגרפיה 9](#_Toc474700446)

[ב. תרשימים וטבלאות 9](#_Toc474700447)

[**ג.** תכנון הפרויקט 12](#_Toc474700448)

[ד. טבלת סיכונים 13](#_Toc474700449)

[ה. רשימת\טבלת דרישות 13](#_Toc474700450)

# מילון מונחים, סימנים וקיצורים

**X-RAY**- קרני רנגטגן (או קרני X) הן [קרינה אלקטרומגנטית](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A7%D7%A8%D7%99%D7%A0%D7%94_%D7%90%D7%9C%D7%A7%D7%98%D7%A8%D7%95%D7%9E%D7%92%D7%A0%D7%98%D7%99%D7%AA) [מייננת](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%99%D7%99%D7%A0%D7%95%D7%9F) בעלת אורך גל בתחום 5 [פיקומטר](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A4%D7%99%D7%A7%D7%95%D7%9E%D7%98%D7%A8) עד 10 [ננומטר](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A0%D7%A0%D7%95%D7%9E%D7%98%D7%A8), הקרויה כך על שם ה[פיזיקאי](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A4%D7%99%D7%96%D7%99%D7%A7%D7%90%D7%99) שגילה אותה, [וילהלם רנטגן](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%95%D7%99%D7%9C%D7%94%D7%9C%D7%9D_%D7%A8%D7%A0%D7%98%D7%92%D7%9F).

לקרינת רנטגן שימוש בתחומים רבים, אך בעיקר רבה חשיבותן בתחום ה[רפואה](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A8%D7%A4%D7%95%D7%90%D7%94), בזכות יכולתן לצלם איברי גוף פנימיים לשם בדיקתם.

**CT** - טומוגרפיה ממוחשבת   Computed Tomography - CT )או Computed Axial Tomography - (CAT היא סוג צילום לא פולשני שנועד לתת תמונה תלת-ממדית של פנים הגוף. בעת ביצוע הבדיקה, מקור קרינה שנע מסביב לחולה מעביר [קרני רנטגן](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A7%D7%A8%D7%A0%D7%99_%D7%A8%D7%A0%D7%98%D7%92%D7%9F) דרך הגוף בזוויות שונות.

גלאים קולטים את הקרניים לאחר שעברו דרך הגוף ושולחים אותות אלקטרונייםלמחשב, זה מעבד את הנתונים ויוצר הדמיה תלת ממדית של הגוף או תמונות דו ממדיות של חתכים ספציפיים.

ב[רפואה](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A8%D7%A4%D7%95%D7%90%D7%94) משתמשים בכלי זה לאבחון או להנחייה בטיפולים פולשניים, בבעיות או במחלות שלא ניתן לאתר באמצעות [צילום רנטגן](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A6%D7%99%D7%9C%D7%95%D7%9D_%D7%A8%D7%A0%D7%98%D7%92%D7%9F).

**VOXEL** - האלמנט התלת-ממדי המעין הקטן ביותר במידול גופים, שניתן לקבוע את תכונותיו, כגון צבעו או עוצמת ההארה שלו.

**Hounsfield unit** - סולם האונספילד למדידת חדירות חומר לקרני רנטגן. החומרים מסווגים לפי מדד חדירות הנע בין HU‏1000- ל- HU‏1000, כאשר HU מסמן יחידת-האונספילד. ל[מים מזוקקים](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%9E%D7%99%D7%9D_%D7%9E%D7%96%D7%95%D7%A7%D7%A7%D7%99%D7%9D) חדירות-רנטגן של אפס HU, ל[אוויר](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%90%D7%95%D7%95%D7%99%D7%A8) חדירות של HU‏1000-, ל[עצמות](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A2%D7%A6%D7%9D) שונות יש דרגות חדירות מ- HU‏4000 ומעלה.

**Segmentation and Boundaries** - ב[ראייה ממוחשבת](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A8%D7%90%D7%99%D7%99%D7%94_%D7%9E%D7%9E%D7%95%D7%97%D7%A9%D7%91%D7%AA) המונח מתייחס לתהליך של חלוקת [תמונה דיגיטלית](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%AA%D7%9E%D7%95%D7%A0%D7%94_%D7%93%D7%99%D7%92%D7%99%D7%98%D7%9C%D7%99%D7%AA) למקטעים (סגמנטים) כאוספים של [פיקסלים](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A4%D7%99%D7%A7%D7%A1%D7%9C) הנמצאים זה ליד זה בתמונה. מטרת התהליך היא לפשט או לשנות את הייצוג של התמונה לאוסף של [אובייקטים](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%90%D7%95%D7%91%D7%99%D7%99%D7%A7%D7%98_(%D7%9E%D7%93%D7%A2%D7%99_%D7%94%D7%9E%D7%97%D7%A9%D7%91)) בעלי משמעות שניתן להתייחס אליהם לאחר מכן על ידי אלגוריתמים אחרים לראייה ממוחשבת או ל[עיבוד תמונה](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A2%D7%99%D7%91%D7%95%D7%93_%D7%AA%D7%9E%D7%95%D7%A0%D7%94), כגון מציאת גבולות או קווים. התוצאה של התהליך היא אוסף של מקטעים זרים המכסים את התמונה כולה.ההפרדה נעשית על סמך תכונות של פיקסלים כגון [צבע](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A6%D7%91%D7%A2), בהירות, [מרקם](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%9E%D7%A8%D7%A7%D7%9D) וכדומה.

**Ground truth** – המושג מתאר סט של מדידות הידועות בדיוק יתר על התוכנה שעושה את אותם סט של מדידות, לדוגמא שמנסים למצוא את הגבולות של אלמנט כלשהו בתמונה אז Ground truth יהיה הגבולות המדויקות של האלמנט בתונה וזה ידוע כמדיוק יותר מתוכנה שתמצא את הגבולות של האלמנט בתמונה.

**Edge Detection** - זיהוי קצוות הינה פעולה מתמטית מרחבית שמטרתה למצוא את קוי הקצה של עצמים בתמונה דיגיטאלית. קוי קצה (שפות) מוגדרים כגבול בין בין רמות בהירות שונות. בדרך כלל, השוני בין רמות בהירות שבינן עוברת שפה הוא חד. זיהוי קצוות הוא כלי בסיסי ב[עיבוד תמונה](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A2%D7%99%D7%91%D7%95%D7%93_%D7%AA%D7%9E%D7%95%D7%A0%D7%94)ו[ראייה ממוחשבת](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A8%D7%90%D7%99%D7%99%D7%94_%D7%9E%D7%9E%D7%95%D7%97%D7%A9%D7%91%D7%AA), המשמש בסיס לאלגוריתמים רבים לזיהוי עצמים וצורות בתמונות.

**Optical flow** – עקיבה בתמונות וידיאו, כלי המאפשר את הבנת התנועה של אובייקט. התאמה בין פיקסלים בתמונות עוקבות, מאפשר זיהוי של תנועות מצלמה  
ותנועות אובייקט מניח שתנאי התאורה קבועים (במובן חזק)תנאי ההארה של כל נקודה באובייקט אינם משתנים.

# מבוא

שכתוב המבוא ע"י הוספת דוגמאות פציפיות ואמור להיות התקציר של הפרויקט.העבודה.

מה הקלט מה הפלט

אחד השיפורים החשבוים ביותר בעשורים האחרונים בתחום האבחון הרדיולוגי הוא הדמית חתך של הגוף האנושי.

לאחר כניסתה של טומוגרפיה ממוחשבת (CT), אולטרסאונד (US) ודימות בתהודה מגנטית (MRI) הצעות לאבחון, טיפול ומעקב של מחלת השתנו לחלוטין בעולם הרפואה.

בפרט, טמוגרפיה ממוחשבת ספירלית הפכה להיות כלי משמעותי ושימושי מאוד לקבלת הדמית חתך של הגוף האנושי, זה בגלל החוסן שלה, שהוא פולשני במידתיות וזול יחסית.

בסריקת CT קרן ה- X-RAY מסתובבת במהירות סביב גופו של המטופל, והנתונים נשלחים למחשב, שבו קיים אלגוריתם המקצה לכל נקודה (voxel) השייכת למישור החתך של התמונה ערך בקנה מידה אפור (Hounsfield unit) המציין את ההנחתה של קרן ה- X-RAYעל רקמות.

ניתן לשפר במספר דרכים תמונות CT ע"י מניפולציות שונות.

באופן כללי חומר ניגוד מיונן מוזרק לוריד במהלך הסריקה, מאפשר למבנים קטנים להיות גלויים.

יתרה על כך, הנתונים ניתנים לשחזור במחשב כדי לספק תמונות דרך מישורים שונים של הגוף או לקבלת תמונוות תלת ממדיות.

קבלת תמונה של האיברים הפנימיים מאז ומתמיד הייתה אתגר טכני בגלל שלאיברים הפנימיים יש תנועה רציפה.

# תיאור הבעיה

הבעיה היא ליצור סגמנטציה של הכבד ולגרום להתהליך להיות אוטומטי. בגלל שהוא ההתהליך לוקח.

מאז השקתו בשנת 1970, סריקת CT הפכה לכלי חשוב בתחום הדימות רפואיות המספקת ומשלימה צילומי רנטגן אולטרסאונד רפואי.

לדוגמא סריקת CT היא טכניקה מדויקת לאבחון מחלות בטן.

השימושים שלה כוללים הן לאבחון והן לקביעת השלב של סרטן, כמו כן גם מעקב לאחר טיפול בסרטן כדי להעריך את התגובה.

מאז סורק ה- CT הראשון, טכנולוגיה סריקת ה- CT השתפרה במידה ניכרת, שיפורים במהירות, במספר החתכים ו איכות התמונה הפכה למוקד העיקרי עבור הדמית האיברים הפנימיים.

עכשיו סורקי CT יכולים להפיק תמונות הרבה יותר מהר ועם רזולוציה גבוה יותר מה שמאפשר לרופאים לאבחן מטופלים בצורה יותר מדויקת ולבצע פרוצדורות רפואיות בדייקנות רבה יותר, למרות זאת לאיכות תהליך פענוח הסריקה ע"י הרופא הרדיולוגי יש משמעות גבוהה.

לדוגמא, אם הרופא החליט לאבחן/להעריך מחלות כבד ע"י סריקת CT, תהליך פענוח הסריקה ע"י הרופא תוך התמקדות רציפה בכבד היא מאוד חשובה ודורשת מינימום הסחות דעת, כאן טכניקות של עיבוד תמונה ומניפולציות שונות על סריקת ה- CT, יכולים לתת לנו מוטיבציה גבוהה להשגת אימפקט חיובי בניסוננו לשפר ולייעל את תהליך הפענוח.

בפרט, כאשר הרופא מקבל סריקת CT של מטופל, ומתחיל בתהליך הפענוח כדי לאבחן ולקבל דיאגנוסטיקה של אחד האיברים הפנימיים בסריקה, בחלק מחתכי הסריקה הרופא אינו מקבל תמונה חד משמעית של האיבר אותו הוא מאבחן בגלל מקרים שונים בהם איברים נחתכים עם איברים אחרים בתמונה, ומכאן הרופא יכול שלא להעריך באופן חד-משמעי את הטיפול הנדרש.

תת הבעיה היא ששיש מספר שיטות כדי להתמודד עם הבעיה ואנחנו בוחנים שיטה מסוימת

# תיאור הפתרון

## מהי המערכת

**תרשים 1.1** מתאר את ארכיטקטורת המערכת ומורכב מהאלמנטים הבאים:

* סריקת CT – סריקה אשר לא בוצע עליה כל עיבוד מקדים ובפורמט nii.gz.
* יער החלטות רנדומלי מאומן (Trained random forest) – היער נבנה מבעוד מועד ואימונו בוצע על סריקת CT ספציפית ובה ניתן כ ground truth סגמנטציה של הכבד בכל אחד מחתכי הסריקה.
* יחידת Optical Flow – יחידה זו, מקבלת כקלט את כל אחד מחתכי הסריקה לאחר שכל חתך עבר עיבוד ע"י יער ההחלטות הרנדומלי, והפלט שלה הוא השינוי בין כל 2 חתכים סדרתיים.

הצפי שלנו שהשינוי שנשיג הוא באיבר הדומיננטי ביותר בתמונה שהוא הכבד.

## תהליכים ונתוני המערכת

קלט: סריקת CT.

פלט: סגמנטצייה מיוצגת ע"י מטריצה של הכבד בכל אחד מחתכי הסריקה.

המערכת תכלול מצב 1 בו הרופא מקבל מטופל, וכאשר הרופא מחליט שיש לבצע סריקת CT כדי לאבחן בעיות בכבד, המטופל ישלח לסריקת CT, תוצאות הסריקה נשלחות לשרת המעבד את המידע, מבצע אנליזה בעזרת התוכנה שלנו על הסריקה שהתקבלה, התוצאות נשלחות בחזרה אל הרופא, והוא מנתח את הזרימה של הכבד ובסוף האנליזה של הרופא המטופל מקבל את הטיפול המתאים והראוי ביותר.

ניתן לראות רצף ההתרחשויות זה **בתרשים מספר 2.0**

## תיאור הפתרון המוצע

ניתן לראות הפתרון בHigh level **בתרשים מספר 1.0**

בהינתן סריקת CT של מטופל:

* יצירת תמונות חתכים לכל אחד מדימת חתכי הסריקה.
* בכל אחד מתמונות חתכי הדימות נמצא קצוות (Edge) של הכבד.
* לכל אחת מתמונות הקצוות שנמצאו, נמצא שוב את הקצוות בעזרת Sobel edge detector.
* פילטור ה"רעשים" וקבלת תמונה סגמנטציה של הכבד בעזרת מאחת הטכניקות הבאות:

1. לכל 2 תמונות קצוות נבצע אלגוריתם Optical Flow.
2. לכל תמונת קצוות נבצע Active countor.
3. נבצע מציאת קצוות נוספת לתמונת הקצוות ע"י הפעלת יער החלטות רנדומלי מספר 2.
4. נמצא מילוי לאלמנטים הנמצאים בתמונת הקצוות, אלמנטים שלא התמלאו "יזרקו" מהתמונה.

* יצירת מטריצה לסגמנטציה שהתקבלה, כאשר 1 במטריצה מתאר את הגבולות של הכבד בתמונת החתך הנתונה.

## תיאור הכלים המשמשים לפתרון

1. **MATLAB** - היא שפה דור רביעי בתחום המתמטי פנימי, התוכנה מאפשרת טיפול קל ונוח ב[מטריצות](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%9E%D7%98%D7%A8%D7%99%D7%A6%D7%94), שימוש ב[פונקציות](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A4%D7%95%D7%A0%D7%A7%D7%A6%D7%99%D7%94) ובנתונים, מימוש [אלגוריתמים](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%90%D7%9C%D7%92%D7%95%D7%A8%D7%99%D7%AA%D7%9D) על נתונים, יצירת [ממשקי משתמש](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%9E%D7%9E%D7%A9%D7%A7_%D7%9E%D7%A9%D7%AA%D7%9E%D7%A9) ויצירת קשר עם תוכנות הכתובות בשפות אחרות.
2. **Random forest decision** -  הוא מודל חיזוי בתחומי ה[סטטיסטיקה](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%A1%D7%98%D7%98%D7%99%D7%A1%D7%98%D7%99%D7%A7%D7%94), [כריית נתונים](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%9B%D7%A8%D7%99%D7%99%D7%AA_%D7%A0%D7%AA%D7%95%D7%A0%D7%99%D7%9D) ו[הלמידה החישובית](https://he.wikipedia.org/wiki/%D7%9C%D7%9E%D7%99%D7%93%D7%94_%D7%97%D7%99%D7%A9%D7%95%D7%91%D7%99%D7%AA) המספק מיפוי בין תצפיות לערכים המתאימים עבורן. עץ החלטה יכול לשמש כמודל חיזוי, הממפה תצפיות על פריט ויוצר מסקנות על ערך היעד של הפריט.

במקרה שלנו, העץ מחליט האם פיקסל מסוים שייך או לא שייך לגבול (Edge) של הכבד.

1. **ITK – SNAP** - מכילה אופציות לסגמנטציה אינטראקטיבית ותצוגה.
2. **Optical Flow** - כלי המאפשר את הבנת התנועה של אובייקט.

# תכנית בדיקות

כמו שהוזכר בפרק "תיאור הבעיה" מטרתנו היא ליצור לכל דימת חתך המתקבלות מסריקת ה CT מטריצה, כאשר 1 במטריצה מייצג את גבולות האלמנט אותו אנחנו מחפשים.

סגמנציה של האלמנט אותו אנחנו מחפשים מושגת ע"י מילוי האזור המוקף ע"י הגבולות במטריצה.

## סט הנתונים

סט הנתונים שלנו מכיל 95 סריקות CT שונות, וסגמנטציה אמיתית לכל אלמנט בכל סריקה.

את הסגמנטציות האמיתיות של הסריקות יצרו באופן ידני דוקטורים מהמרכז הרפואי "הדסה עין כרם" בירושלים.

## בדיקות יחידה

כדי למצוא באגים בתוכנית שלנו, נריץ בדיקות לכל יחידיה עצמאית.

createCTslides:

* בדיקה האם הקובץ קיים וניתן לקריאה.
* בדיקה האם תיקיית היעד קיימת.
* בדיקה האם תקיית היעד ניתנת לכתיבה.

createGroundTruth:

* בדיקה האם הקובץ קיים, ובוא ניתן לקריאה.
* בדיקה האם קובץ הסגמנטציה קיים והוא ניתן לקריאה.
* בדיקה שקובץ ה ground truth נשמר בהצלחה.

createVideo:

* בדיקה האם תיקיית היעד קיימת.
* בדיקה האם תקיית היעד ניתנת לכתיבה.
* בדיקה שקובץ הוידיאו נשמר בהצלחה.

edgesDemo:

* בדיקה האם random forest במקום וניתן לשימוש.

sobelOnSED:

* בדיקה האם קבצי ה SED במקום וניתנים לשימוש.

## שיערות טיב האלגוריתם

אנו נרצה לשערך את דיוק האלגוריתם שלנו היוצר סגמנטציה לסריקות ה- CT השונות כשאר הוא משווה עם הסגמנטציות האמיתיות אותם יצרו הרופאים באופן ידני.

בהינתן סריקה CT, וסגמנטציה:

* לכל חתך בסריקה:

1. קבל המטריצה של הסגמנטציה האמיתית של החתך.
2. חשב את הסגמנטציה של החתך עם האלגוריתם שלנו וקבל את המטריצה שלה.
3. חשב את אחוז ההתאמה בין 2 המטריצות.
4. סכום את אחוז ההתאמה.

* החזר את סכום אחוזי ההתאמות חלקי מספר החתכים (ממצוע אחוז ההתאמות בין כל החתכים).

# סקירת עבודות דומות בספרות והשוואה

**Edge Detection:**

במהלך ה 50 שנים האחרונות מספר רב של דפים נכתבו על זיהוי קצוות בתמונה. בתחילת הדרך העבודה התמקדה בגילוי עוצמת הצבע ההדרגתית.

הגלאי הפופולרי Canny מוצא את שיפוע השיא המאונך לכיוון הקצה.

Doll´ar et al השתמש במסווג מתקדם (boosted classifier) כדי לתת "תווית" סיווג לכל פיקסל תוך כדי שימוש בחתיכה (patch) מסביבו כקלט.

Zheng et al שילב אותות (cues) נמוכים, בינוניים וגבוהים והראה שיפור בתוצאות זיהוי הקצות לעצמים ספציפים.

לבסוף Lim et al הציע גישת זיהוי קצוות המסווגת חתיכה (patch) לאסימוני סקיצה באמצעות מסווגי יער אקראיים (random forest), זה, כמו בעבודתנו, בניסיון ללכוד מבנה קצה מקומי.

התוצאה היא גישה יעילה לאיתור קצוות וגם מראה תוצאות מבטיחות עבור זיהוי אובייקט.

# סיכום \ מסקנות

עד כה במהלך המחקר דרכים שונות נוסו כדי לפתור את הבעיה:

* Lucas and Kanade optical flow
* real-time optical flow
* Horn-Schunck optical flow
* Subpixel Motion Estimation without Interpolation

אף אחד מהניסיונות הכתובים למעלה הובילו אותנו לתוצאות טובות בעקבות המורכבות של סריקות ה CT.

בעקבות כך, ולאור התוצאות 2 מסקנות עיקריות נבעו:

1. שצריך לעשות עיבוד מקדים לכל חתך של הסריקות על מנת לקבל תוצאות טובות יותר.
2. צריך להתמקד באיבר מסוים מתוך מכלול האיברים הפנימיים בסריקה.

גישו זו הובילה אותנו למימוש אלגוריתם SED על כל אחד מן החתכים של הסריקה, עם מיקוד על הכבד.

אלגוריתם SED מצא את הגבולות של הכבד בכל אחד מחתכי הסריקה מה שהוביל לתוצאה נקייה יותר של התמונות, דבר המאפשר לבצע בצורה טובה יותר טכניקות של Optical flow בעתיד.

# נספחים

ספרות, תרשימים נוספים, תכנון הפרויקט, טבלת ניהול סיכונים, טבלת דרישות (URD),

## רשימת ספרות \ ביבליוגרפיה

1. [Project Wiki on GitHub](https://github.com/shon-otmazgin/Optical-Flow-on-CT-images/wiki)
2. [Epic Flow: Edge-Preserving Interpolation of Correspondences for Optical Flow](http://lear.inrialpes.fr/src/epicflow/)
3. [Structured Forests for Fast Edge Detection](https://www.microsoft.com/en-us/research/publication/structured-forests-for-fast-edge-detection/)
4. [Deep Matching: Deep Convolutional Matching](http://lear.inrialpes.fr/src/deepmatching/)
5. [Decision forests a unified framework for classification](https://www.microsoft.com/en-us/research/publication/decision-forests-a-unified-framework-for-classification-regression-density-estimation-manifold-learning-and-semi-supervised-learning/)
6. [Lucas and Kanade optical flow](https://en.wikipedia.org/wiki/Lucas%E2%80%93Kanade_method)
7. [Horn-Schunck optical flow](https://www.mathworks.com/help/vision/ref/opticalflowhs-class.html)
8. [real-time optical flow](https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/44400-tutorial-and-toolbox-on-real-time-optical-flow)
9. [Subpixel Motion Estimation without Interpolation](https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/44244-subpixel-motion-estimation-without-interpolation)

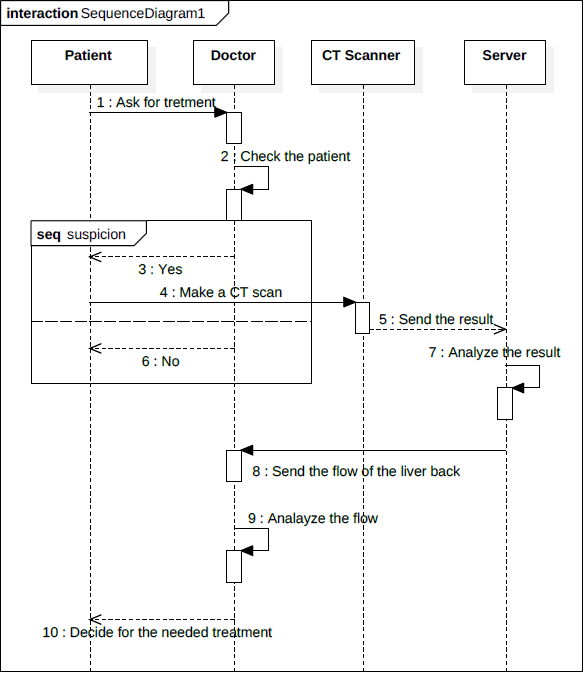
## תרשימים וטבלאות



**תרשים 1.0** – מבט כללי על המערכת, בהינתן חתך של סריקת CT מחשבים בעזרת אלגוריתם SED את הקצוות של הכבד, על תמונת קצוות הכבד מחשבים שוב את הקצוות בעזרת SOBEL ועל תמונה זו מפעילים את אחד הפתרונות להעלמת "הרעשים" שנשארו בתמונה כדי להגיע לתוצאה בה רק הכבד מופיע לבסוף את התמונה הסופית נייצג ע"י מטריצה.



**תרשים 1.1** – ארכיטקטורה של המערכת, בהינתן סריקת CT, נפרק אותה לחתכי לתמונות המתארים את כל החתכים בסריקה, כל אחד מהחתכים נכנסי ליחידה בה נמצא יער ההחלטות הרנדומלי כדי למצוא את הקצוות של הכבד, ולבסוף כל 2 חתכים עוקבים נכנסים ליחידת ה Optical Flow כדי לקבל את תנועת הכבד מתמונה לתמונה.



**תרשים 2.0** – מתאר את רצף ההתרחשויות מהרגע בו מטופל מבקש לקבל טיפול, ואיך הרופא מקבל החלטה בעזרת התוכנית שיצרנו הנמצאת בשרת.

## תכנון הפרויקט

את יומן הפרוייקט המתאר את מהלך הפגישות, הדיונים ההתקימו בו וההגשות השונות ניתן למצוא ב [GiHub Wiki](https://github.com/shon-otmazgin/Optical-Flow-on-CT-images/wiki/Schedule-and-meeting-minutes).

ניהול הפרויקט ינוהל בעזרת מתודולוגת אג'ייל (Agile) – פיתוח/מחקר תוכנה זריז, מתודולוגיה זאת מתאימה לפרוייקט זה מכיוון שאנו חוקרים בכל פעם נושא אחר בהתאם לבעיה הקיימת ומנסים למצוא פתרון מהיר יחסית בדרכים שונות ומגוונות, אם מגיעים למבוי סתום מתקדמים למחקר/פיתוח נושא אחר, ואם הושגה פריצת דרך מפתחים את אותו נושא.

לכל נושא נגדיר מקסימום של 2-3 שבועות בו נפתח ונחקור את אותו הנושא כדי להגיע לתוצאות.

|  |  |
| --- | --- |
| 27.7.16 | פגישת היכרות עם אסף. |
| 30.7.16 | סיכום נושא פרוייקט עם המנחה. |
| 15.8.16 | קבלת חומר לקריאה מהמנחה. |
| 6.9.16 | התחלת קריאה ולמידה – תמונות רפואיות |
| 31.10.16 | סטאטוס למידה. |
| 6.7.16 | התנעת פרויקט. |
| 7.11.16 | Lucas and Kanade Optical flow |
| 21.11.16 | סטאטוס Lucas and Kanade |
| 22.12.16 | Horn-Schunck Optical flow |
| 4.12.16 | הגשת הצעת פרויקט למנחה |
| 5.12.16 | סטאטוס Horn-Schunck Optical flow |
| 6.12.16 | [real-time optical flow](http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/44400-tutorial-and-toolbox-on-real-time-optical-flow) |
| 20.12.16 | סטאטוס [real-time optical flow](http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/44400-tutorial-and-toolbox-on-real-time-optical-flow) |
| 21.12.16 | SED edge detection |
| 11.1.17 | סטאטוס SED edge detection |
| 26.1.17 | פגישת סטאטוס עם המנחה. |
| 12.2.17 | הגשת אב טיפוס |
| 19.2.17 | 2nd traning with SED |
| 26.2.17 | סטאטוס 2nd traning with SED |
| 5.3.17 | Active countor |
| 19.3.17 | סטאטוס Active countor |
| 26.3.17 | Try to filling elements in the SED + Sobel |
| 16.4.17 | סטאטוס Try to filling elements in the SED + Sobel |
| 23.4.17 | סטאטוס פרויקט וקביעת מטרות לסוף הפרויקט |

WWWWW

## טבלת סיכונים

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **#** | **הסיכון** | **חומרה** | **מענה אפשרי** |
| 1 | לוח זמנים צפוף | גובהה | תכנון מקדים של הפרויקט, ההערכה מחדש של משימות, עדכון רשימת הדרישות על פי עדיפות - מהגבוה לנמוך. |
| 2 | עומס בהיקף הפרויקט | בינונית | הוספת חבר צוות נוסף לפרויקט או הורדת היקף הפרוייקט. |
| 3 | אף אחד לא מכיר את הטכנולוגיה | גבוהה | הדרכות, קריאה של חומר. |
| 4 | בעיות אינטגרציה – פרויקט גדול | בינונית | תשומת לב לפרטים, סיוע של אסף, קריאה מקיפה והבנה של המחקרים בהם אנו משתמשים |
| 5 | חוסר תקשורת | נמוך | התכתבויות באימייל, ואטסאפ, קביעת פגישות באופן קבוע |
| 6 | ידע לקוי בעיבוד תמונה | בינונית | קריאה של חומר באינטרנט ועזרה של אסף להבנת הטכניקות הדרושות, לקיחת קורס עיבוד תמונה במסמסטר ב'. |
| 7 | חוסר הבנה בתמונות CT | בינונית | לקיחת הדרכות ושימוש בידע של אסף |
| 8 | טכניקה לקוייה בMATLAB\C++ | גובהה | חזרה על החומר משנים קודמות, עזרה מאסף וקורסים באינטרנט |
| 9 | מגבלות חישוב בחמורה | גבוהה | הרצה של שלב הלמידה על מחשב/SERVER חזק במכללה או מאחד החברים. |
| 10 | ביצועים לא טובים בזמן אמת | בינונית | ביצוי סימולציות, מודלים, אב טיפוס. |
| 11 | אי שימוש ביכולות מדעי המחשב | נמוכה | ניתוח טכני, ניתוח עלות-תועלת, דיגום, בדיקת הפניה |

## רשימת\טבלת דרישות

**טבלת דרישות (User Requirement Document)**

|  |  |
| --- | --- |
| מס' דרישה | תיאור |
| 1 | קלט – סריקת CT. |
| 2 | פירוק הסריקה לחתכים המיוצגים ע"י תמונה בודדת. |
| 3 | בחירת איבר אותו נרצה לפלטר מהסריקה. |
| 4 | יצירת סגמנטציה לאיבר אותו החרו לפלטר בכל אחד מחתכי הסריקה (התמונות שיצרנו). |
| 5 | יצירת ודיאו המתאר את ה FLOW של אותו איבר הבחרנו לפלטר. |
| 6 | הגדלת מספר האיברים אותם ניתן לפלטר ל 2-3. |
| 7 | דיוק של 85-90 אחוז בסגמנטציה. |