

Control of a Kinematically Coupled 2 DOF Underactuated Prosthetic Leg

Shirat Nitzan, Nili E. Krausz

**Neuro-Robotics and Bionic Limb (eNaBle) Lab
Faculty of Mechanical Engineering, Technion, Haifa, Israel**

2025

תוכן עניינים

3.....	רשימת איורים.....
4.....	תקציר
4.....	Abstract
5.....	מטרת הפרויקט וחלום קטן לדרך
6.....	מוטיבציית מידול תנועת אדם.....
6.....	פרוטזה עם מנוע מרכזי אחד
6.....	איסוף מידע על תנועת אדם בריא.....
7.....	מפרק הקרסול
7.....	מפרק הברך
9.....	טבלת סיכום איכותית
9.....	"מחקר תנועת אדם"
10.....	בעיית הכיווניות
11.....	טווח תנועת המפרקים
12.....	צימוד קינמטי
12.....	ערך קבוע בזמן
13.....	ערך משתנה בזמן
15.....	בניית מודל ב-simscape
16.....	מידול צורות מיוחדות
18.....	אינטגרציה עם הצימוד הקינמטי
18.....	Impedance control
19.....	"מחקר החוג הסגור"
20.....	החוג הסגול
21.....	החוג הכחול
22.....	החוג הצהוב
23.....	ערך η קבוע
24.....	סיכום
26.....	נסחפים
26.....	הגדלה של חוג הבקרה- איור 16
27.....	תרשים הסימולציה עם שמות הקבצים השותפים
29.....	קבצים שמתקבלים לאחר סימולציה
29.....	בשלב ראשון
29.....	בשלב שני
30.....	בשלב שלישי
31.....	בשלב רביעי

5	איור 1- החיילים הגיבורים שלנו!
7	איור 2- תנועת הקרסול במחזור הליכה
8	איור 3- תנועת הברך במחזור הליכה
9	איור 4- טבלת סיכום איכותית של תנועת המפרקים
10	איור 5- כיוניות תנועת המפרקים בשלושה מישורי ייחוס
11	איור 6- טבלת סיכום כמותית תנועת המפרקים והקשר ביניהם
11	איור 7- מציאת נק' קיצון וחלוקה לשעה מקטעים
13	איור 8- משוואות של הצימוד קינמטי לפי שבעת המקטעים
14	איור 9- גרף של צימוד קינמטי לפי שבעת המקטעים
14	איור 10- השוואה בין שתי השיטות של הצימוד הקינמטי
15	איור 11- מודל הפרוטזה ב-SIMSCAPE
16	איור 12- מידול צורה מיוחדת ע"י הכנסה של נקודות נגד כיוון השעון (EXTRUSION SOLID)
17	איור 13- מידול צורה מובנית שקיימת בסימסקייפ (CYLINDRICAL SOLID)
17	איור 14- בנייה של צורה ע"י פונקציית עזר בצורה רציפה
18	איור 15- מידול הרגל בתוך SIMSCAPE
19	איור 16 - חוג בקרה ב-SIMULINK
20	איור 17- מידול SEA בחוג הבקרה
21	איור 18- ערכים התחלתיים שנלקחו מ"מחקר החוג הסגור"
22	איור 19- מציאת n עם השגיאה הקטנה ביותר של נורמה 2
23	איור 20- שגיאה של תנועת הברך והקרסול במעלות

תקציר

הפרויקט עסק בפיתוח מודל פרוטזה ממונעת למפרקי ברך וקרסול, תוך שימוש במנוע מרכזי אחד. מטרתנו הייתה לאפשר תנועה טבעית ונוחה, להפחית פעילות מיותרת של שרירים ולשפר את חוויית ההליכה. הבנו דפוסית התנועה ובנינו מודל במישור קדמי-אחורי כולל חלוקה למקטעים לניתוח הקשר בין הברך לקרסול.

במערכת **Simscape** פיתחנו מודל פיזי של הפרוטזה שכוללת שלושה חוגי בקרה עיקריים: חוג סגול (SEA) לבקרת מנוע עם קפיץ בין המנוע למפרק, חוג כחול (Impedance Control) שמממש קשר בטוח ואדפטיבי בין הזווית הרצויה למומנט המנוע, וחוג צהוב לאופטימיזציה של n לקביעת משקל השגיאות של הברך והקרסול. הממצא המרכזי היה כי עקיבה אחרי הברך ($n = 1$) מספקת את הביצועים הטובים ביותר. שילוב החוגים מאפשר סימולציה חלקה ובטוחה של הפרוטזה תוך התחשבות בתנועת המשתמש ובסביבה.

Abstract

This project focused on developing a motorized prosthesis model for the knee and ankle joints, using a single central motor, aiming to enable natural movement, reduce unnecessary muscle activity, and improve walking experience. We understand joint movement patterns and build a sagittal plane model, including segmentation for analyzing the knee-ankle relationship.

The physical model was developed in **Simscape**, using Cylindrical Solids and extrusion solids for custom parts. The system integrates three main control loops: a purple loop (SEA) for motor control with a spring between motor and joint, a blue loop (Impedance Control) to implement a safe and adaptive relation between desired joint angle and motor torque, and a yellow loop for n optimization to weight knee and ankle errors. The key finding was that tracking the knee alone ($n = 1$) provides optimal performance. The integration of these loops allows smooth and safe prosthesis simulation, accounting for both user movement and environmental interaction.

מטרת הפרויקט וחלום קטן לדרך

פרויקט הגמר נועד לפתח מודל של פרוטזה ממונעת לאדם עם קטיעה מעל הברך (איור מס' 1). המודל מתבסס על מנוע אחד מרכזי, אף על פי שקיימים שני מפרקים "חסרים" שהם הקרסול והברך. בעתיד יתווסף גם מנוע קטן נוסף כדי לוודא שיסופק מספיק מומנט למפרק הקרסול הבחירה בפרויקט נעשתה ברקע של מלחמת חרבות ברזל, שהביאה עימה לצערנו גידול במספר האנשים שהצטרפו למועדון הקטועים. מטרתנו היא שהידע שנצבר בפרויקט זה יתרום לשיקום פצועי צה"ל ונפגעי הטרור, ובכך להוות פיסת תודה קטנה כלפיהם על מסירותם והאומץ שלהם.

חנוך דאום - Hanoch Daum

5 בספטמבר 2024



הביטו בתמונה הזו.

ארי שפיץ, אמיתי ארגמן ויוסף ציון.

שלושה גיבורים שנתנו הכל לארץ הטובה הזו. ולא מתחרטים לרגע.

אני אוהב אתכם וגאה בכם.

אתם השראה עבור כולנו.

בשבילכם נתאחד. בשבילכם ננצח.



איור 1- החיילים הגיבורים שלנו!

לפי חנוך דאום, קרדיט צילום לדקלה הפיזיותרפיסטית

מוטיבציית מידול תנועת אדם

לפני שצללנו לפיתוח פרוטזה עם מנוע אחד לשני מפרקים, עסקנו בעצם הבחירה לשים מנוע בפרוטזה. מעבר לאתגר ההנדסי המעניין והמאתגר, מטרתנו הייתה ליצור פרוטזה אקטיבית שתסייע לאדם ללכת בצורה טבעית ככל האפשר. לדעתנו, ככל שההליכה תהיה קרובה יותר לטבעית, כך תפחת הפעילות המטאבולית של האדם ופחות שרירים שאינם חיוניים לתנועה כמו שרירי הגב שייאלצו להשתתף בתהליך.

המטרה המרכזית הייתה לאפשר לאדם חוויה של הליכה ועלייה במדרגות בכיף ובנוחות. חשיבות הדבר אינה רק בריאותית-פיזית, אלא גם תורמת לרווחתו הנפשית. בדומה לכך שאביזרי שיניים נותנים לאדם ביטחון לחייך באופן חופשי, כך מתן יכולת הליכה טבעית לאדם עם מוגבלות פיזית מאפשר לו לחוות עצמאות וביטחון בתנועה היומיומית.

פרוטזה עם מנוע מרכזי אחד

לכאורה, פרוטזה עם מנוע אחד מורכבת יותר מפרוטזה עם מנוע נפרד לכל מפרק, כיוון שהיא דורשת פיתוח צימוד מכני שיכול לקשר את תנועת המפרקים בצורה מדויקת. לעבודה עתידית יש לוודא כי מנגנון הצימוד יספק מספיק מומנט הן לקרסול והן לברך. אולם, יצאנו לפרויקט עם שתי תקוות מרכזיות. האחת, להצליח להוריד את משקל הפרוטזה, מה שמהווה גורם קריטי לשיפור חוויית המשתמש ולהפחתת תנועות לא טבעיות של השרירים. שנייה, להראות כי הצימוד המכני מסייע בבקרה על תנועת המפרקים, וכך ניתן לדמות בצורה מדויקת יותר את תנועת האדם באמצעות הפרוטזה

איסוף מידע על תנועת אדם בריא

בהכנה לתנועה הרצויה של הפרוטזה חיפשנו מידע על תנועת אדם בריא. המידע והגרפים נלקחו מ-

"Biomechanics: Musculoskeletal Key"

Written by: Jim Richards, Ambreen Chohan, Renuka Erande

Published on: Musculoskeletal Key, Fastest Musculoskeletal Insight Engine.

נקרא למחקר זה "מחקר זוויות הרגל".

מפרק הקרסול

למדנו כי מפרק הקרסול ממלא תפקיד מרכזי במהלך ההליכה, כשהוא מסייע בבלימת זעזועים בזמן הנחיתה, בקידום הגוף קדימה בשלב הדריכה, ותומך בדחיפת כף הרגל מהקרקע לפני סיום הצעד.

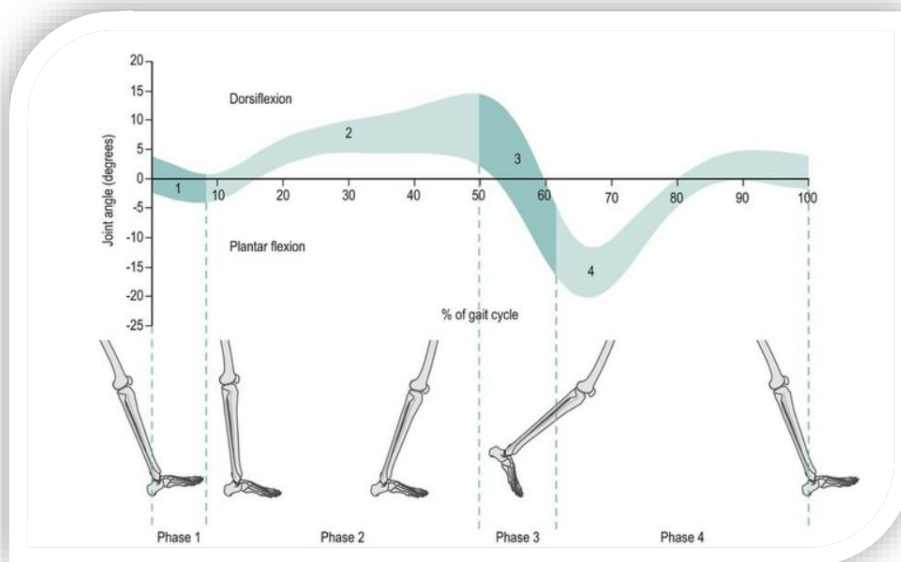
ניתן לחלק את תנועת הקרסול לארבעה שלבים:

בשלב הראשון, בעת הנחיתה על העקב, הקרסול נמצא בזווית ניטרלית ולאחר מכן מתבצעת מתיחה קלה של כ-3 עד 5 מעלות עד שכל כף הרגל נוגעת בקרקע. בשלב זה, השרירים הקדמיים של השוק פועלים כדי להאט את תנועת כף הרגל ולרכך את מגע הרגל בקרקע.

בשלב השני, כשהרגל שטוחה על הקרקע, הקרסול ממשיך להתכווץ עד לכ-10 מעלות, והעצם המרכזית שמתקדמת היא השוקה. כאן השרירים פועלים כדי לבלום את התקדמות השוקה ולהשיג תנועה יציבה.

בשלב השלישי, העקב מתרומם ומתרחשת תנועה מהירה של כיפוף כף הרגל – הקרסול מגיע לזווית חדה אל מול הקרקע, מה שמאפשר דחיפה חזקה קדימה. השרירים האחוריים של השוק מפעילים כוח כדי להניע את כף הרגל הלאה.

בשלב הרביעי, כאשר כף הרגל כבר באוויר, הקרסול מתכווץ שוב במהירות כדי להרים את הרגל מהרצפה. באמצע שלב זה מושגת תנועה ישירה של הקרסול, שממשיכה עד למגע הבא של העקב. השרירים פועלים כאן כדי להבטיח מעבר חלק ולמנוע גרירה של הרגל.



איור 2- תנועת הקרסול במחזור ההליכה

נלקח מתוך "מחקר זוויות הרגל"

מפרק הברך

ראינו כי תנועת הברך מתבצעת בעיקר במישור הקדמי-אחורי וכוללת סדרת מעברים בין כיפוף למתיחה.

ניתן לחלק את תנועת הברך לחמישה שלבים:

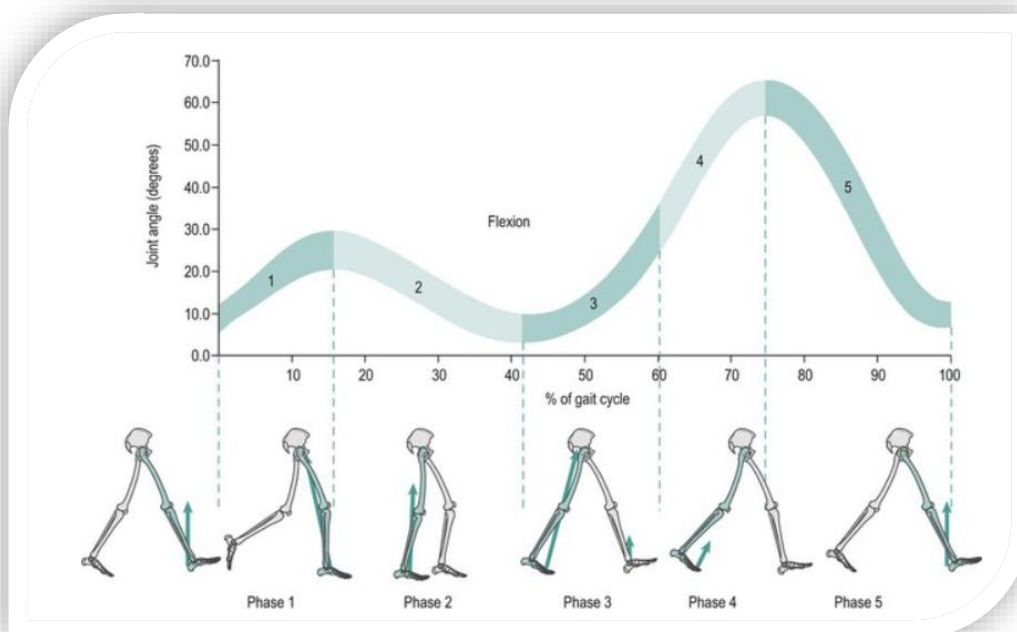
בשלב ראשון, מיד לאחר נחיתת העקב, הברך מתכופפת לזווית של כ-20 מעלות, כדי לספוג את העומס שמופעל על הרגל עם תחילת נשיאת המשקל. זהו שלב קריטי לבלימת זעזועים, והשרירים המיישרים של הברך פועלים כדי לווסת את התנועה.

בשלב שני, לאחר שיא הכיפוף הראשוני, הברך נמתחת בהדרגה כמעט למלוא היישור, מה שמאפשר לגוף לנוע בצורה חלקה מעל הרגל התומכת.

בשלב שלישי, עם תחילת הרמת העקב מהרצפה, הברך שוב נכנסת למצב של כיפוף כחלק מההכנה לשלב הדחיפה. זהו מעבר חשוב לקראת תנופת הרגל קדימה.

בשלב רביעי, במהלך שלב התנופה המוקדמת, הברך ממשיכה להתכופף בכ-55 עד 60 מעלות מהזווית הקודמת, דבר שמסייע בהרמת כף הרגל מהרצפה ומאפשר מעבר בטוח מבלי למעוד.

בשלב חמישי, לקראת סוף שלב התנופה, הברך נמתחת במהירות כהכנה לנחיתה הבאה עם העקב. המעבר הזה חשוב להחזרת הרגל לעמדת המוצא בצורה יעילה.



איור 3- תנועת הברך במחזור הליכה

נלקח מתוך "מחקר זוויות הרגל"

טבלת סיכום איכותית

הערכים שהוצגו מהווים קירוב בלבד, במטרה לספק תמונת מצב איכותית של תנועת המפרקים בהתאם לאיורים שהוצגו למעלה. בהמשך נביא נתונים ממחקר כמותי, כך שהערכים יהיו דומים אך עשויים להשתנות במעט, בהתאם לממצאים המדעיים המדויקים.

מפרק הברך		מפרק הקרסול		
שלב 1	כיפוף	שלב 1	מתיחה קלה	0-8
		שלב 2	כיפוף	8-16
16-41				
41-50				
שלב 3	כיפוף		שלב 3	מתיחה חדה
		62-67		
שלב 4	כיפוף	שלב 4	כיפוף	67-74
				74-80
שלב 5	מתיחה			כיפוף קל

איור 4-טבלת סיכום איכותית של תנועת המפרקים

"מחקר תנועת אדם"

כדי להעמיק את הבנת התנועה הטבעית של האדם, בחרנו במחקר

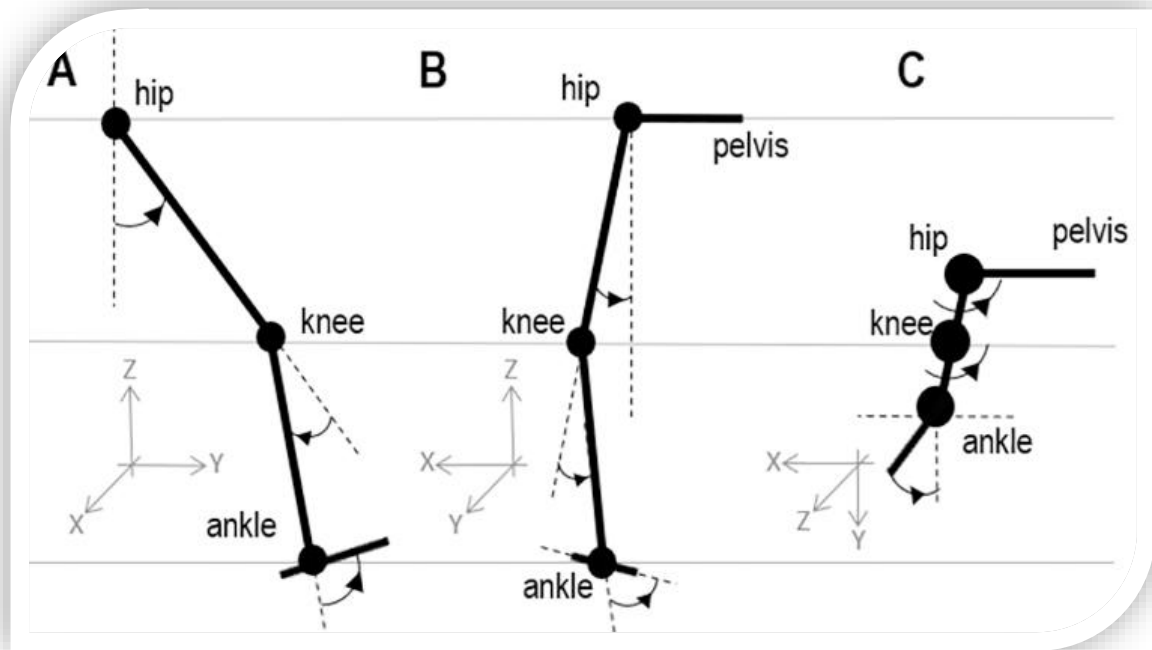
"Parametric Equations to Study and Predict Lower-Limb Joint Kinematics and Kinetics During Human Walking and Slow Running on Slopes"

Written by: Anat Shkedy Rabani, Sarai Mizrachi, Gregory S. Sawicki, Raziel Riemer, Ben-Gurion University of the Negev.

המחקר מיפה את תנועת המפרקים (ירך, ברך וקרסול) של אדם בריא (בגילאי: 24.56 ± 3.16 שנים) בקצב ושיפועים שונים-

מהירות של 1.25 מטר/שנייה בחמישה שיפועים (-15%, -10%, 0%, +10%, +15%) כמו כן, במהירות של 2.25 מטר/שנייה בחמישה שונים (-10%, -5%, 0%, +5%, +10%).

באותו המחקר, לאחר איסוף זוויות תנועת המפרק בשלושה ממדים (מצורף איור מס' 5) החוקרים עשו מודל מתמטי המבוסס על סדרות פורייה ורגרסיה פולינומית של התנועות השונות, על סמך הנתונים שאספו (דיוק $R^2 = 0.92 \pm 0.18$), וכן ייבאו את כל הנתונים לעבודה מסודרת ב- **Matlab** לצורך עיבוד וניתוח נוסף.



איור 5-כיוניות תנועת המפרקים בשלושה מישורי ייחוס

נלקח מתוך "מחקר תנועת אדם"

בעבודה זאת, נפשט את הבעיה למישור הקדמי אחורי (כפי שראינו למעלה) - שהוא מישור ZY במחקר זה. נצפה מהברך להיות במצב ישיבה ב- 90° ובמצב עמידה ב- 0° . כמו כן נצפה מהקסול להיות במצב ישיבה ועמידה (שיש מגע מלא עם הקרקע) ב- 90° .

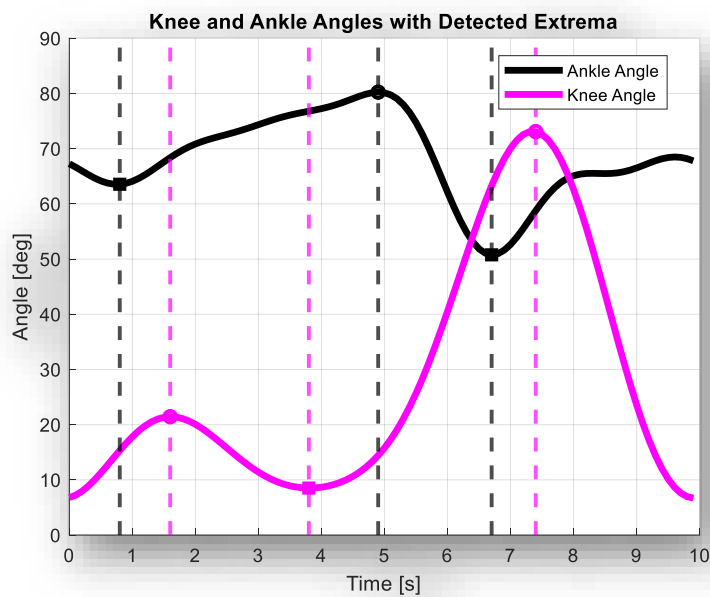
מחקר זה ילווה אותנו לאורך הפרויקט ושמו מעכשיו יהיה "מחקר תנועת אדם". בחרנו כי מחזור הליכה שלם יהיה כ-עשר שניות.

בעיית הכיוניות

כחלק מהמידע של שני המחקרים שצינו למעלה, גילינו כי יש שלבים שהתנועה של הקסול והברך הפוכות בסימנם: כאשר מפרק אחד מתכופף, המפרק השני מתיישר לכן, המנגנון המכני הנדרש צריך להתחשב גם בכיוניות התנועה ולא רק פקטור של הכפלה או הקטנה. בניתוח מצאנו נקודות קיצון (איור מס 7) לאורך התנועה של הברך והקסול כך שסך כל התנועה חולקה לשבעה מקטעים. בכל מקטע בדקנו את סימן השיפוע שלהם ואת יחסי הגומלין ביניהם. באיור ?? כיפוף הוא סימן חיובי ואילו מתיחה היא סימן שלילי.

Start Time	End Time	Knee Trend	Ankle Trend	Direction Relation
0	0.8	+	-	-
0.8	1.6	+	+	+
1.6	3.8	-	+	-
3.8	4.9	+	+	+
4.9	6.7	+	-	-
6.7	7.4	+	+	+
7.4	10	-	+	-

איור 6-טבלת סיכום כמותית תנועת המפרקים והקשר ביניהם



איור 7-מציאת נק' קיצון וחלוקה לשעה מקטעים

טווח תנועת המפרקים

נשים לב כי הקרסול עושה תנועת קטנות יחסית והן סביב 70 מעלות. כלומר תנועתה קרובה למצב מגע מלא עם הקרקע שהוא 90 מעלות. כמו כן, הברך בתחילת תנועתה סביב 10 מעלות שזהו מצב קרוב לעמידה עד מחצית הזמן שם יש כיפוף חזק ולאחר מכן מתיחה כחלק משלבים ארבע וחמש שתוארו לעיל.

צימוד קינמטי

רצינו לבחון האם קיים קשר בין התנועה של הברך והקרסול. לשם כך, ערכנו ניתוח של המידע ב-"מחקר תנועת אדם". התאמת הקשר תתבצע לפי החלוקה למקטעים שדוברה למעלה.

הצענו קשר מהצורה הבאה-

$$\theta_{ankle} = m \cdot \theta_{knee} + b$$

הסימן של m , השיפוע, נקבע לפי יחסי הגומלין שמצאנו למעלה.

רצינו למצוא מידת התאמה של שתי אלטרנטיבות-האחת, שיפוע קבוע והשני שיפוע משתנה בזמן. בשני המקרים, הסכמנו על היסט b משתנה בזמן.

חשוב לציין שמדובר במודל מתמטי "תיאורטי", ולכן נוצרות קפיצות חדות בין המקטעים השונים. כמובן, תופעה זו אינה מתרחשת במציאות, אך שמרנו על הצגת הנתונים בצורה זו כדי לשמר את מבנה המודל ולשקף את חלוקת המקטעים. למרות הפשטות והקפיצות במודל, הוא מספק בסיס שימושי לתכנון הצימוד המכני של הפרוטזה, כיוון שהוא מאפשר להבין את הקשר בין תנועת הברך לקרסול ולהתאים את המנגנון כך שידמה את התנועה האנושית בצורה קרובה ככל האפשר.

ערך קבוע בזמן

לשם כך, הרצנו בקוד **Matlab** אלגוריתם שמחפש את השיפוע הקבוע עם השגיאה הקטנה ביותר בכל אחד משבעת המקטעים. השגיאה נמדדה ביחס לזווית המקורית של הקרסול באמצעות שיטת הריבועים הפחותים, לפי הנוסחה:

$$RMSE = \sqrt{\sum_{k=1}^N \frac{1}{N} (\theta_{ankle}^2 - \theta_{estimated}^2)}$$

התוצאות שהתקבלו הן:

best slope(m): 0.266

Mean RMSE: 2.7410

STD of RMSE: 2.0868

Mean Intercept(b): 74.3352

STD of Intercepts(b): 4.5970

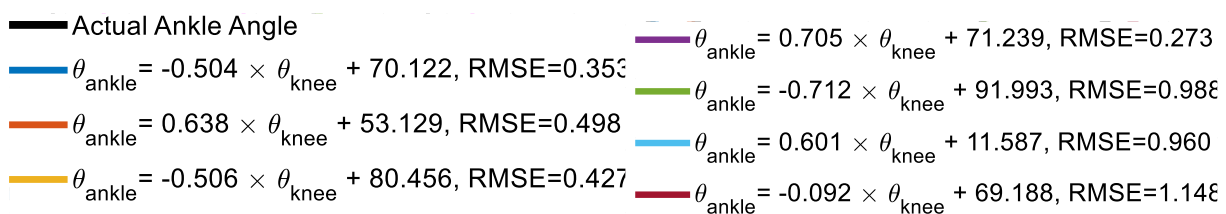
ממצא מעניין הוא כי ההיסט (b) יחסית קבוע בזמן - תוצאה שהפתיעה אותנו לטובה. ברמה התיאורטית, אם נבנה מנגנון מכני עם היסט קבוע ושיפוע קבוע (גם עד כדי סימן), הוא מצליח לדמות במידה רבה את התנועה הטבעית של האדם.

שיפוע קבוע ניתן להשגה באמצעות גלגלות או יחסים קבועים בין גירים, בעוד שהיסט קבוע מושג באמצעות הסטה ראשונית של הזוויות. יש לשים לב כי במצב עמידה אנחנו נמצאים בהיסט ראשוני של 90° , ולכן דחיפה של הרגל כלפי מעלה והורדת הקרסול כלפי מטה יכולים לספק, ברמה התיאורטית, את המענה הנדרש לתנועת המפרקים באופן טבעי.

יתר על כן, הערכים הנמוכים של RMSE מעידים כי הקירוב המתמטי מתאים היטב לתנועת המפרקים, מה שמקנה ביטחון שהמנגנון הפיזי שייבנה לפי נתונים אלו יכול לדמות את התנועה האנושית בצורה מדויקת מספיק, גם במנגנון פשוט עם שיפוע והיסט קבועים.

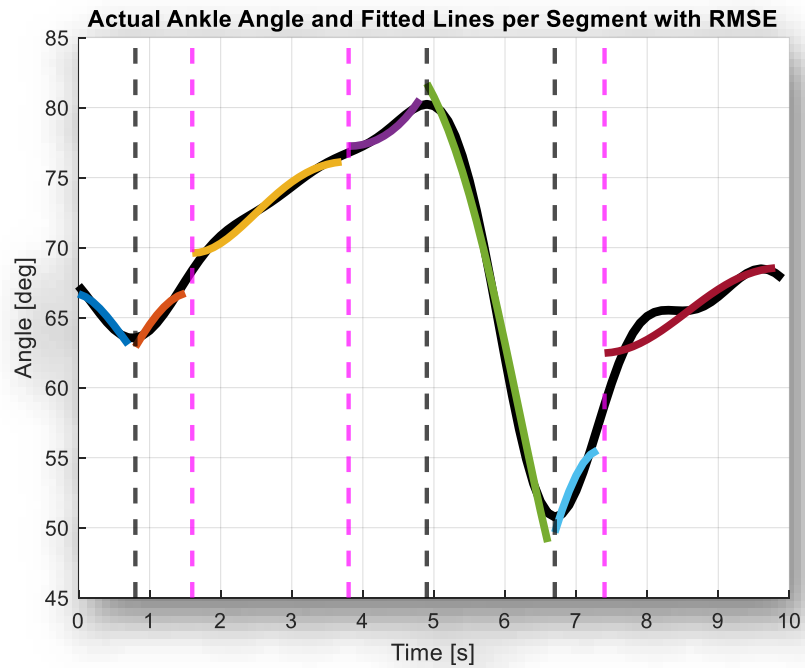
ערך משתנה בזמן

רצינו למצוא קשר תיאורטי מדויק יותר על ידי משחק בערך השיפוע m . אף כי יישום כזה במנגנון הפיזי עשוי להיות מורכב מאוד ואולי בלתי אפשרי, מטרתנו הייתה לספק מידע מקסימלי למתכנן המכני שיבוא אחרינו. בכך הוא יוכל להבין כי במידה ויתכנן קשר "מושלם" וישתמש בחוג הבקרה שלנו, ניתן יהיה לצפות את התוצאות הצפויות באופן מדויק, ולדמות את תנועת המפרקים בצורה הקרובה ביותר לטבעית.

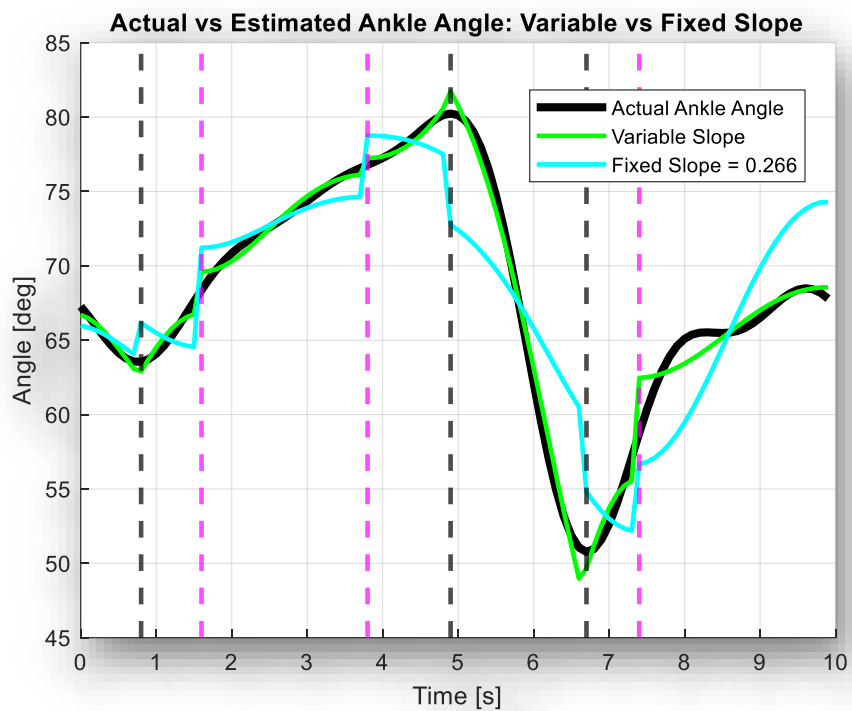


איור 8- משוואות של הצימוד קינמטי לפי שבעת המקטעים

ניתן לראות כי בשיטה זו (איור 9), שגיאת הריבועים הפחותים (RMSE) נמוכה מאוד, מה שמעיד על התאמה טובה של המודל הנתון לתנועת המפרקים.



איור 9- גרף של צימוד קינמטי לפי שבעת המקטעים



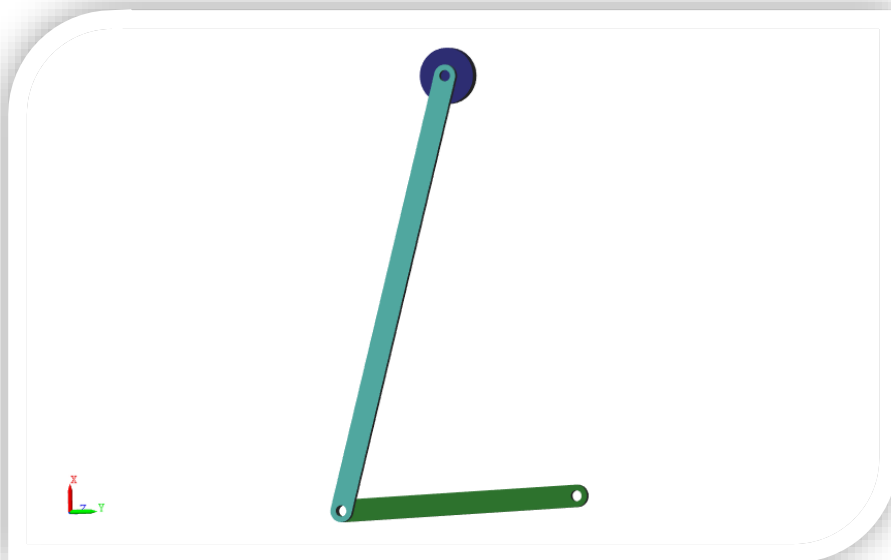
איור 10-השוואה בין שתי השיטות של הצימוד הקינמטי

ביצענו גם השוואה ויזואלית בין שתי השיטות של הצימוד הקינמטי. ניתן לראות כי כאשר השיפוע נשמר קבוע לאורך הזמן (הגרף התכלת), נוצרות אי-רציפויות גדולות בין המקטעים, תופעה שאינה אפשרית במנגנון פיזי. לעומת זאת, בשיטה שבה השיפוע משתנה בזמן (הגרף הירוק), התנועה נראית חלקה יותר ופחות נתקלת בקפיצות ואי-רציפות, מה שמדגים התאמה טובה יותר לתנועה טבעית של האדם.

ממצאים אלה חשובים במיוחד לתכנון הצימוד המכני של הפרוטזה, שכן הם מצביעים על כך שכדי להגיע לדימוי חלק ואמין של התנועה, יש לקחת בחשבון אפשרות של שיפוע משתנה בזמן, או לפחות מנגנון שמקטין את האי-רציפות בין המקטעים, כך שהפרוטזה תספק חוויית הליכה טבעית ונוחה למשתמש.

בניית מודל ב-simscape

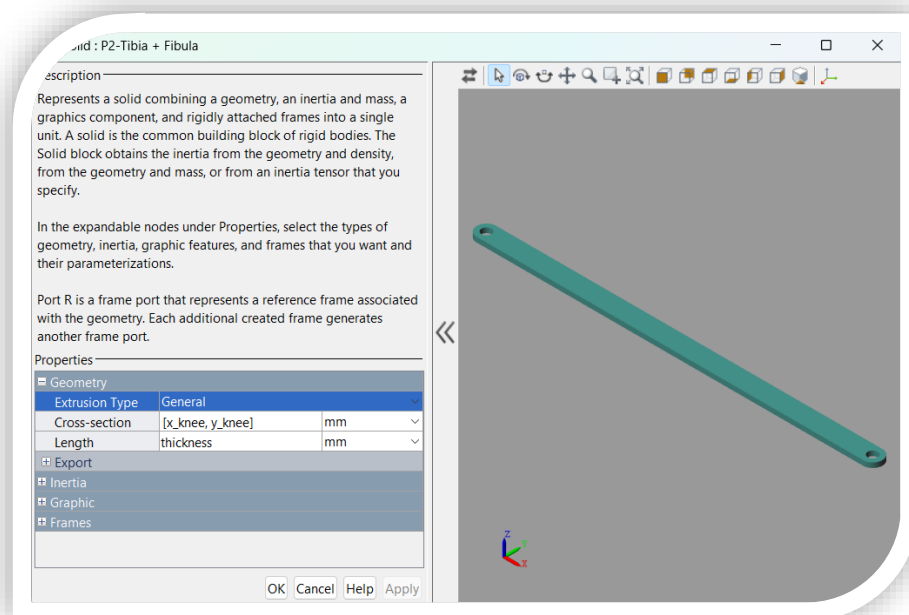
פיתחנו בסביבת **Simscape** (הרחבה ב-Simulink תחת **Matlab** המאפשרת פיתוח מנגנונים מכניים) מודל שמטרתו לצפות את תנועת הפרוטזה בסביבה וירטואלית לפני הדפסת אב-טיפוס. כך ניתן יהיה לדייק בעתיד את גדלי המנגנון המכני ולהבטיח פעולה חלקה של הפרוטזה. במודל דימינו את הפרוטזה כשלושה חלקים עיקריים: המנוע מיוצג כגליל עם מסה, והשוק וכף הרגל מיוצגים כשני מוטות מעוגלים עם שני קדחים המחוברים ביניהם.



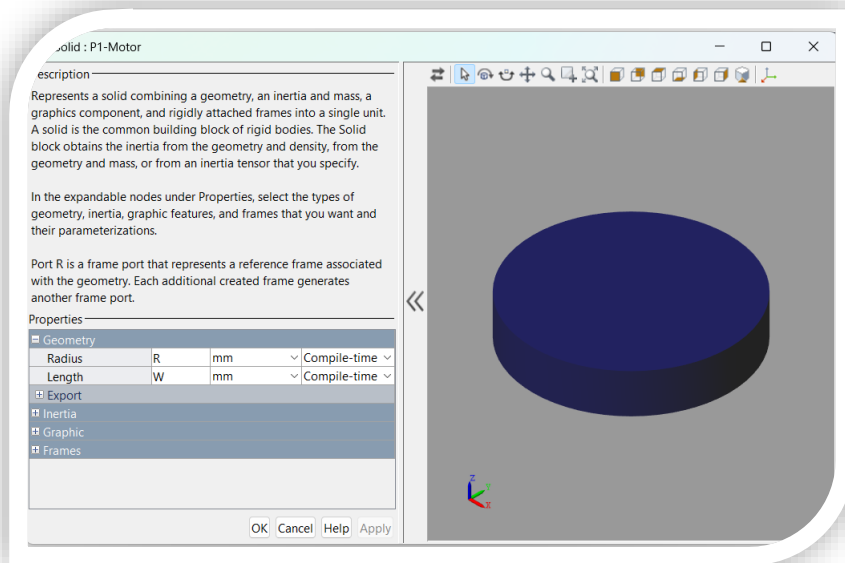
איור 11-מודל הפרוטזה ב-simscape

ב- **Simscape** קיימים שלושה אופנים עיקריים ליצירת אלמנטים תלת-ממדיים של מנגנונים:

1. ייבוא קובץ STEP חיצוני - ניתן להביא למודל קובץ תלת-ממדי מוכן (כמו SolidWorks או תוכנה אחרת), אך שיטה זו דורשת יצירת הקובץ מראש בתוכנה נפרדת.
2. שימוש באלמנטים מובנים - כגון Cylindrical Solid, Box, Sphere ועוד. שיטה זו נוחה ליצירת צורות פשוטות כמו מנועים או גלילים, אך אינה מאפשרת יצירה של צורות מורכבות כמו מוטות עם קדחים.
3. שימוש בצורות מיוחדות (Custom/Extrusion Solid) - שיטה זו מאפשרת ליצור מבנים מיוחדים בתוך **Simscape** בלי להיעזר בקבצים חיצוניים. הצורה נוצרת באמצעות קובץ נקודות דו-ממדי נגד כיוון השעון שמייצג את קווי המתאר של האלמנט (איור 14). לאחר מכן, **Simscape** מבצע Extrusion כדי להפוך את הצורה למודל תלת-ממדי. יתרון השיטה הוא שניתן ליצור מבנים מורכבים, כולל מוטות עם קדחים, ולשמור על רציפות הקווים, דבר שאינו אפשרי במוטות רגילים או במבנים המובנים.

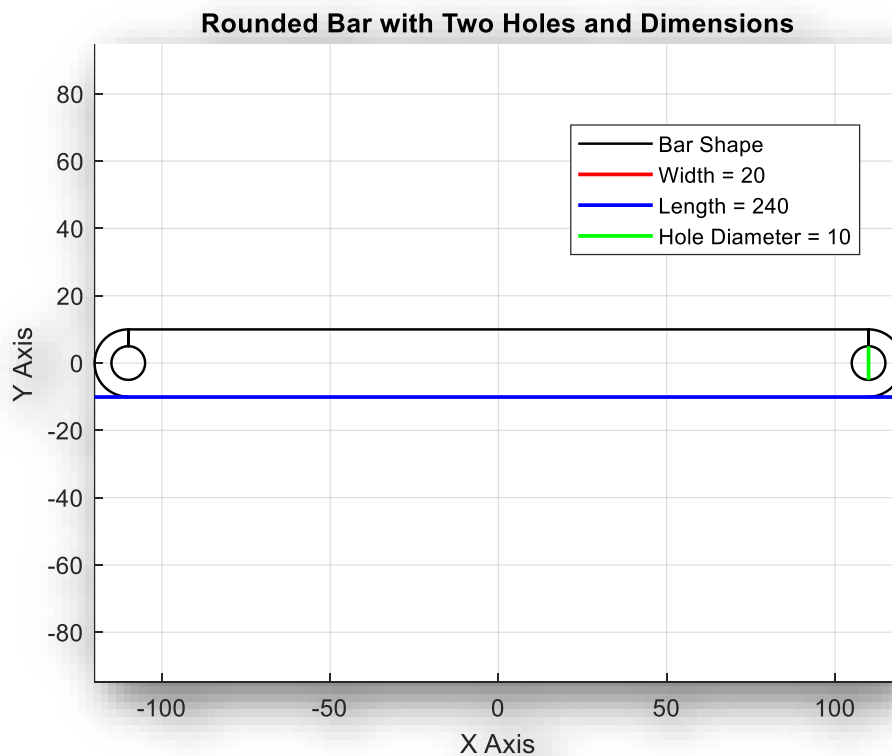


איור 12-מידול צורה מיוחדת ע"י הכנסה של נקודות נגד כיוון השעון (extrusion solid)



איור 13-מידול צורה מובנית שקיימת בסימסקיפ (cylindrical solid)

באופן זה, יצרנו את המוטות של השוק וכף הרגל בפרוטזה כצורות מיוחדות תוך שמירה על רציפות המודל, כאשר הקווים השחורים שמעל הקדחים (באיור 14) מסמנים את נקודות הכניסה והיציאה, ומאפשרים יצירה של חריצים וקידוחים תוך שמירה על שלמות הצורה.



איור 14- בנייה של צורה ע"י פונקציית עזר בצורה רציפה

אינטגרציה עם הצימוד הקינמטי

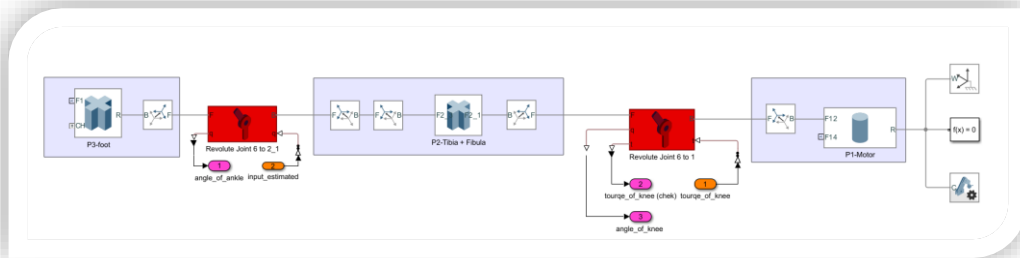
לאחר בניית החלקים הפיזיים של המודל, יצרנו את הקשרים המכניים והקינמטיים ביניהם (איור 15 -כניסות מסומנות בכתום, יציאות בוורוד).

לברך הוגדרה כניסה של מומנט שמפעיל את המפרק, ויציאה של זוויות שמאפשרת למדוד את מיקום הברך בכל רגע. זוויות אלו משמשות גם ככניסה לקרסול, כך שהקרסול עוקב אחר תנועת הברך.

לקרסול הגדרנו כניסה של זוויות לפי הקשר הקינמטי שניסחנו קודם: הזוויות שנמדדות ביציאה

$$\theta_{ankle} = m \cdot \theta_{knee} + b$$

בכך מתקבל חיבור חלק בין שני המפרקים, שמאפשר לדמות את תנועת הפרוטזה בצורה חלקה, רציפה וטבעית יותר, בדומה לאדם.



איור 15- מידול הרגל בתוך Simscape

Impedance control

חוג בקרה מסוג **Impedance Control** אנו יוצרים קשר ישיר בין זווית הברך הרצויה - אותה אנו מקבלים ממחקר "תנועת אדם"- לבין המומנט המוזן למנוע של הפרוטזה. הקשר מתואר באמצעות דימוי של קפיץ ומרסן, המתממש באמצעות בלוק PID, שמוסיף "דיוק פיזיקלי" לפעולת המערכת.

בחירה בחוג בקרה מסוג זה מאפשרת לא רק לייצב את המערכת באמצעות ערכים מתמטיים, אלא גם להעניק לה ערך פיזי ממשי וחיוני, המהווה את הממשק בין האדם למכונה. לדוגמה: אם משהו חוסם את תנועת הפרוטזה של המשתמש, חוג בקרה שמבוסס רק על זווית היה גורם למנוע

להפעיל יותר ויותר מומנט כדי להתגבר על המכשול, מה שעלול לפגוע פיזית בחוסם. לעומת זאת,

ב **Impedance Control**-מתקיים קשר בין התנועה לכוח המופעל, כך שהמערכת "מודעת" למגבלות פיזיות. באמצעות שליטה נכונה בבלוק PID פשוט ניתן למנוע פגיעה ולשמור על בטיחות המשתמש והסביבה, ואף להציל חיים במצבים קיצוניים.

"מחקר החוג הסגור"

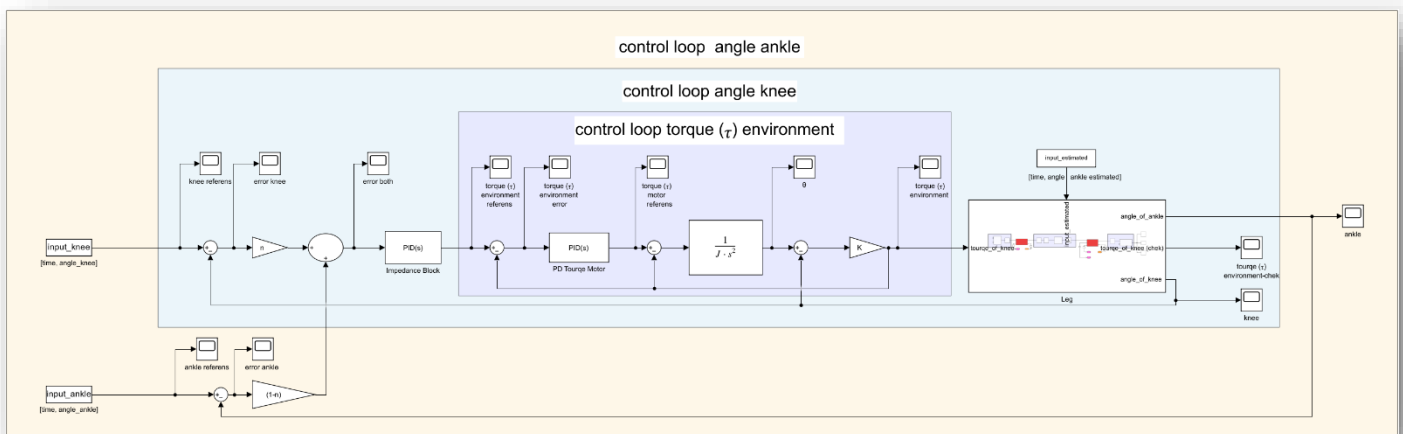
בחרנו בחוג בקרה פשוט לצורך מחקר זה, המבוסס על המאמר

"Impedance Control of Series Elastic Actuators: Passivity and Acceleration-Based Control".

Written by: Andrea Calanca, Riccardo Muradore, Paolo Fiorini, University of Verona

מחקר זה ילווה אותנו לאורך הפרויקט ושמו מעבשיו יהיה "מחקר החוג הסגור".
חוג הבקרה בשלמותו מופיע באיור 16.

כעת נפענח ביחד את המקטעים שלו.



איור 16 - חוג בקרה ב-simulink

(מצורפת הגדלה של חוג הבקרה בנספחים, בסוף הדוח).

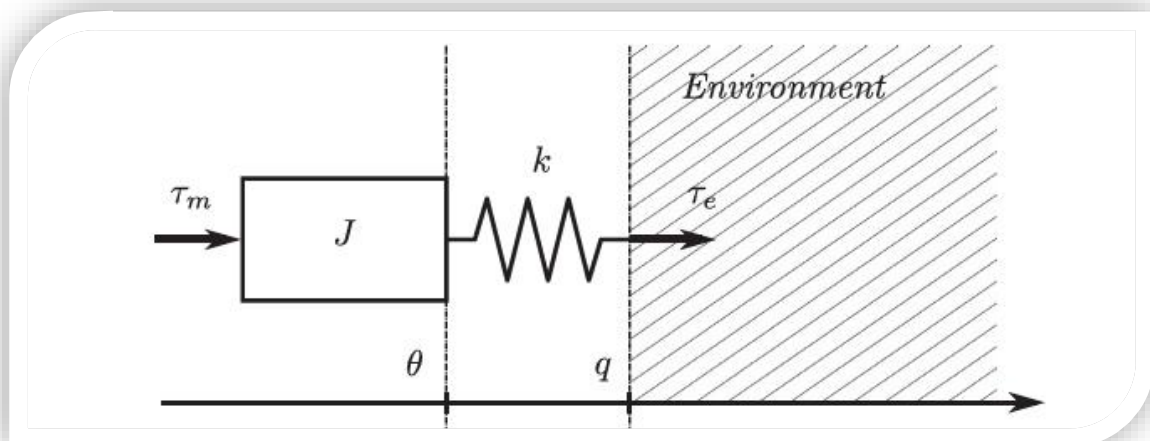
בחוג הסגול אנחנו עושים בקרה למנוע עצמו. לשם כך מדל בחוג הבקרה מודל של Series Elastic Actuators (SEA), שהם מנועים שמצוידים בקפיץ בין המנוע למפרק. הקפיץ הזה נותן כמה יתרונות חשובים בעולם הרובוטיקה:

1. רגישות לכוח: הקפיץ מאפשר למדוד את הכוח שהמנוע מפעיל על הסביבה בדיוק גבוה יחסית, פשוט ע"י מדידת ההסטה של $(\theta - q)$.
2. בקרת כוח ובטיחות: הקפיץ "סופג" חלק מהאנרגיה, מה שמפחית את הסיכוי לפגיעה בסביבה או בבני אדם.
3. יכולת לפעול במצבים משתנים: המנוע לא צריך להיות מושלם או מדויק במיוחד – הקפיץ מייצר רכות ואינטראקציה בטוחה.

המשוואות השולטות-

$\tau_e = k(\theta - q)$ - זה הכוח (או המומנט) שהקפיץ מפעיל על הסביבה, כלומר ההבדל בין מיקום המנוע θ לבין מיקום המפרק q , מוכפל בקבוע הקפיץ k .

$J\ddot{\theta} = \tau_m - \tau_e$ - המשוואה הדינמית של המנוע: מומנט המנוע τ_m גורם להאצה $\ddot{\theta}$ של המנוע, כשחלק מהמומנט "מתבטל" על ידי הקפיץ. (τ_e)



איור 17-מידול SEA בחוג הבקרה

נלקח מתוך "מחקר חוג סגור"

החוג הכחול אחראי על יישום **Impedance Control** באופן ישיר. הוא מקבל את הזוויות הנדרשות ממחקר "תנועת אדם" ומשווה אותן לזוויות הנמדדות במודל. ההבדל ביניהם מייצר **error signal** שמעובד על ידי בלוק בסגנון PID כדי לחשב **torque** פיזי שמתאים למערכת. כפי שהזכרנו חוג זה אינו רק בקר מתמטי – הוא מייצג ממשק פיזי אמיתי בין האדם לפרוטזה, ומאפשר תנועה בטוחה ואדפטיבית.

שילוב החוג הכחול עם החוג הסגול (SEA)

המערכת משלבת את שני החוגים באופן הבא:

1. הזוויות הרצויה נכנסת לחוג הכחול, שיוצר **error signal** על בסיס ההבדל בין הזוויות הרצויה לזוויות הנמדדות.
 2. השגיאה מעובדת בחוג הכחול בהתאם למודל **Impedance** (קפיץ-מרסן), ומתקבל **torque command** שמתחשב הן בתנועה הרצויה והן במגבלות פיזיות של הסביבה.
 3. **torque** זה מוזן לחוג הסגול, (**SEA – Series Elastic Actuator**), שאחראי על בקרת המנוע ישירות. בחוג הסגול המומנט מותאם לפי דינמיקת המנוע והאלמנט האלסטי שמחבר את המנוע למפרק $\tau_e = k(\theta - q), J\ddot{\theta} = \tau_m - \tau_e$
 4. בסוף **environment torque**, שנוצר ב-SEA נכנס למודל **Simscape** וכך נוצרת סימולציה מלאה של הפרוטזה. התוצאה היא תנועת מפרק רציפה, חלקה ובטוחה, שמחקה את התנועה הטבעית של האדם, תוך שמירה על אינטגרציה מלאה בין חוגי הבקרה למנגנון המכניקה.
- הערכים ההתחלתיים של החוג נלקחו מהמחקר, ומאפשרים סימולציה מדויקת של אינטראקציה בין המנוע למערכת המכנית.

% Gain section

$K = 2.5$; % Environment torque = $K(\theta - q)$

% Impedance control PD

$Kd = 1$; % $Kd \leq K$ when $SI = Kd$

$Dd = 1$;

% Motor torque control PD

$D = 1.5$;

$P = 80$; % $Kd \leq K$ and $P \leq D^2 * K / J$ when $SI = Kd$

החוג הצהוב

אופטימיזציה של n

בחוג הבקרה שנמצא במחקר המקורי, ההתחשבות הייתה רק ב **error** של הברך. כלומר, נבדקו הזוויות של הברך במודל מול הזוויות הרצויות, ומדדנו את הביצועים כאילו העולם אידיאלי. עם זאת, רצינו לבדוק אם תוספת של התחשבות ב **error** של הקרסול תשפר את הבקרה. לשם כך, הצענו חישוב של **total error** בצורה משוקללת:

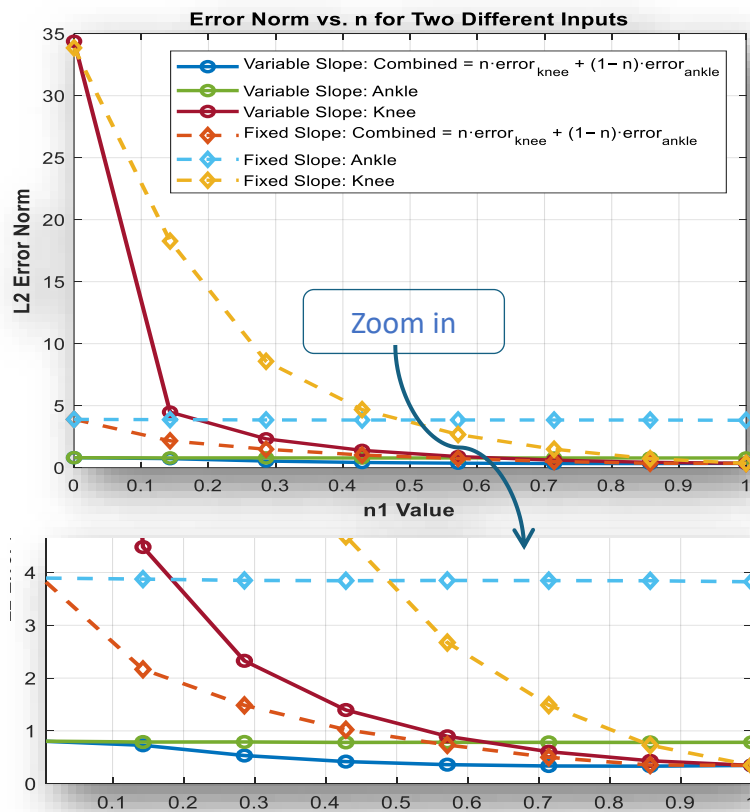
$$Total\ error = n \cdot error_{knee} + (1 - n) \cdot error_{ankle}$$

בחרנו למדוד את השגיאה ע"י נורמת L_2 - הנורמה האוקלידית של וקטור השגיאה שמענישה

$$\|e\|_2 = \sqrt{\sum_{i=1}^N e_i^2}$$

שגיאות גדולות ומדמה מינימום אנרגיה של השגיאה

מהניתוח שלנו עלה כי השגיאה הכוללת הקטנה ביותר מתקבלת כאשר $n = 1$, כלומר כאשר מתחשבים רק בשגיאה של הברך.

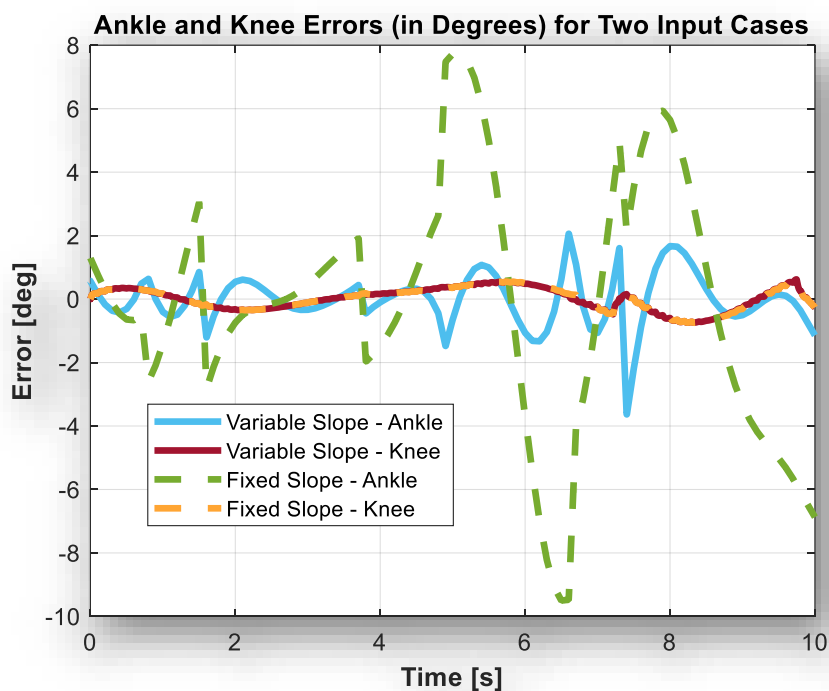


איור 19 - מציאת n עם השגיאה הקטנה ביותר של נורמה 2

ייתכן כי בבחירת סט נתונים שונה ממחקר "תנועת אדם" יימצא ערך n אחר. עם זאת, התוצאה שהתקבלה תואמת את האינטואיציה: אם כל המנגנון מתבסס בעיקר על תנועת הברך, מעקב מדויק אחר שגיאות הזוויות של הברך הוא הדרך הטובה ביותר להשיג בקרה איכותית של כל המערכת, תוך שמירה על תנועה טבעית ובטוחה למשתמש.

ערך n קבוע

לאחר שמצאנו כי $n = 1$, הוא הערך האופטימלי הרצונו את חוג הבקרה בשביל לראות את השגיאות של שני המודלים שהצענו למעלה- שיפוע קבוע אל מול משתנה בזמן. קיבלנו-



איור 20-שגיאה של תנועת הברך והקרסול במעלות

התוצאות מראות כי במודל עם שיפוע משתנה בזמן יש קפיצות יחסית גדולות, כפי שהיה צפוי. הסיבה לכך היא שההתאמה שביצענו אינה מושלמת: קיימת כבר שגיאה מסוימת בהתאמה, ובנוסף נוצרות קפיצות כתוצאה מחיפוש ההתאמה לפי המקטעים השונים.

לעומת זאת, השיפוע המשתנה בזמן עוקב אחרי הזוויות בצורה די מדויקת לאורך כל מחזור התנועה. חשוב לזכור כי פיתוח מכני של מנגנון כזה יהווה אתגר משמעותי, כיוון שיהיה צורך לייצר מערכת שמסוגלת לשנות את השיפוע בזמן אמת תוך שמירה על דיוק ובטיחות.

סיכום

פרויקט הגמר עסק בפיתוח מודל פרוטזה ממונעת לאדם קטוע רגל מעל הברך, תוך שימוש במנוע מרכזי אחד לשני מפרקים (ברך וקרסול). מטרת הפרויקט הייתה לא רק לפתח פתרון הנדסי מאתגר, אלא גם ליצור חוויה טבעית ונוחה להליכה, שתפחית את המעורבות של שרירים לא רלוונטיים ותשפר את הפעילות המטאבולית של המשתמש.

כחלק מהשלב ההתחלתי, אספנו מידע על תנועת מפרקים של אדם בריא ממחקרים קיימים, כולל "מחקר תנועת אדם", שהעניק לנו נתונים כמותיים על זוויות הירך, הברך והקרסול בקצביים ושיפועים שונים. הנתונים שימשו לבניית מודל פשוט במישור קדמי-אחורי, (ZY) וחלוקה של התנועה לשבעה מקטעים. ניתוח הנתונים חשף את יחסי הגומלין בין תנועות הברך והקרסול, וקבע האם יש לשמור על סימן תנועה אחיד או הפוך בין המפרקים.

בהמשך, בבחנו שני מודלים של צימוד קינמטי: אחד עם שיפוע קבוע והשני עם שיפוע משתנה בזמן. באמצעות **MATLAB** חישבנו את השגיאה של המודל לפי **root mean square error (RMSE)** וראינו כי גם שיפוע קבוע עם היסט קבוע מספק חיקוי די טוב של התנועה הטבעית, בעוד ששיפוע משתנה בזמן מדויק יותר. למודלים אלו יש קפיצות כתוצאה מחלוקה למקטעים.

לאחר מכן, פיתחנו במערכת **Simscape** מודל פיזי של הפרוטזה, שכלל את המנוע, השוק וכף הרגל, תוך שימוש בצורות מובנות (Cylindrical Solid) ובבניית צורות מיוחדות בעזרת נקודות נגד כיוון השעון (extrusion solid).

המערכת כוללת שלושה חוגי בקרה עיקריים, בסדר הפעולה:

1. חוג סגול *SEA (Series Elastic Actuator)*: אחראי על בקרת המנוע עצמו, תוך לקיחת האלמנט האלסטי בין המנוע למפרק בחשבון. המשוואות הדינמיות מבטיחות התאמה בין

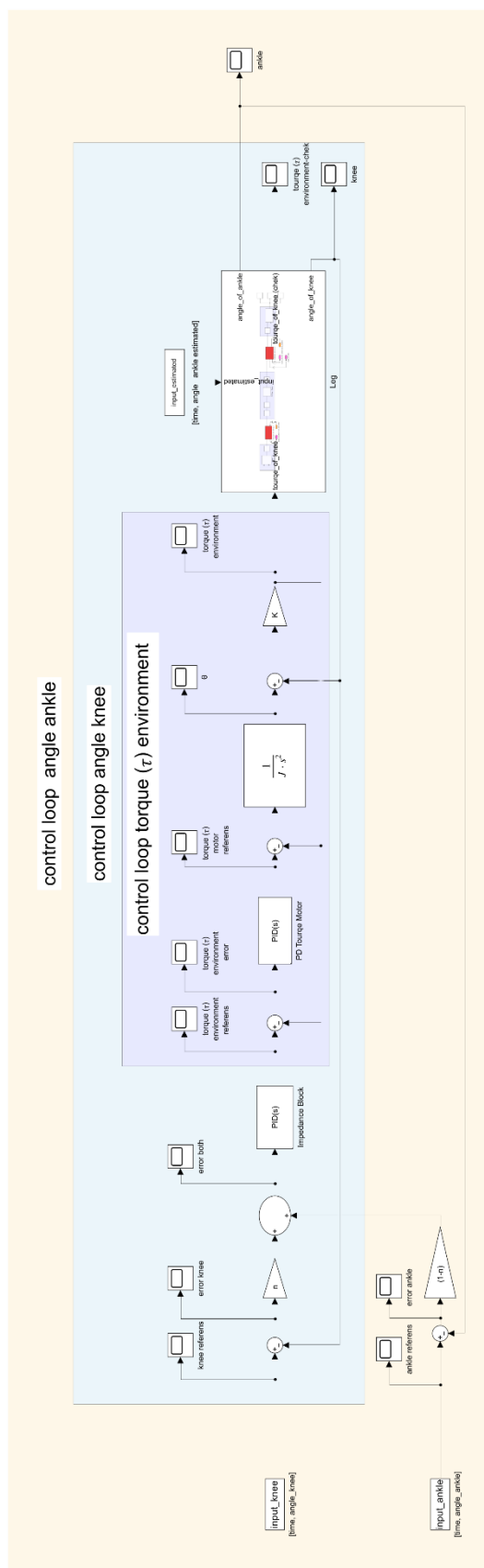
$$\text{torque המנוע לתנועת המפרק: } J\ddot{\theta} = \tau_m - \tau_e, \tau_e = k(\theta - q).$$

2. חוג כחול *Impedance Control*: אחראי על יצירת קשר בין הזווית הרצויה של הברך לבין torque המנוע, באמצעות עיבוד **error signal** דרך בלוק PID החוג הכחול מאפשר אינטראקציה בטוחה ואדפטיבית בין האדם לפרוטזה, ומונע פגיעה פיזית בסביבה במפרקים של עומס חיצוני.

3. חוג צהוב *אופטימיזציה של n*: מחשב **weighted error** בין הברך והקרסול כדי למצוא את ערך n האופטימלי. מהניתוח עלה כי עקיבה אחר הברך בלבד ($n = 1$) היא השיטה היעילה ביותר שמספקת את הביצועים הטובים ביותר של המערכת.

השילוב של שלושת החוגים מאפשר זרימה מלאה של האותות: הזוויות הרצויות נכנסות לחוג הצהוב, יוצרות **error signal** שמוזן לחוג הכחול, ועובר התאמה במנוע דרך החוג הסגול. כך בסוף נכנס **environment torque** למודל **Simscape** ומתקבלת סימולציה חלקה, טבעית ובטוחה של הפרוטזה, עם התחשבות בתנועת המשתמש ובהשפעת הסביבה.

לסיכום, הפרויקט מדגים כיצד ניתן לשלב מידע ביומכני, מודלים מתמטיים ומערכות בקרה שונות ליצירת פרוטזה ממונעת, תוך שמירה על תנועה טבעית, בטיחות ואופטימיזציה של ביצועי המערכת, כאשר התובנה המרכזית היא כי עקיבה מדויקת אחר הברך בלבד מספקת את האופטימום במודל זה.



תרשים הסימולציה עם שמות הקבצים השותפים



STEP 3 – אתחול פרמטרי המודל

[parameters_to_D1.m](#)

בחירת הפרמטרים של המודל הפיזי ושל חוג הבקרה

[createBar2hole.m](#)

יצירת צורה מיוחדת בSIMSCAPE

STEP 4 - הרצת סימולציה

אופטימיזציה של n

[error_sim.m](#)

ערך קבוע של n

[error_sim_n1_const.m](#)

[D1_final.slx](#)

המודל בSIMSCAPE

סיום סימולציה

קבצים שמתקבלים לאחר סימולציה

חשוב לציין שעל מנת לקבל את כל הקבצים, יש לבקש להדפיס את כל הגרפים.

בכל שלב הכנו קבצי mat שמכילים את הנתונים החשובים כך שניתן לטעון אותם בנפרד ולהמשיך לניתוח מתקדם. (לצורך זיהוי, נסמן אותם באדום).

נקבל בתוך התיקייה הראשית שיצרנו -

STEP 1 - Choose Research Dataset

STEP 2 - Data Analysis

STEP 3 - Parameter Initialization

STEP 4 - Simscape Simulation

Simulation_Log.txt

שימו לב- לכל תת שלב יש מידע שמודפס בקו אל command window ושומר בקובץ simulation_Log.TXT.

בשלב ראשון

****אם המשתמש רוצה את הנתונים שאנחנו בחרנו יש תיקייה ביחד עם שאר קבצי הקוד שנקראת-**

STEP 1-OUR CHOICE

****לכן בתוך התיקייה החדשה שנוצרת כחלק מהשלב הראשון לא יהיה דבר.**

בתוך התיקיות יהיו הקבצים הבאים-

ALLDATAfinal4.mat

Ankle_4.fig

Ankle_4.png

FinalFit_ALL_DATA4.csv

Hip_4.fig

Hip_4.png

Knee_4.fig

Knee_4.png

• טבלה עם הזוויות, המומנט

והמומנט המנורמל של שלושת

המפרקים באמצעות מאה

נקודות

בפורמט של csv/mat

• הדפסה של הזוויות, המומנט













והמומנט המנורמל של שלושת

המפרקים. (בעצם בכל הדפסה

יש את שלושת הגרפים)


בפורמט של png/fig

בשלב שני

 Ankle_Comparison_Variable_Fixed.fig
 Ankle_Comparison_Variable_Fixed.png
 Ankle_Fixed_Slope.fig
 Ankle_Fixed_Slope.png
 Ankle_Variable_Slope.fig
 Ankle_Variable_Slope.png
 Estimated_Ankle_Fixed.mat
 Estimated_Ankle_Var.mat
 Knee_Ankle_Extrema.fig
 Knee_Ankle_Extrema.png
 Knee_Ankle_Trends.mat
 Knee_Ankle_Trends.xlsx

- הדפסה של זוויות הקרסול המשווערות עם שיפוע משתנה/קבוע בזמן ושל שניהם אל מול זווית הקרסול המקורית מ"מחקר תנועת אדם" בפורמט של png/fig
- זוויות משוערות של הקרסול עם שיפוע משתנה/קבוע בזמן בפורמט של mat
- הדפסה של שבעת המקטעים בפורמט של png/fig
- טבלה שמתארת את החלוקה לשבעת המקטעים בפורמט של xls/mat


בשלב שלישי


 FinalVars.mat


- כל הפרמטרים שנקבעו לסימולציה ע"י המשתמש בפורמט של mat


בשלב רביעי


בשלב זה , אם בוחרים אופטימיזציה של n לא מודפסים גרפים.


 Ankle_Knee_Errors.png


 Ankle_Knee_Errors_Combined.fig

 D1_final.png

 D1_final_errors.mat

 D1_final_inputs.mat

 D1_final_simulation.mat

 Leg.png

- הדפסה של השגיאות של
הצימוד הקינמטי שנבחר
בפורמט של png/fig
- הדפסה של חוג הבקרה
ב-simulink ו-simscape
בפורמט של png
- הכניסה והיציאה (שגיאת
הזוויות)
בפורמט של mat
- שמירת הסימולציה עצמה
בפורמט של matlab