



המחלקה להנדסה מכנית

שם הפרויקט: מפרק כף יד מלא
Project Name: Total Wrist

ספר הפרויקט

שם הסטודנט:	אייל כסלו	דין אורון
מספר תעודה זהות:	20381461	203012992
תחום אחריות:	מודל ניסויי	מודל ניסויי
מחלקה:	הנדסה מכנית	
מנחה:	ד"ר משה ברנד	
חתימת המנחה:		<i>משה ברנד</i>
תאריך הגשה:	11.6.19	

תודות

פרויקט מפרק כף היד אליו צוותנו היה לנו להזדמנויות משמעותית ראשונה בעריכת מחקר ותוכנן מערכת ניסוי בסדר גודל כזה. במהלך עבודתנו על הפרויקט זכינו להיכנס ישירות אל עולם התוכן אותו למדנו בשנות התואר ובנוסח לשלב נושאים רבים בהם נתקלנו לראשונה והיינו צריכים ללמידה באופן עצמאי. בעקבות עיריכת המחקר סגלנו יכולות למידה עצמאית. לאור הבעה המורכבת מוללה עמדנו, הבאנו כי לעילו, מעבר ללמידה עמוקה של הנושא, לחשוב מחוץ לקופסא בכדי למצוא פתרון יצירתי דיה אשר ישרת את מטרותינו. במהלך העבודה המשותפת זכינו להתמודד עם אתגרים הנדסיים לא פשוטים שדרשו מאתנו להפעיל את הידיים, הראש והיצירתיות. פעמים רבות היינו צריכים לצאת מה קופסה ולעתים נדרשנו להתייעץ במנחה או מרצה ולהיעזר בניסיונו.

במהלך עבודתנו ישנו את הידע הנרחב והכליים שרכשנו במהלך שנות לימודינו במכילה וביצענו עבודה מחקר עמוקה בשילוב עבודה צוות ועשינו כמיטב יכולתנו במטרה לקדם את חקר מפרק כף היד.

חשוב לנו להביע את תודתנו הרבה לאלו אשר תמכו וסייעו לאורך הדרך:

- מנהה הפרויקט, ד"ר משה ברנד אשר ידע להכיל את הרצון שלנו לנסوت גישות חדשות ולנסות לлечט בדרך שונה ושאל את השאלות הנכונות בזמן הנוכחי. משה הקדיש רבות זמן לצורך מפגשים קבוצתיים בשעות לא שגרתיות על מנת לסיע לנו לעמוד במשימותינו.
- הפ羅יקטור גבי ורדי, שסייע והוא לאוזן קשבת לאורך הדרך ונתן יד חופשית לקדם את רעיוןינו שלנו והוא שם תמיד כשחיינו קשיים והיינו צריכים סיוע.
- צוות הנהול האדמיניסטרטיבי- עינת וניר שהיו תמיד אדיבים ונכונים לעזר ותמיד עשו זאת עם חירות.
- אלה זמיר מרקמן, שהשקיעה מזמן הפנו על מנת לאפשר לנו לבצע ניסויים במעבדת החזק ואף הדריכה אותנו על הצד שלא הכרנו.
- למכללת אפקה על מתן הਪתרונות, הכלים והאמצעים לבצע את מחקרו בתנאים מעולים.

תוכן עניינים

	תוכן עניינים	
		רשימות
5.....		רשימת אורים
8.....		רשימת טבלאות
9.....	1. תקציר מנהלים	
10.....	2. Abstract	
11.....	3. הגדרות שמות, קיצורים וראשי תיבות	
12.....	4. מבוא	
14.....	5. מטרות, יעדים ומדדים	
14.....	5.1. מטרות	
14.....	5.2. יעדים	
14.....	5.3. מדדים	
15.....	6. סקירת ספרות	
15.....	6.1. מידע רפואי ואנטומי	
15.....	6.1.1. מבנה מפרק כף היד	
15.....	6.1.1.1. מבנה העצמות	
17.....	6.1.1.2. מבנה הרצועות	
20.....	6.1.1.3. מבנה הגידים	
27.....	6.1.1.4. הסחוס במפרק כף היד	
31.....	6.1.2. ביומכניקה של מפרק כף היד	
31.....	6.1.2.1. תנעوت כפיפה ופשיטה (Flexion/Extension)	
31.....	6.1.2.2. תנעوت הטיה אולנרית ורדיאלית של המפרק	
32.....	6.1.2.3. ספיגה והעברה של מאמצים	
33.....	6.2. חקר מפרק כף היד	
34.....	6.2.1. זווית תנעוה כוחות ועומסים יומיומיים	
37.....	6.2.2. כוחות ועומסים הפועלים על מפרק כף היד ומדידתם	
39.....	6.2.3. מודל ניסוי דינמי	
41.....	6.2.4. ניסוי לבדיקת התפלגות עומסים דרך האולנה והרדיאו	
44.....	7. סקירת מצב קיים	
44.....	7.1. קיבוע חיזוני/פנימי של המפרק	
44.....	7.1.1. סד לשורש כף היד	
44.....	7.1.2. קיבוע באמצעות תחבות גבו	
44.....	7.1.3. קיבוע חלק פנימי	
45.....	7.1.4. קיבוע חיזוני	

45	7.2. החלפת המפרק בשטל מלאכותי (TWA)
45	7.2.1 הדור הראשון של השтелиים
46	7.2.2 הדור השני של השтелиים
47	7.2.3 הדור השלישי של השтелиים
47	7.2.4 הדור הרביעי של השтелиים
50	8. מסמר דרישות - אפיון ומפרט מערכת
50	8.1. דרישות פונקציונאליות של השטל הסופי
51	9. ניתוח חלופות
51	9.1. כיוון המחקר
52	9.2. השטל
53	9.3. פלטפורמת המערכת
56	10. בדיקת היתכנות הננדסית - תcn ראשוני
58	11. תcn מפורט
58	11.1. הנחות, הזרחות ופישוטים
59	11.2. שינוי גאומטריים שנעשו בעצמות לטובת בניית מערכת הניסוי
62	12. בחירת חומרים וניסויים מקדים
62	בחירת חומר עבור הגידים:
64	הכנת הפולימרים
64	ניסוי מתיחה על הפולימרים
66	תוצאות ניסוי מתיחה ובוחינת התאמת הפולימר למערכת
67	בדיקות הומוגניות החומר עבור הפולימר 30 DragonSkin
68	בחירת חומר לעצמות
69	13. חישנים ומערכת המדידה
69	חישנים למדידת כוחות
70	כiol ווילדייצה של חישני כוח
71	חיווט חישני לחיצה FlexiForce
72	חישני מתיחה
73	14. תהליך בניית המערכת
73	הסבר כללי על המערכת:
74	מבנה המערכת
74	תכנן ובנית מערכת המדידה:
78	תכנן ובנית השטל:
80	אנליזות חזק
81	شرطוט ביו-מכאני של יד בריאה
81	15. שינוי תcn עיקריים אל מול התכנון:
81	פערים בין התכנון לביצוע:

81	תוספות שבוצעו במערכת הניסוי\בשתי לארוך ביצוע הניסויים:	15.2
84	16. קритריוני הצלחה	
84	17. תוכנית בדיקות	
85	18. דין בתוצאות	
85	18.1. תוצאות	
91	18.2. אימות תוצאות הניסוי ביחס לספרות	
92	19. גורמי שגיאה	
93	20. סיכום ומסקנות	
94	21. הצעות ליישום בהמשך המחקר	
94	22. חישוב עלויות הפרויקט	
95	24. תוכנית ניהול הפרויקט	
96	25. הפניות	
99	26. נספחים	
99	נספח א' - מפרט טכני של חישבי המתיחה	.26.1
99	נספח ב' - דוח ניסוי ראשון	.26.2
104	27. פוטו	

רשימות

רשימת איורים

15	איור 1-מבנה פנימי של כף היד – שרירים, גידים ורצעות
16	איור 2-עצמות מפרק כף היד
16	איור 3 - - כף יד ימין מבט אחריו
17	איור 4-רצעות במפרק כף היד, מבט קדמי
18	איור 5- עצמות במפרק כף היד, מבט אחורי
18	איור 6 - הרצעות האחראיות על יציבות העצמות הקרפלoit
19	איור 7- חלוקת הרצעות הקרפלoit החיצניות
19	איור 8- רצעות פנימיות
20	איור 9- מבנה הרצעות בכף היד- מבט קדמי (Palmar view) [25]
20	איור 10 - מבנה הרצעות בכף היד (Dorsal view) [25]
22	איור 11- הגידים המכופפים
22	איור 12-הגידים המאריכים
23	איור 13 - גרפ מאמצ - עיבור של גיד אמיתי שהוצא מהגוף (ללא חומרים כימיים שפגעים בתוכנות החומר [30])
24	איור 14 - גרפ מאמצ - עיבור עברו הגידים המאריכים[30]
25	איור 15 - גידים בזרוע וגבב הזרוע
25	איור 16 - גידים בזרוע וגבב הזרוע
25	איור 17- עצב התווך מסומן בצהוב, מסביבו זהוי התעללה הקרפלoit
26	איור 18- חתך של כף יד המציג את התעללה הקרפלoit
26	איור 19- הגידים בתעללה הקרפלoit
28	איור 20-תרשים סכמטי כדי להמחיש מתודולוגיות דחישה וחתיחה של רקמה או מבנה מהונדים ..-
28	איור 21-נוסחאות המשמשות לחישוב כוח (N), מתח (MPA), ומתח (%)

איור 70- האולנה והרדיוויס לאחר הוספת המשטחים עבור חישני הכח	61
איור 71- הרדיוויס לאחר קידוח 2 קדחי העיגן	61
איור 72- האולנה והרדיוויס לאחר ביצוע הקדחים עבור השתל	61
איור 73- אופן קיבוע השתל לאולנה ולרדיוויס צילום מtower מודל התכנון הסופי	62
איור 74- גרב מאמצז עיבור עבור הגדים השונים[36]	62
איור 75- תוכנות מכניות של הגדים השונים[36]	63
איור 76- תוכנות מכניות של פולימרים מסדרת Dragon Skin	63
איור 77- תוכנות מכניות של פולימרים מסדרת Ecoflex	64
איור 78- פולימר Dragon Skin 30 בתוך תבנית יציקה	64
איור 79- חומר דו קומפוננטי-30, לאחרי הבקבוקים - הפולימר לאחר יציקה וייבוש	64
איור 80 – דגם הפולימר שהוכנס למכונית המתייה	64
איור 81- פולימר Ecoflex00-30 במכונית המתייה	64
איור 82- פולימר Dragon Skin 30 במכונית המתייה לפני ואחרי כשל	65
איור 83- גרב מאמצז-עיבור של פולימר 30-Ecoflex	66
איור 84- גרב מאמצז-עיבור של פולימר 30-DragonSkin	66
איור 85- העמסת הפולימר עבור בדיקת מתיחה	67
איור 86- דגמי מפרק כף יד קנוויים, מימין דגם א' ומשמאלו דגם ב'	68
איור 87- חישון מסווג FlexiForce בו השתמשנו	69
איור 88- מעגל חשמלי של FlexiForce Quick Smart Board	69
איור 89- פירוט הרכיבים של כרטיס חכם חישון לחיצה	70
איור 90- כיוול הבקר ארדוואינו	71
איור 91- ולידציה לחישון כח	71
איור 92- רצואה אשר תשמש אותנו לחישון מתיחה	72
איור 93- כיוול רצועת מתיחה-2 25mm מתוך פרויקט הצוות הקודם	72
איור 94- גרב כיוול רצועת מתיחה-2 25mm	73
איור 95 - מבט איזוטרי של מערכת הניטוי	74
איור 96- בסיס המערכת	75
איור 97- קיבוע עצמות ה- <i>alpha</i> Up וה-Radius אל פלטת הבסיס	75
איור 98- קיבוע השתל לעצמות האולנה והרדיוויס באמצעות פינים חלקים	75
איור 99 - הווים בהם השתמשנו	76
איור 100 - אופן חיבור הגדים והחלתם בתוך הווים	76
איור 101 - מרכז-התעללה הקרפלית	76
איור 102- מימין כל העמסה ומשקלות משמאלו אופן העמסת עצמות המסרך	77
איור 103- מימין מבט ISO ומשמאלו מבט צד של המודל	77
איור 104- מידות כליליות של המערכת	78
איור 105 - שטל מפרק כף היד- גרסה ראשונה	78
איור 106 - טווח תנעה מקסימלי	78
איור 107- שתלי מפרק הכתף והירך- השראה עבור השתל המתוכנן	79
איור 108- המכטש- Bottom Plate המחוורת לאולנה ולרדיוויס (מידות ב-mm)	79
איור 109- המכטש- Top Plate המחבר לשורה הדיסטלית	80
איור 110- אנליזת חזק עבור העמסה של N300	80
איור 111- שרטוט מפרק בריא (מידות ב-mm)	81
איור 112 - גובלים למניעת תנעوت העתקה בציר ה-Z וויבוב סביב ציר Z	82
איור 113 - ביטול דרגות החופש במודל הסופי	82
איור 114 - הוספה מישורים עבור חישני הכוח	83
איור 115- התפלגות עומסים ללא גידים	83
איור 119- התפלגות עומסים ללא גידים-כפיפה בהיסט	86
איור 117 - התפלגות עומסים ללא גידים-כפיפה	86
איור 122 - התפלגות עומסים ללא גידים-פשיטה אייר 123 - התפלגות עומסים ללא גידים-כפיפה	86
איור 121 - התפלגות עומסים ללא גידים-פשיטה	87

איור 126 - התפלגות עומסים עם גידים - כפיפה איור 127 - התפלגות עומסים ללא גידים-פשיטה ..	87
איור 123- התפלגות עומסים ללא גידים-פשיטה בהיסט ..	87
Error! Bookmark not defined.	
איור 128- התפלגות עומסים עם גידים ..	88
איור 130 - התפלגות עומסים עם גידים - כפיפה ..	88
איור 131-התפלגות עומסים עם גידים- כפיפה בהיסטאייר 132 - התפלגות עומסים עם גידים - כפיפה ..	88
איור 132-התפלגות עומסים עם גידים- כפיפה בהיסט ..	88
איור 134 - התפלגות עומסים עם גידים-פשיטה בהיסט ..	89
איור 134 - התפלגות עומסים עם גידים פשיטה ..	89
איור 135 - בדיקת מצב האפס של מערכת הניסוי ..	90
איור 136- התפלגות עומסים מחקר נומיր מתקדם [36]איור 137 - בדיקת מצב האפס של מערכת הניסוי ..	90
איור 138- התפלגות עומסים מחקר נומייר מתקדם [36] ..	91
איור 139-תמונה המחשה- השטל אינו בא במגע תקין עם החיששן ..	91
מחקר נומייר מתקדם [36] ..	91
איור 141-תמונה המחשה- השטל אינו בא במגע תקין עם החישש ..	92
איור 142-מערכת הניסוי איור 143-תמונה המחשה- השטל אינו בא במגע תקין עם החישש ..	92
איור 144-מערכת הניסוי ..	100
איור 145-מערכת הניסוי ..	100
איור 146-התפלגות עומסים ללא גידים-כפיפה בהיסט[mm]360 ..	101

רשימת טבלאות

טבלה 1-הרכב של לטקס טרי ..	29
טבלה 2-הרכבים לחקר Organocaolin בלקס בסיס תרכובות גומי טבעי ..	29
טבלה 3-מאפיינים מכניים של 100% organocaolin CEC-organocaolin בגומי טבעי (תרכובות לטקס) ..	30
טבלה 4 - זווית מקסימאליות ומינימאליות יחסית בתנועות ראשיות לנשים וגברים ..	34
טבלה 5 - ממוצע זווית יחסיות בפעולות הראשיות ושינויות עברו נשים וגברים ..	34
טבלה 6 - כוחות ומומנטים מקסימליים שהתקבלו בכיוונים השונים ..	34
טבלה 7 - טבלת כוחות בשלושה צירים במתמרים שונים עבור נבדקים שונים ..	39
טבלה 8 - התפלגות הכוחות דרך המפרק ..	41
טבלה 9-השפעת הסטייה הרדיאלית והאולנית על העומסים של Radius ו-Una, אחוז מהכוח הכללי המועם על המפרק ..	43
טבלה 10-השלכות התארכות / התקוצרות - Una, אחוז מהכוח הכללי המועם על המפרק ..	43
טבלה 11-הלחץ בממשקים עם Radius ו-Una ביחידות של MPa ..	43
טבלה 12 - השוואה בין טווח התנועה של השטלים לעומת מפרק בריא [27] ..	49
טבלה 13-תוצאות בדיקת הומוגניות, התגודות(Ω) כתלות בעומס (gr) בשלושה מקטיעים שונים ..	67
טבלה 14-בדיקה מצב אפס של המערכת ..	90
טבלה 15- עלויות רכבי הפרויקט	94

1. תקציר מנהליים

כללי

פרק שורש כף היד אחד המפרקים המורכבים ביותר הקיימים בגוף האדם. הוא מורכב משמות העצמות הקרפליות, חמשת עצמות המסרק, גידים מארכיים ומכוופים, מעל מהר רצונות, סחוס ועוד. העצמות הקרפליות הקטנות יכולות לנען קלות אחת ביחס לשניה ומאפשרות מגוון תנועות רחב. הרצונות במפרק אחראיות בעקביפין על התכווצות שריריהם והימתוות הגידים. כאשר מופעל עומס על הרצונות הקרפליות הן נמתוחות קלות (כמייקרון המילטרא). הימתוות הרצונות שלוחת פקודה עצבית למוח אשר יודע לשולח חזרה פקודת התכווצות שריריהם בהתאם. מערכת המפרק היא כל כך זהירה שכן הפגיעה המינורית ביותר עלולה להביא לאובדן תנועות, כאבים עזים, דלקות, פריקות, שברים ועוד. שיטות הטיפול הקיימות ייomin הין פעולות ניתוחיות בהן מבצעים הסרה חלקית של העצמות הקרפליות ומקבעים באמצעותם שונים את המפרק ובכך מבליטים חופש תנועה. פעולות אלו, אמן מפחיתות משמעותית את הכאב אצל מטופלים רבים אף עם זאת, פוגעות באופן משמעותי במאפיינים המכניים של שורש כף היד. לרוב, לאחר פעולות אלו, קיימ אובדן תנועות משמעותית והמפרק עצמו נחלש ואין יכול לשאת בעומס ואילו הקלים ביותר. מכאן שכנים לא קיימות פרוצדורות וטיפולים שונים אשר פותרים את בעיות המפרק השונות ומהזירים את המטופלים לאורך חיים בריא עם כף יד שמתפקדת כראוי.

מטרה

בפרויקט זה, נחקור את פילוג העומסים העוברים דרך משקל דינامي ניסיוני המחליף את העצמות הקרפליות, תחת תנאי העומסה שונים. המטרה הסופית הינה מידול של משקל מלאכותי אשר יחליף בסופו של דבר את העצמות הקרפליות הפגומות ויאפשר טווח תנועה תקין והטפלות זרימת עומסים נכונה בין עצמות המפרק ועד עצמות הידיים והאולנה. מטרת מחקר זה הינה הוכחת היתכנותם קיום של משקל דינامي כתחליף למפרק שורש כף היד על ידי קיומם ניסויים המעידים על התנהגוות מכנית דומה דיה בין השטיל למפרק הקרפל. בטווח הרחוק מחקר זה יאפשר להתקדם לכיוון פיתוח של משקל ממשי אשר ישיע למטופלים עם פגיעות שונות להסיר את המפרק הפגום ולהתקין במקום משקל אשר יאפשר להם לחזור לאורך חיים נורמלי ואף ספורטיבי.

שיטות

לצורך חקירת הנושא ואיומות תוכאות, נעשה שימוש בשתי שיטות מחקר- ניסויית ונויראית. בספר פרויקט זה, מדובר רק על החלק הניסויי והצלבה בין שתי שיטות המחקר לא תיכלל בספר זה.

במודל הניסויי, עצמות המפרק הודפסו מחומר ABS וחוברו אחת לשניה ככל הניתן מבלי לפגוע בתכונות המכניות של המפרק. לבסוף, חוברו פולימרים דמי"ג'דים בכך לדמות את התנהגוות המכנית של המפרק וכי ייצב את המערכת. לבסוף, חוטי ברזל מוקמו בסמוך לגידים בכך להגביל את תנועת המפרק לטווח התנועה הרצוי ולדמת את התקשות הגידים בקצוות. כלל המערכת העומסה בעומסים שונים בשני סוגים העומסה- כפיפה ופשיטה. שני חישוני כוח מוקמו בין המשטל לבין עצמות האולנה והידיים בכך לקבל קריית עומס סופית.

תוצאות ומסקנות

מתוצאות הממחקר ניתן להסיק שהשתל שתוכן דרוש מודיפיקציות שונות ויונה עוד כברת דרך ארוכה כדי לקבוע האם השתל ולידי או לא. ידוע לנו מקומות רבים בספרות כי התפלגות עומסים נורמלית בשורש כף היד עבור תנויות פשיטה וכפיפה הינה 80% לרדיוס ואילו 20% לעצם האולנה בקרוב. התוצאות הטובות ביותר שקיבלו היו בניסוי מסווג כפיפה עם גידים ובו ראיינו התפלגות עומסים של 84.6% דרך עצם הרדיוס ואילו 15.4% על עצם האולנה. תוצאות אלו מעודדות ומתיישבות עם הספרות. לעומת זאת, התוצאות הרחוקות ביותר מן הספרות היו בניסוי **פשיטה עם גידים**, שם התוצאות שהתקבלו היו בתפלגות ממוצעת של 40%-60% לטובת האולנה. קשה לקבוע האם התוצאות הנ"ל Nobuot מגומי השגיאה הרבים הקיימים במערכת המדידה או שהוא גל שהשתל עצמו אינו מהוות פתרון הולם דיה לבעה הקימית. אנו מקווים שצוותי הפרויקט הבאים ימשיכו במחקר בנקודה בה אנו סימנו וישרו את המערכת הנוכחיות, על מנת להוכיח את היתכנות הקונספט ויפתחו משלל אשר יעזור לחולים רבים בעולם.

2. Abstract

General

The wrist is one of the most complicated joint in the human body. It consists of eight carpal bones, five meta-carpals bones, flexor and extensor tendons, above hundreds of ligaments and cartilage. The small carpal bones can slightly move one relative to the other. The micro stretch of the ligaments is in charge indirectly to the muscle's contraction. The joint complex is so tiny that even the smallest injury can result with motion lost, severe pain, broken bones, inflammation and more. The treatment methods of today involve with surgical operations of amputation of the damaged component and conducting a fusion. Although these kinds of operations do solve the pain issues, it always ends with dysfunction of the wrist and mechanism issues. Patients whose went through these procedures experienced reduction of the wrist range of motion and could not lift normal weights any more. Thus, there are no sufficient treatments or procedures today that deal with wrist injuries properly and allow the patients return to healthy function.

Purpose

The purpose of our study is to investigate the load distribution through a dynamic experimental implant that replaces proximal row carpal bones under different loads and motion conditions. The final destination is designing an artificial implant which eventually will replace the damaged carpal bones and allow intact range of motion and load distribution all the way to the Ulna and the Radius bones. In case that the experimental implant prototype will result with similarity to an actual wrist, proceeding to a future significant implant design will be definitely possible.

Methods

To get efficient research of the subject we will conduct two different research approaches- Experimental model and Numerical analysis. In this project book, only the first approach will be discussed and the cross-checking between the two will not be included.

The model itself consists of the joint bones which were 3D printed and connected to each other with the effort and attention to not change the mechanical behavior of the wrist and stabilized the test complex. Metal wires were used to limit the range of motion to the desired bounds and imitating the hardening of the tendons. The entire system was loaded with various weights in two loads types of flexion-extension. Two load pad sensors were located under the Ulna and Radius to get the final loads values.

Results and Conclusions

The results of this study suggest that the designed implant requires various modifications and there is still a long way till getting an appropriate validated solution to the main issue. It is well known from the studies of medical literature of the wrist that a normal load distribution through the wrist at flexion-extension motion should present approximate 80% through the radius and 20% through the Ulna. The closest results we have got to the latest studies are the one we executed with tendons in flexion mode. In contrast, for the extension mode experiment with tendons we saw values that were not consistent with the literature values. It is hard to determine if that results arrive from the many error factors we have not took into consideration that exist in our system, or maybe it is the implant itself which doesn't offer a proper solution for the main issue. We hope the next project teams will take our notes and conclusions to the next steps for achieving better results with further studies.

3. הגדרות שמות, קיצורים וראשי תיבות

- Carpus – שמוña עצמות מפרק כף היד.
- MC - Metacarpal – עצמות המסרק המחברות בין המפרק לבין אצבעות.
- TWA - Total Wrist Arthroplasty – טיפול הכלול השامل של מפרק מלואכותי.
- Volar – פנימי (של כף היד).
- Dorsal – חיצוני (של גב היד).
- Flexion – תנועת ציפוף.
- Extension – תנועת פשיטה.
- Distal – מרוחק.
- Proximal – מקורב.
- Dart throwing motion-DTM – תנועת זריקת חץ
- Flexor carpi ulnaris-FCU
- Palmaris longus tendon-PLT
- Extensor carpi radialis brevis-ECRB
- Extensor carpi radialis longus-ECRL
- Extensor carpi ulnaris-ECU

4. מבוא

הבעיות השכיחות בפרק כף היד הן פריקות, שברים ודקות פרקים. בעיות אלו נובעות לרוב כתוצאה ממאמץ יתר, שימוש לא נכון בפרק ופגיעות חיצונית. כתוצאה לכך ישנה תזוזה של עצמות המפרק הגורמת לשחיקה, כאבים ופגיעה בפונקציונליות המפרק.

הטיפולים הקיימים כוון הם קיבוע (חלקי\מלא) או תהילך של החלפת המפרק בשתל. הקיבוע אمنם מפחית את הכאב אך פוגע משמעוותית בטוויה התנוועה ובפעילות היום יומית. לאורך השנים פותחו ארכעה דורות של שתלים, אך גם הדור האחרון אינו מושלם. השתל בעל תוחלת נמוכה, טווח תנועה מוגבל ואינו מאפשר הרמת משאות קבועים דיה. על כן, הוא אינו מתאים לחולים בעלי דרישות פונקציונליות גבוהות אלא בעיקר לחולים היכולים לסגל לעצם אורח חיים שאינם תובעני. מסיבות אלו, כמעט ולא נעשה שימוש בשתלים ע"י הרופאים גם בבתי החולים המתקדמים בעולם.

הואיל והטיפולים הקיימים כוון אינם מספקים פתרון אופטימלי למגוון הפציעות הרחבות ולאור חוסר ההצלחה עם השתלים הקיימים, עליה הוצרך לחקור נושא זה ולנסות לשפר את שיטות הטיפול הקיימות.

מחקר מפרק כף היד מכללה, החל לפני כשלוש שנים ע"י צוות של ארבעה סטודנטים מהמחלקה להנדסה מכנית ומהמחלקה להנדסה רפואית. במסגרת הפרויקט הוגדרו הדרישות המינימליות מפרק כף היד המאפשרות תפוקד תקין, הוגדרו היעדים והמטרות, נבחנה פעולתו של מפרק כף יד בריא בשתי שיטות מחקר ידועות- שיטה נומריית ושיטה ניסיונית ונסללה התשתית למשר המחקר בשנים הבאות.

בשנה ש עברה, נמשך המחקר מאותה נקודה בה הוא נעצר ע"י הצוות הקודם, שני סטודנטים מהמחלקה להנדסה מכנית אשר מטרתם היה לבחון את פעולתו של מפרק כף היד באמצעות מחקר, במודלים מתקדמים ומורכבים יותר.

המסקנות משנה שעבירה עברו המשך המחקר -

א. שיפור מערכת הניסוי הקיימת בעזרת ביצוע הפעולות הבאות-

- עובדה עם קבועי קבוע יחסיים בדומה למודל הנומרי.
- מידול מספר רב יותר של רצונות.
- החלפת גגלי כבל בתילים דקים וקטנים יותר.
- הפרדת עצמות המפרק 5-4 בצד לבודק את השונות התוצאות.

ב. חיבור רצונות המתיחה לנקודות המדיקות ע"פ הספורות ובהשוואה למודל הנומרי-
דורש תכנון מקדים של נקודות החיבור והדפסה תלת ממדית.

ג. חקירת השפעת האגדול (עצמו המפרק מספר 1) בהעמסות שונות. לבצע ניסויים עם העמסות על האגדול וניסויים ללא העמסות על האגדול ולבוחן את חשיבות רצונות עצם זו.

ד. מידול גידים מרכזיים וקיבועם לנקודות הרלוונטיות.

ה. לאפשר מרחב עבודה פיזי גדול יותר במערכת הניסויית. בניית המערכת על בסיס המאפשר זוויות עבודה אל מול המפרק.

ו. מידול שטל חדש והכנסות אל מערכת המתיחה.

ז. השוואה למודל ניסוי דומה ככל הניתן לצורך ולדיצה.

ח. בניית מודל לחיצה נפרד בעזרת המידול וההypoזות התלת ממדיות בוצעו עד היום.

קבלת החלטה לשנה הנוכחית:

השנה, מונה צוות של 3 סטודנטים להנדסת מכונות שימושו את המחקר מהנקודה בה הפסיק הוצאות הקודם במטרה לסלול את הדרך לתכנון קונספט עבור שטל עתידי שישיע לחולים רבים בעולם.

באופן כללי, השנה נתכנן וنبנה מודל של שטל מלא למפרק כף היד עם תובנות חדשות והוספה אלמנטים חדשים. לאחר לימוד עמוק של המפרק ושיחה עם ד"ר עמר ערמי אנו מגיעים עם גישה חדשה ומצויה קצר אחרית לפתרון בעית המפרק. בראצנו לייצר מודל נאמן למציאות (ככל הניתן) הן בתכונות המכניות שלו והן בדינמיות שלו, בכך להתקרב למודל מסווג זה עליו לקחת פרמטרים נוספים בחשבון:

א. הדפסה תלת ממדית של כל עצמות מפרק כף היד (כולל עצמות המסרק).

ב. בדגש על מסקנות הוצאות הקודם, הוחלט להוסיף גידים דומיננטיים של המפרק, תוך כדי למידה מעמיקה של התכונות המכניות של כל קבוצת גידים והבנה עמוקה של מיקום הגידים בתוך המפרק ואת תרומתם לתנועה סידירה של המפרק כולו.

ג. תכנון וייצור שטל דמוי מפרק כדורי המתחבר בין עצמות האולנה והרדיאוס לבין השורה הקרפלית העליונה.

ד. לאחר למידת המסקנות של פרויקט הוצאות הקודם, הוחלט הפעם לתכנן מודל גדול יותר אשר יאפשר טווח עבודה רחב ונוח יותר. הגדלת המערכת באופן פרופורציוני לא תפגע בהתפלגות העומסים והפרמטרים הניסויים השונים, שכן הכל יגדל באופןlingenari.

5. מטרות, יעדים ומדדים

5.1. מטרות

צוות הפרויקט הנוכחי שם למטרה לבחון היכולות פתרון למטופלים בעלי פגיעה במפרק כף היד אשר אפשר רמת תפקוד גבוהה יותר. הצוות יתכן וימדל אב-טיפוס של משטל אשר ייעודו להחליף את העצמות הקרפליות במפרק שורש כף יד פגום ויאפשר תוויה תנואה מספק ויכולת העמשה סבירה.

במהלך הממחקר, תוכנן מערכת ניסוי אשר תבחן את תוויה תנואהו של המשטל ואת יכולתו לשאת עומסים שונים. חקירת המבנה תישא בשתי גישות מחקריות שונות, בדוח הנוכחי יתואר מחקר המודל הניסויי בלבד.

5.2. יעדים

תכנן ובניה של שטל חדשני ומערכת ניסוי מתאימה לצורכי מדידת התפלגות הכוחות הפעילים עליו בהפעלת עומסים סטטיים (עומס כפיפה ופשיטה).
מערכת הניסוי תבחן את התפלגות העומסים דרך המשטל, בהשוואה ליד בריאה, ותאפשר את היכולת להעמידה את מפרק כף היד בעומסי התארכויות וכפיפה שיועמסו על עצמות המפרק. המערכת תכלול את עצמות מפרק כף היד ואת השטל המתוכן.

5.3. מדדים

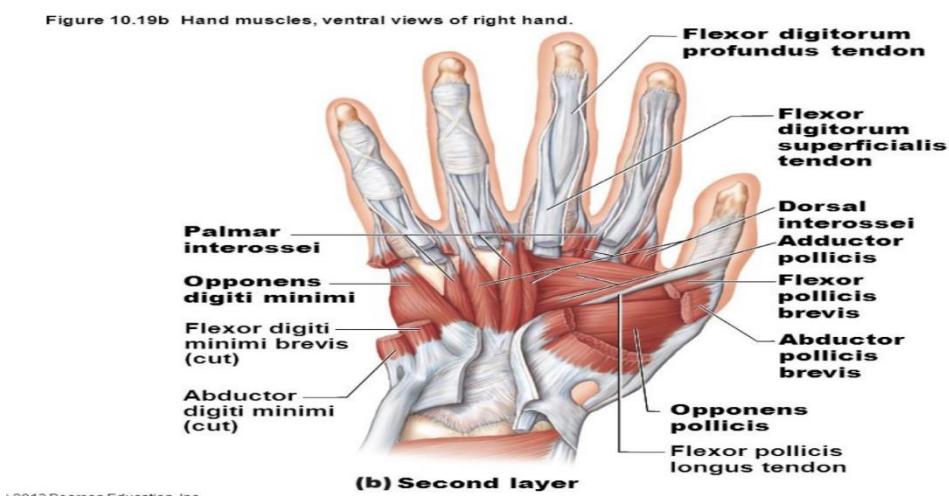
- השוואה בין תוצאות המודלים במחקר זה עם מחקרים נוספים שפורסמו.
- עמידה בתקציב של 8000 ש"ח.
- עמידת הפתרון המוצע בדרישות שהוגדרו.
- עמידה בלוחות זמינים שהוגדרו.

6. סקירת ספרות

6.1. מידע רפואי ואנטומי

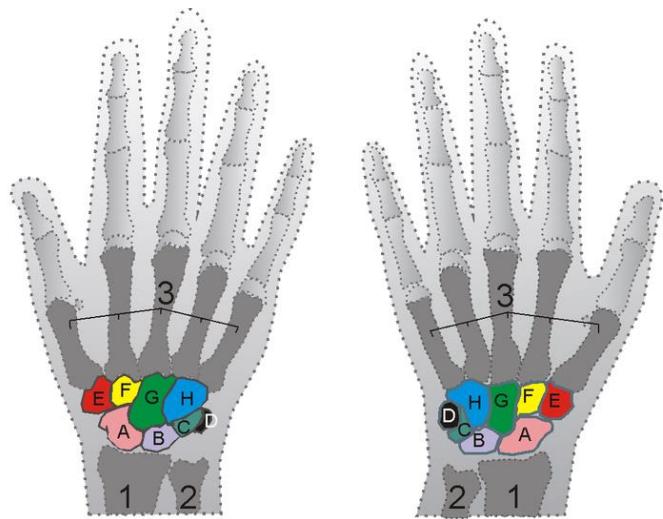
6.1.1. מבנה מפרק כף היד

6.1.1.1. מבנה העצמות



איור 1-מבנה פנימי של כף היד – שרירים, גידים ורצועות

מפרק כף היד מורכב משמונה עצמות קטנות המקבצות בין עצמות האמה (הגומד והחישור) לעצמות המסרק. צורתן של עצמות כף היד אינה סדירה, עם זאת, ישנו מספר מאפיינים משותפים לרובן: לכל העצמות (למעט עצם העדשה) ישיה פנים. הפנים הקדמיים (שפוניים לכיוון כף היד) והפנים האחוריים (שפוניים לכיוון גב כף היד) מחווספים מהיוותם אזור אחיזה לרצועות שונות. הפנים המרוחקים והמקורבים הינם חלקים ללא גבשותות. הפנים הצדדים והתיוכנים חלקים במידה ויש עצם שכנה באותו כיוון או מחוספסים וגבושים אם אין עצם שכנה. [1]



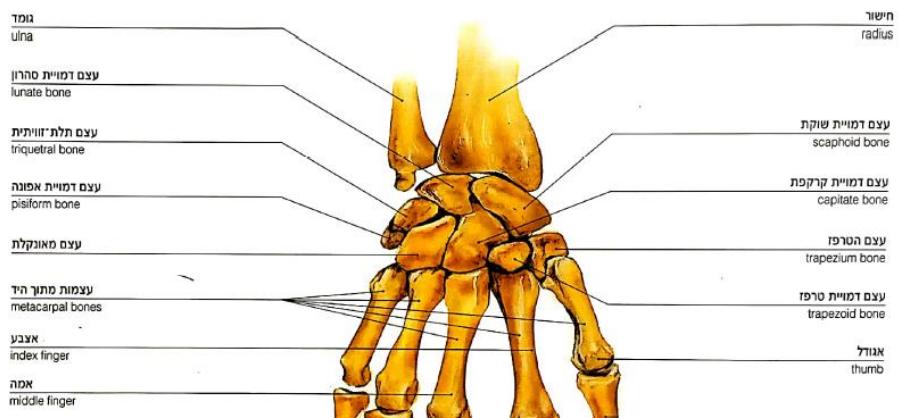
איור 2- עצמות מפרק כף היד

כף יד ימין משמאלי מבט אחורי, מימין מבט קדמי. A- עצם הסירה, B- עצם הסהר, C- עצם הטרייז, D- עצם העדשה, E- העצם רבת הזרויות הגדולה, F- העצם רבת הזרויות הקטנה, G- עצם הפיקן, H- עצם האנקול. 1-חישור, 2-גומד, 3-עצם המפרק.

את עצמות שורש כף היד מחלקים לשתי קבוצות על פי מקומן: השורה המקורבת והשורה המרוחקת.

השורה המקורבת (Proximal row) כוללת את עצם הסירה (Os scaphoideum), עצם הסהר (Os lunatum), עצם הטרייז (Os triquetrum), ועצם העדשה (Os pisiforme). העצם הסירה ועצם הסהר מחוברות בעזרת מפרקים בין קבוצת העצמות של שורש כף היד לחישור ולגומד. למורות קרבת עצם הטרייז לגומד היא אינה מופרקת אליה. עצם העדשה, היא למעשה עצם ססמיידית והיא בעלייה משטח מפרק יחיד (עם עצם הטרייז).

השורה המרוחקת (Distal row), כוללת את העצם רבת הזרויות הגדולה (Os trapezium), העצם רבת הזרויות הקטנה (Os trapezoideum), עצם הפיקן (Os capitatum), ועצם האנקול (Os hamatum).



איור 3 - כף ימין מבט אחורי

6.1.1.2 מבנה הרצועות

תפקיד הרצועות בגוף האדם ובמפרק כף היד הוא לקבע את קצות העצמות באזורי המפרק ולהחזיק את שני המשטחים הסחוסיים צמודים זה לזו. באנטומיה, רצועה היא מבנה המורכב מרקמת חיבור צפופה ומאורגנת. הרצועות בנויות בדומה לגידים: עיקר הרכבן הוא סיבי קולגן ומעט סיבים אלסטיים המסודרים במקביל, לייצור מבנה בעל כושר עמידה גבוה למאפיין מתיחה ציריים (עומסים המופעלים לאורך ציר המבנה). ברוב הרצועות הרקמה מסודרת בצורות של סיבים- אשר מסודרים בכיוונים מסוימים על פי סוג התנועה שעליהם לשאת. בין הסיבים נמצאים תאי נבט ליפיים (פיברובלסטיים) האחראים לייצור סיבי קולגן חדשים ולתיקון סיבים שנפגעו.

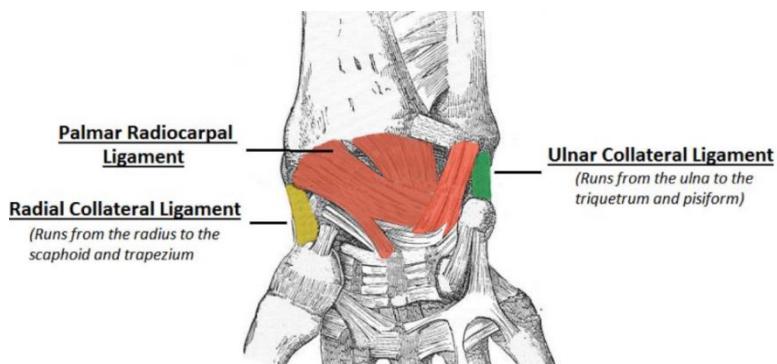
העצמות של מפרק כף היד מחוברות ביניהן על ידי רצועות קצרות וחזקות. ישן רצועות "פנימיות" שמחברות בין שתי עצמות באופן ישיר, ויישן רצועות "חיצונית" ארוכות יותר אשר משרות בין מספר עצמות.

רצועות אינן מסוגלות להתקכווץ, והן מלאות תפקיד סטטי וסביל במבנה הגוף. אפשר למתוח אותן מעט על ידי תנועת מפרקים, וכשזה קורה הן נעשות הדוקות יותר עד שאין עוד אפשרות תנועה. [22]

רצועות במנך כף היד מחולקות לארבע קבוצות עיקריות של רצועות. קבוצה רצועות אחת לכל צד של המפרק.

- נמצאת מצד הקדמי של מפרק כף היד. הרצועה מחברת עצם החישור (Radius bone) לשתי שורות העצמות, המקורבת והמרוחקת, של שורש כף היד. תפקידיה, מלבד הגולדת היציבות במפרק, הוא להבטיח כי היד עוקבת אחר האמה בתנועת סופינציה (supination).

- נמצאת מצד הקדמי של מפרק כף היד. הרצועה מחברת עצם החישור (Radius bone) לשתי שורות העצמות, המקורבת והמרוחקת, של שורש כף היד. תפקידיה, מלבד הגולדת היציבות במפרק, הוא להבטיח כי היד עוקבת אחר האמה בתנועת פורונציה [1] (Pronation) .

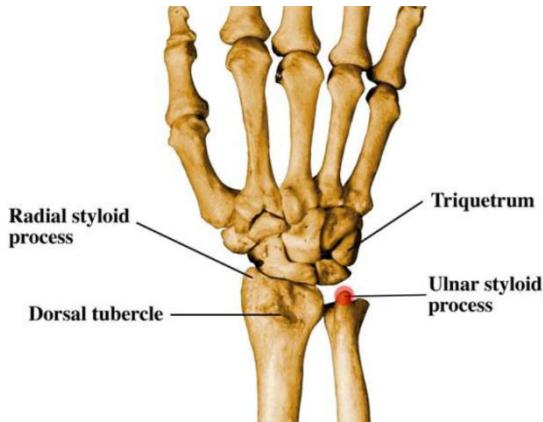


איור 4-רצועות במפרק כף היד, מבט קדמי

- הרצועה מחברת עצם ה - **Ulnar collateral** העצם הבולטת הנמצאת מצד החיצוני של מפרק כף היד (לעצם הטרייז Os triquetrum) ועצם העדשה (Os pisiforme) , תפקידיה של רצועה זו הוא לעבוד בסינרגיה עם שאר רצועות הקבוצה ולוודא שմפרק כף היד אינו מבצע תנועות צדדיות מוגבלות היכולות לגרום לתזוזה של העצמות.

- הרצועה מחברת עצם ה- **Radial collateral** העצם הבולטת הנמצאת מצד הפנימי של מפרק כף היד (לעצם הסירה Os caphoideum) ועצם רבת עמוד 17 מתוך 106

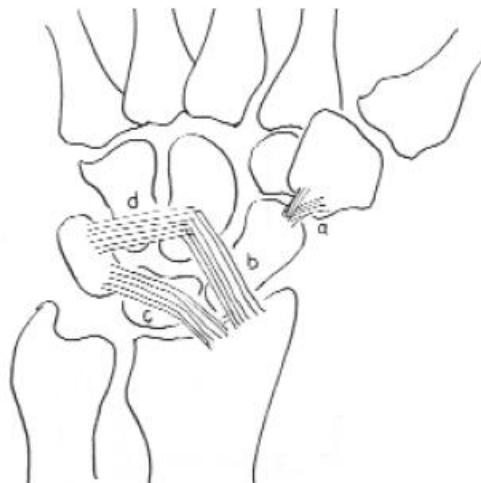
הזרזיות הגדולה (Os trapezium), תפקידה של רצואה זו הוא לעבוד בסינרגיה עם שאר רצאות הקבוצה ולודא שmphרְקָק כף היד אינו מבצע תנועות צדדיות מוגזמות היכולות לגרום לתזזה של העצמות.



איור 5- עצמות בmphרְקָק כף היד, מבט אחורי

תנועת עצמות הקרפליות ביחס לשכונתייה מוכבתת באמצעות הרצאות, ובאמצעות המשטחים המשותפים הרלונטיים. הסידור של העצמות הקרפליות והרצאות שלן משמשות לייצוב מפרק כף היד.

רצאות אלו הן למעשה המיצב העיקרי של mphרְקָק. קרע ספכיפי ברצאות אלו עלול לגרום לתפקוד לקוי של mphרְקָק. במקרה חלוקה לא תקינה של כוחות בתוכו עלולה להוביל לכאב בשורש כף היד ולדלקת פרקים. [23]



- a) Ligamentum scaphotrapezio-trapezoideum
- b) Ligamentum radioscapheocapitatum
- c) Ligamentum radioluno-triquetrum
- d) Ligamentum triquetro-hamateocapitatum

איור 6 - הרצאות האחראיות על יציבות העצמות הקרפליות.

הבדלים בין רצאות כף היד נראים גם בקנה מידה היסטולוגי (תחום בביולוגיה החוקר את מבנה הרקמות). נמצא כי הרצאות הרדיאליות של היד (radial wrist ligaments) הם

מורכבות מוחבילות קולגן צפוף (חלבון), בעוד שהרכזות בצד הקדמי של המפרק (dorsal wrist ligament) היכלו שפע של עצבים ומכוונים.

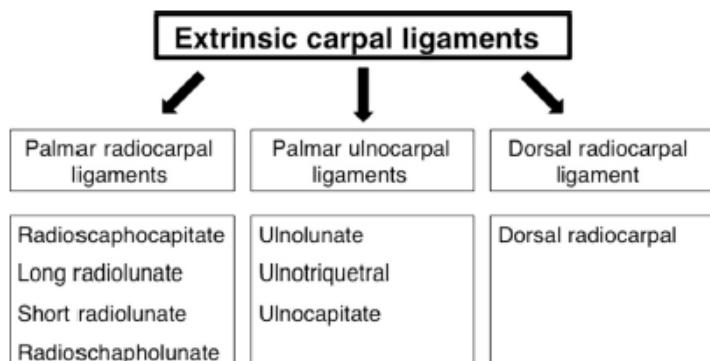
בעקבות זאת רצועות מסוימות יכולות להיות יותר קריטיות במתן יציבות לכרפויו, שכן שמונה העצמות אשר יוצרת את שורש כף היד, בעוד האחרות עשויות לשמש יותר למטען פונקציונליות שונה.

כל עצם, יוצרת מפרק עם שכנתה- עם עצמות האמה מצד אחד או עם עצמות האצבעות מנוגד. רשת של רצועות מסועפות, קשורות את עצמות שורש היד והאצבעות לממבנה רצוף ויציב. על גב הרצועות ומעטיפות המפרקים, עוביים הגידים המאפשרים תנועה של שורש היד והאצבעות.

רצעות קרפליות חיצונית

רצעות אלו מחברות בין עצמות האמה לבין עצמות הכרפויו. מכיוון שאין רצועות dorsal בין עצם הגומד לבין עצמות הכרפויו, עצמות חיצונית אלו מחולקות ל-3 קבוצות:

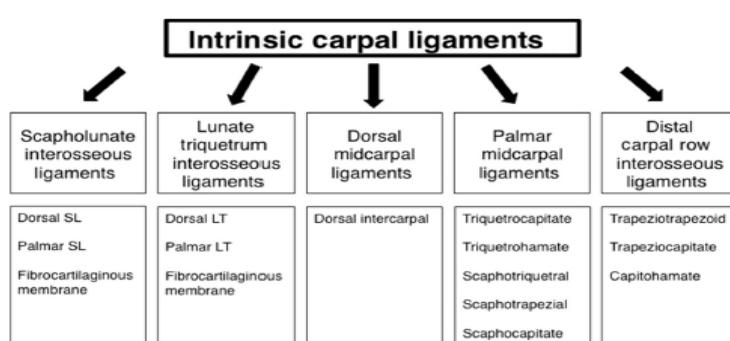
- Palmar radiocarpal ligaments
- Palmar ulnocarpal ligaments
- Dorsal radiocarpal (DRC) ligaments



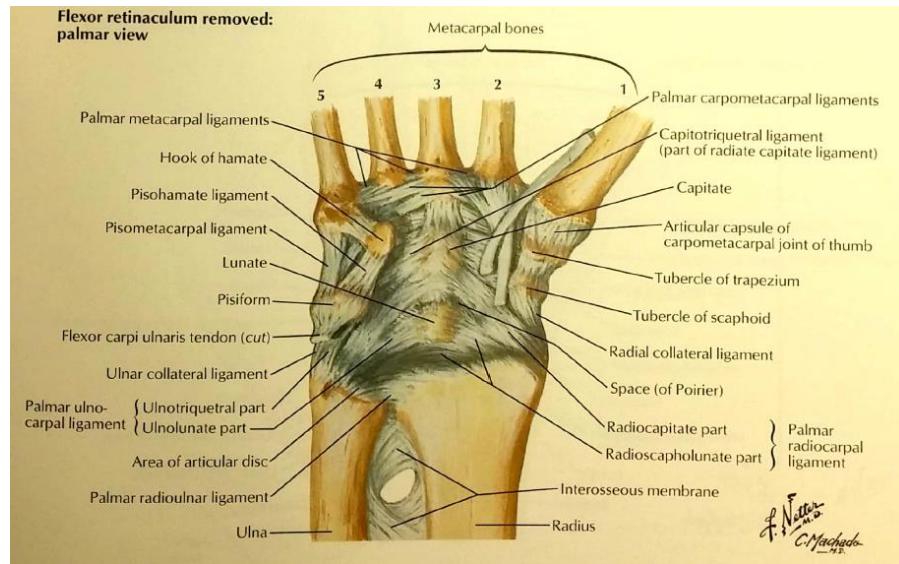
איור 7- חלוקת הרצועות הקרפליות החיצונית

הרצעות הקרפליות הפנימיות

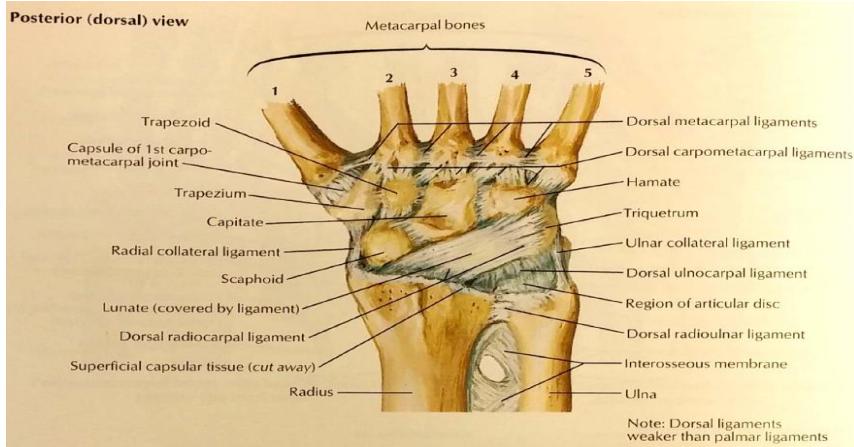
רצעות אלו מחברות את 2 שורות עצמות מפרק כף היד. סה"כ שבע רצועות זהות כחולפות או מחברות את עצמות ה- scaphoid או עצמות ה- lunate עם זאת, רצועות SLIO ו- LTIO הן נחשות כמייצבות עיקריות של השורה המקורבת [24].



איור 8- רצועות פנימיות



[25] איזור 9- מבנה הרצעות בכף היד- מבט קדמי (Palmar view)



[25] אירור 10 - מבנה הרצועות בקף היד (Dorsal view)

6.1.1.3. מבנה הגידים

כלי

ג'יד הוא אגד קשיח של רקמות חיבור סיבית. התפקיד של הג'יד הוא לחבר את השדריר אל העצם ולהעביר כוח לביצוע תנועה.

Flexor Carpi Radialis (FCR) – גיד זה הוא אחד משני הגידים האחראים לביצוע פעולה של המפרק. הגיד בצדו האחד מחובר אל שריר האמה, ממשיר בתוך מרכז האמה, חוצה את עצמות מפרק כף היד ומתחבר אל בסיס עצמות האצבע השנייה והשלישית. כמו כן, הגיד מחובר אל אחת מעצמות מפרק כף היד אל עצם רבת הزاויות הגדולה.

Flexor carpi Ulnaris (FCU) - זהו הגיד השני האחראי על ביצוע פעולה הcupping של המפרק. הגיד בצדו האחד מחובר אל שריר האמה, ממשיך בצד האמה (מצד האצבע הקטנה), חוצה את עצמות מפרק כף היד ומתחבר אל האצבע החמישית בעצמות כף היד. כמו כן, הגיד מחובר אל אחת מעצמות מפרק כף היד אל עצם העדשה.

Palmaris Longus Tendon (PLT) - לגיד זה פונקציונאליות קטנה מאוד, 4-5 אוחז מהאוכלוסיה בעולם אין את הגיד הזה. אצל שאר האוכלוסיה הגיד קיים באורכים שונים.

הגיד בצדו האחד מחובר אל שריר האמה, ממשיך לתוך מפרק כף היד ומת לחבר אל פסיה פלמרית הנמצאת בכף היד (דמויות גיד שטוח שמחברת בין הרקמות הרכות בתוך כף היד לעור שמעליו ומונעת את תזוזתו החופשית של העור). בנוסף לכך, גיד זה משמש להשתaltung ולטיפולים כאשר ישנה בעיה בגידים האחרים.

Extensor Carpi Radialis Brevis - נקרא גם ECRB, הוא אחד משלושת הגידים הפעילים בסינרגיה בכך לבע את פעולה ההפיפה חזירה (לכיוון גב כף היד) של המפרק. הגיד בצדו האחד מחובר אל שריר האמה, ממשיך בצד החיצוני של האמה (בצד האגדול) ומת לחבר אל בסיס עצמות כף היד. גיד זה קצר וubah יותר מגיד ECRL.

Extensor Carpi Radialis Longus - נקרא גם ECRU, פועל יחד עם ECRB ו- ECU בצד לבע את פעולה ההפיפה חזירה (לכיוון גב כף היד) של המפרק. כמו כן, הגיד פועל יחד עם ECRL בצד כפיפה של המפרק בכיוון האגדול. הגיד בצדו האחד מחובר אל שריר האמה (גב האמה) ומת לחבר אל בסיס עצמות כף היד. גיד זה ארוך ודק יותר מ- ECRB.

Extensor Carpi Ulnaris - נקרא גם ECU, פועל יחד עם ECRB ו- ECRL בצד לבע פעולה מתיחה של המפרק בכיוון האצבע הקטנה (זרת). הגיד בצדו האחד מחובר אל שריר האמה (גב האמה), ממשיך דרך חריץ בעצם הגומד ומת לחבר אל בסיס עצמות כף היד.

באופן כללי ניתן לחלק את הגידים הדומיננטיים העובדים במפרק כף היד לשתי קבוצות עיקריות- הגידים המכופפים והגידים המאריכים.

הגידים המכופפים של האצבעות מאפשרים את כיפוף מפרק הaczבעות. כיפוף האצבעות מאפשר לפיתה והחזקת חפצים. פגיעתם תדירה, בדרך כלל בגלל חתך או לעתים נדירות בגלל קריעה עצמנית של הגיד. קיומם קיימים נITCHIM אשר מאפשרים פרוצדורה פתוחה בה נחשף הגיד המכופף הפגום ובאמצעות תפירה ניתן להחזירו למוקום בפוזיציה הרצiosa. מבחינה אנטומית, הגידים המכופפים מתחילה באמה בשיר המкопף the flexor muscle ומתפצלים קצת לפני התעללה הקרפלית, עוברים דרך ושם מתפצלים באוריגינטיזה של עצמות המפרק בהתאם.

בתמונה הבאות ניתן לראות בבירור את סידור הגידים המכופפים בפרק. באצבעות עצמן הגידים נשארים המקומם באמצעות אלמנטים המכונים "גלאגולות".



איור 11- הגידים המכופפים

הגידים המאריכים הם אלו המאפשרים ליד לבצע את תנועת הארכה (Extension). גידים אלו מתחילהם באמה בשיר המאריך אשר סייעו תורם למתייחת הגידים ובוסף של דבר את תנועת האצבעות.

בתמונה ניתן לראות את החיבור הייחודי של הגידים המאריכים לעצמות המברך ולאצבעות עצמן.



איור 12-הגידים המאריכים

ניסויים ומחקרים על גידים

בניסוי מתיחה שנערך בשנות השישים בלואיזנה, ניו-אורלינס באוניברסיטה טוליין, [30] שבו נבדקו רכਮות גיד טריות וגם כאלו שהוקפאו, הושגו עיקומות אמינות של מאץ-עיבור עבור הגידים המאריכים והמכופפים. בניסוי, בין היתר הראו כי מתכונים גראפים שונים עבור גידים שנבחנו 12 שעות לאחר הכריתה לעומת גידים שנבדקו 24 שעות לאחר הכריתה. שכן הגידים המאריכים הטריים יותר הראו חזק גבוה יותר בתחלת המתיחה ולאחר מכן נעשו יותר אלסטיים (בתחילת הראeo מודול יאנג של psi 400,000psi ולקראת הסוף מודול יאנג של psi 67,000psi) בעוד שהגידים הפחות טריים הראו לקראת סוף המתיחה מודול אלסטיות גבוהה יותר מאשר הגידים הטריים (psi 215,000psi). עבור הגידים המכופפים התקבלו תוצאות דומות- עבור הגיד המכופף הטרוי תחילת נצפה מודול אלסטיות של psi 105,000psi כאשר הגיד הפחות טרי הראה תחילת psi 83,000psi.לקראת סוף הניסוי הגיד הטרוי היה עם psi 57,200psi בעוד שהגיד הלא טרי הראה מודול יאנג גבוה יותר של psi 190,500psi (כלומר התחזק עם המתיחה!). ככלומר, ניתן לנתח מעניין ממד המבדיל בין גיד טרי ללא טרי. הגידים הטריים, הן המכופפים והן המאריכים הראו מגמה חיובית של אלסטיות במהלך ניסוי מתיחה, ככלומר, הגידים מתאפיינים בכך שלאורך זמן מתיחה מסוים הם נעשים יותר ויותר אלסטיים קרי מודול יאנג נמוך יותר [[ראה 30](#)].

להלן גרפים של דיאגרמת מאץ-עיבור של גידים:

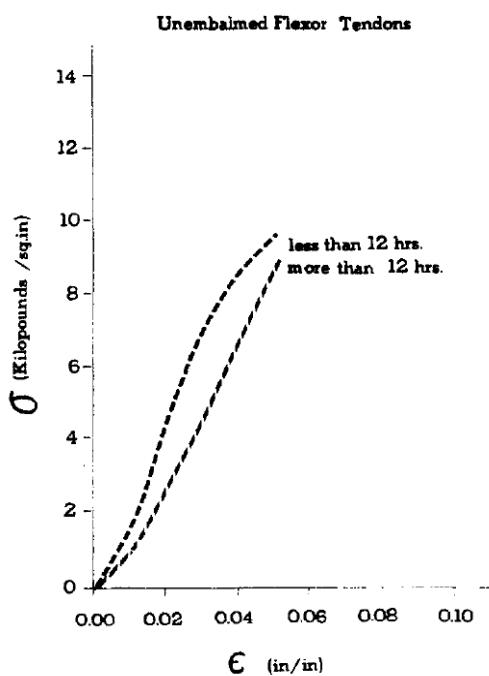


Fig. 5. Statistically derived stress-strain curves for flexor tendons tested within 12 hrs after amputation of leg and between 12 and 24 hr after amputation.

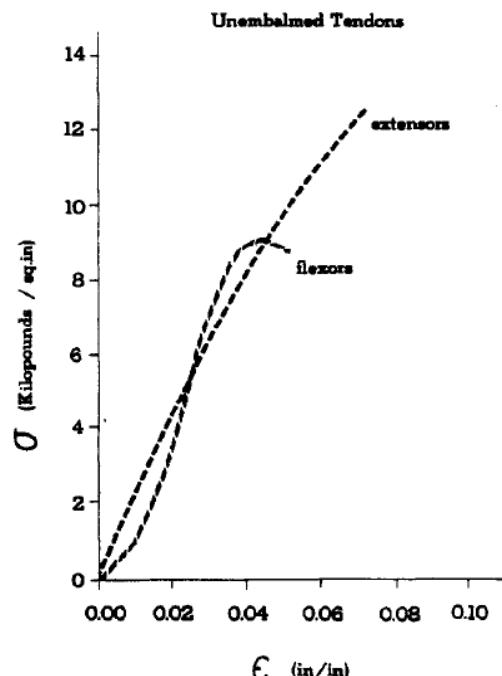


Fig. 3. Statistically derived stress-strain curves for the flexor and extensor tendon studied. The curve for flexor tendons was derived from twelve tests and that for extensor tendons from forty-two tests.

[איור 13 - גראף מאץ – עיבור של גיד אמיתי שהוצע מהגוו \(לא חומרים כימיים שפגעים בתכונות החומר \[30\]\)](#)

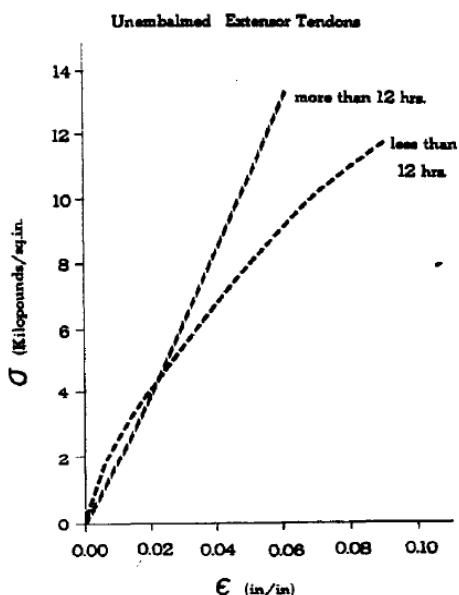


Fig. 4. Statistically derived stress-strain curves for extensor tendons tested within 12 hr after amputation of leg and between 12 and 24 hr after amputation.

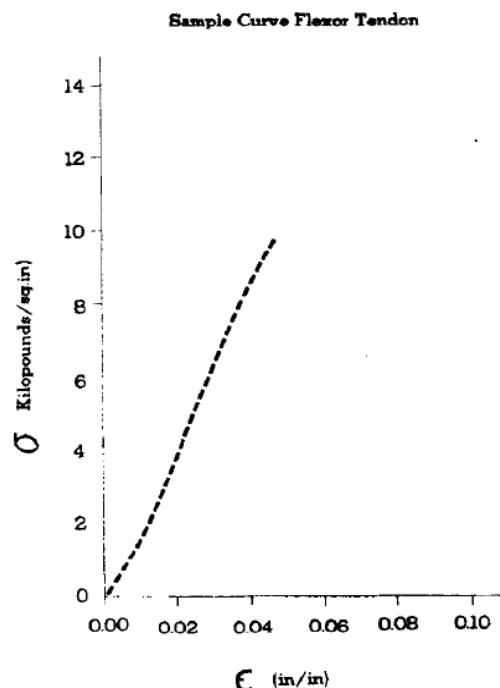


Fig. 5. Statistically derived stress-strain curve for one flexor studied.

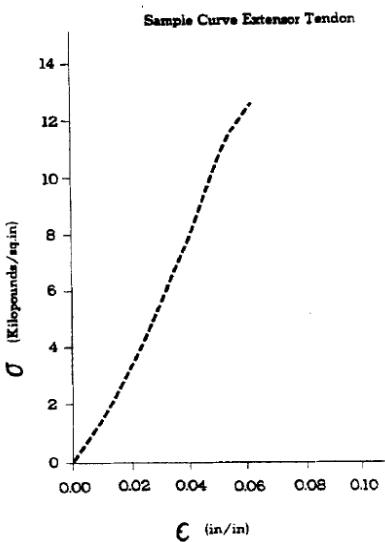


Fig. 6. Statistically derived stress-strain curve for one extensor tendon studied.

איור 14 - גרפ' מאמצ' - עיבור הגידים המאריכים [30]

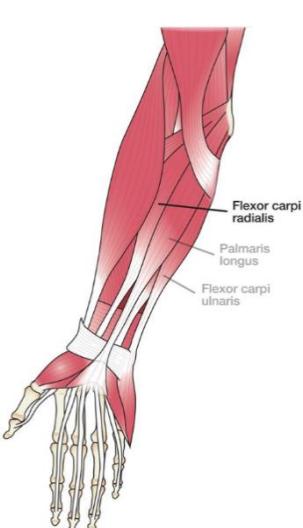
מאפיינים מכניים של הגידים

בכדי לבחור חומרים מתאימים אשר ידמו את הגידים השונים בצורה הטובה ביותר, ראשית, علينا להבין מה הם הערכים של הפרמטרים המכניים העיקריים של הגידים. הערכים אוטם נחפש הם מודול אלסטיות, קושיות, מאמצ' כניעה, UTS ועוד.

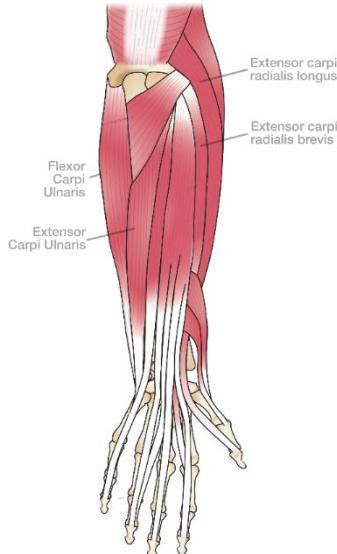
מהניתוי הנ"ל משתמש כי מודול האלסטיות של הגידים המאריכים נע בטווח של 100,000-225,000psi כאשר בתחילת המתייחה התקבל הערך הגבוה ולקראת הסוף הערך הנמוך, כלומר, הגידים המאריכים הולכים ונעשה יותר אלסטיים עם המתייחה. בעוד שמודול האלסטיות של הגידים המכופפים נע בטווח של 69,000-370,000psi כאשר הערך הנמוך

הוא הערכ התחלתי והערכ הגובה הינו הערכ הסופי. כאמור, הגידים המכופפים נעשים חזקים יותר ופחות אלסטיים מאשר המתיחה. נתן זה הינו קריטי לצורך בחירת החומר, שכן נאלץ לבחור שני פולימרים שונים בטוח מודול האלסטיות הרצוי בעוד שחומר אחד מתחזק עם מתיחתו והחומר השני נחלש ונעשה אלסטי יותר עם מתיחתו.

8159-Ultimate Tensile Strength (UTS) - הגידים המאריכים הראו ממץ בטוח של 8700-18,000psi בעוד שהגידים המכופפים הראו בטוח ממצים של 13,392psi נתונים אלו הינם קריטיים ביותר עבור בחירת חומרים נכונים עבור מודל מדויק ככל הניתן.



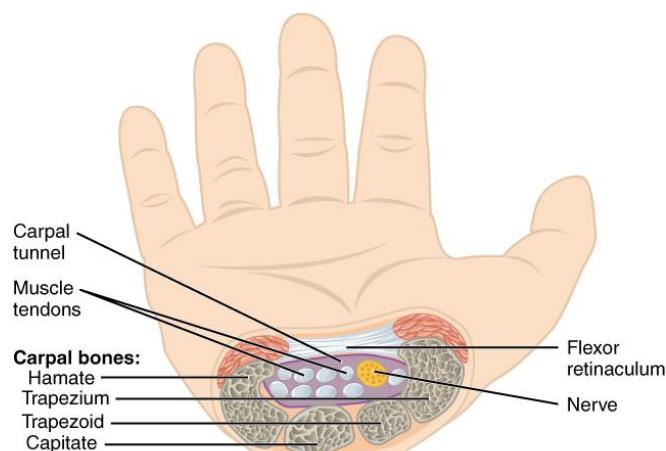
איור 16 - גידים בذرע ובגב הזרע



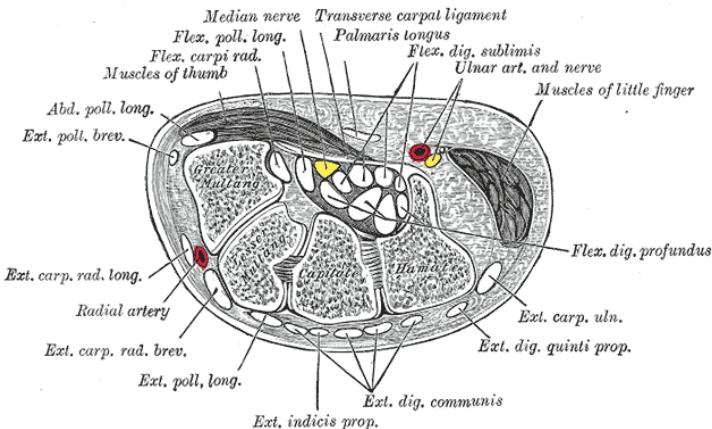
איור 15 - גידים בذرע וגב הזרע

התעלת הקרפלית Carpal tunnel

תעלת אנטומית צרה שרצפתה בעצמות שורש כף היד ותקرتה עשויה מרצואה של רקמת חיבור קשה. בתוך התעלת מספר מבנים העוברים מהאמה לכף היד: הגידים של שני השרירים מכופפי האצבעות, השטחי והעמוק, ביניהם עצב התווך (אחד מהעצבים העיקריים של הגוף העליון), וכן גיד שריר מכופף האגדול הארוך..

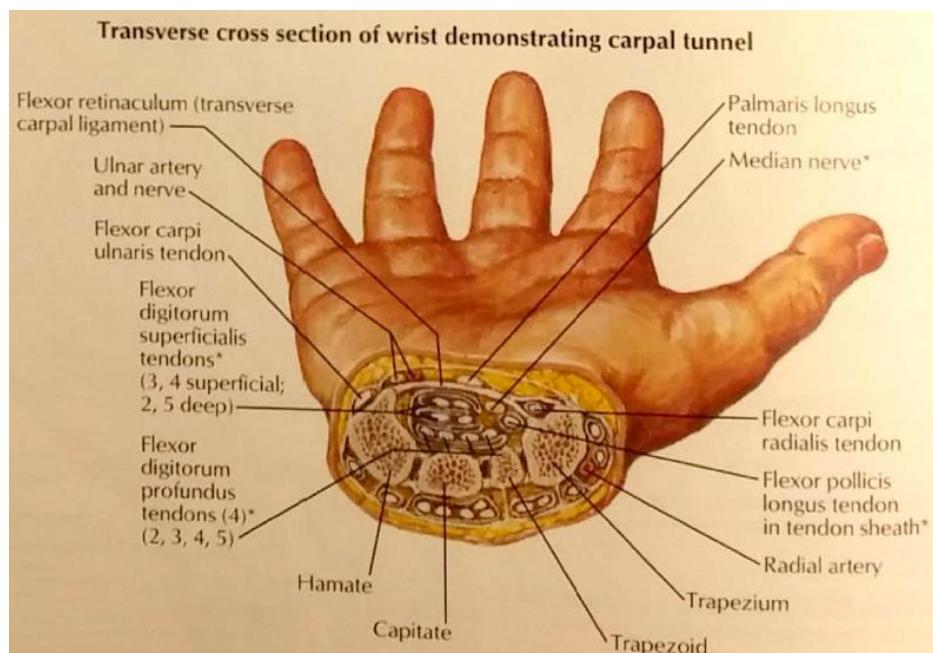


איור 17 - עצב התווך מסומן בצהוב, מסביבו זהה התעלת הקרפלית



איור 18- חתך של כף יד המציג את התעלת הקרפליות

המבנה האנטומי של תעלת שורש כף היד מורכב מהצד הגבי [האחורי] של כף יד מ-4 עצמות מתוך 8 עצמות שורש כף יד, ובצד קדמי של כף יד נמצאת רצועה רחבה בתווך חלל תעלת שורש כף יד עוביים 10 גידים ועצב אחד הוא עצב מדיאנוּס. אם אחד מ-9 הגידים הארוכים המכופפים מתנפח או מתנוון, מצויים שטח התעלת עלול לגרום לעצב התווך להיות דחוס, בעיה רפואי נפוצה הנkirאת תסמונת התעלת הקרפליות. בדרך כלל היא כוללת תופעה של תפיחת הגידים המצויים בתעלת.



איור 19- הגידים בתעלת הקרפליות

- גיד קופף האగודל הארוך (flexor pollicis longus)
- ארבעת גידי קופף האצבעות העמוק (flexor digitorum profundus)
- ארבעת גידי קופף האצבעות השטחי (flexor digitorum superficialis)

6.1.1.4. הסחוס במפרק כף היד

תפקידו של הסחוס הוא לספק משטחים חלקים לתנועת העצם בין המפרקים שכן לסתום מוקדם חיכוך קטון, בנוסף לכך, הסחוס משמש לבילמת עצוזעים. הסחוס נמצא בקצוות של כל עצם בגוף וכן נמצא סביר כל שמנת העצמות שבמפרק כף היד, כמו כן, הוא קיים בקצוות עצמות האמה (עצמות החישור והגומד) ובקצוות עצמות האצבעות. במפרק האנושי קיים איזון עדין בין כוחות הגורמים להרט הסחוס המפרק'י לבין גורמי גידלה הפועלים לשיקומו. במרבית המפרקים הסינובייטיים בגופנו מספק הסחוס תכונות ביומכניות אלו למשך שמנה עשורים ויתר. אף חומר סינטטי שנוצר עד היום, לא הצליח להחליף את המשטח המפרק'י מכוסה הסחוס בצורה טובה [28,29].

מבנה הסחוס

הסחוס הינו רקמת חיבור סיבית וצפופה הבנוייה מתאים וסיבים. בין תאי הסחוס מונחים הסיבים כשחומר היסוד השקוּף מלא את כל המרוחקים שבין התאים לבין הסיבים.

מבנה הייחודי של הסחוס המפרק'י מאפשר לו לתקוף כmesh עם מוקדם חיכוך נמוך, בעל יכולת ספיגת ופיזור עצוזעים מצוינת ועמידות גבוהה בפני כוחות גזירה. הסחוס המפרק'י הוא למעשה חומר דו פאדי המורכב משלב מטריצה מוצק (~ 20 אחוז מסמת הרקמה) ושלב נזול ביניים (~ 80 אחוזים). התכונות המכניות המהוות של כל שלב כמו גם האינטראקציה המכנית בין שני שלבים אלה מעניקות לרקמה את ההנהגות הריאולוגית שלה. [28] המרכיבים העיקריים של הסחוס הם מים, פרוטואגליקנים ומולקולות קולגן. רכיבים אלו עם חלבונים וגlikופרוטטאים נוספים מknim לסתום את תכונותיו הייחודיות.

כוחות וקינמטיקה בסחוס

לסתום הנהגות ייסקו אלסטית. לחומרים ויסקואלסטיים יש 2 תופעות אופייניות בהנהגותם שבולטים גם בסחוס:

azimuth - זחילה היא תופעה בה המתיחות גדלה עם הזמן, בעוד הלוחץ נשאר קבוע.

הרפיה - תופעה בה יש ירידה בלוחץ עם הזמן בעוד המתוח נשמר קבוע.

הנהגות זו חשובה מאוד לטובת הקינמטיקה של המפרקים בכלל ובפרק כף היד (עם מספר רב של איברים) בפרט.

הנהגות ויסקואלסטית לא ליניארית של הסחוס מקשה מאוד על מידול ומשנה את ההנהגות הקינמטית במודלים.

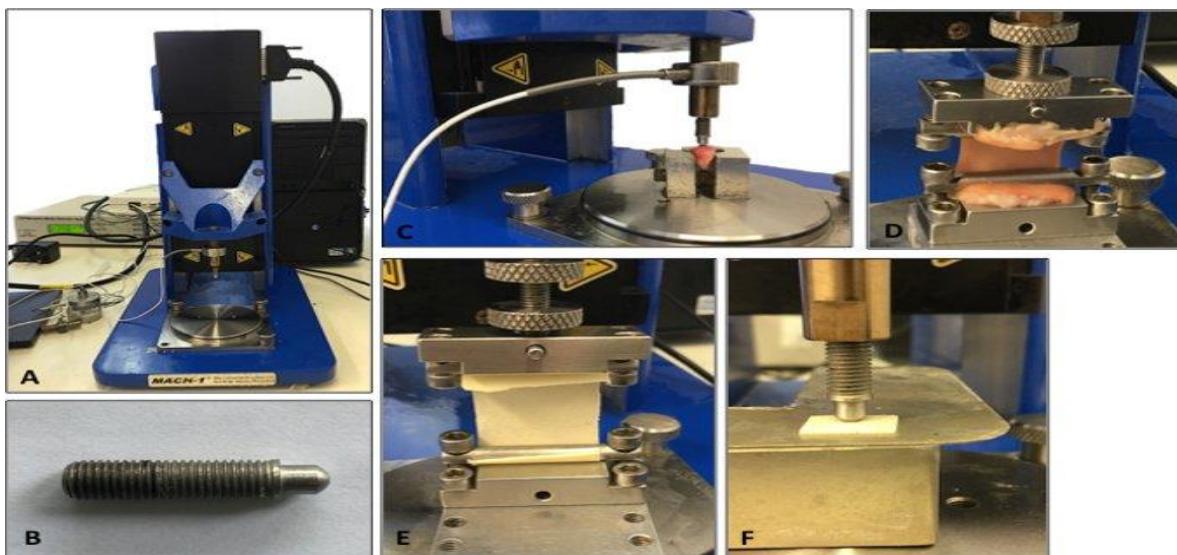
שילוב של הנהגות אופיינית צזו של הסחוס המפרק'י במודלים עתידיים עשויה לספק תוצאות מציאותיות ומדויקות יותר, אם זאת ניתן לקבל הנהגות דומה להנהגות בפועל.

ניסויים ומחקר אודות הסחוס

מדענים מהנדסים ורופאים בכל העולם מנסים ליצור סחוס סינטטי, לפי מחקר בו ניסו להדפיס סחוס במדפסת תלת מימד לבדוק את הקשיות של הסחוס ואת הדינמיקה שלו, להלן התוצאות שהתקבלו, תוצאות אלו יכולות לתת לנו סדרי גודל לתכונות הרצויות בבנו לחפש חומרים בעלי תכונות דומות לטובת המודל.

דחיסה מחזורת של סחוס של בקר באופן מחזורי ב 1 הרץ דוחה כ 9.6 MPa ואילו עבור סחוס ה- carpometacarpal התקבלה תוצאה של נזקשות דינמית של 7.0 MPa ב 1 Hz של דחיסה מחזורת דזואה. הקשיות הדינמית של סחוס הירך של מפרק האדם ב- 1 Hz דזואה להיות [4.5 MPa]. לפי נתונים אלו ניתן להסיק שיש מדפסות בעלות נזקשות דינמית תואמת לזה של הסחוס המפרק'י (ב- 1 Hz).

דרכים לחקור התכונות המכניות של רקמות ווחסמים ע"פ מחקר כוחות מתיחה ולחיצה[28]



איור 20-תרשים סכמטי כדי להמחיש מתודולוגיות דחיסה שונות

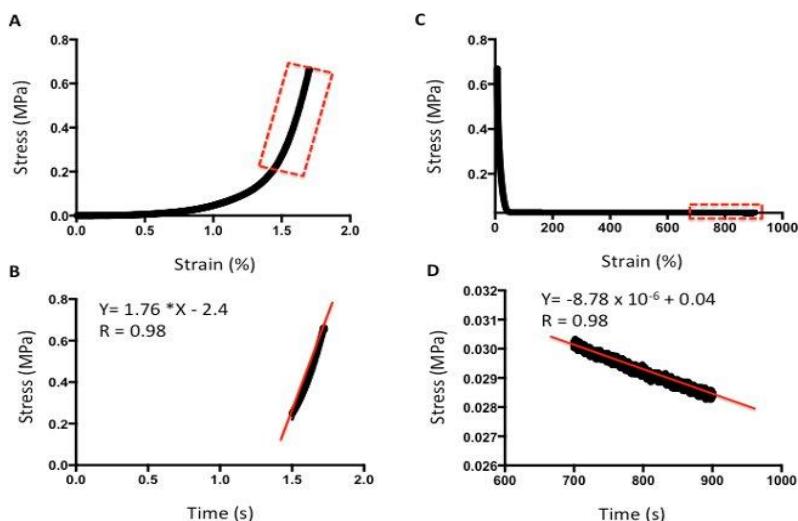
- א. בדיקת לחזה - עומס מופעל על שטח קטן של הסחוס באמצעות indenter שאינו נקבובי.
- ב. דחיסה מזוqua - דגימת הסחוס מושמת מלא נזול אוטם היטוב. הסחוס נתען אז דרך צלחת נקבוביית. מאז גם הוא אוטם, זרימה דרך הסחוס היא רק בכיוון האנכי.
- ג. דחיסה לא מזוqua - הסחוס נתען באמצעות צלחת שאינה נקבוביית על תא שאינו נקבובי, מאלצת את זרימת הנזול להיות רדיאלית בעקירה.

$$\text{Force (N)} = \text{load (N)} \times \text{acceleration} \left(\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right)$$

$$\begin{aligned} \text{Stress (MPa)} &= \frac{\text{force (N)}}{\text{area (mm}^2\text{)}} \\ &= \frac{\text{force (N)}}{\text{cross-sectional area of indenter (mm}^2\text{)} [\text{compression}]} \\ &= \frac{\text{force (N)}}{\text{cross-sectional area of sample (mm}^2\text{)} [\text{tension}]} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Strain (\%)} &= \frac{\text{length (mm)}_{\text{new}} - \text{length (mm)}_{\text{original}}}{\text{length (mm)}_{\text{original}}} \\ &= \frac{\Delta L (\text{mm})}{L_0 (\text{mm})} \end{aligned}$$

איור 21-נוסחאות המשמשות לחישוב תכונות מכניות דחיסה | מתיחה של רקמה או מבנה מהנדסים-רקמה. הנוסחאות המשמשות לחישוב כוח (N), מתח (%) (MPA), ומתח (%)



איור 22-דוגמאות לתוצאות ניסויי דחיסה של סחוסים מפרקיים של בני אדם

לפי מספר ניסויים בהם נבדקה חידירות הסחוס בהפעלת כוחות שונים התקבלו הכוחות הבאים [27]:

בממוצע של עשר ניסויי זחילה התקבלו: 0.09 ± 0.70 MN/m²

בממוצע של שש ניסויי מתיחה התקבלו: 0.03 ± 0.76 MN/m²



איור 23-סחוסים בין עצמות מפרק כף היד

הlatex – חומר עליון חשוב ל佗ת מידול הסחוס במודל הניסויי

כחלק מסקר הספרות החלתו לחזור גם על חומריםアイテム ניתן לעבוד בבואנו לממד את המפרק.

במהלך סקר הספרות מצאנו מחקר[30], בו מוסבר על הרכבים שונים של לטקס והשפעותיהם על תכונותיו המכניות.

טבלה 1-הרכב של לטקס טרי

Constituents	%
Rubber hydrocarbon	38
Protein	1.4
Carbohydrates	1.6
Lipids*	2.2
Inorganic constituents	0.5
Water	58.5

* Lipids include Glycolipids + phospholipids.

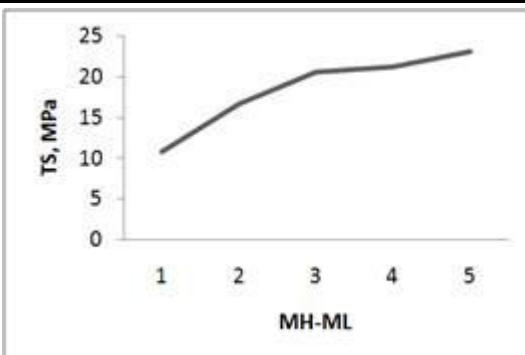
טבלה 2-הרכבים לחקר חומר Organocaolin בלטקס בסיס תרכובות גומי טבעי

Compound	Component	phr	phr	phr	phr	phr	Phr
Sieved natural rubber latex	latex (mixed with latex (mixed with 2phr latex (mixed with 4phr 40phr kaolin clay)) organokaolin) organokaolin)						

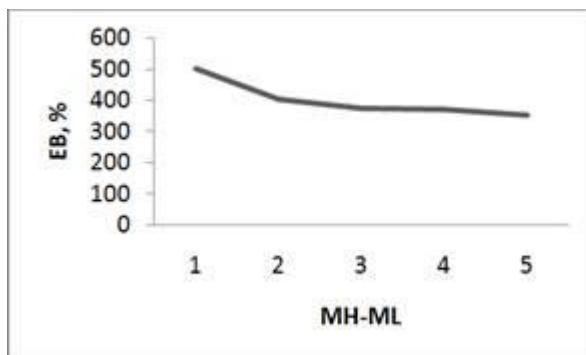
Paraffin oil	10	10	10	10	10	10
Zinc oxide	10	10	10	10	10	10
Stearic acid	2	2	2	2	2	2
6PPD	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
Wax	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
CBS	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6
Sulphur	2.8	2.8	2.8	2.8	2.8	2.8

טבלה 3- מאפיינים מכניים של גומי טבעי CEC-organokaolin 100% (תרכובות לטקס)

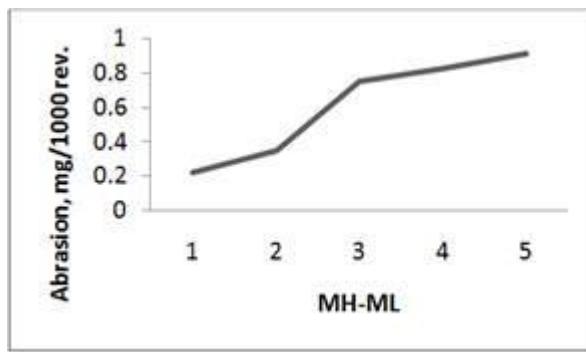
properties	Bulk clay, phr	Organokaolin, phr				
	40	2	4	6		8
M100	0.4	0.7	0.8	0.9		1.1
M300, MPa	1.3	1.7	1.8	1.9		2.1
TS, MPa	10.8	16.7	20.6	21.2		23.1
EB, %	510	401	374	368		351
IRHD	28	34	36	42		44
Abrasion, mg/1000 rev.	0.22	0.35	0.75	0.82		0.91



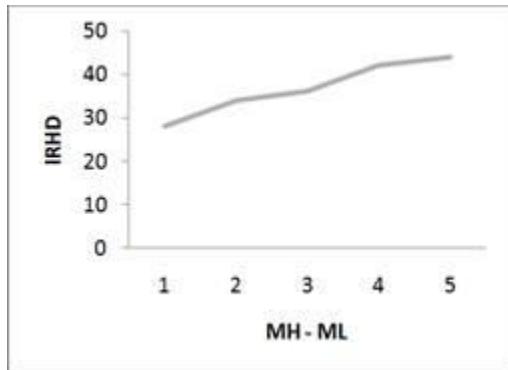
איור 24-היקף אינטראקציה גומי מילוי על חזק מתיחה (TS) של תרכובות לטקס בסיס לטקס.



איור 25-היקף ההשפעה גומי מילוי אינטראקציה על התארכויות על הפסקה,% של תרכובות לטקס בסיס לטקס.



איור 26-היקף של גומי מילוי אינטראקציה השפעה על שחיקה של לטקס על בסיס NR compounds

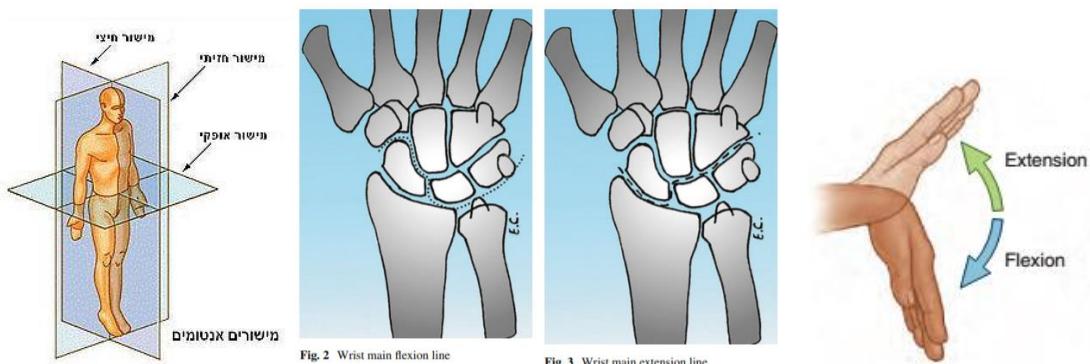


איור 27-היקף של גומי מילוי אינטראקציה השפעה על SRHD של תרכובות לטקס בסיס לטקס

6.1.2. ביו-מכניקה של מפרק כף היד

6.1.2.1. תנועת כפיפה ופשיטה (Flexion/Extension)

בזמן הפעלת הגידים הקרפלים האחראים לתנועת הארכאה/**קיזור** שתי שורות העצמות של המפרק נעות יחד בטוויה ונרכב. ככל שהתנוועה של שתי השורות נמצאת בכיוון המישור החיצי טווח התנוועה גדולים. בד"כ בזמן תנועת קיזור המרווה הרדי-קרפלி קטן ובזמן תנועת הארכאה המרווה המדי-קרפלி קטן. באירור 28 ניתן לראות את הקווים המציינים את המרווה המשתנה בין העצמות בתנועת הcpfיפה ובתנועה הארכאה. [4]



איור 28 - תנועת הארכאה/**קיזור**

6.1.2.2. תנועת הטיה אולנריית ורדיאלית של המפרק

בזמן הטיה כף היד במישור החזיתי, שתי שורות העצמות הקרפליות נוטות לאוטו כיוון כך שההטיה הרדי-אלטית או האולנרית של שתי השורות נסכמת והטווח גדול. במישור החיצי מתקיימות תנועות שונות. בהטיה רדי-אלטית במישור החיצי השורה התחתונה של העצמות מתכווצת והשורה העליונה מתארכת.

שתי התנועות המנוגדות אחת לשנייה מאפשרות הטיה כף היד במישור זה.

בנוסף, היכיווץ באזור ה- Scaphoid גורם להקטנה משמעותית בגובה של כל העצמות מצד הרדי-אלט עקב צמצום רוחחים והגדלה מצד האולנרי. בזמן הטיה אולנרית קורה בדיק ההפר- ישנה התארכות של השורה התחתונה והתקכווצות בשורה העליונה. [13]

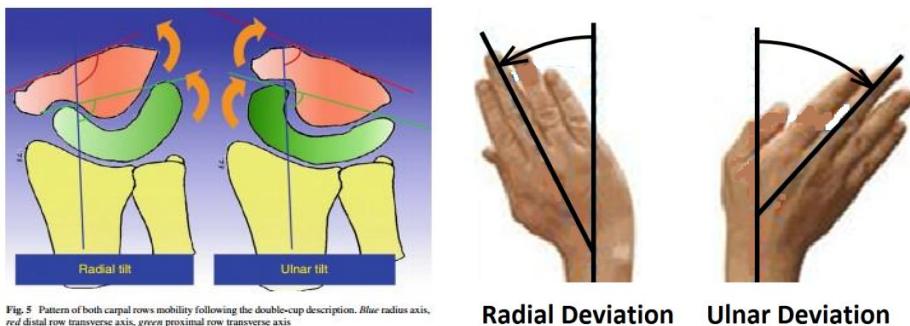


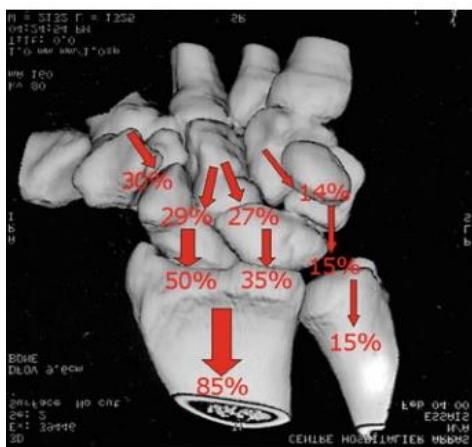
Fig. 5 Pattern of both carpal rows mobility following the double-cup description. Blue radius axis, red distal row transverse axis, green proximal row transverse axis

איור 29 - הטייה ימינה\שמאלת מישורי אנטומיים

6.1.2.3. ספיגה והעברה של מאמצים

כוויז השירים והמתיחות בגידים גורמים ללחיצה צירית ה"מנסה" להסיט את עצמות המפרק מקומן. מערכת של עשר רצזאות האחזת בעצמות המפרק מונעת את התפרקות. כוח לחיצה צירי מעבר בדרכ' אל עצם האמה ללא התשתת המפרק עצמו מה שמאפשר לשירים תמכה יציבה המאפשרת הזזה היד. התפלגות העומסים על העצמות אינה רנדומלית. ב! Error Reference source not found. מוצגת התפלגות העומסים עברו מפרק כף יד הנמצא בתנוחה ניטרלית.

בזמן תנועה התפלגות עלולה להשנות: בהטיה רדיאלית רוב העומס מעבר אל עצם Scaphoid (אולנרי) או פועלת אחיזה אל עבר עצם lunate [13]



איור 30 - מאמצים על המפרק

איזון שורת העצמות התחתונה (Proximal Row)

תנועת שורת העצמות התחתונה במפרק אשר באופן אוטומטי מושפעת מהארכה\קיצור\הטיה משאייה אותה באיזון קבוע. כוחות הלחיצה על העמודה הרדיאלית של העצמות מכוכים את העצמות. כוחות הלחיצה הפועלים על העמודה האולנרית של השורה התחתונה של Scaphoid (במובן של צמצום הרוחחים) וגורמים לכיווץ של כל השורה התחתונה של העצמות. כוחות הלחיצה הפועלים על העמודה הרדיאלית של העצמות מאריכים (במובן של הגדלת הרוחחים) את Triquetrumvruck שכל השורה מתארכת. בזמן פועלות אחיזה, הכוחות הרדיאלים מנוטים לכioוץ את שורת העצמות והכוחות האולנרים מנוטים להאריך את שורת העצמות כך שהם למעשה מבטלים אחד את השני והמפרק נמצא באיזון.

עוצם ה- Lunate נמצאת בשיווי משקל תחת לחץ – היא נשארת במקומם טבעי בזמן תנועה קיצור (הגורה תזוזה של עצם ה- Scaphoid ובזמן תנועת הארכה (הגורה תזוזה של עצם ה- Triquetrum).

מכיוון שרוב הכוחות הציריים עוברים לכיוון ה- Radius דרך ה- Scaphoid העומסים הגורמים לצמצום המרווחים סבב ה- Scaphoid גובהים יותר מאשר אלו הפועלים על העמודה [36] האולנריית של העצמות הגורמים להגדלת המרווחים סבב ה- Triquetrum.

תנועת "זריקת חץ" (DTM)

תנועת "זריקת חץ" היא אחת התנועות הנפוצות ביותר של המפרק בח' היום יומם. זהה תנועה טבעית המתבצעת תוך שימוש מינימלי בשירים ובמהלכה מתרחשות תנועות עקיפות – התארכות ריאלית והתקכוות אולנרית. תנועה זו משתמשת במידה רבה במפרק ה- Midcarpal הנמצא בין ארבעת העצמות העלייניות במפרק לבין העצמות התחתיניות. המבנה של עצמות ה- Scaphoid, Trapezoid, Trapezium והקינטיקה הימנית גורמים חשובים הגורמים לתנועת "זריקת חץ", או DTM, להוות יוטר ומובוקרט. במהלך ה- DTM ישנה תנועה מצומצמת יותר של עצמות ה- Scaphoid וה- Lunate מאשר במהלך תנועה טהורה של כפיפה התארכות או סטיה רדיואולנרית. מבחינה קלינית, תנועת זריקת חץ במשור בזווית 30° - 45° מהמשור החיצי (sagittal plane) מאפשרת המשך פעולה פונקציונלית של המפרק תוך כדי צמצום תנועה רדיואולנרית. הגבלת התנועה דרישה לעתים לצורך שיקום המפרק.

בשנת 2007 הוצע מחקר מקיף העוסק באפיון הביו-מכניקה של תנועת "זריקת חץ" והగורמים האנטומיים המשפיעים על ביצוע תנועה זו. [2] מהמחקר עולה שהתנועה מושפעת מגאומטריית המפרק, רצועות, גידים, ושרירים ויש להתחשב בהם במהלך תכנון השמל.

2.6.2. חקר מפרק כף היד

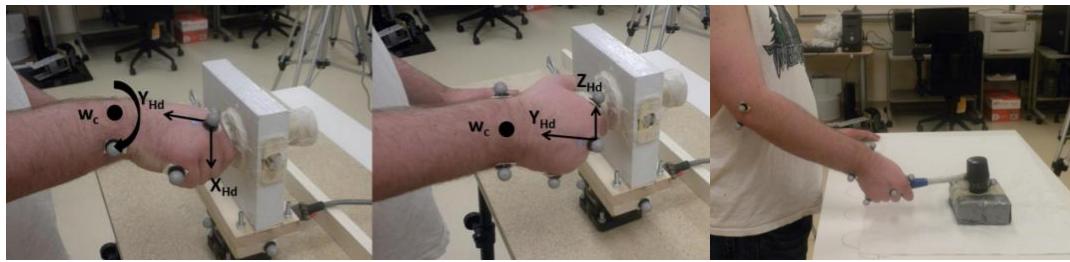
במחקר שהתבצע בשנת 2009 ע"י Patrick Roscher [5] נבדקה התנהגות המפרק בזמן ביצוע פעולות דינמיות יומיומיות. במהלך המחקר מודל מפרק כף היד כפרק כדורי אשר אפשר תנועות קיזור הארכה והטיה ריאלית אולנרית. לצורך החישובים הפרק מוקם בנקודות המרכז בין עצמות ה- Ulna ו- Radius.

המשוואת בה השתמשו עבור המפרק:

במהלך המחקר הוצמדו חישונים לכף היד של המתנדבים ונבדקו הזרויות המקסימליות הנדרשות עבור ביצוע פעולות בסיסיות עבור גברים ונשים וכן הכוחות שפעלו במישורים השונים בזמן הביצוע.



איור - 31 - תנועת הארכה/קיצור



איור 32 - חלק מהפעולות שנחקרו - (ימין) מכת פטיש (שמאל) פתיחת דלת

בטבלאות הבאות ניתן לראות את התוצאות שהתקבלו במחקר:

טבלה 4 - דויות מקסימליות ומינימליות יחסית בתנועות ראשיות לנשים וגברים

Activity	Motion	Max ($^{\circ}$) (Flex, Ulnar Dev, Pro)			Min ($^{\circ}$) (Ext, Radial Dev, Sup)		
		Male	Female	P-Value	Male	Female	P-Value
Flexion/Extension	Flex/Ext	64.8	64.3	0.86	-66.2	-67.0	0.83
	R/U Dev	7.2	7.8	0.87	-7.5	-11.9	0.20
Radial/Ulnar Deviation	R/U Dev	24.2	19.0	0.24	-27.4	-29.2	0.67
	Flex/Ext	0.82	8.2	0.17	-21.8	-28.0	0.43
Pronation/Supination	Pro/Sup	176.1	184.7	0.066	36.0	27.2	0.21
	Flex/Ext	22.2	24.6	0.82	-17.8	-17.5	0.95
Hammer	Flex/Ext	-1.8	-0.022	0.71	-48.3	-49.5	0.72
	R/U Dev	24.2	19.4	0.21	-8.8	-11.7	0.38

טבלה 5 - ממוצע דויות יחסית בפעולות ראשיות ושינויים עבור נשים וגברים

Activity	Motion	Max ($^{\circ}$) (Flex, Ulnar Dev, Pro)			Min ($^{\circ}$) (Ext, Radial Dev, Sup)		
		Male	Female	P-Value	Male	Female	P-Value
Isometric Push	Flex/Ext	-14.5	-14.6	0.9793	-40.147	-46.5	0.0709
	Rad/Uln Dev	4.4	2.9	0.16494	-11.209	-14.56	0.3367
Door-Opening	Pro/Sup	169.4	167.2	0.6277	104.4	101.1	0.8206
	Rad/Uln Dev	24.1	18.0	0.0325	-8.8	-13.0	0.2884
Jar-Opening	Rad/Uln Dev	19.9	20.2	0.948	-24.3	-26.4	0.6883
	Flex/Ext	29.6	43.6	0.0786	-35.1	-43.5	0.1551

טבלה 6 - כוחות ומומנטים מקסימליים שהתקבלו בכיוונים השונים

6.2.1. דויות תנעוה, כוחות ועומסים יומיומיים

מחקרים שונים [11] חקרו את המפרק מבחרנות הפעולות, העומסים והדויות הנוצרות בכל כיוון במהלך הפעולות היומיומיות והפונקציונליות הנדרשת ממפרק זה כפי שנitinן לראות באור הבא:



איור 33 – פעולות אחיזה יומיומיות שמשתמשים ולחצים על מפרק כף היד

עפ"י הנעשה ע"י M. L. Porter and Stockley [13], כדי להעריך את תנועת המפרק ופונקציונליות התנועה של דגם המפרק, נעשה שימוש במכשירים המבוססים על עקרונות ביומכניים.

לכל פרק (צומת) יש 3 מאפיינים: יכולת התנועה, העברת עומסים ושלוב בין השניים.

הסתכלות על תפקוד פרק כף היד חולק ל-3 אופנים :

- א. דינומטר שמודד מומנט סיבוב. [איור 35 – סוג נוסף של דינומטר]
- ב. מד זווית (גונימטר) תלת ממד אשר מודד תנועות זוויתיות אויבוביות.
- ג. ויגונומטר אשר משמש להערכת כוח אחיזה (ניתן להשתמש גם בדינומטר המודד כוח אחיזה. [איור 36 – ויגונומטר] איור 36 – ויגונומטר

ע"י אנליזות סטטיסטיות הוכח כי שלושת האופנים הנ"ל הינם הכרחיים להערכת תפקוד כדי לבצע פעולות יומיומיות וכל אחד מהם נחוץ לבחינה ובבדיקה במכשיר שונה.

א. динומטר מומנטים – הדינומטר תיעד את סיבוב האמה כאשר ישנה התנגדות למומנט פיתול. פועלה זו מסמלת פעולות יומיומיות רבות כמו סיבוב מפתח, פתיחת דלת ועוד. המכשיר כולל בתוכו שני מחרגים מכניים זהים המחוברים בציר מרכזי, האחד מתאים עבור התנגדות לסיבוב בכיוון השעון והשני עבור התנגדות לסיבוב נגד כיוון השעון. [איור 34 – דינומטר מומנטים]

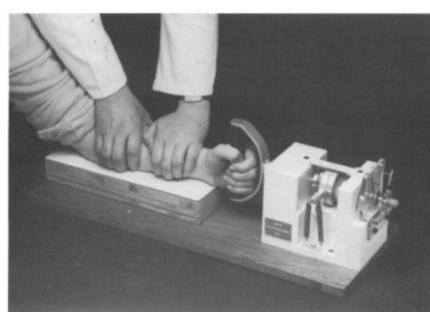


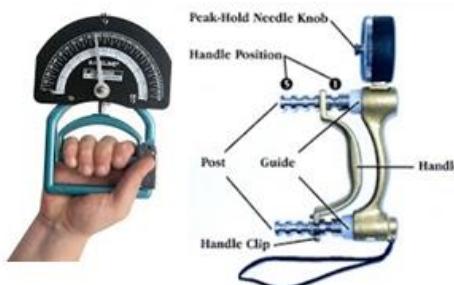
Fig. 1. Wrist torque dynanometer.

איור 34 – דינומטר מומנטים

הдинומטר הינו מכשיר פשוט המשלב בתוכו קפיץ וסרגל בתוספת או המאפשר את מדידת המשקל של אובייקטים שונים, כאשר המטרה היא לבדוק גודל וכיון של כוח. ברגע שאין שום דבר תלוי עליו הוא יימצא במצב מאופס, בנקודה המכינית איפוא על פני הסרגל. עם זאת, ברגע שיתלה עליו חפץ, הקפיץ ימתח כלפי מטה ויסמן את המשקל. בנוסף, כיון שהמשקל הינו כוח, נהוג למדוד את התוצאות ביחידות של קילוגרם כוח.

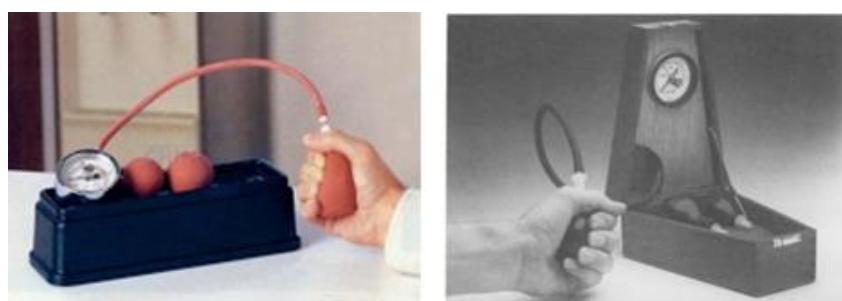
ישנם סוגים דינומטרים שונים: אחד מהם הינו מכני המכיע דיקט גדול עד לרמה של 0.5% ומגיע לצרכן עם מגוון פתרונות לסיטואציות רבות של מדידות. סוג נוסף בעיקר עבור טריטוריות האופנוניות אף לא רק, הינו דינומטר אינרצייה שמטרתו היא לכמת את הגלגל האחורי והמנוע (כל גוף שימושובב). דינומטר אינרצייה אידיאלי עבור אופנונאים כיון שהוא זול, פשוט ומספק תוצאות באופן מהיר. מטרתו היא לחשב את התאוצה הזרזיתית של התוף ביחס למומנט האינרצייה, כך שלבסוף ניתן יהיה לדעת את המומנט וההספיק, לעומת הסל"ד.

כיום Smedley Spring Dynamometer מתאים ונוחים לכל מדידת התכווצות יד. חלקם מתאימים גם למדידות אחיזה ומשמשים להערכת התנוועות בפרק כף היד בפעילויות יומיות.



איור 35 – סוג נוסף של דינומטר

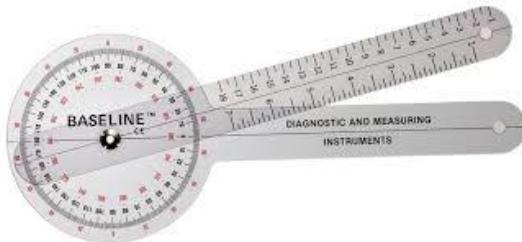
ב. יגונומטר – מכשיר זה משמש למדידת כוח אחיזה ע"י לחיצה על אחד משלושת הcadrim בכוח החזק ביותר שהאדם יכול וקריאת מד הלחץ. המכשיר מתאים לכל גיל/מין מאחר וישנה האפשרות לבחור בcadrim השונים. כמו שצינו לעיל ניתן להשתמש גם בדינומטר למדידת כוח האחיזה.



איור 36 – יגונומטר

ג. מד זווית (גונומטר) – מכשיר זה מודד את הטווח המלא של התנוועה ע"י 6 קריאות וחישוב סכמתו שלhn לניקוד יחיד עבור כל פרק: אולנרי-רדיאלי, כפיפה-הארכה, גיבון-כיפון.

בבדיקה שנעשתה, האמה מוקמה במקביל לקווי הרשת וציר הסיבוב שלה מוקם אנכית לפין העובר במרכז הסקללה.

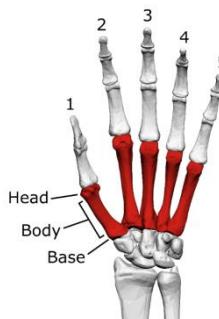


איור 37 – מד זוית

6.2.2 כוחות ועומסים הפעילים על מפרק כף היד ומדידתם

נשיאת משקל של כ- 1 ק"ג במצב של "תלייה" על כף היד מאפשרת את רוב הפעולות היום יומיות. لكن, ננסה לישם זאת בפתרון שיוצע בהמשך.

במחקרים רבים [11] מפעילים כוחות דחיסה שרירתיים בסדרי גודל של עשרות, מאות אלפיים של ניוטוניים על עצמות המסרק ובודקים כיצד כוחות אלו משפיעים על מפרק כף היד וכיום כוחות אלו מתפלגים בו.



איור 38 – מבנה כף היד

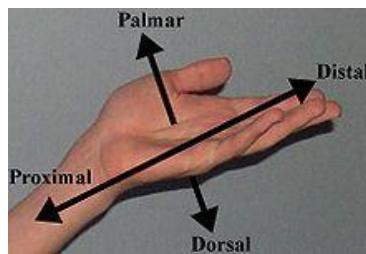
במאמרים שונים [10,11,12] ציין שנבנו מערכות ניסוי שלמות (סטטיות ודינמיות) המורכבות ממספר מכשירים, מערכות אלה מסוגלות למדוד את הזרויות אליהן מגיע מפרק כף היד. ניסויים אלו בוצעו על אנשים ועל ידיים אמתיות, את הכוחות והעומסים הפעילים על עצמות מפרק כף היד (עצמות ה - Carpus, Radius, Ulna) מודיעו בשלושה צירים.

בנוסף, מערכות אלו מודdot את העומסים המפעילים על היד הבריאה או השטל ע"י שימוש במתמרי אצבע בעלי שש דרגות חופש כגון: ATI Industrial Automation Inc. USA [10].



– Nano25-E Transduce39

את החישונים מניחים באזוריים מסוימים, לאחר ביצוע כיול סטטי ולאחר בדיקת התכונות האנטומיות של האזור בו נרצה להניח את החישונים. נקבע את החלק ה- Proximal בעצמות Radius ו- Ulna ולפי הוראת המתמרם, ניתן לדעת מהם הכוחות במפרק כף היד ואיך הם מתפלגים בין הרצעות, הגידים והעצמות השונות.



איור 40 – כיווני מפרק כף היד

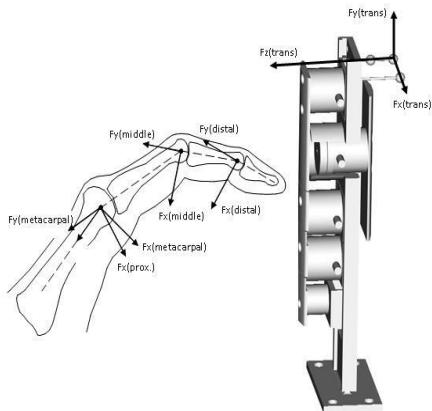
המודל הניסוי מבוצע על דגם של יד אמתית שנוצר מהדפסה תלת ממדית לאחר סריקת MRI. העומסים על כף היד אינם אמיתיים ורלוונטיים ولكن התוצאות נותנות אינפורמציה רלוונטית ועכנית על ההשלכות של הענסה.

במאמר של [11] Gislason and David H. Nash החוקרים ביצעו ניסוי דינמי לצורך מדידת הכוחות הפעילים על עצמות המטרק (Metacarpal) בcpf היד [איור 41 – ביצוע ניסוי מדידת כוח של אדם במצב רגיל של מפרק כף היד].
בניסוי זה נלקח מידע בו-זמןית על מיקום כל חלק במפרק כף היד בעזרת שמונה מצלמות וחישונים מחוברים למפרק כף היד, ובנוסף נאסף מידע על הכוחות הפעילים על עצמות המטרק בעזרת מתמרים המודדים כוח [איור 42]
בוצע על שלושה נבדקים בריאים, כאשר כיווני הצירים שבהם פועלים הכוחות הינט (ניתן לראות את הכוונים באיור 40, כאשר הכיוון של ציר ה-X הוא יוצא מן הדף, במאונך לשני הכוונים האחרים).

- כיוון ציר ה-X- בכיוון עצם ה-Ulnar –
- כיוון ציר ה-Y – בכיוון הצד ה-Distal –
- כיוון ציר ה-Z בכיוון הצד ה-Dorsal –



איור 41 – ביצוע ניסוי מדידת כוח על אדם במצב רגיל של מפרק כף היד :
חישון תנעה מחובר לזרוע וחישוני מדידת כוח על הזרוע ועל כף היד



איור 42 – תיאור המתרמים המודדים את הכוחות בשלושה צירים כנגד היד עליה נמדדים הכוחות

בטבלה הנמצאת מטה ()

RBSM	Articulation	Unimpaired	JIA (SD)	JIA (1)	JIA (2)	JIA (3)
Fixed-End	radio-scaphoid	54.8	37.7 (3.4)	40.1	DNC	35.3
	radio-lunate	25.4	35.8 (5.2)	32.1	DNC	39.5
	ulno-lunate	12.7	14.9 (1.4)	15.9	DNC	13.9
	ulno-triquetal	7.1	11.7 (0.4)	11.9	DNC	11.4
	capitate-lunate	16.3	27.7 (4.1)	24.8	DNC	30.7
Sliding	radio-scaphoid	49.0	41.5 (5.1)	47.3	39.0	38.1
	radio-lunate	23.8	22.7 (6.5)	16.9	29.6	21.5
	ulno-lunate	17.4	17.9 (2.8)	21.1	16.0	16.4
	ulno-triquetal	9.8	18.0 (5.2)	14.7	15.4	24.0
	capitate-lunate	16.2	29.0 (9.9)	24.0	22.6	40.3

טבלה 8) ניתן לראות את הכוחות בשלושת הכיווןים, על חמישת החישנים ועל שלשת הנבדקים השונים, כאשר חישון מס' 1 הוא האגודל וחישון מס' 5 הוא הזרת – לפ' סדר מס'orum עצמות המסרק – איור 38. כל שורה בטבלה מצינית את הכוחות המופעלים על כל אחד מחמשת החישנים- כפי שניתן לראות באיור 41 או איור 42.

	Subject 1			Subject 2			Subject 3		
	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
Digit 1	144.1	-545.1	-44.6	80.8	-536.1	-8.4	139.7	-452.2	-12.0
Digit 2	253.2	-270.7	141.8	841	-294.2	10.5	110.7	-156.8	87.4
Digit 3	348.5	-274.4	172.8	135.1	-126.2	72.8	125.6	-237.7	98.9
Digit 4	117.3	-236.1	29.2	67.0	-94.0	547	113.7	-198.0	78.5
Digit 5	111.1	-200.0	-3.8	42.5	-103.0	10.6	53.5	-160.5	19.3

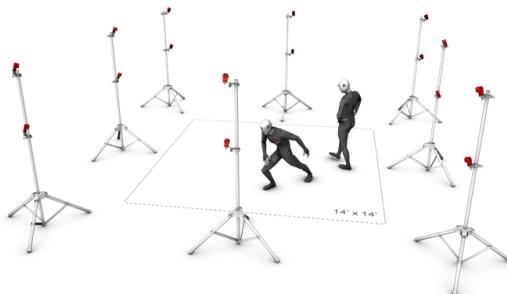
טבלה 7 - טבלת כוחות בשלושה צירים במתמרים שונים עבור נבדקים שונים

לאחר מדידת הכוחות על עצמות המפרק, ניתן לראות כיצד אלו משפיעים על עצמות מפרק כף היד, הגידים והרצועות (לדוגמא: הפעלת כוחות אלו במודל), מבחינות תזוזה שלהם וכוחות עליהם. מכאן ניתן להסיק מסקנות על התכונות המכניות של המפרק.

6.2.3 מודל ניואן דינמי.

במספר גדול של מחקרים ביצעו ניסויים דינמיים [10,12] על פרק כף היד, מטרת הניסוי הדינמי היא מדידת כוחות ועומסים על פרק כף היד, תוך תנועה של פרק כף היד ומדידת מיקום כל חלק רלוונטי בפרק כף היד במהלך המדידה.

הניסוי הדינמי מתבסס על מערכת של 6 מצלמות מסוג [אייר 43 אויר 44] Vicon 460 בתדר של Hz 100 ו- 26 חיישנים חצי כדורים הממוקמים במקומות מסוימים במפרק כף היד וכף היד כולה. את המדידות וחישובי הזרויות מבצעים לאחר רתום היד, כך שרק מפרק כף היד יהיה חופשי לנوع חישוב זרויות בין וקטורים שנוצרים במתזזה .



איור 43 – מערכת מצלמות לគידת תנועה



אирו Vicon 460 – מצלמת 44

שיטת מדידת כוחות במכניקה כפ' ד' של אדם בריא וחוליה בדילקטן פרקיים בעזרת מערכת קפ'יצים

מחקר של Kurt Manal and Marianne K. Nieuwenhuis [14] בדק וחקיר את פילוג הכוחות במפרק כפ' היד על ארבעה נס'ינים, מתוכם אחד בריא ושלושה חולים בדלקת פרקים במפרק כפ' היד. במאמר זה הינו קפיצים בעלי קבוע קבוע ידוע כנגד חיבור בין עצמות, הקפץ הראה את הכוחות הפעילים על כל עצם ועצם, בפעולות שונות שהנבדקים נדרשו לראע.

החוקרים גילו שלאנשים חולים, דרישה מערכת שונה במעט כדי למדוד את הכוחות במפרקים בין העצמות בצורה טובה, עקב החיכוך הרב שנוצר בגלל הסחוס הפגוע עקב הדלקת במפרק.

תוצאות המחקר מראות שכוח גדול יותר עבר אצל החולים לעומת האדם הבריאותי בחלק מפרק (-) Ulna – Carpal עצמות ורכזות - Ulna – Carpal – Colloidות את עצם הגומד, (Ulna הסהר).

(capitate) (Lunate) (Triquetrum) (Capitate) (Ulna) (Radius) העבור אותם תנאי העמשה.

לעומת זאת, כוח קטן יותר עבר אצל החולים בחלק (-) Radius – Carpal עצמות ורכזות.colloidות את עצם Radius, Capitate, (Lunate) (Triquetrum) (Capitate) (Ulna) (Radius) העומת האדם הבריאותי.

טבלה הבאה ()

RBSM	Articulation	Unimpaired	JIA (SD)	JIA (1)	JIA (2)	JIA (3)
Fixed-End	radio-scaphoid	54.8	37.7 (3.4)	40.1	DNC	35.3
	radio-lunate	25.4	35.8 (5.2)	32.1	DNC	39.5
	ulno-lunate	12.7	14.9 (1.4)	15.9	DNC	13.9
	ulno-triquetal	7.1	11.7 (0.4)	11.9	DNC	11.4
	capitate-lunate	16.3	27.7 (4.1)	24.8	DNC	30.7
Sliding	radio-scaphoid	49.0	41.5 (5.1)	47.3	39.0	38.1
	radio-lunate	23.8	22.7 (6.5)	16.9	29.6	21.5
	ulno-lunate	17.4	17.9 (2.8)	21.1	16.0	16.4
	ulno-triquetal	9.8	18.0 (5.2)	14.7	15.4	24.0
	capitate-lunate	16.2	29.0 (9.9)	24.0	22.6	40.3

טבלה 8) מצינית התפלגות הכוחות דרך עצמות המפרק בעזרת המודל הקפיצי, המדידה התבוסה על שינוי אורק הקפיצים, כאשר קבוע הקפיץ ידוע.

הערכים בטבלה הינם האחוז מ 142 [N] בטבלה מחולקת עבור ארבעת הנבדקים (אחד בריא ושלושה חולים) ובנוסף ישנה חלוקה עבור מערכת המדידה שמתאימה יותר לאנשים בריאות (Sliding) וזו המתאימה יותר לאנשים חולים. (Fixed-End) ממוצעים וסטיות תקן של הנבדקים החולים הם תחת הcovariance (SD).

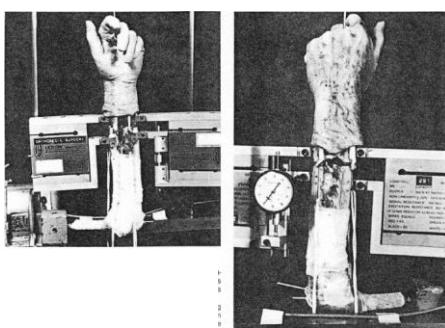
RBSM	Articulation	Unimpaired	JIA (SD)	JIA (1)	JIA (2)	JIA (3)
Fixed-End	radio-scaphoid	54.8	37.7 (3.4)	40.1	DNC	35.3
	radio-lunate	25.4	35.8 (5.2)	32.1	DNC	39.5
	ulno-lunate	12.7	14.9 (1.4)	15.9	DNC	13.9
	ulno-triquetral	7.1	11.7 (0.4)	11.9	DNC	11.4
	capitate-lunate	16.3	27.7 (4.1)	24.8	DNC	30.7
Sliding	radio-scaphoid	49.0	41.5 (5.1)	47.3	39.0	38.1
	radio-lunate	23.8	22.7 (6.5)	16.9	29.6	21.5
	ulno-lunate	17.4	17.9 (2.8)	21.1	16.0	16.4
	ulno-triquetral	9.8	18.0 (5.2)	14.7	15.4	24.0
	capitate-lunate	16.2	29.0 (9.9)	24.0	22.6	40.3

טבלה 8 - התפלגות הכוחות דרך עצמות המפרק

6.2.4. ניסוי לבדיקת התפלגות עומסים דרך האולנה והרדיו.

כללי:

- במהלך הניסויים העמידו את המפרק אונכית לשולחן והניחו את האמה בסיבוב ניטרלי. כמתואר ב.

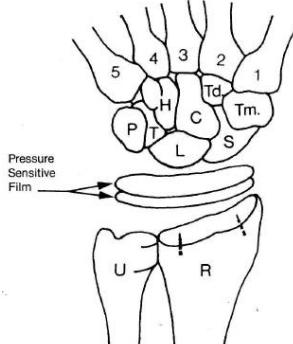


איור 45 - מערכת הניסוי

- ג'די היפופו והישור הוצאו ונפתחו כך שהטאפרה העומסה לכל אחד מהם בנפרד.
- קיוב היד נעשה באמצעות בfin שמקורם בעצם המפרק השלישי (MC3), כך שהיד היתה במצב של 0° כיפוף וחירגה אולגרנית / רדיאלית.
- חלק ה-Radius הדיסטלי וה-Ulna שימשו כעזר למיקום הזרוע במצב של סיבוב ניטרלי.
- מתמרי העומס הונחו בחלק הדיסטלי של עצמות ה-Radius וה-Ulna ומדדו את הכוחות היצריים לאורכם. יש לציין כי תכונם מquiz טעויות כתוצאה מהעומסה שאיננה צירית אשר גורמת למומנט כפיפה. בנוסף, מתמורים אלה מאפשרים התארכות והתקוצרות רגעית של ה-Ulna.
- כוח כולל של [N] 89 הופעל על עצמות המפרק.

מהלך הניסוי:

- מתמרי כוח בטכנייה זו נבחנה ההשפעה של הסטייה הרדיאלית והאולגרנית במפרק בשמנונה מפרקים שונים. המפרקים הונחו במצב ניטרלי של כיפוף והתארכות. בכל פעם, המפרק הוועמס ב-[N] 89 סה"כ והמתמורים הציגו את התפלגות הכוחות לאורכו ה-Radius וה-Ulna בחלק הדיסטלי. חלק זה נמצא כי עצם ה-Ulna התקצרה ב-2.5 מ"מ והתארכה ב-0.5 מ"מ, עד שהגיעה לשא"כ התארכות כללית של $+2$ מ"מ מעבר למיקומה המקורי. לעומת כל מתמר הכוחות ה-Radius וב-Ulna נמדד זמני העומסה המפרק ולפניה.
- PSF בטכנייה זו נבחנה התפלגות העומסה הצירית לאורכו ה-Radius וה-Ulna בשש זרועות, באמצעות סרט לחץ שהותאם לגאומטריית המשטחים הרדיו-דיסטליים [איור 46].



איור 46 - הדמיית השימוש ב-PSF במשטחים הרדיו-דיסטליים

תוצאות הניסוי:

- נמצא כי 18.4% מהכוח הועבר דרך ה-Ulna ו-81.6% דרך ה-Radius.
- ניתן לראות ב-steיה הרדיאלית הגבירה את העומס על ה-Radius והפחיתה בהתאם להתאמתה את העומס על ה-Ulna. לעומת זאת, הסטייה האולגרנית הפחיתה את העומס על ה-Ulna והגבירה את זה שעל ה-Ulna.

Wrist deviation position	Intact arm		After removal of triangular fibrocartilage complex	
	percent force through radius	ulna	percent force through radius	ulna
Neutral	78.9	21.1	92.7	7.3
Ulnar	71.6	28.4	87.7	12.3
Radial	87.2	12.8	95.1	4.9

טבלה 9- השפעת הסטייה הרדיאלית והאולגרית על העומסים של ה-Radius וה-Ulna, אחוז מהכוח הכללי המועמס על המפרק

- ב. Error! Reference source not found. ניתן לראות את ההשלכות של התארכota והתקצרות ה-Ulna. התארכota הגבירת את העומס על ה-Ulna, ואילו התקצרות גרמה לתוכאה הפוכה. התארכota של 2.5 מ"מ הגבירת את העומס ל-41.9%, והתקצרות הפוחיתה אותו עד ל-4.3% מכל העומס הציריו שהופעל.

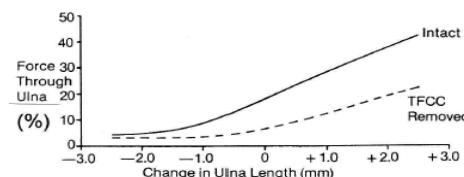


Fig. 3. The percent force through the ulna is shown as a function of ulnar length for 16 arms. In the intact wrist and to a lesser degree, in the wrist with the articular disc of the triangular fibrocartilage complex (TFCC) removed, the force on the ulna increases dramatically with ulnar lengthening.

Tab. 2. Effect of lengthening and shortening the ulna on the forces in the distal radius and ulna (16 arms).

ulnar length	Intact arm		After removal of triangular fibrocartilage complex	
	percent force through radius	ulna	percent force through radius	ulna
Unaltered	81.6	18.4	93.8	6.2
2.5 mm lengthened	58.1	41.9	78.2	21.8
2.5 mm shortened	95.7	4.3	97.0	3.0

טבלה 10- ההשלכות התארכota / התקצרות ה-Ulna, אחוז מהכוח הכללי המועמס על המפרק

- הלחץ המפרקי בממשקים Ulna-Lunate, Radio-Lunate, Radio-Scaphoid, אולם אנו בוחנים גם במודל הניסוי שלנו, נמדד באמצעות סרט PSF ומוצג ביחידות של MPa .Error! Reference source not found.

Ulnar length	Ulnolunate articulation	Radiolunate articulation	Radioscaphoid articulation
Intact			
Neutral	1.4	3.0	3.3
+ 2.5 mm	3.3	1.5	3.4
- 2.5 mm	0.34	4.1	3.6

טבלה 11- הלחץ בממשקים עם ה-Radius וה-Ulna ביחידות של MPa

כפוי, התארכota אולגרית מגבירת את העומס בחלוקת העליון של ה-Ulna ומפחיתה אותו בממשק Radio-Lunate.

על אף שהנחתה סרטי PSF בין משטחי המגע משנה את העומסים שנמדדו לעומת מתמרי העומס, הממוצע המקיים של השינוי שנמדד הינו 6% בלבד. יש לציין כי שינוי זה נמדד בעיקר עבור התארכota אולגרית של 1.5-2.5 מ"מ.

7. סקירת מצב קיימ

7.1. קיבוע חיצוני פנימי של המפרק

7.1.1. סד לשורש כף היד

מדובר בתמיכה למפרק כף היד המיצבת את המפרק בצורה ניטרלית ישרה ולעתים מעט כפופה אחורנית לצורך הפחיתה הלחץ על העצב המרכזי (Median nerve) הדבר מאפשר למפרק מנוחה מסוימת מתנויה והפחיתה משמעותית כאב.

השימוש בסד נפוץ לטיפול בפציעות ספורט, תאונות (פגיעה פיזית במפרק), דלקות וכן לטיפול בתסמונת התעללה הקרפלית הגורמת לתופעה של הירדמות, תחושת עקצוץ וכאב בשורש כף היד .



איור 47 - סד לשורש לכף היד

7.1.2. קיבוע באמצעות תחבות גבס

קבוע המפרק באמצעות תחבות גבס לטיפול בשברים. החבישה בגבס אפשרית אם העצם השברורה נמצאת במקומות בו הקיבוע אכן אפקטיבי ומאפשר לעצם להחלים. כאשר מדובר בשבר חמוץ (עצם שברורה למספר חלקים או שבר בכמה עצמות) טיפול באמצעות חבישה אינה פתרון מוצלח ויש לבצע קיבוע פנימי. בדרך"כ משתמשים בתחבות גבס לטיפול בשברים בעצמות ה-Scaphoid ועצם Radius .



איור 48 - קיבוע באמצעות תחבות גבס

7.1.3. קיבוע חלק פנימי

קבוע פנימי של עצמות שברות באמצעות פיניטס/ברג'יט/חווטי מתחת על מנת להחזיק אותן במקום עד שהן יחלימו באופן מלא. במידה והקבוע הינו של שתי עצמות אחת לשניה תוגבל

יכולה תנועת המפרק, אך מצד שני יופחת הכאב. לעיתים לאחר הקיבוע הפנימי שמים גם תחבושת גבס או שהמטופל נדרש להשתמש בסד לכף היד לתקופה של עד 6 חודשים.



איור 49 - קיבוע פנימי באמצעות ברגים

7.1.4. קיבוע חיצוני

קיבוע חיצוני של העצם השבורה לאחר החזרתה למקומה באופן חיצוני ולא ניתוח. הקיבוע מתבצע באמצעות פינים המוחדרים בחלק החיצוני למסגרת מתכתית ובחלק הפנימי לעצמות. בדרך"כ משתמשים בקבוע חיצוני לטיפול בשברים בעצם ה-*Radius*.



איור 50 - קיבוע חיצוני של מפרק כף היד

7.2. החלפת המפרק בשתל מלאכותי (TWA)

מדובר בטיפול שהוצע עד לפני מספר שנים למטופלים שמצטטם לא השתפר לאחר קבלת טיפול שמרני, להם נגרמת פגעה בתפקוד היומיומי וישנה הפרעה ממשית לאיכות חייהם. הטיפול הכרוך בהשתלת שתל ומטרתו לטפל בפגיעה בלתי הפיכה של המפרק ולהפחית את התסמינים השונים. טיפול זה משוחרר חלקית את תנועת המפרק ובכך מאפשר למטופלים לבצע פעולות יומיומיות.

7.2.1. הדור הראשון של השתלים

הדור הראשון תוכנן לראשונה ב-1890 ע"י Thermistokles Gluck. התכון שלו מנסה לחזק את השתל שבין האצבעות. השתל עשוי שנהב שמשתלב בצורה אנטית דלקטיב עם העצם ולצורך השתלה יש צורך בכריתה של העצמות הנמצאות בשורה התוחתונה של המפרק.

השתל בניי מחתיכה אחת בעלת 2 "מוטות" כאשר התחתון נכנס לעצם Radius והעליון לעצם Capitate והעצם השלישי מבין עצמות ה-Metacarpals (עצם המפרק).



איור 51 - הדור הראשון של השתלים

בצלום הרנטגן הימני ניתן לראות שהמפרק מאוזן ויציב וישנו שחזור מבחינת גובה העצמות הקרפליות ביחס למפרק תקין. בצלום הרנטגן השמאלי ניתן לראות ציסות רבות וגרנולומה (דלקת הנוצרת כשהמערכת החיסונית מזיהה גוף זר שאין ביכולתה לחסל) באזורי הרדיוס. קשה להבחין בשתל כיון שהוא התמוסס ונעלם.

במשך הזמן החליפו את החומר של המוט התחתון לטיליקון על מנת למנוע התמוססות של השתל, אך גם לאחר השימוש הופיעו סיבוכים ושבר. כדי למנוע את השבר הוסיף חיזוקים מטיטניים שגם לא סייעו הרבה. [18][6]

7.2.2. הדור השני של השתלים

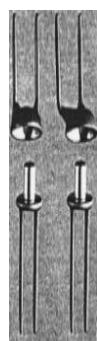
הדור השני פותח ב-1970 ע"י Meuli בניסיון להתגבר על הקשיים של השתל הקודם ולאפשר פונקציונליות טובה יותר כך שתאים גם לאנשים בעלי דרישות פונקציונליות גבוהות יותר. לשתל קיימים שני ציריים ומרכז תנועתו נמצא בעצם Capitate והוא תוכנן בצורה של שער וצדור עשוי פוליאסטר. בדומה לזה השתל מאפשר תנועה בכל המישורים. בחלק העליון קיימים שני מוטות המוחברים לעצמות 2 ו-3 בין ה-Metacarpals, ובחלק התחתון קיימים מוט יחיד המתחבר לעצם Radius.

עם הזמן החליפו את הפוליאסטר לפוליאטילן (UHMWPE) עקב תגובה נגד של הגוף לפוליאסטר. לבסוף, עקב סטייה ובריחנה של השתל הוסיף מוט נוסף בחלק התחתון המתחבר לשתי. Radius. הוספה המוט לא הועילה ולכן בשנת 2003 בוצע שינוי נוסף והוספה מפרק כדרי מובנה.

את שני השתלים הימניים ב-איור 52 יש לבדוק להדיביך ואילו את השתל השמאלי אין צורך עקב החיבור המובנה בין חלקיו השתל באמצעות פרק כדורי. [18][6]



הוספת פרק כדרי



הוספת מוט נוט בחלק הרדיאלן



התכון הראשון

איור 52 - הדור השני של השתלים

7.2.3. הדור השלישי של השתלים

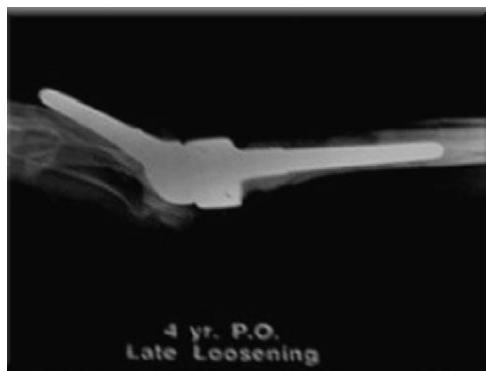
בין השנים 1978-1982 פותח השטל הביאקסאלן על מנת למסות לפחות את בעיות הסטיה והבריחה שאפיינו שתלים מסוג "Ball and socket" (דור שני). הוא כולל משטח אליפסואידי קמור-קעור המאפשר תנועת Extension / Flexion וטבה יותר ומתחבר מצד אחד לעצם Radius ומהצד השני לעצם השלישי בין הראטאלס Metacarpals. השטל היה בעל ציפוי פורזיבי המאפשר גידול רקמות והחלק הקעור היה עשוי מפוליאטילן.

شتל זה אפשר טווח תנועה רחב, יכולת לשאת משקל גדול בכ-50% מהשתלים הקודמים והקלת שימושו בכאב. בטווח הרחוק (כ-6 שנים בממוצע) סבל מבריחה וחוסר איזון. [6] [18]

א



חומר איזון אולינרי



ברירה לאחר 4 שנים



شتל ביאקסיאלי

איור 53 - הדור השלישי של השתלים

7.2.4. הדור הרביעי של השתלים

הشتל הראשון מהדור הרביעי תוכנן ע"י Menon בשנת 1980 על מנת להתגבר על הגורמים שהובילו לכישלון השתלים הקודמים. השטל נקרא Radius universal total wrist implant והוא מורכב ממספר חלקים המהווים מפרק לא מאוחד. חלק אחד מחובר לעצם הראטאלס Metacarpals וחלק השני מחובר לעצמות ה-4 ו-2 באמצעות בריגים העוברים דרך פלטה(Carpal plate). הפלטה כוללת מוט מרכזי שמחובר לעצם ה-Carpitate. במרכז השטל

קיים מבנה אליפסואידי (Carpal ball) העשו UHMWPE המאפשר טווח תנועה רחב. כל חלק השתל למעט האליפסואיד עשויים קובלט-קרים. השתל היה מוצלח בשנים הראשונות אך לאחר 6 שנים במאזע היה הניתן ברירה של חלקו העליון של השתל והרס רקמות עצומות Metacarpals.

גרסה נוספת של השתל נקראת Universal 2 total wrist implant והוא עברה מספר שינויים: זווית ההטייה הוקטנה ל 14° והתווסף ציפוי פורוזיבי בחלק התיכון של השתל (המת לחבר לעצם Radius) ובמוט הרדייאלי המתחבר לCapitate. שני השינויים בוצעו על מנת להתמודד עם תופעות של ברירה וחוסר איזון. גרסה זו הייתה מעט מוצלחת יותר מהקודמת, אך גם היא סבלה מתופעות אלו ובכל מחקר שנעשה על מטופלים שעברו את ההשתלה היו סיבוכים אצל מספר מצומצם של מטופלים הכלולים סטיה וברירה של השתל. [6]

שuttle נוסף הדומה מעט לשuttle של Menon Re-motion total wrist system הוא ה-Radial total wrist system. הרכב כולל כרומט-קרים בציפוי פורוזיבי של טיטניום על מנת לעמוד גידול רקמות ומיניעת ברירה של השתל. האליפסואיד עשוי UHMWPE והברגים עשויים קובלט כרומט. שני הברגים מחוברים דרך ה-Scapoid, Trapezoid וhbosis של עצם MC השנייה. בשuttle קיים פרק כדורי נוסף בתוך האליפסואיד המאפשר סיבוב של 10° ומספק טווח תנועה גדול יותר ושחרור מומנטים כך שהוא גם מקטין את הסיכוי לבירה של השתל. מחקר שנעשה על 20 מטופלים במשך 32 חודשים דוח על שני שתלים – אחד בחלק הרדייאלי ואחד בחלק הקרפי.

השתל העדכני ביותר מבין שתלי הדור הרביעי הוא - Maestro total wrist system הכלול במספר רב של חלקים: 2 מוטות רדייאליים מטיטניום עם ציפוי פורוזיבי (אחד מחובר לRadius והשני לCapitate), חלק רדייאלי העשו UHMWPE וממחובר ל"צואר" קובלט כרומט, פלטה וראש מעוגל עשויים סגסוגת קובלט, ושני בריג'טיטניום הממחברים לעצמות MC. מחקר שנעשה על 19 מטופלים במשך 27 חודשים [6] התרברר כי כל המטופלים חוו הקלה בכאבים ושיפור בטווח התנועה. אצל 57% מהמטופלים התוצאה הכללית הייתה טובה עד מצינית. [6,7,8,9]



A



B



C

Photographs demonstrating three current-generation total wrist implants. A, Universal 2 Total Wrist Implant System (Integra LifeSciences). B, RE-MOTION Total Wrist System (Small Bone Innovations). C, Maestro Total Wrist System (Biomet). The radial and carpal components have a porous coating and can be secured with carpal screw fixation. (Courtesy of Arnold-Peter C. Weiss, MD, Providence, RI.)

איור 55-שלושה שתלים מהדור הרביעי



איור 54 - Universal Total Wrist Implant

להלן טבלת השוואתית בין טווח התנועה שהשתלים השונים מאפשרים:

Table 1 Range of Motion

	Flexion (°)	Extension (°)	Radial Deviation (°)	Ulnar Deviation (°)
Wrist Normal ROM	76	75	22	36
Wrist Functional ROM				
(Palmer, 1984)	5	30	10	15
(Brumfeld, 1985)	10	35	—	—
(Ryu, 1991)	40	40	12	28
Swanson implant	39	6	-2	21
Volz	37	17	2	23
Meuli	30	40	10	10
Trispherical	50 (total) flex + ext	—	10	10
GUEPAR	39 (total) flex + ext	—	—	—
Universal	41	36	7	13
Biaxial	29	36	10	20

טבלה 12 - השוואתית בין טווח התנועה שהשתלים לעומת מפרק בריא [27]

ניתן לראות כי כל השתלים מוגבלים בטווח התנועה שהם מספקים ואין משתווים בשום צורה למפרק בריא. אם נוסיף לכך את הסיבוכים של אחר הניתוץ והבעיות הנפוצות (סטייה, בריחה) נראה שיש הרבה מקום לשיפור וקיים צורך לפתח שטח חדש המתגבר על בעיות אלו ומספק טווח תנועה רחב יותר. [18]

8. מסמך דרישות - אפיון ומפרט מערכת

8.1. דרישות פונקציונאליות של השטל הסופי

- **תכלית הפרויקט**
 - תכנון קונספט של אבטיפוס למשטל שיחליף את העצמות הקרפליות, ובדיקה היתכנותו ע"ה תכנון מערכת ניסוי מתאימה שתבדוק את התפלגות העומסים שעברו דרך אל עצמות האולנה והרדיאו.
- **לקוחות הפרויקט**
 - צוות הפרויקט עובד בשיתוף עם ד"ר עמיר ערמי מביה"ח "шибא" תל השומר, הוא הלקו והיעז שמלואה את צוותי הפרויקט בשנים האחרונות.
- **משמעותי הפרויקט**
 - צוותי המחבר העתידיים, מחלקת אורטופדייה בביה"ח "шибא" תל השומר, רופאים, חוקרים וمراقب מقلלת אפקה.
- **אלוצי ראשיים**
 - מוכרבות המפרק הקרפל – מפרק כף היד נחשב למפרק מורכב מאוד שנחקר ונלמד שנים רבות ברחבי העולם. המפרק כולל בתוכו מרכיבים רבים ושונים זה מהזה בעלי תכונות שונות. לא את כל החומרים ניתן ללמוד ולא על כולם יש מספיק ידע מדעי. רוב המאמרים הקיימים על מפרק כף היד נעשו באופן נומי ותאורטי בלבד ואין מחקרים של מודלים מעשיים אליהם ניתן להשווות.
 - פער ידע – תחום ידע שונה ורחב. למרות שצוות הפרויקט עוסק בתחום ה-*Medical devices*, הצוות נחshaף לראשונה לחקר מפרק כף היד והשיקע זמן רב בתחילת הדרך על לימוד הנושא והבנת המושגים.
 - עלויות – כמו תמיד גם בפרויקט זה המגמה הייתה לחשב איך להסתדר עם הוצאות מינימליות בטח בשלב הוכחת ההיתכנות.
 - זמן – הפרויקט דורש זמן רב של למידה, מחשבה וביצוע ניסויים.
- **עובדות והנחות הקשורים לפרויקט**
 - הבעיה סטטית, יציבה וקבועה בזמן (Steady State).
 - המאיצים המתפתחים נמצאים בטוח האלסטי-لينאר של החומר.
 - חומריו השטל ועצמות המפרק הינם איזוטרופיים והומוגניים.
 - תשוזות קטנות (קשיחות המודול לא משתנה עם הפערון כמו גם כיווני הכוחות).
 - אין השפעה של תנאי הסביבה (לחץ אטמוספרי, טמפרטורה, כוח כבידה וכו').
- **תחום המוצר**
 - מחקר בתחום המכשור הרפואי
- **דרישות מידע ופונקציונאליות - קריטריונים להצלחה:**
 - התפלגות עומסים בין האולנה לרדיאו של:
 - רדיאו: 100%-60%
 - אולנה: 0%-40%
 - התפלגות זו דומה באופן אינטואיטיבי להתקינות שמתאפשרת במחקר דומים במפרק יד בריא ועל כן מצביעים על העברת עומסים תקינה.
 - טוח תנוצה של פשיטה-כפיפה: יש להגיע לטוחה תנוצה של לפחות 50% מtanqua של נפרק כף יד בריא. בקירוב טוב מדובר בטוחה תנוצה סימטרי של $\pm 30^\circ$.

- **דרישות עיצוב**
על הדגם להיות מתאים פרופורציונאלית לממד יד האדם. מבחינה אסתטית נרצה שצבע הדגם יופיעו את המאפיינים. לדוגמה, העצמות יהיו בצבא לבן והגידים (הפולימר) יהיו בצבע לבן-שחור. מערכת הניסוי תהיה יציבה וקלת. המערכת תהיה ניידת ונitinן יירה להנינה על כל שולחן עבודה.
- **דרישות ביצועים**
הדגם צריך להתאים להפעלת עומסים של עד 1.2 ק"ג על כף היד. הדגם צריך לעמוד על ROM (טוויה של) 30° עבור תנועת ציפוף (Flexion) ואילו 30° עבור תנועת הארכה (Extension).
- **דרישות שימוש, משק משמש והפעלה**
מערכת הניסוי, הכוללת חיישני כוח, תחבר לרטריס דיגיטלי ולמחשב ותוציא פלט של המשקל המופעל על כל חיישן.
המידע יוצג למשתמש ב-O המבונה בתכנת ה- Flexiforce שרכשו ומתחמך לחישון.
המשק צריך להיות פשוט ונוח להפעלה. המערכת תוכל גלגולות וחוטי העמסה.
- **דרישות התקנה, תחזקה ותמייה**
על מנת לבצע ניסוי, יש לבצע הליך יכול מהיר שאורך כדקה ומתבצע באמצעות כל מחשב נייד עם מערכת התקנה של חברת FlexiForce שמסופק עם המערכת.
- **דרישות אבטחה ובטיחות**
המערכת עובדת עם סוללה [V]9 או בחיבור למחשב נייד. אין לחבר את המערכת למתח בית.
מערכת הניסוי מתאימה למשקלים של עד [Kg]1.2. יש להקפיד לא להכניס איברים מתחת לאיזור העמסת המשקלות.
- **דרישות חוקיות ותקינה**
תכנת המדידה בה אנו משתמשים הינה מקורית. אין להעתיק או להשתמש בתכנה שאינה מקורית לביצוע הניסוי.
השתל הינו מוצר אבטיפוס לצרכי מחקר בלבד. המוצר אינו מאושר ע"י גופים רגולטוריים ואיןנו מתאים לצרכים קליניים כלשהם או לשיווק.

9. ניתוח חלופות

9.1. כיוון המחקר

בתחילת הדרך חשב צוות הפרויקט לבנות מודל נוסף של מפרק יד בריא והפעם לנסות ולמדל סחוס, גידים, רצעות קריטיות וכדומה על מנת להשיג תוצאות נאמנות יותר למציאות.

לאחר צבירת ידע וחקירת התחום נערכה פגישה עם ד"ר עמר ערמי ובה העלינו שאלות מרכזיות בנוגע למחקר. עמר ומשה העלו נקודות למחשבה ובסיור המוחין שנעשה החלטנו לצאת מהקופסא ולחקת את המחקר לכיוון חדש, מתוך ההבנה שהוכחות בין העצמות הקרטפיות פחות רלוונטיים מבחינה קלינית מאשר הוכחות העוברים כתוצאה מהעמסת המפרק אל האולנה והרדיוס.

במהלך הדיון, העלה ד"ר ערמי רעיון לפיו ניתן לחוקות צורת משלל הקיימת בכתף ולבצע לה אדפטציה עבור מפרק כף היד.

לאחר דיון חשוב זה הגיענו להחלטה שעליינו לבדוק את הקונספט של השתלת משתל אב-טיפוס במקום העצמות הקרפליות, במטרה שמחקר זה, יהווה בסיס לתוכנן משתל שייפור את איכות החיים של רבים הסובלים מפגיעה במפרק כף היד.

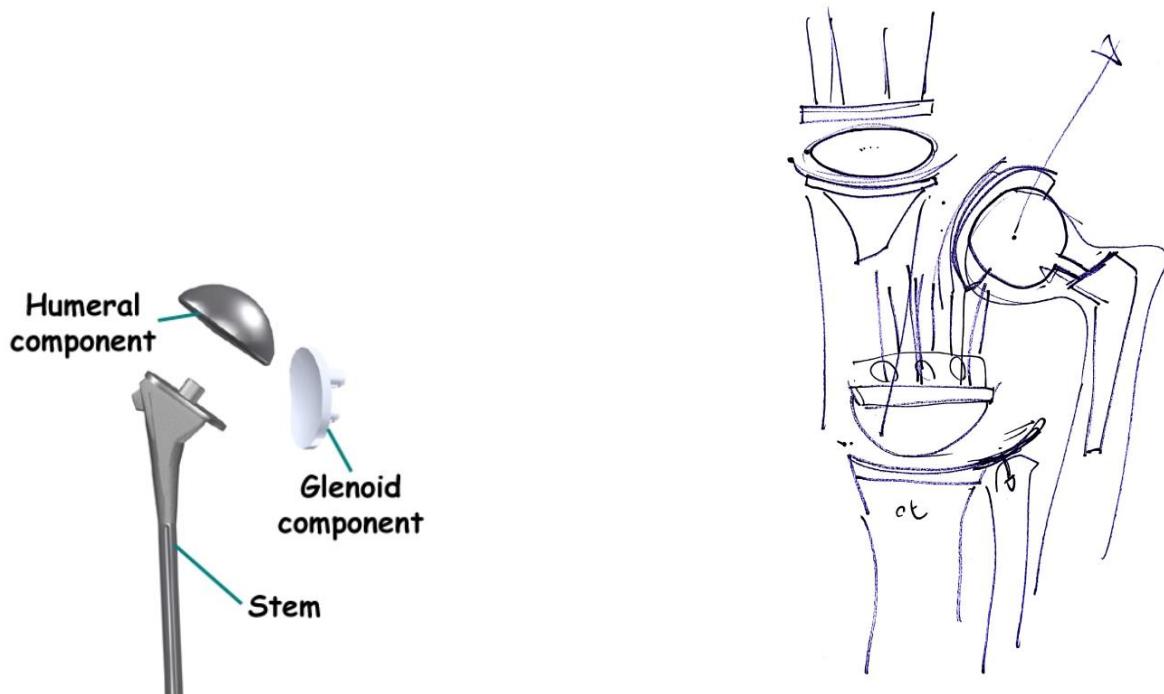
למעשה הוצאות התמוך בשתי נקודות עיקריות:

- תוכנן מערכת מדידה המדמה כמה שנייתן את מפרק כף היד.
- תוכנן השתל.

9.2. השתל

• משתל שלושה חלקים

- שתל זה בניו שלושה חלקים שונים הכוללים שני מכתשים קבועים המתחברים לעצמות הגוף וחלק שלישי נוסף בצורת אליפסואיד הכלוא ביניהם ומאפשר טווח תנועה רחב. משתל זה נחשב לשיטה העיקרית המקובלת היום להחלפת מפרק הכתף.
- משתל שלושה חלקים מאפשר לנתח להחליף תוך כדי ניתוח את האליפסואיד זאת על מנת לייצר התאמה מיטבית למטרול לפי מצב המפרק הפגוע. שיטה זו מאפשרת לרופא מרוחה גדול יותר של אופציות ומגדילה את טווח הפעימות המתאימים לטיפול מסווג זה שכן השתל הוא מודולרי.
- משתל זה בניו בצורה צדו, שהוא מאפשר תנועה במספר צירים והוא מאפשר לעצמות חופש תנועה מרבי. למרות היתרונו הגדל במעט חופש התנועה, במידה ונרצה להשתיל מפרק זה בכף היד נראה מהר מאוד שעצמות המסרך אין יציבות. מצב שכזה עלול לגרום ל垦יעת גידים ורכזיות בכף יד אמיתי וכיוצא בזה גם יקשה מאוד בייצוב המודל הניסויי שנתקנן.

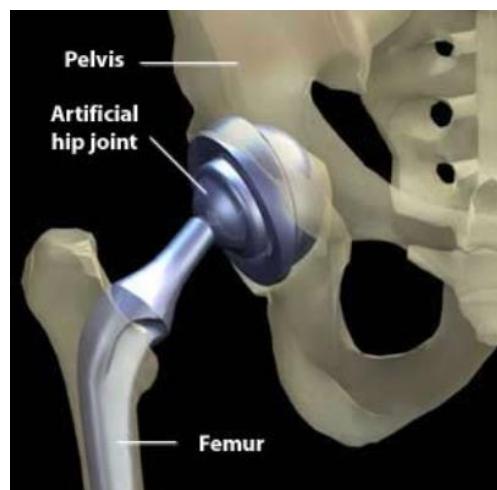


איור 57 - מפרק כתף שלוש חלקים

איור 56 - ציר הלקות עבור משתל שלושה
ושני חלקים (ב"ח שיבא)

• משטל שני חלקים

שתל זה בניו משני חלקים עיקריים: עלי ומכתש. כל אחד מהחלקים מחובר לעצם אחרת והם נעים אחד בתוך השני. החיסרון בשיטת ניתוח זו הוא טווח התנועה המוגבל והחיכוך הגבוה הקיים בין שני החלקים הנעים. במקורה שלנו, החיסרון הוא דזוקה רלוונטית למערכת הניסוי שנרצה לבנות. כף יד שרך אדם בריא מוגבלת גם היא בתנועתו, ובנוסף היא נעה בפחות צירים מאשר מפרק הירך או הכתף שנדרשים להיות יותר חופשיים.



איור 58 - מפרק ירך שני חלקים

9.3. פלטפורמת המערכת

• מערכת דינמית - בעלת מצב אפס רפואי

מערכת דינמית המדמה יד אנושית. בזמן שחרור המפרק מהעומס המודול חוזר למצב אפס רפואי כמו במפרק אמיתי.

הרעיון נפצל עוד בשלב בחינת הקונספט הראשוני ולמידת האנטומיה עקב התיעצות עם ד"ר ערמי סביב הסוגייה הבועיתית של הגדרתו ההנדסית של מצב האפס של היד האנושית.



איור 59 - יד במצב אפס רפואי

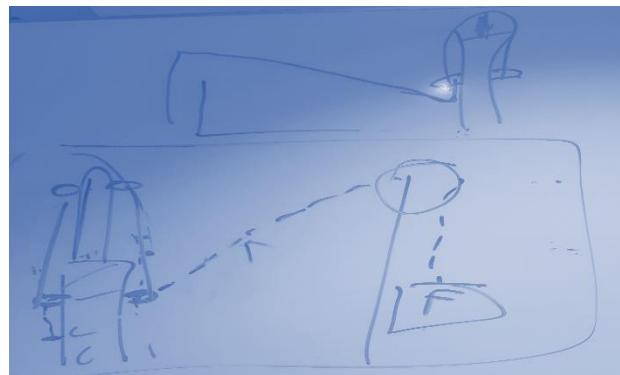
• מערכת דינמית בעלת מצב אפס מלאכותי

מערכת דינמית המאפשרת הפעלת עומס כפיפה ופשיטה ומדידתם. בעת הסרת העומס, המערכת תחזיר למצב אפס מלאכותי שיוגדר יחד עם ד"ר ערמי וד"ר ברנד.

○ גידים כמעבירים העומס

לפי גישה זו, המשא המועמס מותח את הגיד עצמו באופן ישיר ואילו הוא נמתח ולמעשה מעמיס על היד.

המוטיבציה ההתחלתית לביצוע המחקר נבעה מהרצון לשפר את יכולות של בעלי מפרק כף יד פגוע לביצוע פעולות בסיסיות. לאחר חקירת הבעיה מכיוון זה ומספר דיונים עם מנהלה הפרויקט הבנו שמקור העומס אותו אנחנו רוצים לבחון הוא חיצוני ולא נובע כתוצאה מהפעלת השיר ומהגידים עצמם. למעשה הגידים הם אלה שמתנגדים לעומס.



איור 60-מודל דינامي - העמסה כוחות דרך הגידים,
מtower דין בחירות קונספט נובמבר 2019

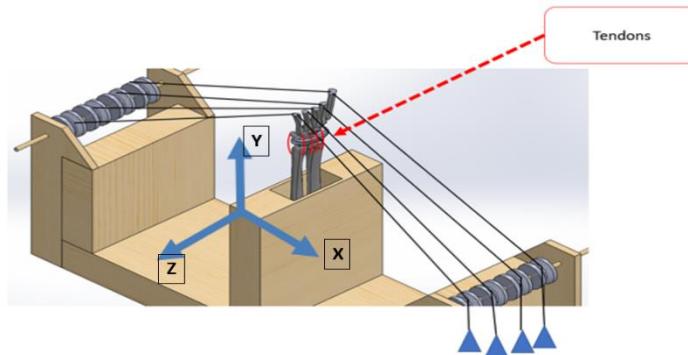
○ גידים כמייצבי המערכת - הפעלת עומס חיצוני

הגידים הם הגורם העיקרי שהומר על יציבות כף היד והם אחראים על העברת הכוחות המופעלים על המפרק. אחת הבעיות שהועל ע"י צוות הפרויקט הקודם הייתה הקושי במתן יציבות למערכת. הפתרון שלהם לסוגיה זו, הייתה הוספת גומיות בעל קשיichות נמוכה, באופן רנדומלי וללא קשר לאנטומיה המפרק זאת בכך לקבע את עצמות המערכת.

מסקנה זו הובילה אותנו לתכנן את המערכת בצורה דומה לזה שביד אמיתי וליצבה בעזרת גידי הכפיפה והפשיטה.

במודל זה העומס מופעל ע"י מקור חיצוני והגידים הנגדים, מתנגדים לכפיפה ופשיטה בהתאם ומונעים מהמערכת לקרטוס.

בעת שחרור העומס המערכת חוזרת למצב האפס הנייטרלי שלה בה הגידים מתוחים קלות.



איור 61 - מודל ראשון של קונספט הגידים המ מייצבים

• סיכום בחירת חלופה פלטפורמת המחבר:

לאחר בוחנת החלופות שחקרנו הגיעו למסקנות הבאות:

- מערכת ובה מצב האפס הרפואי
 - פלטפורמה זו היא הנאמנה ביותר למציאות בין שלושת הפלטפורמות שבחנונו, אך עם זאת אין ניתן להגדירה מבחינה אומטרית והנדסית.
 - בהנחה והיינו מצלחים להגדיר את מצב האפס הרפואי, יציב המערכת במצב זה הוא מורכב מאוד ספק גדול אם אפשרי מידול.
- מערכת דינמית- גידים כמעבירים העומס
 - פלטפורמה זו ניתנת למידול אך קשה מאד לייצוב מכיוון שבפלטפורמה זו, כאשר אין העמסה על המערכת, הגידים לא מתוחים והמערכת חופשית. בהינתן סיטואציה כזו העצמות הקרפליליות ינעו באופן חופשי יחד עם פלטת השתל העליונה לאחד הכוונים ללא יכולת שליטה של עורך הניסוי.
 - מהנכתב בסעיף הקודם ברור כי מצב האפס של המערכת לא יהיה חוזרתי ולכך כל שינוי במסה המועמס או במנח השתל בתחילת הניסוי תשפיע על התוצאות.
 - הצעה זו, אף על פי שנבחנה לעומקה, לא משקפת נכון אנטומית את אופן מעבר העומסים דרך המפרק ולכן לא רלוונטית.
- מערכת דינמית - גידים כמייצבי המערכת
 - הצעה זו מדמה באופן הטוב ביותר ביותר את אופן מעבר הכוחות העוברים במפרק כף היד שכן הגידים אכן מתנגדים לעומס המופעל על כף היד כתוצאה מהפעלת הכוח החיצוני המופעל עלייה.
 - מצב האפס במצב זה מיוצב וחזרתי כיוון שהגידים הממדולים נמצאים במתיחה בכל זמן נתון בדומה לידי בראיה הפרוסה באופן מלא.

מהסיבות להלן הגיעו למסקנה שהći נכון יהיה, הן מבחינה אנטומית והן מבחינה הנדסית, למדל את המערכת הדינמית בעלות הגידים המייצבים.

10. בדיקת היתכנות הנדסית - תכנן ראשון

נפריד בין שני המוצרים אולם נדרשנו לתוכנן במהלך הפרויקט:

1. המשטל - הפתרון המוצע אותו אנו מעוניינים לבחון כאב-טיפוס למשתל עתידי.
 2. מערכת הניסוי שתוכננה ע"מ לבדוק את עובדת המשטל ואת היתכנות הקונספט.
- בחלק זה נתאר באופן תאורטי את השיקולים שהובילו אותנו בעת תכנון מערכת הניסוי.

הנחהות ופישוטים:

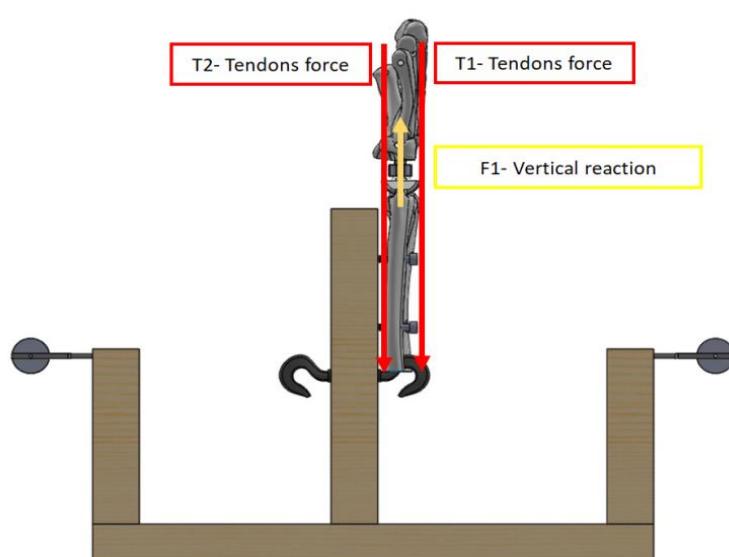
- המשקל העצמי של המשטל זניח.
- בעיה זו מיידית- התיחסות לכל חמשת הגידים מכל צד של המפרק כגיד אחד מרכז.
- בעיה סטטית, יציבה וקבועה בזמן (Steady State) - היחסות למודל כמודל סטטי ובנימית הדג"ח בקצת טוח התנועה המותר של המערכת והיחסות אל הגאומטריה בבעיה קבועה.
- הגוף עליו נבצע את הדג"ח הוא למעשה עצמות ה-*Meta Carpels* ופלטת המשטל העליונה המודבקות כגוף אחד.

בכל הניסויים לקחנו בחשבון שכוח הכבידה הינו זניח ביחס לכוחות הפעילים על המערכת ועל כן הזנחה אותו.

ראשית נגידיר את מצב האפס של המערכת, במצב זה המערכת הגידים מתוחים (באדם) ומפעילים כוח מתיחה על החיזנים.

בנייה דג"ח של מצב האפס של מערכת המדידה המתוכננת:

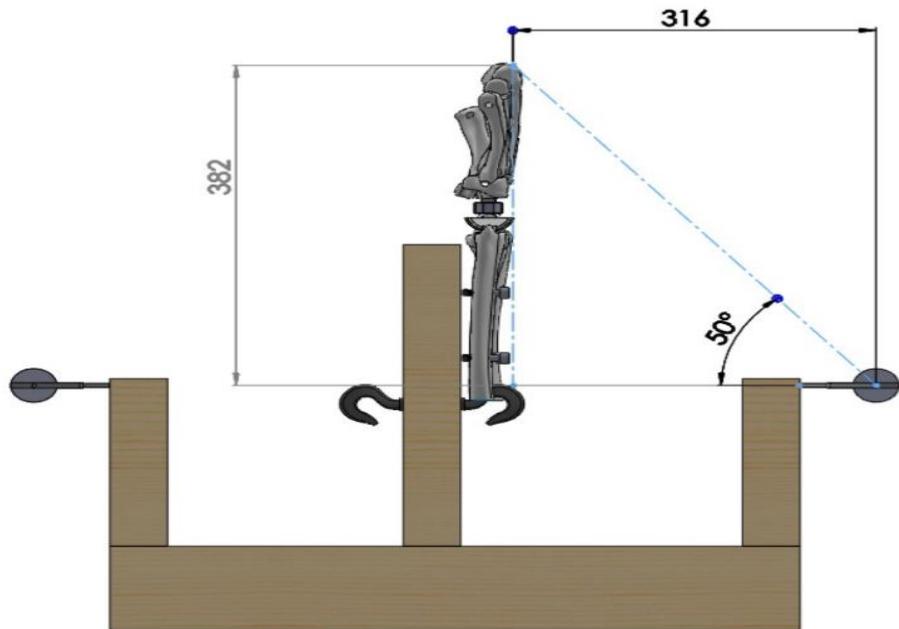
- 1-T- כוח גידי הפשיטה היוצרים מתייחדות ונותנים יציבות לבנייה.
- 2-T- כוח גידי הкрепה היוצרים מתייחדות ונותנים יציבות לבנייה.
- F1- כוח הרקaczיה אותו מפעילה פלטת המשטל התחתונה על העליונה.



איור 62- דג"ח במצב אפס

משוואת הכוחות המיצגתו:

$$\sum F_Y = F_1 + F_2 + T_1 + T_2 = 0$$



איור 63- גאומטריה מערכת המדידה

מבנה דג"ח של מערכת הניטוי בזמן העמסה בעומס כפיפה או פשיטה:

כוחות:

F_1 - כוח המתיחה שיוצרים גידי הפשיטה נגד כיוון העמסת המערכת.

F_s - כוח הריאקציה הפועל על השתל העליון ונמדד ע"י שני חיישני העומס.

F_r - ראקטיבית בציר X של פלטת השתל התחתונה על פלטת השתל העליון.

גאומטריה:

T- אורך העצם הגדולה ביותר (3 MC) אליה מעוגנים הגידים וכבל העמסה.

א- זווית הכיפוף המקסימלית של השתל, בין ה- Meta Carpels לציר Z.

ב- זווית בין כבל העמסה לציר Z.

ג- זווית בין גידי הפשיטה לציר X.

משוואות כוחות:

- $\sum M_o = mg \sin \beta * d * \cos \alpha + mg \cos \beta L \sin \alpha - T_1 \cos \theta L * \cos \alpha + T_1 \sin \theta L \sin \alpha = 0$
- $\sum F_x = -mg \sin \beta + T_1 \cos \theta + F_r = 0$
- $\sum F_y = -T_1 \sin \theta - mg \cos \beta + F_{s1} + F_{s2} = 0$

$$F_s = F_{s1} + F_{s2}$$

כאשר:

F_{s1} - הכוח המופעל על סנסור הרדיו.

F_{s2} - הכוח המופעל על סנסור האולנה.

קיבלנו שלוש משוואות ושלושה געלמים

בעזרת משוואות אלו ולאחר הצבת הקבועים הגאומטריים והמסה הנתונה, קיבל את הערכים התאורתיים של המשתנים: F_r, T_1, F_s .

בשלב הראשון, המערכת המתוכנת תספק מדידות של הכוחות על הסנסורים. את הערכים המדודים שנתקבל נרצה להשוות לערכים התאורתיים שהתקבלו בהעמסת אותה מסה.

בנוסף נרצה לבדוק את אופן התפלגות העומסים העוברים דרך השתל אל האולנה והרדיו. בעזרת שני



איור 65 - תמונה מבט צד של המודל הסופי

11. תכנון מפורט

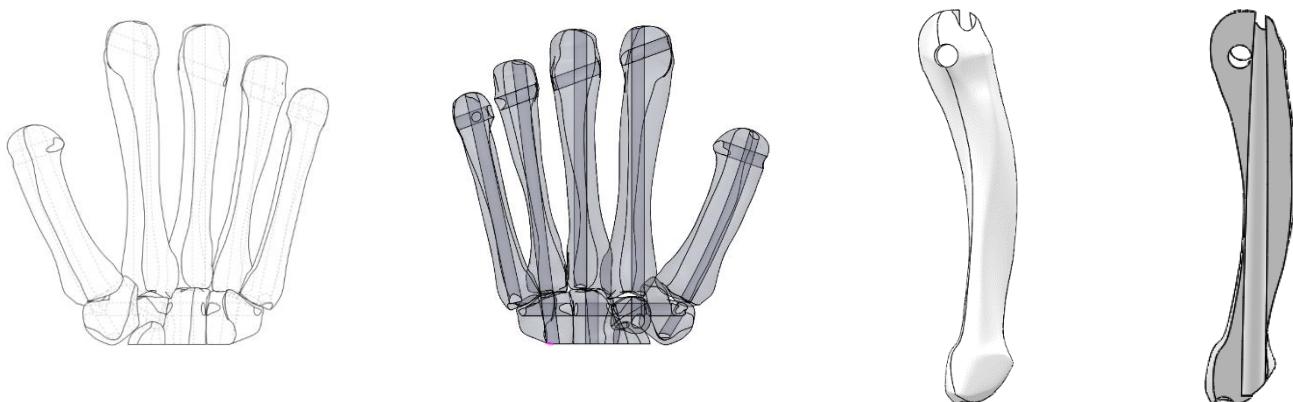
11.1. הנחות, הזרחות ופתרונות

- (1) הפעיה סטטית, יציבה וקבועה בזמן (Steady State).
- (2) המאמצים המתפתחים נמצאים בטוח האלסטי-لينארי של החומר.
- (3) חומרי השתל ועצמות המפרק הינם איזוטרופיים והומוגניים.
- (4) תזרוזות קטנות (קשירות המודל לא משתנה עם הפתרון כמו גם כיווני הכוחות).

5) אין השפעה של תנאי הסביבה (לחץ אטמוספרי, טמפרטורה, כוח כבידה וכו').

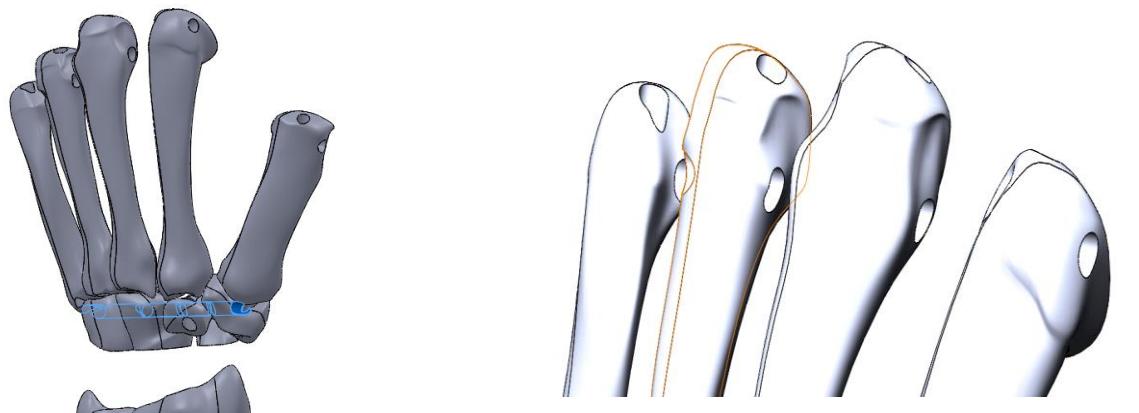
2.11. **שינויים גאומטריים שנעשו בעצמות לטובת בנית מערכת הניסוי**

- כל עצמות המפרק הוגדלו פי חמץ מגודלן המקורי, הגדלה זו תאפשר לנו לעבוד בנוחות ולהניח את החישונים (עליהם נדבר בהמשך). הסיבה שבגללה הוגדל העצמות דוקא פי חמץ, היא כתוצאה מהתייעצות מול היצרן שביצעו עבורנו את ההדפסה.
- בתוך כל העצמות העברנו קדח אנכי מרכז'י לטובת חיבור בין בין העצמות הסמוכות להן, באמצעות חוט גומי. חוט זה מסייע לשמר על יציבות המפרק ולמעשה מפיצה על העדר הרקמות והרצועות.



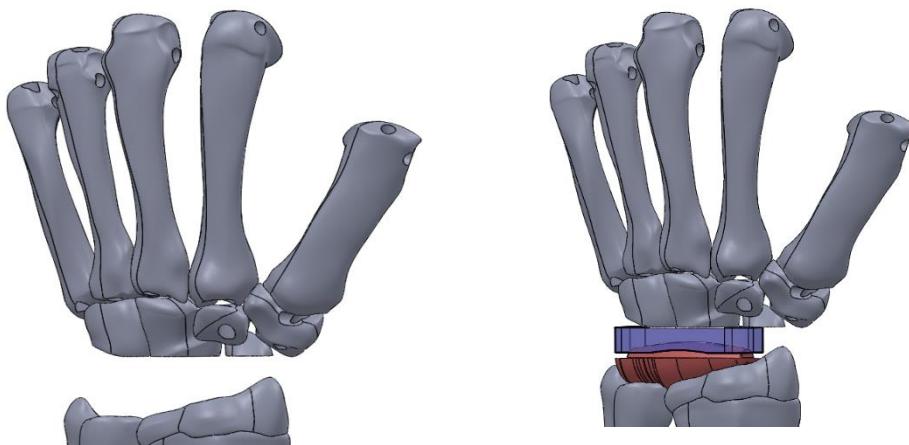
איור 66 - מימין – דוגמא למבט חתך של עצם מס' 4 (Pisiform)
משמאל – קדחים מרכז'יים עוביים לאורך כל העצמות

- בחלק העליון של עצמות המסרק ובשורת העצמות הדיסטלית בוצע קדח קשתי עבור בו יועבר חוט ברזל- אלמנט זה יפיצה על העדר רקמות ורצועות וימנע תנועה במישור הלא רלוונטי.



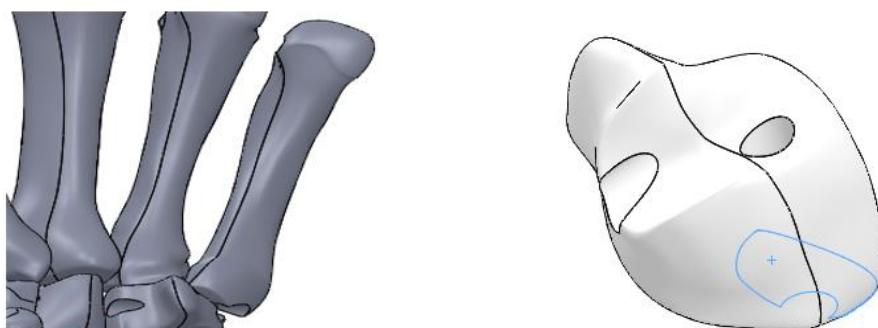
איור 67- מימין - קדח העובר דרך חלקן העלון של עצמות המסרק, משמאל-קדח אופקי העובר דרך השורה הדיסטלית

- על מנת להכניס את השתל אל תוך המפרק, יש לפנות מקום במרכז כף היד. מלמידת פרוצדורות שונות של החלפת מפרק כף, עליהן למדנו בסקר הספרות שביצענו, הבנו שיש להוציא את עצמות השורה התחתונה, ובמקומן להכניס את המשתל.



איור 68 – מפרק כף היד לאחר הוצאת השורה הפרוקסימלית ולאחר השתלת השטל

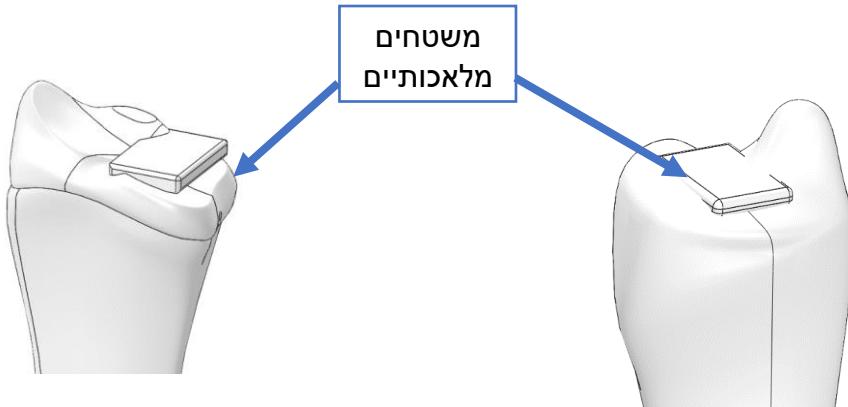
- עצמות מס' 7,8 (Capitate, Hamate) נחתכו במרכזן בצורה אופקית. אליהן לפי התכנון, יקבעו השטל. הסיבה לחיבור השטל דזוקא אל עצמות אלו, היא מכיוון שדרגת החופש שם לא קיימת וחיבור שכזה לא ייצור אילוץ חדש.



איור 69- מימין עצם מס' 8 (Hamate) לאחר החיתוך, משמאלי- מישור החיתוך של שתי העצמות

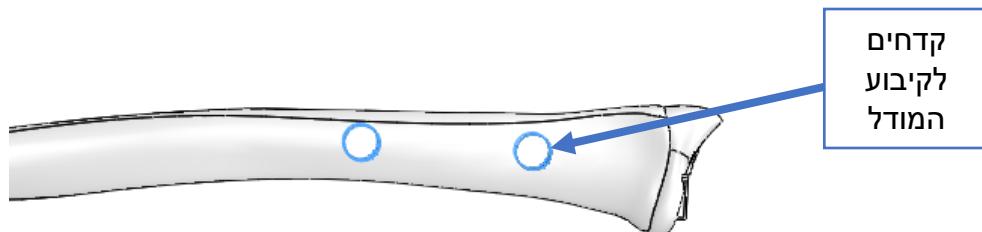
עצמות האולנה והרדיאוס:

- חלקן העליון הושטח על מנת לאפשר הנחה של חיישני העומס על משטח ישר אופקי (לפי הגדרות יצרן של חיישן ה- Flexi force).



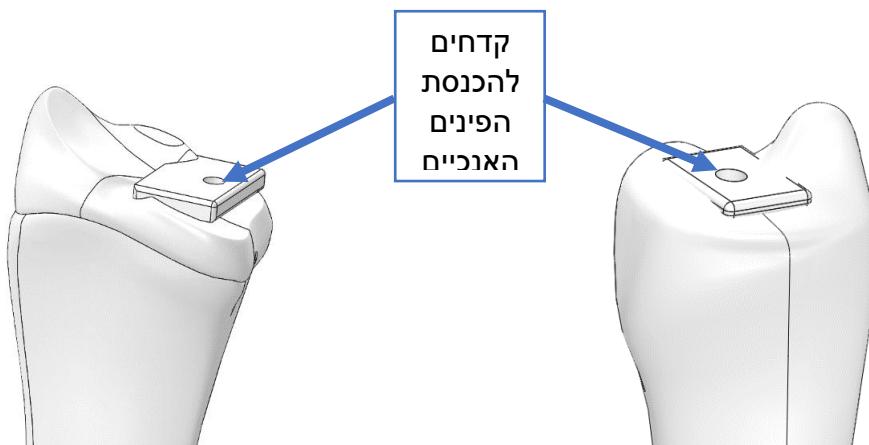
איור 70- האולנה והרדיוויס לאחר הוספת המשטחים עבורי חישני הכתה

- ביצעו קדחים אופקיים לטובת קיבוען אל בסיס מערכת הניטוי.
- ביצעו קדחים אנכיים לטובת קיבוע השתל.

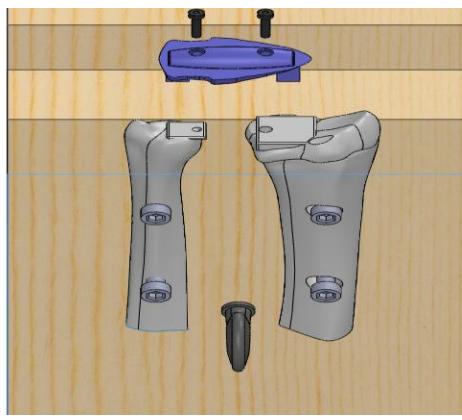


איור 71- הרדיוס לאחר קידוח 2 קדחי העיגון

- ביצעו קדחים אנכיים לטובת קיבוע השתל:
- במערכת הניטוי עברו דרך השתל פינים חלקים שיוכנסו לתוך הקדחים באולנה וברדיוס ויאפשרו לשתל תנועה אנכית בלבד - ללא השפעה על הכוחות בציר זה.
- במערכת הסופית עברו דרך השתל ברגים שיוברגו לאולנה ולרדיוויס וייתנו קיבוע מלא של השתל.



איור 72- האולנה והרדיוויס לאחר ביצוע הקדחים עבור השתל



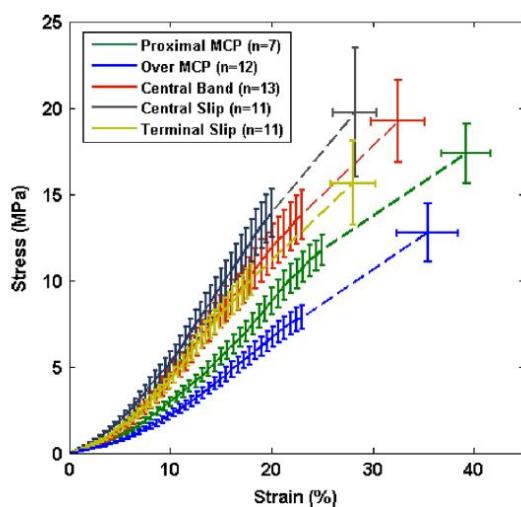
איור 73- אופן קיבוע השתל לאולגה ולרדיוס צילום מתון
מודל התכונן הסופי

12. בחרת חומרים וניסויים מקדים

12.1. בחרת חומר עבור הגידים:

עבור בחירת פולימרים דמוי גידים נכונה, נעזרים במסקנות ניסויים שנעשו בשנים האחרונות על הגידים המכופפים והמארכיים של בני אדם [31,32,35,36]. הتمקדנו במספר תכונות מכניות ב כדי לבחור את הפולימרים המתאימים. כיוון שלא מצאנו פולימרים עם תכונות זהות לתכונות הגידים, שכן הגידים מתאפיינים בקשישות גבוהה מאד, הוחלט לנסות שני חומרים שונים הקרובים בתכונותיהם, לבצע ניסוי מתייה, ולעשות השוואה אינטיטית. התכונות המכניות עליהן החלטנו לשימם את הדעת הין:

- קשיחות
- מודול אלסטיות
- התארכות יחסית מksamילית
- UTs
- Yield strength
- זמן הרפיה



איור 74- גרפ מאמץ עירוב הגידים השונים [36]

Mechanical properties computed from failure test: mean \pm standard deviation.

Sample location	Clamp		Local		Linear stiffness (N/mm)	Ultimate load (N)*	Thickness (mm)*
	Tangent modulus (MPa)*	Ultimate strain (%)*	Tangent modulus (MPa)	Ultimate strain (%)			
Proximal to MCP (A)	76.22 \pm 24.53 (n=7)	39 \pm 7 (n=7)	89.44 \pm 54.50 (n=5)	36 \pm 14 (n=5)	55.47 \pm 15.13 (n=7)	96.00 \pm 29.66 (n=7)	2.23 \pm 0.57 (n=7)
Over MCP (B)	53.16 \pm 21.24 (n=12)	35 \pm 11 (n=12)	81.99 \pm 43.86 (n=12)	30 \pm 12 (n=12)	44.38 \pm 14.83 (n=12)	77.96 \pm 33.96 (n=12)	2.21 \pm 0.54 (n=12)
Central band (C)	100.61 \pm 50.82 (n=13)	33 \pm 10 (n=13)	114.03 \pm 61.34 (n=10)	31 \pm 11 (n=10)	45.84 \pm 26.17 (n=13)	63.74 \pm 33.69 (n=13)	1.38 \pm 0.29 (n=13)
Central slip (D)	100.76 \pm 46.77 (n=11)	28 \pm 7 (n=11)	125.31 \pm 62.06 (n=10)	23 \pm 8 (n=10)	39.72 \pm 23.11 (n=11)	57.60 \pm 40.61 (n=11)	1.20 \pm 0.31 (n=11)
Terminal slip (E)	89.67 \pm 48.29 (n=11)	28 \pm 7 (n=11)	96.97 \pm 51.29 (n=11)	27 \pm 9 (n=11)	29.71 \pm 17.84 (n=11)	36.55 \pm 25.23 (n=11)	1.07 \pm 0.20 (n=11)
Sagittal band (F)	54.68 \pm 14.13 (n=4)	30 \pm 7 (n=4)	64.87 \pm 29.30 (n=3)	26 \pm 4 (n=3)	20.62 \pm 16.71 (n=4)	27.97 \pm 26.27 (n=4)	1.19 \pm 0.33 (n=4)
Lateral band (G)	105.38 \pm 85.06 (n=7)	33 \pm 10 (n=7)	157.02 \pm 138.37 (n=7)	26 \pm 16 (n=7)	27.62 \pm 15.89 (n=7)	53.32 \pm 31.51 (n=7)	1.20 \pm 0.39 (n=7)

n: number of the samples used to calculate the corresponding value. Data from index and middle fingers are combined.

איור 75- תכונות מכניות של הגידים השונים [36]

לאחר חישושים נרחבים מחרבות המיצירות פולימרים שונים, גילינו כי אין אפשרות לנו להשיג פולימר בעל התכונות הרצויות שכן קשיות הגידים גבוהה מאד וההתארכות היחסית המksamילית נמוכה מאד. לכן החלטנו לבחור תחיליה בפולימרים שהיכי מתקרים לערבים הרצויים ולתקף את תכונותיהם בניסוי מתיחה.

הפולימרים הנבחרים:

- Dragon Skin 30 •
- EcoFlex 00-30 •

	Mixed Viscosity (ASTM D-2393)	Specific Gravity (g/cc) (ASTM D-1475)	Specific Volume (cu. in./lb.) (ASTM D-1475)	Pot Life (ASTM D-2471)	Cure Time	Shore A Hardness (ASTM D-2240)	Tensile Strength (ASTM D-412)	100% Modulus (ASTM D-412)	Elongation at Break % (ASTM D-412)	Die B Tear Strength (ASTM D-624)	Shrinkage (ASTM D-2566)
Dragon Skin™ 10 Very Fast	23,000 cps	1.07	25.8	4 min.	30 min.	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin™ 10 Fast	23,000 cps	1.07	25.8	8 min.	75 min.	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin™ 10 Medium	23,000 cps	1.07	25.8	20 min.	5 hours	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin™ 10 Slow	23,000 cps	1.07	25.8	45 min.	7 hours	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin™ 10 AF	23,000 cps	1.07	25.8	20 min.	5 hours	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin™ 20	20,000 cps	1.08	25.6	25 min.	4 hours	20A	550 psi	49 psi	620%	120 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin™ 30	20,000 cps	1.08	25.7	45 min.	16 hours	30A	500 psi	86 psi	364%	108 pli	< .001 in./in.

איור 76- תכונות מכניות של פולימרים מסדרת Dragon Skin

	Mixed Viscosity (ASTM D-2393)	Specific Gravity (g/cc) (ASTM D-1475)	Specific Volume (cu. in./lb.) (ASTM D-1475)	Pot Life (ASTM D-2471)	Cure Time	Shore Hardness (ASTM D-2240)	Tensile Strength (ASTM D-412)	100% Modulus (ASTM D-412)	Elongation at Break % (ASTM D-412)	Die B Tear Strength (ASTM D-624)	Shrinkage (in./in.) (ASTM D-2566)
Ecoflex™ 5	13,000 cps	1.07	25.8	1 min.	5 min.	5A	350 psi	15 psi	1000%	75 pli	< .001 in./in.
Ecoflex™ 00-50	8,000 cps	1.07	25.9	18 min.	3 hours	00-50	315 psi	12 psi	980%	50 pli	< .001 in./in.
Ecoflex™ 00-30	3,000 cps	1.07	26.0	45 min.	4 hours	00-30	200 psi	10 psi	900%	38 pli	< .001 in./in.
Ecoflex™ 00-33 AF	3,000 cps	1.07	26.0	45 min.	4 hours	00-33	200 psi	10 psi	900%	38 pli	< .001 in./in.
Ecoflex™ 00-20	3,000 cps	1.07	26.0	30 min.	4 hours	00-20	160 psi	8 psi	845%	30 pli	< .001 in./in.
Ecoflex™ 00-10	14,000 cps	1.04	26.6	30 min.	4 hours	00-10	120 psi	8 psi	800%	22 pli	< .001 in./in.

איור 77- תכונות מכניות של פולימרים מסדרת Ecoflex

12.2. הכנת הפולימרים

בכדי לייצר את שני סוגי הפולימרים הנ"ל במידות הרצויות, הכנו יציקה המכילה את החומר עצמו וחומר מקשה. על ידי ערבות החומרים ויציקת החומר לתבנית שהכננו מראש, קיבלנו את המידות הרצויות. התבנית נבנתה בצורה צו המאפשרת קבלת גובה אחיד ונמוך לקבלת עובי חומר של חמישה מילימטר. על מנת לקבל חומר הומוגני, הערוב בוצע כחלק מתהליך ההכנה ("עפ"י הוראות יצרך) והוקף לשמור על בסיס תבנית אחיד ושטווח לכל התבנית. החומרים ערובבו בטמפרטורה (25°C). בכדי לאפשר הפרדה קלה של החומר מהתבנית, התבנית צופתה בפוליאטילן.



איור 78- פולימר 30 Dragon Skin בתוכה מבנית הייצקה



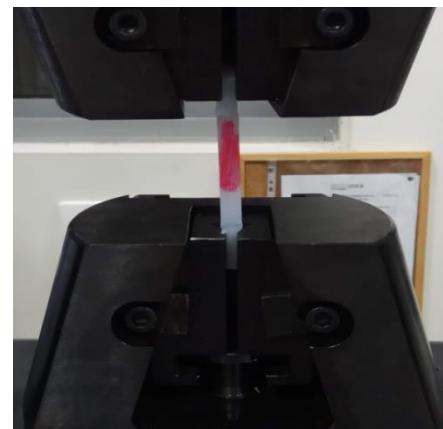
איור 79- חומר דו קומפננטי - 00-30 Ecoflex
מאחורי הבקבוקים - הפולימר לאחר יציקה

12.3. ניסוי מתיחה על הפולימרים

עבור בחירת החומר המתאים יותר מבין השניים, הוחלט לבצע ניסוי מתיחה על כל אחד מהפולימרים. בניסוי מתיחה הסתכמנו על גרפ' ממץ-עיבור שהתקבל ולקחנו תוצאות אינטראיות בלבד.

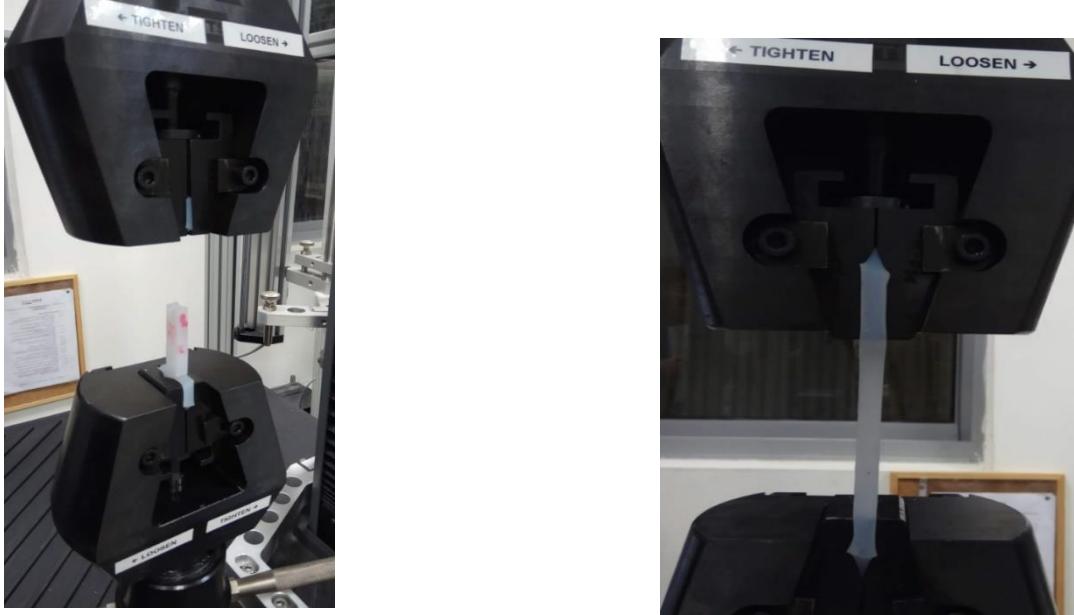


עמוד 65 מתוך 106



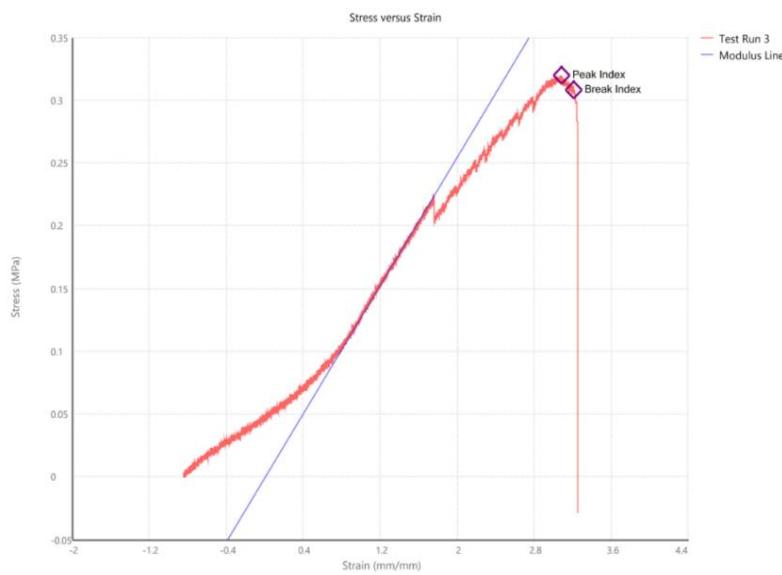
איור 81- פולימר Ecoflex00-30 במכונת
המתיחה

איור 80 – דגם הפולימר שהוכנו למכונת המתיחה

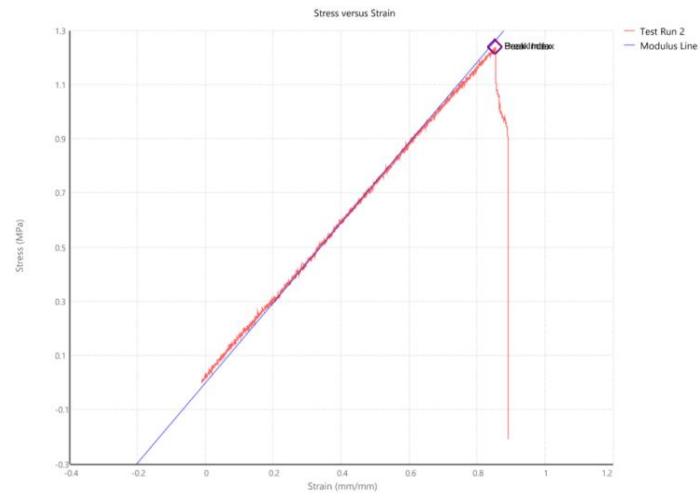


איור 82- פולימר 30 Dragon Skin במכונת המתיחה לפני ואחרי כשל

12.4. תוצאות ניסוי מתיחה ובחינת התאמת הפולימר למערכת



איור 83- גרפ מאמצ-עיבור של פולימר 00-30



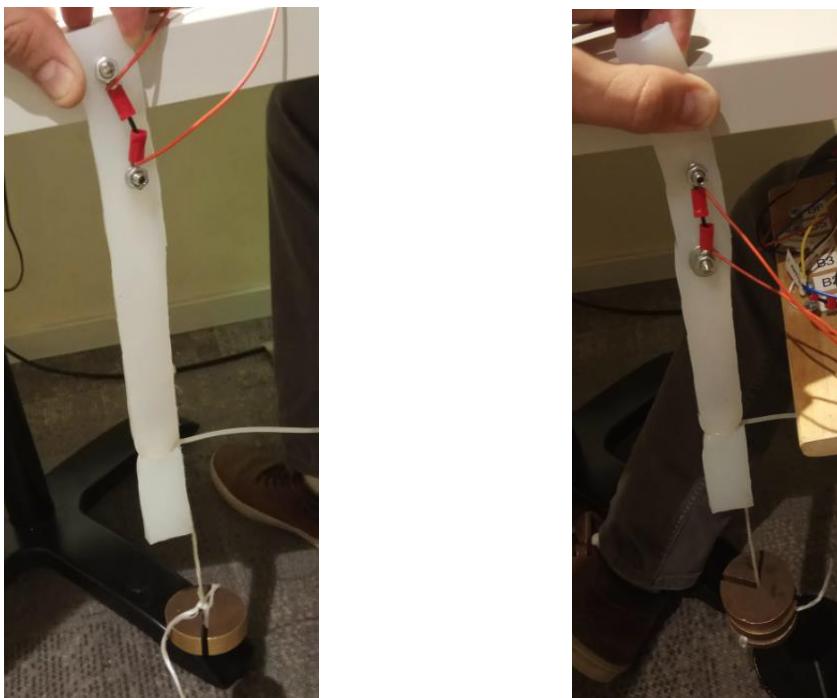
איור 84- גרפ מאמצ-עיבור של פולימר 30

ניתן לראות כי החומר Dragon Skin-30 דומה יותר לגרפים שהתקבלו מניסוי מתיחה על גידים אמיטיים שכן הוא קשח יותר (מודול אלסטיות 2Mpa) והמעוות המקסימלי שלו נמוך יותר (80%).

12.5. בדיקת הומוגניות החומר עבור הפולימר DragonSkin 30

בכדי לבדוק האם הפולימר שלקחנו לטובת מידול הגדים מתנהג בצורה הומוגנית לכל אורך, החלנו לבצע מדידות שונות על מספר קטיעים שונים לאורך חתיכת אחת בעל גאותריה קבועה. הניסוי בוצע על שלושה מקטעים שונים באורכים ועוביים זהים שנחטכו מאותו תרכובת.

בשלב הבא הפעלנו עומס קבוע על קצה הפולימר ורצינו לוודא שרציפות המתיחה המחברת לאורך הפולימר מראה את אותה התנגדות בכל אחד מהקטיעים. עומסים דומים יציבו על הומוגניות של החומר ותאשר לנו להשתמש בו.



איור 85-העמסת הפולימר עבור בדיקת מתיחה

Load[gr]	Measurement location		
	1	2	3
200	350	300	413
400	372	320	421
600	390	340	40
800	417	360	494
1000	450	385	530
2000	740	740	730

טבלה 13-תוצאות בדיקת הומוגניות, התגדות(Ω) בתלות בעומס (gr) בשלווה מקטעים שונים

ניתן לראות כי בקרוב טוב, החומר מתנהג בצורה הומוגנית לאורכו $\Omega 50 \pm$ שגיאה וכי ניתן להתייחס אליו כאל חומר ששומר על תכונותיו בצורה אחדה ורציפה.

12.6. בחירת חומר לעצמות

במהלך בחירת חומר לדגם הניתן עלו כמה השערות וניסינו כמה דגמים שונים בכך לћהן איזה חומר ואיזה דגם מומלץ לנו.

- דגם א' עשוי מפלסטייק, PVC, (איור 86 ימין) - העצמות עשויות פלסטייק והן מחוברות בעזרת חוט אלסטי העובר דרך. בפגישה עם הרופאים עליה כי הדגם אינו תקין מבחינה מיקום העצמות האחת ביחס לשנייה, ולכן הוחלט לאזנוח אותו.
- דגם ב' עשוי מנילון פלסטייק (איור 86 שמאל) - הדגם עשוי מנילון פלסטייק ויוצר בהדפסה תלת ממדית תוך שימוש בגיאומטריה שהתקבלה מסריקות CT. בעת תחילת העבודה הדגם החל להתפרק, ולא היה ניתן להפריד את עצמותיו בצורה שתישמר על הגיאומטריה התקינה.



איור 86- דגמי מפרק כף יד קנוים, מימין דגם א' ומשמאלו דגם ב'

- דגם ג' עשוי מ-ABS/Vero - לאחר חילוץ גיאומטריה מקבצי CT, החלפנו לבצע הדפסה מהחומר ABS/Vero. טרם ההדפסה, גיאומטריית המפרק עברה שינויים כמו חיבור עצמות ייחד והוספה אמצעים למדידת כוחות לחיצה במפרק כמתואר בפסקה **Error! Reference source not found.**.

יתרונותיו של דגם זה על פני שני הדגמים האחרים הוא שני המודלים, הנומרי והניתן, יהיו מבוססים על גיאומטריה תלת ממדית זהה של המפרק ובנוסף לכך החומר הינו עמיד מאוד, מודפס במדפסות בעלות רמות גימור גבוהות וננו מקבלים אותו ללא עלות כספית. לאור השיקולים הנ"ל הוחלט להשתמש בדגם שהודפס מ-ABS/Vero. במהלך הניתן נמדדים הכוחות במשטחי המגע בין העצמות בעזרת חיישני כוח, לאחר הפעלת עומס בעצמות המפרק. בסופה של דבר הכוחות עוברים דרך העצמות כך שהכוח השקול שיתקבל מהמדידה יהיה זהה בעבר כל חומר. כמו כן, בדיאגרמת גוף חופשי, משווהות שוויי המשקל הינה משווהות כוחות, כך שאין כלל תלות בתכונות החומר.

13. חישנים ומערכת המדידה

הגיאומטריה המורכבת של מפרק כף היד מקשה על מדידת כוחות המופעלים בין העצמות כאשר המשטחים אינם ישרים והעצמות הין קטנות. לצורך מדידת הכוחות בין עצמות המפרק, נדרשת שיטת מדידה המסוגלת להתחשב בגיאומטריה, במדידה ובעומס שהמפרק יכול לשאת.

13.1. חישנים למדידת כוחות

חישני לחיצה FlexiForce - חישני כוח דקם במילוי 0.35 מ"מ, גמישים ובעלי מעגלים חשמליים מודפסים מתאימים למדידות כוח באופנים שונים ע"י הנחתם בין שני משטחים ישרים. החישנים מיוצרים מפוליאמיד, מדיוקים ואינם יקרים. כמו כן, יש לצין שהחישנים אלו מודדים אך ורק כוחות לחיצה. בכך לבעוד מדידה בעזרת החישן הנ"ל עלינו להפעיל כוח בחלק העגול.

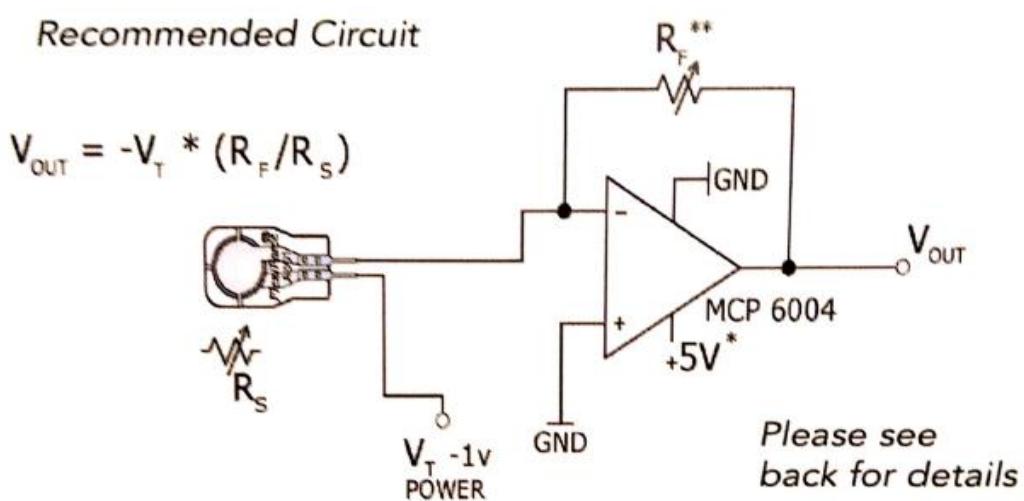
dagshim kritiyim leshimosh nkon shel chayish
חשוב להזכיר כי העומס עבר דרך חלק הקוטר הפנימי של החישן ולא יבלוט החוצה, שמא הקיראה תהיה לא אמינה. כמו כן, קריטי ביותר כי החישן המודד את העומס יונח בין שני משטחים ישרים וחלקיים לצורך קיראה תקנית ואמינה.



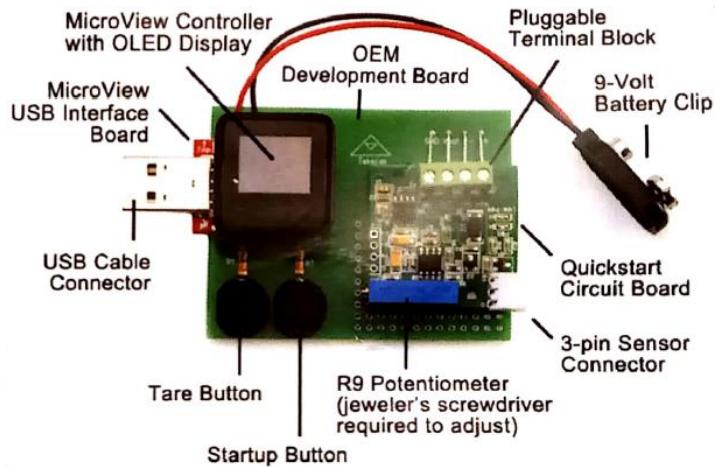
איור-87-חישן מסוג FlexiForce בו השתמשנו

בכך לייצר מערכת בקירה בחוג סגור, נרכיב את המعال החשמלי הבא:

Recommended Circuit



איור-88-معالן חשמלי של FlexiForce Quick Smart Board



איור 89-פירוט הרכיבים של כרטיס חכם חיישן לחיצה

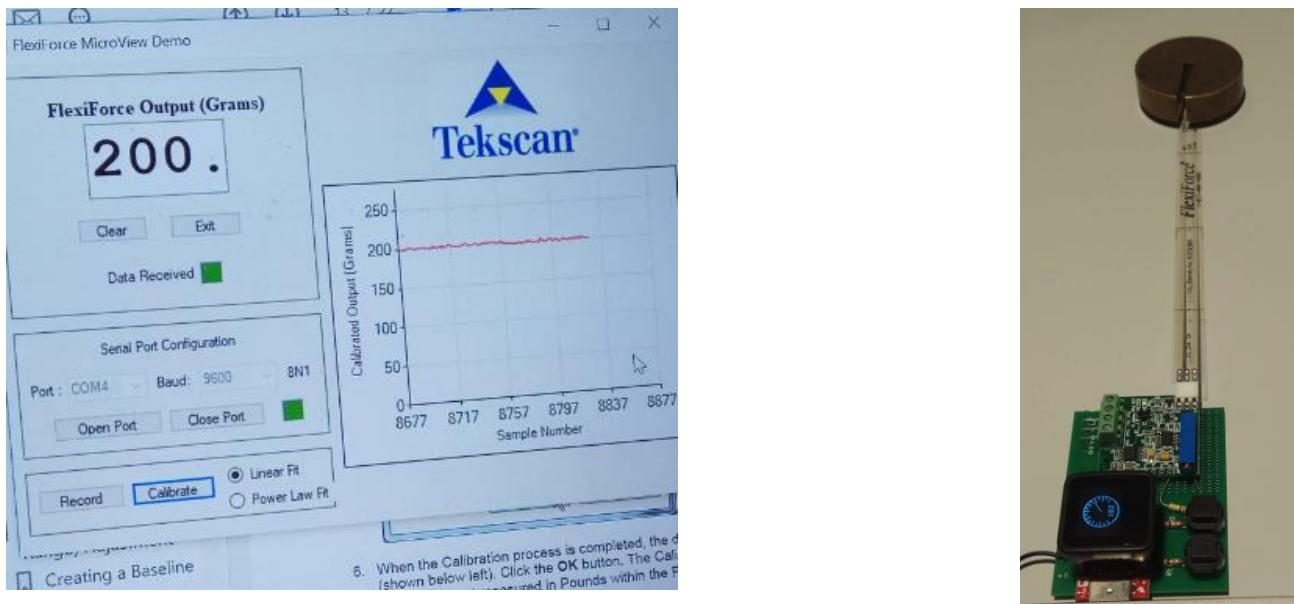
קריאה המדידה נעשית ע"י חיבור קצה החישן לכרטיס מיוחד המתחבר לארדואינו בעזרת 4 כבלי ארדואינו פשוטים בעזרת תוכנה ייעודית של החישן הנ"ל ניתן לקרוא את הכוחות המופעלים על החישן, יש לציין כי גם בחישנים אלה ניתן למדוד רק כוחות רק לחיצה. יש לבצע ציול בעל שלושה שלבים על מנת לקבל גրף לינארי של מתח כתלות בכת.

2.13. ציול וlidציה של חיישני כוח

חיבור המערכת למחשב ולארדואינו הינה פשוט וקל לתפעול. כלל הרכיבים הגינו כאשר הזמננו את הרכבות הנ"ל. כמו כן, החנות ממנה הזמננו את הרכיבים מסבירה באופן מפורט ביותר איך לתקשר בין המחשב לבין הארדואינו וחישן הלחיצה.
לאחר החיווט עליינו להתקן את תוכנת הארדואינו ותוכנת FlexiForce MicroView על מחשב PC אשר בעזרתנו נבצע את המדידה. כמו כן, נדרש להוריד Firmware בצדி להפעיל את החישן עם הארדואינו. לאחר מכן נפעיל את תוכנת FlexiForce נעקוב אחר ההוראות בתוכנה ונבצע את המדידות.
בכל זמן ניתן למדוד ערך אחד בלבד, אך בהינתן 2 חיישנים מחוברים במקומם, ניתן לחברם ולנטקם מהכרטיס לחיקויים בקלות ובמהירות.

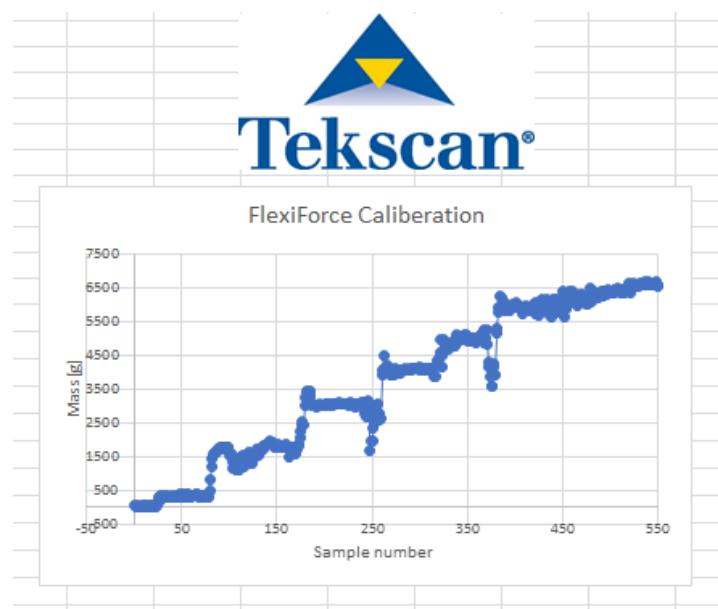
13.3. חיישן חישוני לחיצה FlexiForce

ראשית, יש לכיל את החישון ולהגדיר לו **ýchidot midah**. שכן הצג האנלוגי מראה תוצאה ביחידות וולט. העמסנו על החישון משקלות של 200 גרם והגדרנו לתוכנה שאלו אךן 200 גרם.



איור 90-כiol הבקר ארדואינו

לאחר מכן ביצענו הקלטה בזמן אמת, כאשר בכל פעם אנחנו מושיכים משקל בהדרגה. ציפינו לקבל קפיצות מדרגה בהקלטה וראות את דיויק התוצאות. לאחר קבלת התוצאות ראיינו כי החישון בתוספת מערכת הבקרה מדויקים במיוחד במדויק של 3 ± 3 גרם.



איור 91-וילדיות לחישון כת

13.4. חישני מתיחה

בכדי לתקף את איכות הפולימר שלנו, נרצה לבצע בדיקת הומוגניות של תכונות החומר. לשם כך נחבר רצועות התארכות אשר יאשרו את העובדה כי עוביים ושטחי חתך זרים, הפולימר מתפרק באוטה המידה. הרצועה עובדת בצורה זו, שכאשר מותחים אותה, משתנה התנגדותה החשמלית ובעזרת רב מודד אנו יכולים להמיר את התנגדות לכוח שהופעל. חישני המתיחה מגיעים באורכים שונים, האורך הקטן ביותר הינו 2 אינץ' (50 ממ.).



איור 92- רצועה אשר תשמש אותנו בחישן מתיחה

לאחר חישוף נרחב לפתרון מדידת המתיחה של הוצאות הקודם- חישוף שכלל בבדיקה קפיצים, ייצור קפיצים, הדפסת רצועות במדפסת תלת ממד ושימוש ברדייד אלומיניום החלטנו לבחור רצועה המשנה את התנגדותה כאשר מותחים אותה ואת התנגדות זו אנו יכולים להמיר לכוח מתיחה.

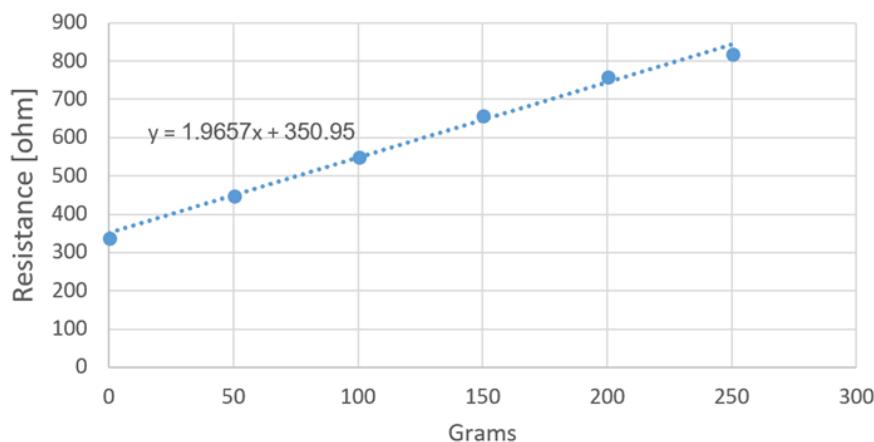
בכדי לבצע כיוול אחד מן רצועות המתיחה, נלקחו 8 מדידות עם 8 עומסים שונים, ובכל מדידה נמדדה ההתנגדות החשמלית של הרצועה.

להלן דוגמת קליברציה עבור אחת הרצועות:

חישן/ מסה (גרם)	25mm- 1	25mm- 2	25mm- 3	25mm- 4	25mm- 5	25mm- 6	25mm- 7	25mm- 8
0	340	340	340	350	330	340	340	350
50	450	450	450	460	450	460	450	470
100	550	560	560	570	550	550	560	570
150	660	670	680	680	650	660	670	680
200	760	750	750	760	760	750	740	750
250	820	840	830	830	830	830	840	840
Constant	350.95	350.95	353.81	364.76	342.86	353.33	351.43	367.14
X Parameter	1.965	2.006	1.983	1.949	2.017	1.96	1.988	1.943
AVG Constant	354.40375	354.403	354.403	354.403	354.403	354.403	354.403	354.403
AVG X	1.976375	1.9763	1.9763	1.9763	1.9763	1.9763	1.9763	1.9763
% Error Constant	0.97452411	0.974315	0.167324	2.922379	3.257027	0.302763	0.838876	3.593931
% Error Parameter	0.57554867	1.502808	0.339017	1.381369	2.059404	0.824774	0.592015	1.684967
AVG %Err C	1.6288922							
AVG %Err X	1.11998791							

איור 93-כיוול רצועת מתיחה-2 25mm מתוך פרויקט הוצאות הקודם

25mm number 1.1



איור 94-גרף כיול רצועת מתיחה-2 25mm-2

גורמי שגיאה עיקריים:

בעולם אידיאלי, השתנות התנגדות החשמלית כתלות בעומס תהיה אכן לינארית אך גורמים שונים משפיעים על ההתפלגות הזאת ומשנים אותה.

- התנגדות החשמלית מושפעת גם משינוי טמפרטורה שכן הטמפרטורה לא הייתה קבועה במהלך הבדיקה.
- לאחר מתיחה רצואה משתנה התנגדות החשמלית לטווח זמן מסוים. ראיינו כי עברו אותה הרצואה, בהרצה שנייה ושלישית, הראותה התנגדות חשמלית שונה לעומסיהם!
- שגיאת מכשיר (רב מודד).

14. תהליכי בנית המערכת

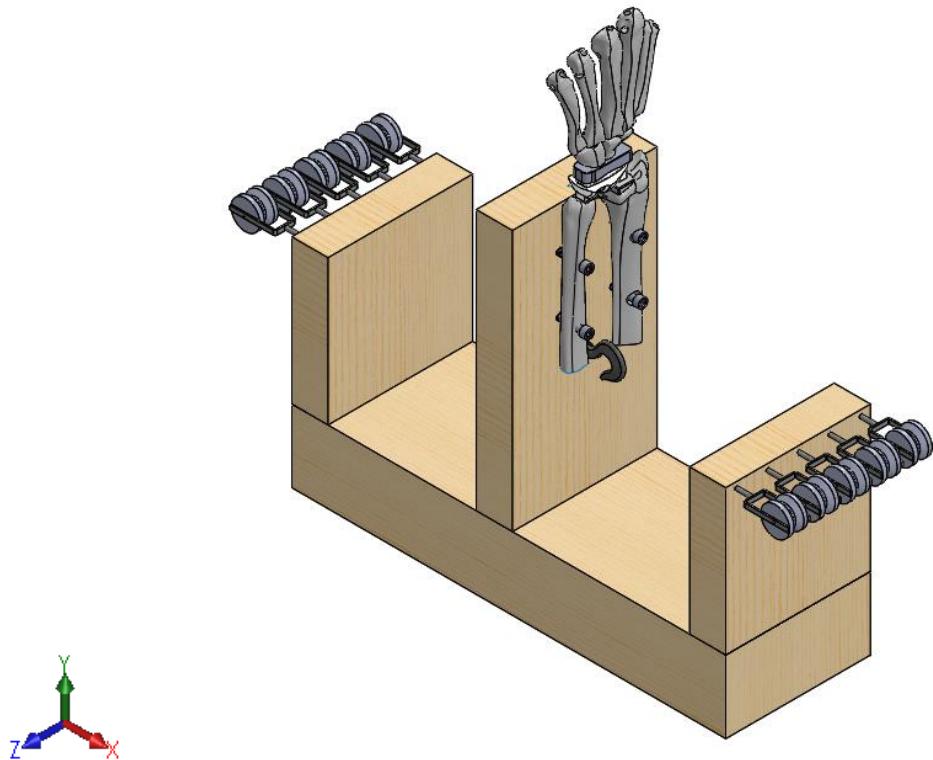
פרק זה נפרט ונסביר התקן הסופי של המערכת ונשווה אותו אל מול זה שתוכנן בשלב ה-CDR. בנוסף נשתף את הקורא בקשיים והאתגרים בהם נתקלנו וכי怎 בחרנו להתמודד איתם.

14.1. הסבר כללי על המערכת:

לפי קונספט זה, הגידים האחראים על העברת העומסים ביד, הם אלו שתנגדים לעומסים הפעילים עליהם ולמעשה נתונים "קונטרא" למבנה היציב של העצמות. המשמש יכול להפעיל עומסים שני צידי של המודול כוחות כפיפה ופשיטה. חיוני הכוח יתנו אינדיקציה על הכוחות הפעילים על אופן פיזור הכוחות בין האולנה והרדיו.

במהלך הניסוי הציג היחיד בו נרצה לראות תזוזה סביבו הימנו ציר Z, אם המערכת תאפשר תזוזה בצירים X-Y נאבד חלק מהכוחות הנמדדים ואף יתכן שהמערכת לא תשמור על יציבותה.

לאחר מספר ניסויים הועלתה הצעה להוסיף חוטי ברזל שיידמו את התקשותו של הגיד בקצה טווח העמסתו ויהוו מעזר מכני. הצעה זו התקבלה ונדבר עליה בהמשך.



איור 95 - מבט איזומטרי של מערכת הניסוי

14.2. מבנה המערכת

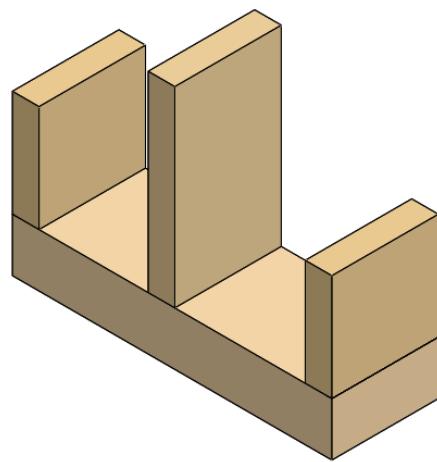
מערכת הניסוי תורכב מחלקים הבאים:

- בסיס המערכת העשוי עץ
- עצמות המפרק הממודולות (בצבע לבן)
- השטל הנבדק (בצבע כחול)
- 10 גלאות
- גדים ממודלים בצבע שוקוף
- וו טבעת המוברגים אל המודול
- חיישני מדידת כוח
- CRTIS בקרה
- חוטים בעלי אלסטיות גבוהה
- סט משקولات

14.3. תכנון ובנית מערכת המדידה:

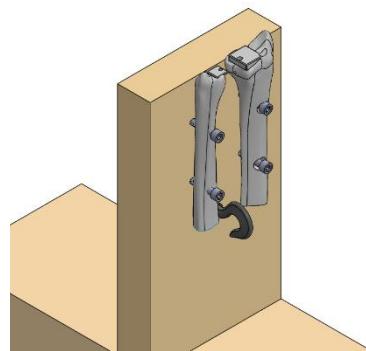
חלק נרחב מחלקי המערכת צריכים להיות מקובעים באופן מלאכותי שיבטיח תזוזות בציריהם הרצויים בלבד.

בסיס המערכת - עשוי מפלטות עץ המוחוברות אחד לשני באמצעות ברגים בזווית של 90 מעלות. הפלטה מאפשרת לנו למקם את עצמות האולנה והרדיאוס בצורה מאונכת בקלות. בחרנו להשתמש בעץ כחומר גלם מכיוון שהוא זמין ונוח לעיבוד באמצעות כל עובדה ביתית. מבחינת חזק ותכונות חומר, העץ יכול לעמוד בעומסים אותם נפעיל על המערכת.



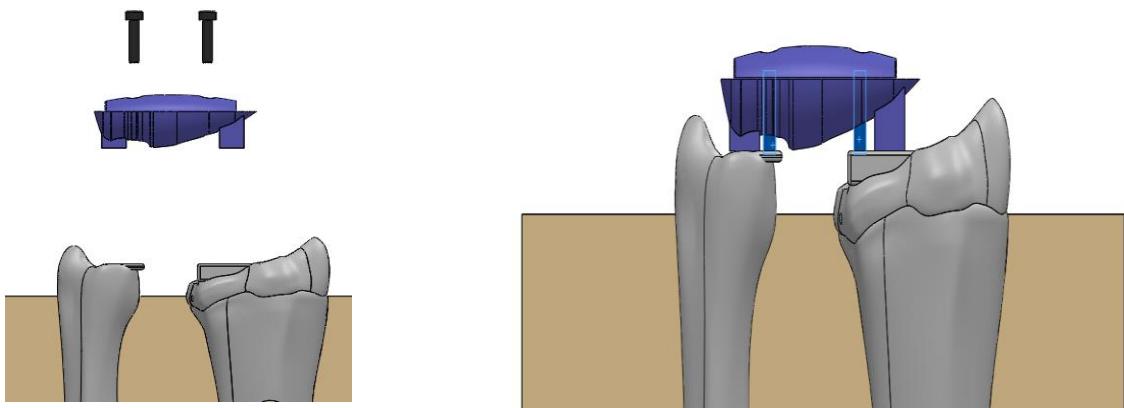
איור 96- בסיס המערכת

Error! Reference עצמות ה-**Ahna** ו-**Radius** אל הפלטה האנכית המרכזית (**source not found**). קיובע שתי העצמות הללו יבוצע ע"י שני ברגים. האולנה והרדיאוס יחוברו לפלטה העז האנכית כר שמשטחי החישונים יהיו בגובה זהה.



איור 97-קיובע עצמות ה-**Ahna** ו-**Radius** אל פלטה הבסיס

קיובע השתל אל האולנה והרדיאוס נעשה תוך הקפדה על תנועה חופשית של השתל בציר הורטיקלי ב כדי לא להשפיע על מדידת הכוחות המתבצעת בציר זה.



איור 98-קיובע השתל לעצמות האולנה והרדיאוס באמצעות פינים חילקיים

חיבור הגידים לעצמות המודל בוצעו ע"י חיבור ווים לאורך כל עצמות המודל. הגידים מושחלים בתוך הוויים הקטנים.

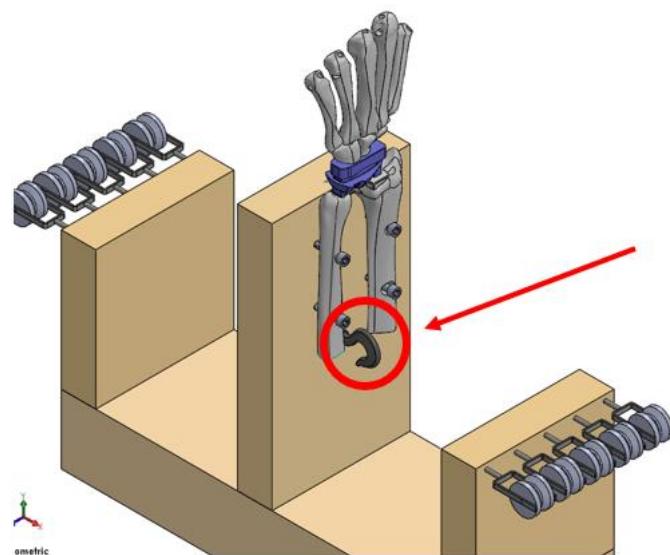


איור 99 - הוויים בהם השתמשנו



איור 100 - אופן חיבור הגידים והשתלתם בתוך הוויים

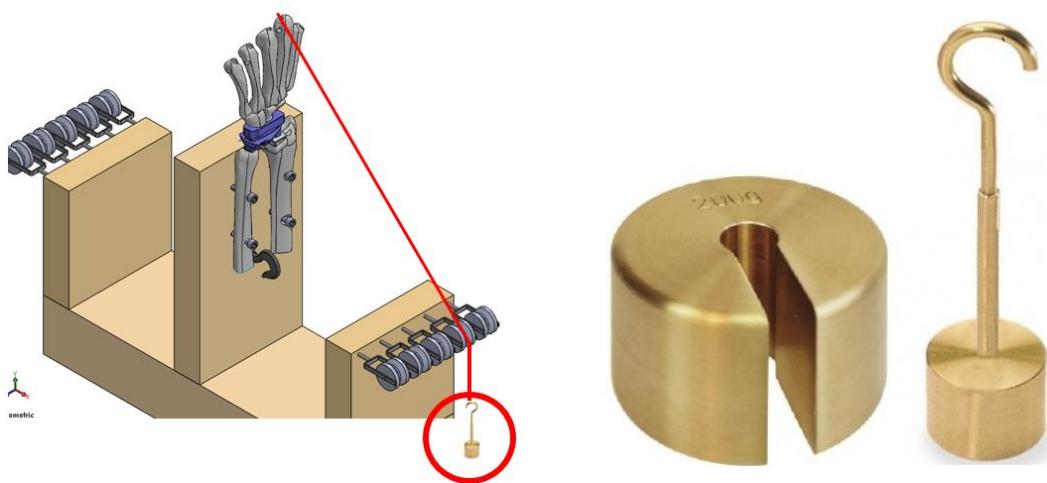
הגידים מחוברים לוו מרכז'י בכל צד של הפלטה האנכית. II מרכז' זה מרכץ את הגידים לנקודה אחת ומדמה את התעללה הקרפלית דרך מתרכזים כל הגידים.



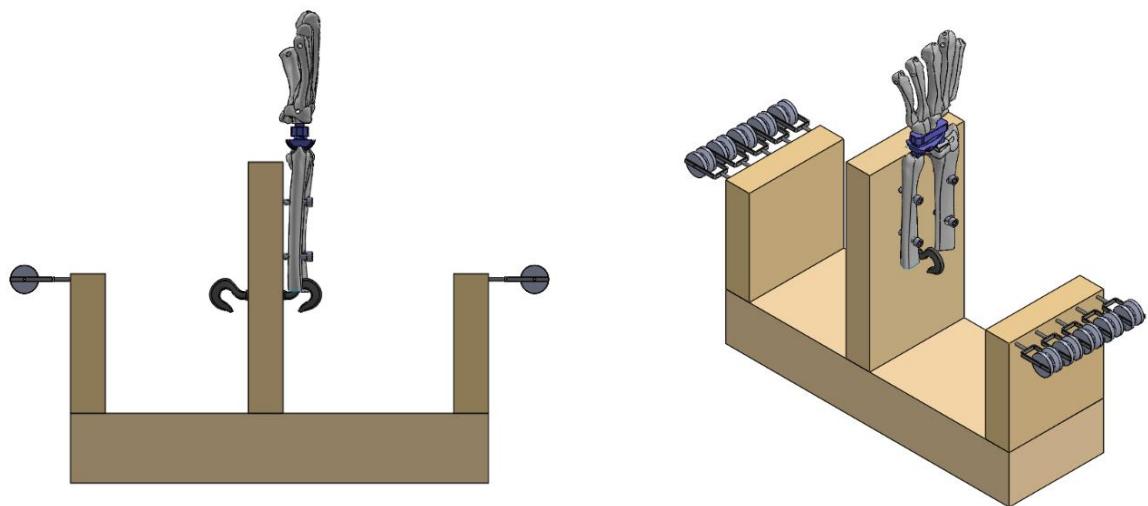
איור 101 - II מרכז-התעללה הקרפלית

לשם העמסת המשקלות יחויבו בכל צד של המודל חמיש גלגולות. גלגולות אלו יוברגו אל פלטוט העץ שבצדדים. פלטוט אלו יחויבו בעזרת זווית ר' אל פלטת הבסיס. הגובה של הפלטוט נקבע כך שהחומר העובר בין קצה המסרק לגלאט לא יתרחק בפלטת העץ[איור- 58]

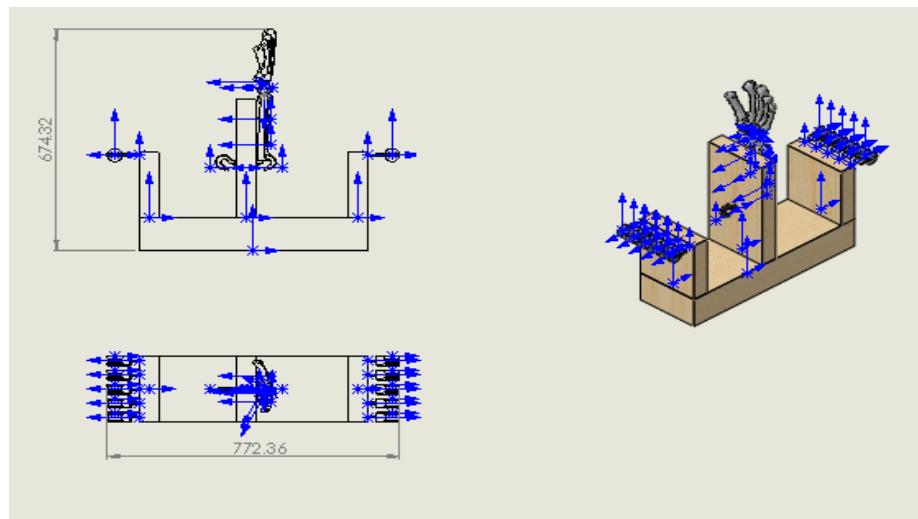
על מנת למדוד את פיזור העומסים עליו להפעיל כוחות ידועים. עזר בכל מעבדה המוצג ב**תקפירות קביאות**. בקצת הכל, ישנו או אותו נתלה על החוט ההולך אל הגלגלת ומשם אל על קצה עצמות המסרק .(Error! Reference source not found.)



איור 102-מימין כלי העמסה ומשקלות משמאלו אופן העמסת עצמות המסרק



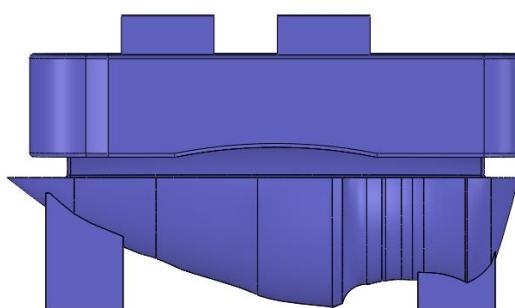
איור 103- מימין מבט ISO ומשמאל מבט צד של המודל



איור 104- מידות כלליות של המערכת

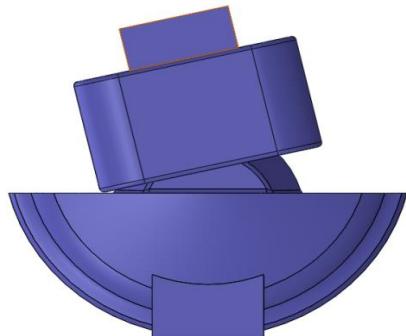
14.4. תכנון ובניות השתל:

השתל בניו משני חלקים. עליי ומכתש שתחברים אחד לשני.



איור 105 - שתל מפרק כף היד- גרסה ראשונה

מבנה זה מאפשר החלקה האחד על השני ובכך תנועות בציר הרצוי.

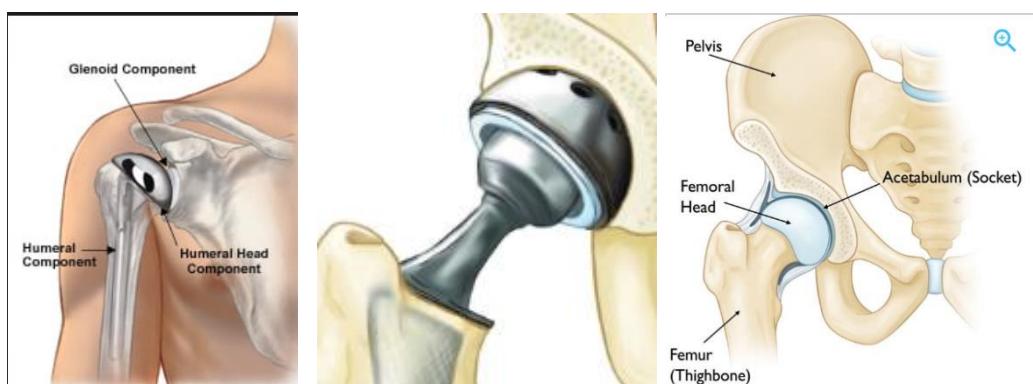


איור 106 - טווח תנועה מקסימלי

סוג זה נלך מתוך

הניסיון הקיים ביחסם דומה של אותה השיטה במפרקים שונים בגוף האדם כגון הירך והכתף.

השראה לביצוע שטל



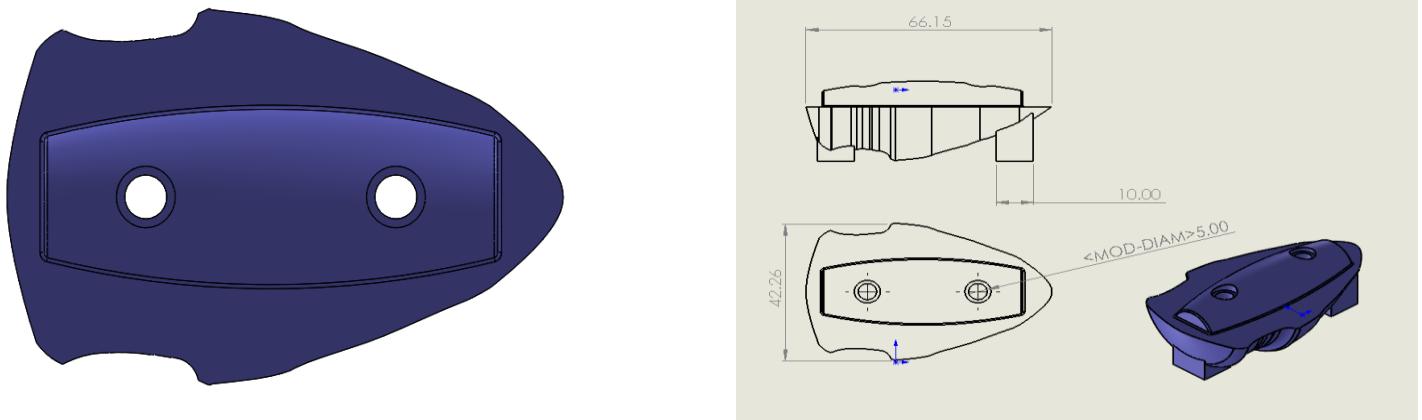
איור 107- שטלי מפרק הכתף והירך- השראה עבור השטל המתוכן

לאחר התיעצות עם ד"ר עמיר ערמי הגיענו למסקנה שכדי לנסוט לתוכן שטל בעל מאפיינים דומים.

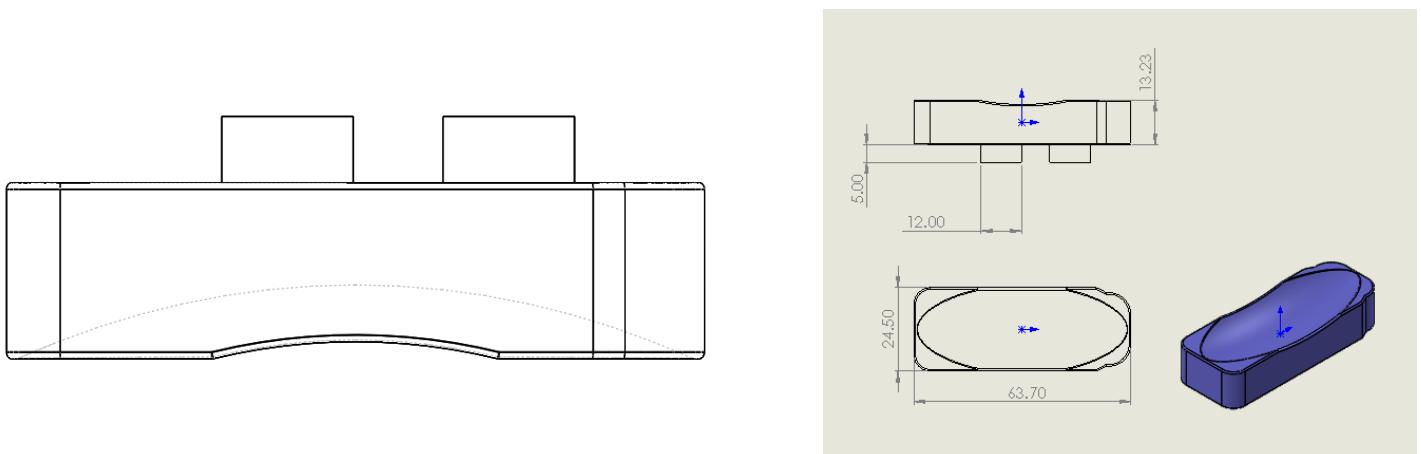
אחד האתגרים היה לקבוע את גודל השטל ביחס לעצמות הרי שאין כיוון ניסיון ביחס גישה זו במפרק כף היד ואין ניסויים או אמרים שנמצאו הדנים בגישה זו. על מנת להחליט על גודל השטל ביצענו מספר מדידות של כף היד ועל סמך ממוצע הבדיקות קיבלנו את הגיאומטריה החיצונית של השטל.

צורתו המדעית של הממשק בין העלי והמכתש משפיעה מאוד על טווח התנועה ועל העמידה או אי העמידה בקריטריוני הצלחה. מכיוון שאנו רוצים להוכיח היתכנות, החלנו בשלב ראשון לנוקוט בגישה של טווח מצומצם וללמוד מגרסה לගרסה.

על מנת שברגע הקיוב לא יפריעו לתנועה החלקה של החלק העליון על גבי המכטש ביצענו שקעים סביב הברגים. הבורג ישב מתחת לפני השטח של הביצה בתוך החומר.



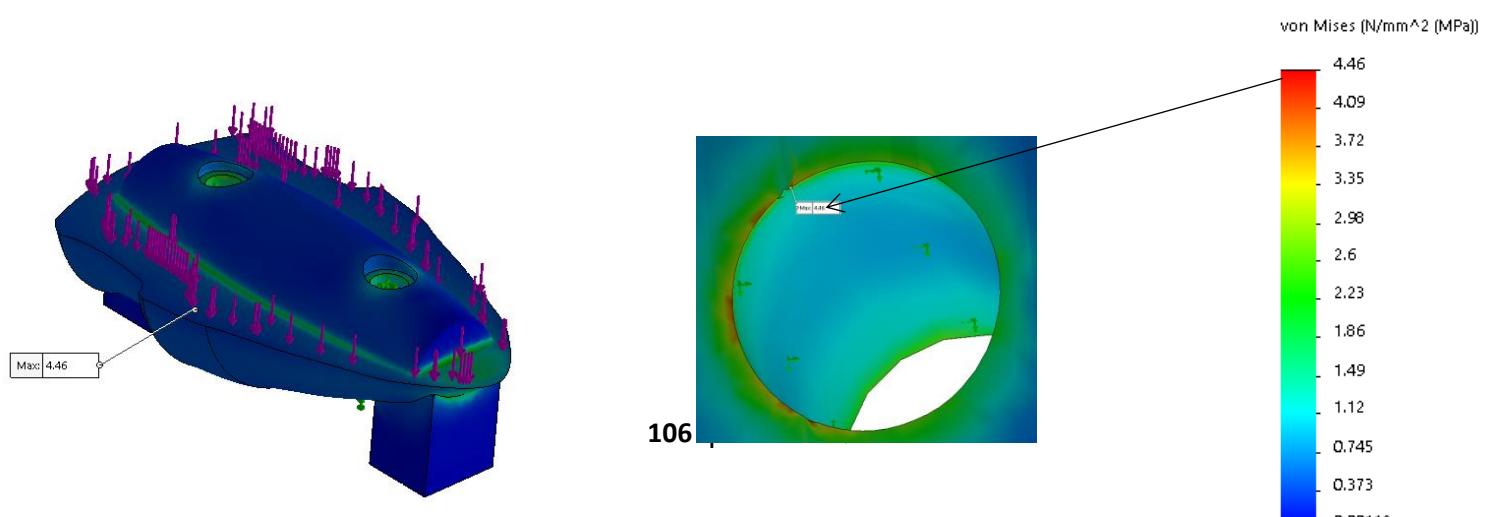
איור 108- המכטש- Bottom Plate המחברת לאולנה ולרדיו (מידות ב-mm)



איור 109- המכטש- Top Plate המחבר לشاشة הדיסטילית

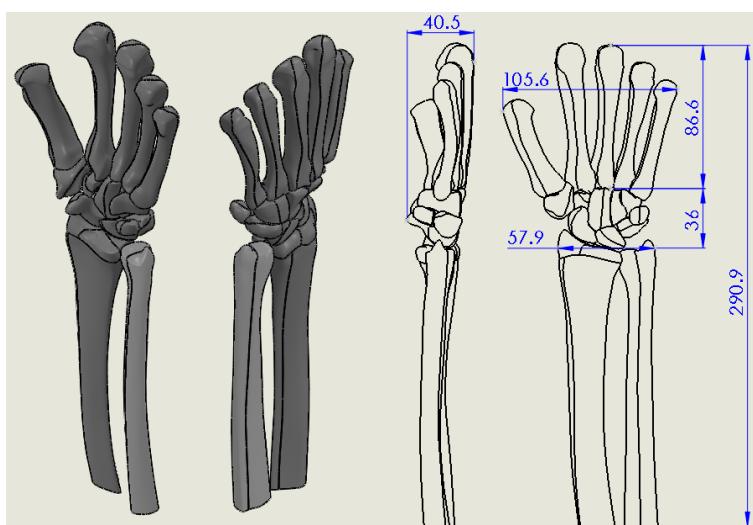
14.5. אנליזות חזק

באנליזה סטטיטית אשר בוצעה על החלק התיכון של השתל הראיינו כי בהעמסה של 300 ניוטון, המאמץ המירבי, אשר מתקבל בנקודת העגינה השמאלית (איור 110- אנליזת חזק עבור העמסה של 300 ניוטון) הינו 4.46 MPa . UTS של חומר מסווג ABS הינו 30 MPa ולכן אנו מבינים כי לא סביר כלל שהשתל יכשל בהעמסה סטטית.



איור 110- אנליזת חזק עבור העמסה של 300

14. שרטוט ביו-מכאני של יד בריאה



איור 111- שרטוט מפרק בריא (מידות ב-mm)

15. שינוי תכנן עיקריים אל מול התכנון:

1.5. פערים בין התכנון לביצוע:

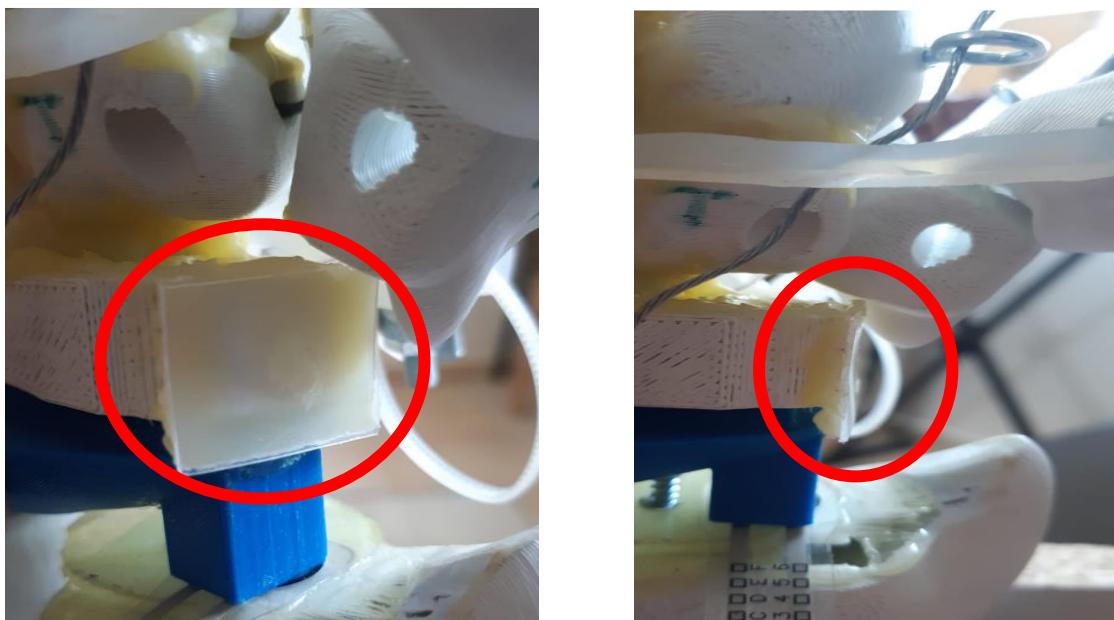
בשלב זה נתאר את עיקר השינויים בין המודל המתוכנן למודל הסופי.

- מדידת הכוחות על הגידים – לאחר סיום בניית המערכת וблיבר ו邏輯ית הגידים הבנו שיש קושי גדול בחיבור ח'ישני המתיחה אל הגידים. לאחר שעוט בהן ניסינו להתמודד עם הפולימרים ורכזות המתיחה ולאחר שהבנו שאורכי הגידים לא באמת מתקבלים בצורה טובה דיו את אורכי הגידים ביד אמתית, החלטנו בשלב זה של הניסוי לא למדוד כוחות אלו על מנת לא להכניס רעשים מיותרים אנחנו סבורים שניתן למצוא בספרות על סמך ניסוי Cadaver Lab למדוד את אורכי הגידים ולמדלם באופן רלוונטי.

- יצירת משטחי ממשק מוגבהים על גבי עצמות האולנה והרדיוו - משטחים אלו תוכננו בשלב ה PDR והוא בגרסת הסופית של המוצר (Rev 07) עוד לפני היציאה לייצור. עם זאת כתוצאה מבלבול מול היצרן הגרסה שהודפסה בפועל היא הגרסה שקדמה לתוספת זו (Rev 06).

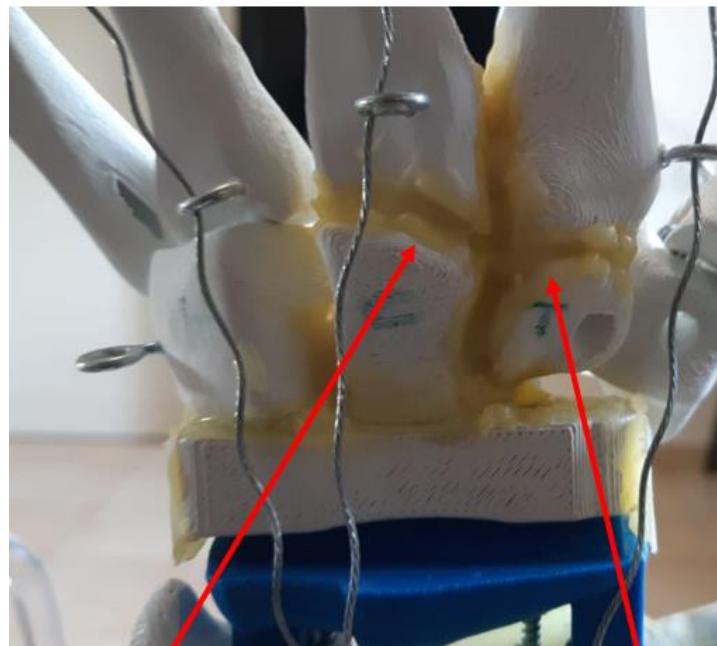
15.2. **תוספות שבוצעו במערכת הנויסויובשתל לאורך ביצוע הנויסויים:**

- הוסיף גובלים למניעת תזוזת העתקה וסיבוב סביב צירים X ו Y – במהלך הנויסויים ראיינו שהשתל מאפשר תנעوت העתקה מסוימת בכיוון ציר Z ותנועה סיבובית סביב ציר Z. ברור שתנועות מסוג זה משפיעות הן על יציבות המערכת והן אינן המדידות ע"מ החישונים שכן הממשק בין השתלים משתנה וכיוון שיש כוחות המתורגמים לכיוונים שונים.
- בעיה זו נפתרה ע"י הדבקת סטופרים מכניים באמצעות דבק אפוקס. פיתרונו זה ניתן לישום בקלות ע"י הדפסתו מראש כחלק מהחلك העליון של המשتل, בגרסת המשTEL הבאה ואין מהוות כל מכשול מבחינה אנטומית או יישומית.



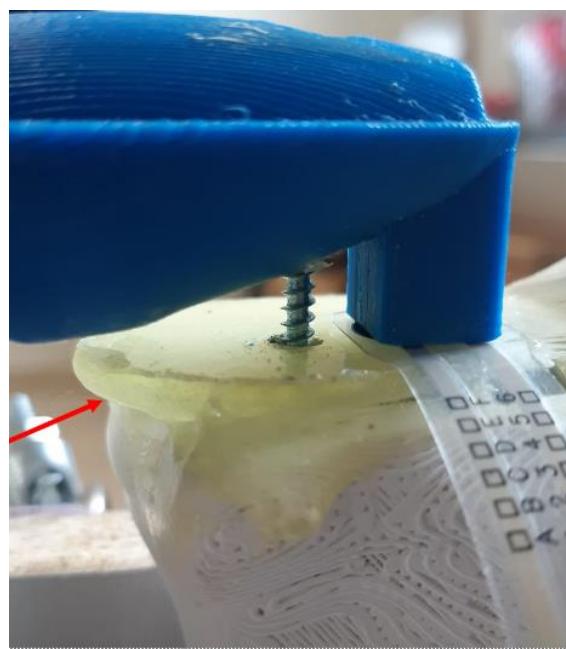
איור 112 - גובלים למניעת תנעوت העתקה בציר ה-Z וסיבוב סביב ציר Y

- לאור אי-יציבות גדולה במערכת התויעצנו עם הלקו, והוא החליט לבצע קיבוע של עצמות המפרק 4,5 לעצמות השורה הקרפאלית העליונה. קיבוע זה מתבקש להיות ולא קיימוט דרגות חופש בין עצמות אלו. בנוסף, החלטנו לבטל את דרגת החופש שבין השורה הדיסטלית לפלטת המשTEL העליון (המכתש).



איור 113 - ביטול דרגות החופש במודל השופי

- יצירת משטחים ישרים מלאכותיים - לטובת עבודה חישן תקינה הוספנו משטחים מלאכותיים על גבי עצמות האולנה והרדיאס עליהם הונחו החישנים. מוסףת זו בוצעה במקום החלקים שפוספסו בהדפסה התלת ממדית.



איור 114 - הוספה מישוריים עבור חישני הכות

- הבדיקה חישני העומס אל משטחי ההעמסה המלאכותיים- תוך כדי ביצוע יומ הניסויים הראשון ולאחר מכן כי ישנה שונות גדולה בתוצאות שקיבלנו הבן שהחישן נע על

- גביה הפלטה וכי יש לקבע אותו. קיבוע זה נעשה בעזרת דבק 3 שנויות סטנרטី במרכז הפלטה המלאכותית. קיבוע זה מנורמל את כל התוצאות ביחס לנקיות ייחוס אחת.
- סטופר מכני – הקשיית הגידים- לאחר מספר ניסויים בהם ראיינו שהמערכת לא מתנגדת די להעמסת הכוחות והינה מאפשרת טווח תנואה גדול מאוד ומ总局 הרצין להתייחס לעובדה שגידים במצבים מתנאים באופן אקספוננציאלי, ואילו הפולימר באופן לינארי. החלנו למדל את השלב הסופי בהתקשות הגידים ע"י חיבור חוטי ברגל המהוים מעזר מכני מוחלט בסוף עבודת הגידים.

16. קритריוני הצלחה

- בכדי לדעת שהמשתל שתכננו מתנהג בצורה דומה למפרק כף יד בריא ולאשש את הטענה שהשתל מעביר את הכוחות בצורה דומה להתפלגות הכוחות במצב הטבעי של מפרק בריא נשתמש במידע שנלקח מחקר הספרות שביצענו. בהגדרת טווח התפלגות העומסים הרציה, הענו להחלטה במהלך סקר הלוחות השני כי התפלגות של מעל 60% על הרדיוס תחווה הצלחת המערכת. [34,35,36]
- טווח תנואה של פשיטה-כפייה: יש להגיע לטווח תנואה של לפחות 50% מתנווה של מפרק כף יד בריא. בקירוב טוב מדובר בטווח תנואה סימטרי של $\pm 30^\circ$.

17. תכנית בדיקות

הבסיס לתוכנית הבדיקות הוא השוואת הנטוי וואפן התפלגות הכוחות בין האולנה והרדיויס לתוצאות נומריות מהספרות[36], בהנחה ונקלט סדרי גודל דומיםណדע להגיד שעד כדי ההנחות שהונחו במהלך הפרויקט, הקונספט ניתן ליישום.

אם נקבל תוצאות שונות או לא חד משמעות, נדרש לחשב מבחינה הנדסית מה הם הגורמים לשגיאה.

- במידה והמודל הנומייר יהיה מוכן עד הגשת הדוח הסופי, כמוון שהוא יספק מידע השוואתי מצוין.
- במידה והמודל הנומייר יהיה מוכן טרם המודל הנומייר, ההשוואה תבוצע בדיעבד ותוגש בספר הפרויקט של המודל הנומייר.
- כדי שבאמת נוכל להשתמש בו עבור השוואת איזוטיות, תבוצע עבודה צמודה בשני המודלים הכלולת:
- סקירת ספרות רחבה בנוגע למודלים שבוצעו עד כה.

- חילוץ מידע רלוונטי מהמאמרים לצורך המידול. המידע יכול תנאי שפה, עומסם שהופעלן, תכונות החומרים שהשתמשו בהם, סוג הרישות, הגדרות מגע בין העצמות ועוד.
- בניית שני המודלים תוך שימוש במאפיינים שנלקחו מסקר הספרות ובגאומטריה תלת ממדית זהה. מידול רצועות וגידים הכרחיים בלבד לצורך פישוט המודל.
- בדיקת נכונות תוכאות המודלים האחד מול השני והשוואת התוצאות לעריכים המצויים בספרות.
- הצעת פתרון מתאים אשר יבחן בשתי השיטות הנ"ל וכן תיבחן התאימותו לדרישות שהוגדרו ע"י הרופאים ואלו הרשומות בספרות.

18. דיוון בתוצאות

18.1. תוכאות

במהלך הפזיקט התבכעו מספר ניסויי מדידה אשר בדקו את התפלגות העומסים העוברים דרך מודל מלאכותי של פרפק שורש כף היד ובו משטח אשר מיועד להחליף את השורה הפרוקסימלית של העצמות הקרפליות. התבכעו מדידות כוח עבור שני סוגי העומסה שונים – פשיטה וכפיפה. חשוב לציין כי מערכת הניסוי שלנו פועלת בצורה סימטרית בשני המצבים (מה שלא מדויק מבחינה אנטומית).

מניסוי לנו למדנו את המערכת וטור כדי לבדוק שיפרנו אותה במובנים שונים. בניסויים ההתחלתיים זיהינו חוסר יציבות משמעותי של המערכת, מה שהביא לתוצאות לא הגיוניות. לאחר מכן יישמו דרכים שונים לייצוב המערכת ולהגבילת טווח התנועה שלה. לאחר כל השינויים שננקטו בסעיפים הקודמים ביצענו סט ניסויים רחב ועל תוכאותינוណון בפרק זה.

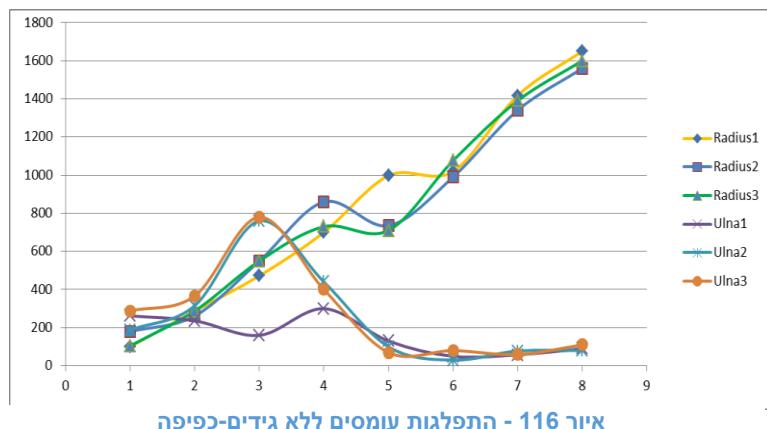
לפני לקיחת המדידות בכלל ניסוי, נמדדנו ערכי החישנים במצב ללא העומסה חיצונית. הדבר נלקח לאור העובדה כי כבר לפני העומסת המשקל המערכת נמצאת במצב בו הגידים מתוחים והחישנים "מוסעים". בהמשך נשווה בין הגרף של ערכי החישין הא卜סולוטיים לבין הגרף בו חישרנו מכל מדידה את הערך ההתחלתי שנמדד על ידי החישון במצב האפס (המנוחה של המערכת).

ראשיתណון בניסויים אותו ביצענו תחת הפעלת עומס כפיפה ופשיטה במערכת בעלת מעצורים מכניים, עם ובלי גידים.

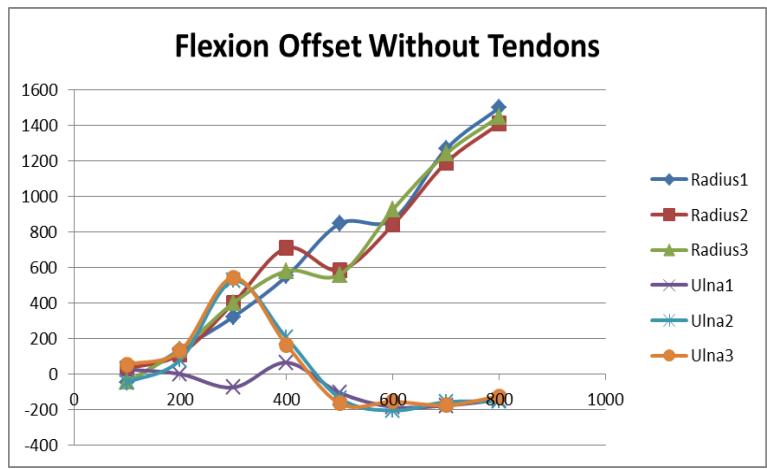
להלן תוצאות הניסויים וניתוחן:

Without Tendons											
Extension										Initial state	
	Mass [g]	100	200	300	400	500	600	700	800	R	40
1	R	85	190	260	305	744	550	840	720	R	40
	U	170	210	180	250	706	496	821	823		
2	R	90	190	270	353	740	615	820	780	U	320
	U	150	200	150	250	665	534	780	840		
3	R	110	185	250	400	750	650	690	800	U	320
	U	130	229	147	270	650	530	880	840		
Flexion										Initial state	
	Mass[g]	100	200	300	400	500	600	700	800	R	150
1	R	100	288	472	700	997	1020	1417	1650	U	236
	U	262	236	160	300	130	50	58	90		
2	R	180	262	550	860	735	990	1340	1560	U	236
	U	188	316	760	440	100	30	78	80		
3	R	105	288	550	730	710	1076	1390	1600	U	236
	U	288	367	780	400	70	80	59	110		

טבלה 14-התפלגות עומסים ללא גידים



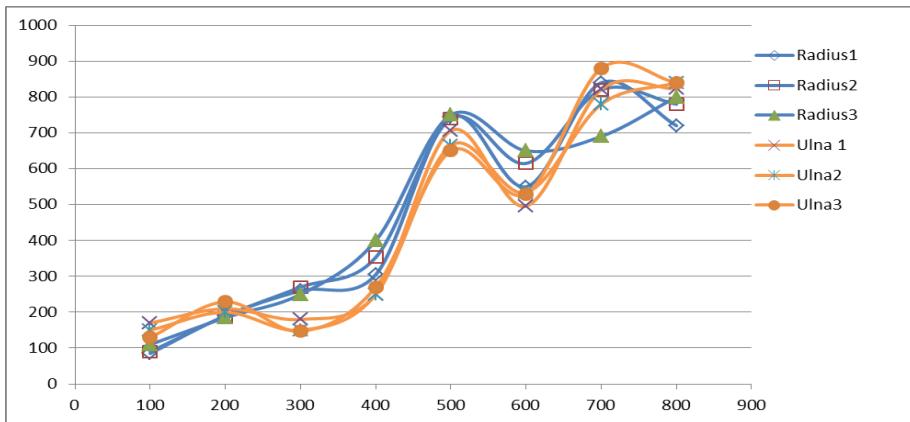
איור 116 - התפלגות עומסים ללא גידים-כפיפה



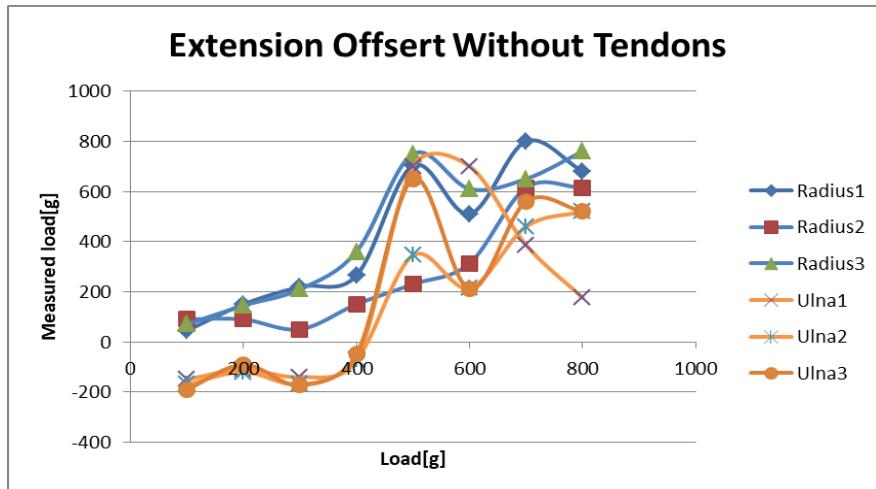
איור 118-התפלגות עומסים ללא גידים-כפיפה בהיסט

נדון בתוצאות ניסוי התפלגות עומסים ללא גידים במצב כפיפה:

- עברו הרדיוס נראית התפלגות לינארית.
- מעל 300 גרם השתל יצא ממצב מאוזן והצד של האולנה עלה מעלה. ניתן לראות ירידה משמעותית בעומס על האולנה החל מעומסים אלה.
- בהשוואה בין גرف היחסט והגרף רגיל ניתן לראות כי קיימת התפלגות דומה וכי היחסט אכן גרמל את הגרף.



איור 120 - התפלגות עומסים ללא גידים-פשיטה (עומס בגרמים כתלות בקריאת החישוב)



איור 122- התפלגות עומסים ללא גידים-פשיטה בהיסט (עומס בגרמים כתלות בקריאת החישוב)

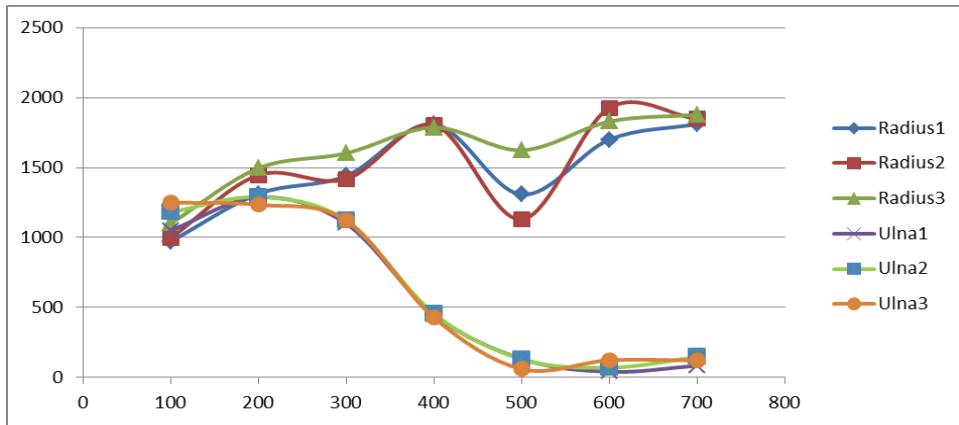
נדון בתוצאות ניסוי התפלגות עומסים ללא גידים במצב פשיטה:

- ניתן לראות התנגדות פסאודה לינארית.
- עומסים על האולנה והרדיס מתחולקים בקירוב 50%-50%.
- בהשוואה בין גرف היחסט והגרף רגיל ניתן לראות כי קיימת התפלגות דומה אך עם זאת, ישנו מספר גרפים שאיבדו את מגמתם הכללית אותה ראיינו בגרף רגיל.
- גرف Radius2 וגרף Ulna1 הינם גרפים בעלי מגמה שונה באופן קיצוני.
- ניתן לראות כי בהעמסת [g] 500 ו[g] 700 הכוחות בכלל המדידות מגיעות למקסימום.

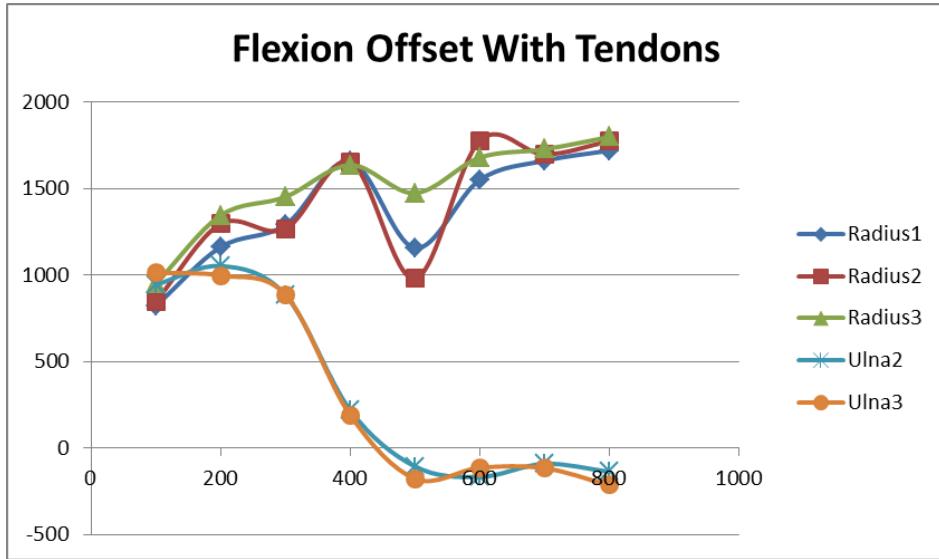
Extension										Initial state[g]	
	Mass [g]	100	200	300	400	500	600	700	800	R	1020
1	R	735	790	970	760	710	970	1406	1704	U	1200
	U	1155	1300	1650	1550	1280	1405	1417	1610		
2	R	860	813	1020	705	780	1076	1417	1837	U	1200
	U	1200	1417	1630	1521	1286	1342	1480	1596		
3	R	700	800	1000	665	820	1051	1611	1782	U	1200
	U	1200	1350	1600	1417	1233	1286	1382	1681		

Flexion										Initial state[g]	
	Mass[g]	100	200	300	400	500	600	700	800	R	920
1	R	971	1312	1440	1810	1307	1700	1811	1870	U	970
	U	1050	1288	1100	450	133	40	84	65		
2	R	997	1446	1417	1804	1130	1926	1848	1924	U	100
	U	1181	1289	1122	456	131	70	146	100		
3	R	1100	1495	1602	1786	1624	1829	1877	1948	U	22
	U	1250	1234	1123	428	60	123	121	22		

טבלה 15-התפלגות עומסים עם גידים



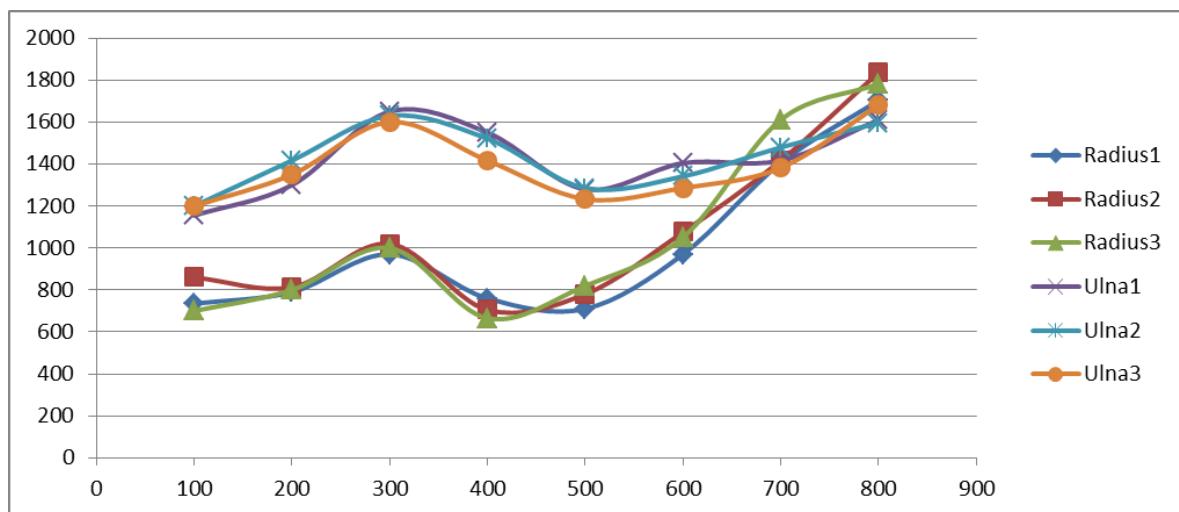
איור 124 - התפלגות עומסים עם גידים – כפיפה (עומס בגרמיים כתלות בקריאת החישון)



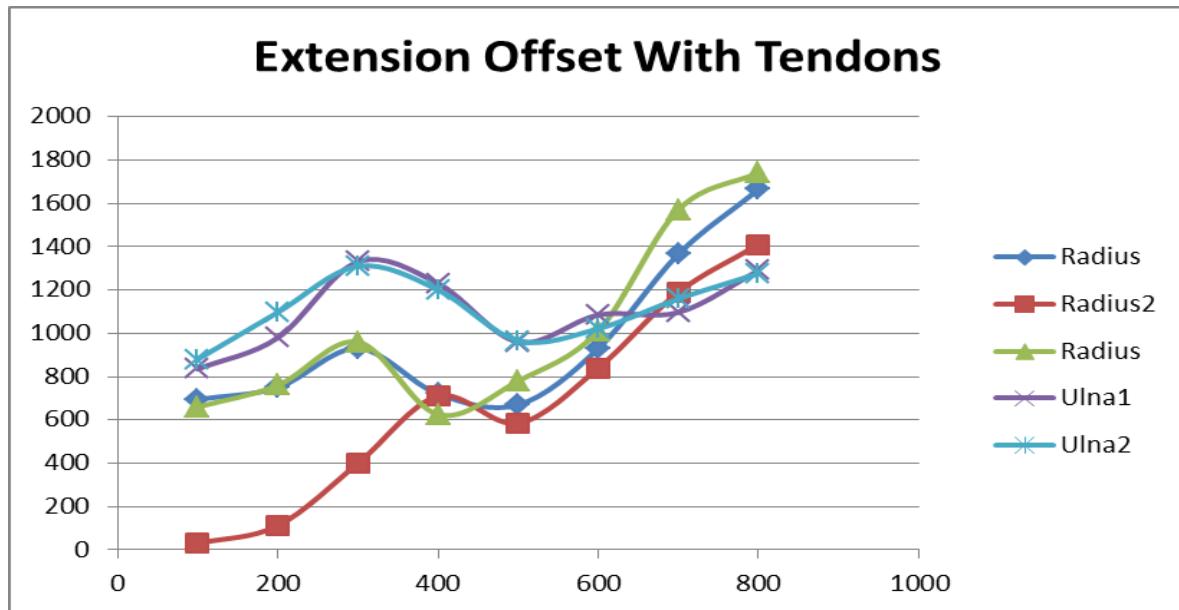
איור 126-התפלגות עומסים עם גידים – כפיפה בהיסט (עומס בגרמיים כתלות בקריאת החישון)

נדון בתוצאות ניסוי התפלגות עומסים עם גידים במצב כפיפה:

- לא קיימת התנהגות לינארית.
- בכל 3 המדידות ניתן לראות כי לא קיים שינוי משמעותי על כל חישון.
- התפלגות העומסים הממוצעת הינה 84.6% על הרדיוס ו- 15.4% על האולנה.
- מעל 500 גרם העומסים על האולנה ירדו כמעט לחלוטין - הדבר נבע כנראה מ Abedan המגע של השטן בחישון עקב עלייתו של השטן מעלה.
- בשילובה בין גרפ היסט והגרף רגיל ניתן לראות כי קיימת התפלגות דומה וכי היסט אכן נורמל את הגרף.



איור 128 - התפלגות עומסים עם גידים פשיטה (עומס בגרמים כתלות בקריאת החישון)



איור 128- התפלגות עומסים עם גידים-פשיטה בהיסט (עומס בגרמים כתלות בקריאת החישון)

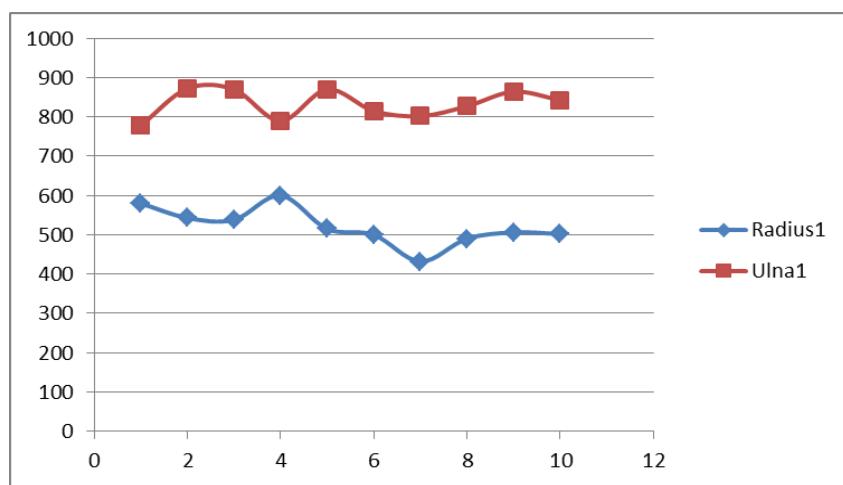
נדון בתוצאות התפלגות עומסים עם גידים למצב פשוטה:

- ניתן לראות כי התנהוגות העומסים על האולנה והרדיאו נשארו יציבים לאורך כל 3 המדידות.
- ההתפלגות ממוצעת הינה 40% על הרדיוס ו-60% על האולנה.
- בגרף המנורמל הורדנו את הגרפ של אולנה 3 כיוון שהוא חרג בין המדידות.
- בהשוואה בין הגרפ המנורמל לגרפ הרגיל ניתן לראות שהמגמה דומה אך בגרף המנורמל הגרפים מפוזרים על גבי הסקלהה.

בשלב הבא ביצענו ניסוי של יציבות המערכת ובו בדקנו מה קורה להתפלגות העומסים במצב האפס עם גידים כאשר אנו עושים "RESET" לפני כל מדידה. מטרת ניסוי זה הייתה לבדוק האם "מצב האפס" של המערכת נשאר קבוע לאורך מספר ניסויים רב.

	R	U
1	580	778
2	543	872
3	538	870
4	600	790
5	515	870
6	500	815
7	432	802
8	490	827
9	506	864
10	502	843

טבלה 16-בדיקה מצב אפס של המערכת

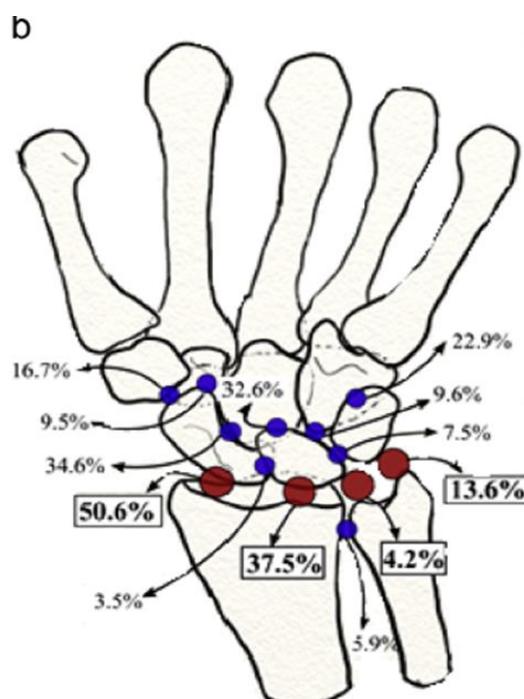


איור 129 - בדיקת מצב האפס של מערכת הניסוי עומס בגרמיים כתלות בקריאת החישון

נדון בתוצאות של ניסוי "מצב האפס" אשר מוצגות בגרף הנ"ל:

- ניתן לראות כי באופן גורף האולנה חוווה עומסים גבוהים יותר מאשר הרדיוס.
- בכל המדידות התקבלו תוצאות בטוווח של $[g]100 \pm$ מה שמצויב על הדירות המערכת.
- באופן כללי, ניתן להסיק כי מצב האפס אינו משתנה במצבים שונים ונitin לสมור על נתון זה.

2.18. אימות תוצאות הבניוסי ביחס למספרות



איור 132- התפלגות עומסים מחקר גומי מתקדם [36]

במקומות רבים בספרות ניתן למצוא מידע אודוט ניסויים נומריים שעשו עבור מציאת התפלגות עומסים דרך מפרק שורש כפ' היד [14,15,16,20,29]. מכל החוקרים שהתבצעו ניתן להבין כי התפלגות העומסים מתחלקת באופן של 80% לרדיוס ו-20% לאולנה. בניתוחים שלנו ניתן לראות כי רק בניוסי של כפיפה עם גידים קיבלו תוצאות טובות. בשאר הבדיקות התקבלו תוצאות שאין מקבילות למספרות. ניתן ואם הינו לוקחים בחשבון יותר לעומק את הפרמטרים של גורמי השגיאה הינו מקבלים תוצאות אשר יותר משקפות את הספרות. בנוסף, קיימת אפשרות כי השטן שתוכנן אינם מהווים פתרון כתחליף למפרק כפ' יד פגום וכי יש לחשב על שטן מסווג אחר.

19. גורמי שגיאה

במהלך הניסויים נוכחנו לאלוות כי תוצאות שונות שהתקבלו אינן עלות בקנה אחד עם התוצאות שלנו ועם הערכיהם המחשבים. השגיאות יכולות לנבוע מגורמים רבים. ננסה לפרט ולהסביר על כל אחד מהם:

- אובדן כוחות - בעת העמיסה בכוחות גבוהים השטל נוטה הצדיה והמשור של במת המשտל לא מקביל למישור החישון כתוצאה מכך חלק מהכוחות נאבדים ולא באים לידי ביטוי.
- אופן העמיסה לא אחד- הפין המוביל שאמור למנוע העתקה וסיבוב סביב ציר Z אינו באפיקות מספיק טובה ולכן נזפים שונים כתוצאה משוני במנוח השטל בעת המדידה



איור 135-תמונה הממחישה- השטל אינו בא במגע תקין עם החישון

- שונות בין הגידים - שטחי חתך שונים ואורכים שונים משפיעים מאוד על איזות התוצאות. בחישוב התיחסנו לכל הגידים כאחד גיד אחד בפועל יש מספר גידים שונים בעלי אורכים שונים.
- הזרויות שנמדדו נלקחו בשגיאה גבוהה לאור מכשורי מדידה מוגבלים ולא מתאימים(פלס דיגיטלי).
- הפסדי כוחות חיכוך פנימי: של הפין המוביל עם המשטל, בין חלקי המשטל, בין הכלבים והגידים לטבעות החיבור על גבי עצמות המסרק.
- שקלת המסתות התבכעה במשקל מכני בעל סטייה של $10g \pm$.
- שגיאת החישון- כיול החישון שמתואר [סעיף] בוצע אל מול משקל אשר נמדד לפני כן באמצעות משקל מכני מה שגרר אותו שגיאה נלוית. בנוסף, קיימת שגיאת מכשיר מרזוולוציות המדידה של $[g] \pm 1$.
- זמן התיצבות מערכת- לאחר מספר מדידות שmeno לב כי לאחר העמסת המערכת לוקח זמן עד שהחישון מתיצב סביב ערכו הסופי.
- רגישות החישון- קצב הדגימה של החישון עומד על $zH00$ מה שגורם להצגת תוצאות רבות בזמן קצר על מסך המשתמש. נאלצנו לקחת ערך ביניים בכל המדידות.

20. סיכום וסיכום

צוות דור ג' של פרויקט כף היד שם לעצמו כיעד מרכז לפתח מערכת אב טיפוס למשתל מלאכותי היכולת בתוכה מרכיבים שונים אשר מדמים את מרכיבי שורש פרויקט כף היד. המערכת מדומה מצלב ובו פרויקט חוליה עבר פרוצדורה של כריתה קרפלית חלקית והשתלת משתל ניסיוני המחליף את השורה הפרוקסימלית של העצמות הקרפליות. לאורך השלב המקדמים של הפרויקט הוגדרו יעדים שונים ועיקרים היה תכנון ופיתוח של מודול עם טווח תנועה של 30° בתנועת פשיטה וכפיפה בהתאמה (50% מטווח תנועה של פרויקט ברייא). כמו כן, היעד המרכזי של הפרויקט היה לייצר מערכת מדידה אשר מאפשרת למודול את התפלגות העומסים דרך המפרק הקרפלית עד לעצמות האולנה והרדיאו (עצמות הגומד והחישור). ידוע לנו מקומות רבים בספרות כי התפלגות העומסים נורמלית בשורש כף היד עבור תנועות פשיטה וכפיפה הינה 80% לרדיוס ואילו 20% לעצם האולנה בקירוב. בתוצאות הניסוי המסכם שערכנו, ניתן לראות כי לא קיימת התאמה מלאה בין תוצאותינו לתוצאות הלוקחות מהספרות. קשה לדעת אם הדבר נובע מגורמי שגיאה רבים שאו לנו בחשבון או שהוא השטן פשוט אינם מתאימים ומשרת את המטרה. יתרון והגאומטריה של השטן אינה נכון ויש לתכנן שטן חדש. חשוב לציין כי לא נעשו ניתוח נורמלי של התפלגות העומסים טרם תכנון השטן. הגישה בה נקבעה הייתה תכנון ופיתוח של שטן ורק לאחר מכן לקחת מדידות ואיומות התוצאות. לפני פיתוח המודול, הוחלט בשיתוף עם הלוקוח כי הניסויים אשר יבוצעו יכללו בתוכם העמסה בתנאי כפיפה ופשיטה. בגרפים שהציגו, הכללים ערכיהם אבסולוטיים אל מול ערכים יחסיים של עומס כפיפה ופשיטה, ניתן לראות כי חלק מהגרפים המנורמלים משקים את הכוחות בצורה הגיונית בעלת מגמה ברורה, לעומת זאת גראפים אחרים בהם הנירמול מפזר את הגרף לרמה שקשה לנתחו. ניתן לראות כי בניסויי הcpfipa קיימת התנהלות טוביה בה הרדיוס אכן נושא בעומסים גבוהים יותר מאשר האולנה ברוב נקודות הדגימה. כמו כן ההתקפות בגרפים אילו נראהית אחידה והגיונית. באופן גורף ניתן להסביר כי האולנה החלה מעומס מסוים מפסיקה לשאת בעומסים כמעט לחולטי. ניתן זה מתיישב היטב עם דבריו של הלוקוח (ד"ר ערמי) שגורס כי לאחר השתלת שטן אין כל בעיה ואף רצוי כי ככל העומס יועבר לאזור הרדיוס וירד מעצם האולנה. ניסוי הփיטה התוצאות שהתקבלו אין אחידות בין הגרפים השונים אך ניתן לראות כי אכן העומסים עולים ככל שמתה העמסה גדלה. מנתונים אלו אנו יכולים להסביר כי יציבות המערכת עדין מהווה גורם מפריע שיש לטפל בו ולתקן.

חשוב להתייחס לגורמי השגיאה ולנסות להבין אילו גורמים היה ניתן לצמצם ואילו גורמים ניתן להזניח. אנו מאמינים כי במידה ויעשה מאיץ מרבי לצמצם את גורמי השגיאה, ניתן יהיה לאמת את התוצאות באמצעות בירור יותר ולהבין האם השטן עונה/לא על המטרה.

התוצאות הטובות ביותר שקיבלנו היו בניסוי מסוים כפיפה **עם גידים** ובו ראיינו התפלגות העומסים של 84.6% דרך עצם הרדיוס ואילו 15.4% על עצם האולנה. בנוסף, התוצאות הרחוקות ביותר מן הספרות היו בניסוי **פשיטה עם גידים**. שם התוצאות שהתקבלו היו התפלגות ממוצעת של 40-60% כאשר על הרדיוס 40%.

21. הצעות לישום בהמשך הממחקר

- לימוד והעמקה על הגידים, מידול אורכיים מדויקים שלהם ומדידת הכוחות בהם לצורך הבנהعمוקה יותר של התפלגות הכוחות [ראה מסמך PDR]
- שימוש במתאם (Puck) שיישב על החישן ויעביר את הכוח בצורה טוביה יותר.
- לחילופין ניתן להקטין את הקוטר של במות המשתל התחתון ובכך ל"אבד" פחות מהכוחות.
- שימוש במפרק כדורי שיישב בין עצמות האולנה והרדיויס למשתל התחתון ובכך יעביר את הכוח בצורה נכונה בעת שנייה זווית המערכת.
- הפינים המבטלים את תנועת העתקה בציר Z-X – יש לבחור בפנים חלקים ולהקטין את קוטר הקדח (אפשרות מעבר).
- יש לוודא שהפינים המובילים שמטרתם לבטל הפסדי כוחות מתוכננים טוב יותר.

22. חישוב עליות הפרויקט

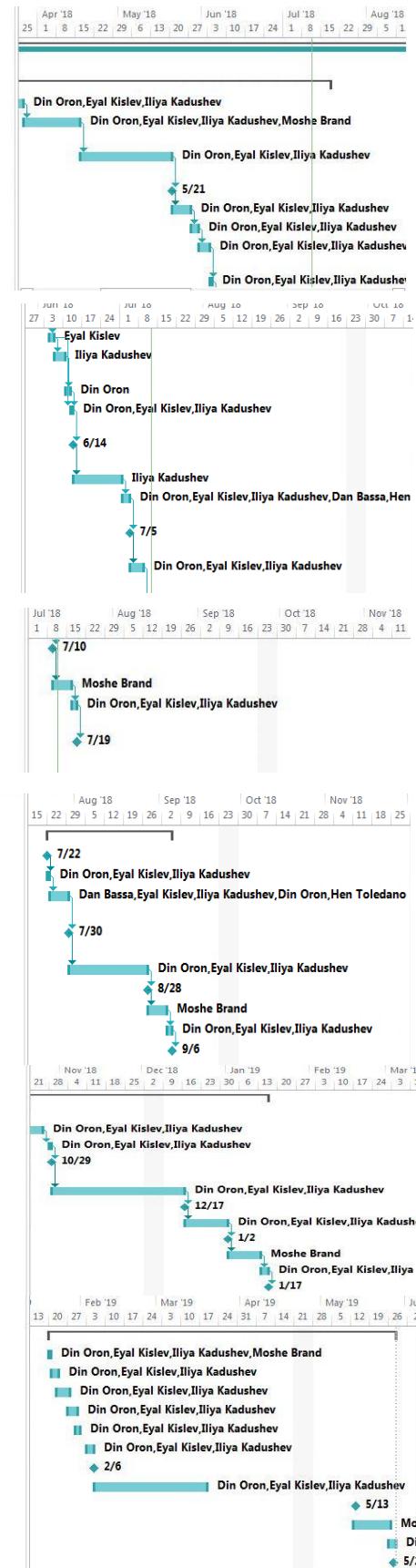
מפורט על עליות הפרויקט השונות בטבלה הבאה.

רכיב	עלות בש"ח
פולימרים	418
אלגיות, פלטות, דבקים, ברגים, מחברים וומתאים שונים להרכבת מערכות הניסוי	500
הדפסה תלת ממדית – מערכת ניסוי	1755
סה"כ	2673

טבלה 17 - עליות רכבי הפרויקט

24. תכנית ניהול הפרויקט

Task Name	Duration	Start	Finish	Resource Names	Add New Column
1 ▲ Total Wrist Implant	326 days	Mon 1/15/18	Tue 5/28/18		
2					
3 ▲ SOW	133 days	Mon 1/15/18	Thu 7/19/18		
4 בחרית פחיקת	51 days	Mon 1/15/18	Mon 3/26/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
5 פישת התנהעה עם הגונה ולבת רע על הפחיקת	15 days	Tue 3/27/18	Mon 4/16/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev,Moshe	
6 הכחות עם רען הפחיקת לדוחותם	24 days	Tue 4/17/18	Sun 5/20/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev	
7 פגישה להליקת פקידיים	0 days	Mon 5/21/18	Mon 5/21/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
8 סקירה לילית וכוכנה לתפקידיה	5 days	Mon 5/21/18	Sun 5/27/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
9 מתן שלב הביצוע	3 days	Mon 5/28/18	Wed 5/30/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
10 כתיבת מבוא, מתרום, יעדים, מדדים	2 days	Thu 5/31/18	Sun 6/3/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev	
11 סקר ממצבי קים	1 day	Mon 6/4/18	Mon 6/4/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
12 דבקים- מקרס- ספרחת	2 days	Tue 6/5/18	Wed 6/6/18	Eyal Kislev	
13 מעלה- מקרס- קרפלית	2 days	Thu 6/7/18	Sun 6/10/18	Ilya Kadushev	
14 F TENDOS, E TENDOS	2 days	Mon 6/11/18	Tue 6/12/18	Din Oron	
15 הנגינה והתרשים גאנט	1 day	Wed 6/13/18	Wed 6/13/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev	
16 פישת צוות מודל כפוי- פחיקת	0 days	Thu 6/14/18	Thu 6/14/18	Din Oron,Eyal Kislev,Hen Toledano	
17 לפקחים, חולמת מיטומי להלשר					
18ABAQUS	12 days	Thu 6/14/18	Sun 7/1/18	Ilya Kadushev	
19 סימום דור ב' של הפורקיות, הרינויות להרמוניזציה	3 days	Mon 7/2/18	Wed 7/4/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev,Dan Bassa	
20 פגישה לאירוע סכירת פיות בין צוות הפחיקת	0 days	Thu 7/5/18	Thu 7/5/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev	
21 סיום כתיבת המסמך וזהagationם לפורמי	3 days	Thu 7/5/18	Mon 7/9/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev	
22 הגשה המסמך למנהל הפרויקט	0 days	Thu 7/19/18	Thu 7/19/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev	
23 תיוקים	2 days	Tue 7/10/18	Mon 7/16/18	Moshe Brand	
24 הגשת המסמך למנהל הפרויקט	0 days	Thu 7/19/18	Thu 7/19/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev	
25 ▲ PDR	34 days	Sun 7/22/18	Thu 9/6/18		
26 פישת התנהעה עם הגונה	0 days	Sun 7/22/18	Sun 7/22/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
27 עדכון תוצאות עידודית	1 day	Sun 7/22/18	Sun 7/22/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
28 חישפה של המודלים השווים למול'ר ב'	5 days	Mon 7/23/18	Sun 7/29/18	Dan Bassa,Eyal Kislev,Ilya Kadushev,Din Oron,I	
29 הציגותם	0 days	Mon 7/30/18	Mon 7/30/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev,Moshe	
30 הציגותם	0 days	Mon 7/30/18	Mon 7/30/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev,Moshe	
31 הכנות הדוח הכספי	21 days	Mon 7/30/18	Mon 8/27/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
32 הוגש המסמך לבדקה ראשונית	0 days	Tue 8/28/18	Tue 8/28/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
33 בדיקת המונהה	5 days	Tue 8/28/18	Mon 9/3/18	Moshe Brand	
34 תיוקים	2 days	Tue 9/4/18	Wed 9/5/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
35 השתתת המתכנס למנהל הפרויקט	0 days	Thu 9/6/18	Thu 9/6/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
36 ▲ CDR	77 days	Tue 9/11/18	Thu 1/17/19		
37 ביצוע יסויים ואנוילו- חילק ב'	0 days	Tue 9/11/18	Tue 9/11/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
38 ביצוע יסויים ואנוילו- חילק א'	25 days	Tue 9/11/18	Thu 10/25/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
39 בירונית צוואות	1 day	Sun 10/28/18	Sun 10/28/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
40 בירונית צוואות	0 days	Mon 10/29/18	Mon 10/29/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev,Moshe	
41 בירונית צוואות	0 days	Mon 10/29/18	Mon 10/29/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya Kadushev,Moshe	
42 ביצוע יסויים ואנוילו- חילק ב'	28 days	Mon 10/29/18	Sun 12/16/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
43 אה'ם הגונה וסיכום תוצאות עידודית	0 days	Mon 12/17/18	Mon 12/17/18	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
44 הציגותם	12 days	Mon 12/17/18	Tue 1/1/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
45 הוגש המסמך לבדקה ראשונית	0 days	Wed 1/2/19	Wed 1/2/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
46 בדיקת המונהה	8 days	Wed 1/2/19	Sun 1/13/19	Moshe Brand	
47 תיוקים	3 days	Mon 1/14/19	Wed 1/16/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
48 הוגש המסמך למנהל הפרויקט	0 days	Thu 1/17/19	Thu 1/17/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
49 ▲ Project Book	79 days	Sun 1/20/19	Tue 5/28/19		
50 ניפוי התנהעה עם הגונה	1 day	Sun 1/20/19	Sun 1/20/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
51 עדכון מנות	3 days	Mon 1/21/19	Wed 1/23/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
52 עדכון סקר ספוחה וצבע קים	3 days	Wed 1/23/19	Sun 1/27/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
53 עדכון סקר ספוחה וצבע קים	4 days	Sun 1/27/19	Wed 1/30/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
54 עדכון תוצאות הפרויקט	2 days	Wed 1/30/19	Thu 1/31/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
55 סיכום ומסקנות	3 days	Sun 2/3/19	Tue 2/5/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
56 ניפוי עם הגונה	0 days	Wed 2/6/19	Wed 2/6/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
57 סיכום כתיבת ספר הפרויקט וזהagationם	30 days	Wed 2/6/19	Tue 3/19/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
58 הגשת הrapор לבדקה ראשונית	0 days	Mon 5/13/19	Mon 5/13/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
59 בדיקת המונהה	8 days	Mon 5/13/19	Sun 5/26/19	Moshe Brand	
60 תיוקים	3 days	Sun 5/26/19	Tue 5/28/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	
61 הוגש הסופר למנהל הפרויקט	0 days	Tue 5/28/19	Tue 5/28/19	Din Oron,Eyal Kislev,Ilya	



1. ,Wrist Fractures and Dislocations ,(MSc (2015 ,Michael Morhart MD
Website: <http://emedicine.medscape.com/article/1285825-overview#a10>
Updated: Mar 06, 2015.
2. H. Moritomo, MD, PhD, Committee Report of Wrist Biomechanics
Committee: Biomechanics of the So-Called Dart-Throwing Motion of the Wrist,
journal Hand Surg ,pp 1447-1453 ,2007.
3. H. Moritomo, MD, PhD, Committee's Report on Wrist Dart-Throwing Motion,
journal Hand Surg ,pp 1433-1439 ,2014.
4. E.Camus, Carpal Biomechanics: Application to Ligamentous Injuries in:
carpal Ligament Surgery, Van Overstraeten, Luc (Eds.) 2013, pp 17-34.
5. P. Roscher, Dissertations, Theses, and Professional Projects Three-Dimensional Biomechanical Model of Wrist Dynamics during Tasks of Daily Living, Master's Theses 2009, Marquette University, Milwaukee, Wisconsin.
6. A. P. C. Weiss, MD, Total Wrist Arthroplasty, Journal Am Acade Orthop Surg, pp 140-148, 2013.
7. R. McBeath, MD, PhDa, Total Wrist Arthroplasty, Hand clin, pp 595-609 ,2012.
8. W. Cooney, MD1, Total Wrist Replacement: A Retrospective Comparative,
Journal wrist surg, pp 165-172,2012.
9. B. D. Adams, MD, Complications of Wrist Arthroplasty, Hand Clin, pp 213-220.
10. Gislason, Magnus K. and Nash, A 3D finite element model of maximal grip loading in the human wrist 2.3 Anatomical data collection, Journal of Engineering in Medicine, University of Strathclyde Glasgow, pages 18-19, 31-32, 2009.
11. Magnús Kjartan Gíslason and David H. Nash, Finite Element Modelling of a Multi-Bone Joint: The Human Wrist, INTECH, chapter 4, pages 77-98, 2012.

12. Cheryl D. Metcalf, Scott V. Notley and Paul H. Chappell, Validation and Application of a Computational Model for Wrist and Hand Movements Using Surface Markers, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, pages 1-7, 2008.
13. M. L. Porter and Stockley, Functional index: a numerical expression of post-traumatic wrist function, Injury: the British Journal of Accident Surgery, pages 188-192, year 1984.
14. Kurt Manal. Xiaopeg Lu, Marianne K. Nieuwenhuis, Paul J.M. Helders, Thomas S. Buchanan, Force transmission through the juvenile idiopathic arthritic wrist: A novel approach using a sliding rigid body spring model, Journal of Biomechanics 35, pages 125-133, 2001.
15. M. N. Bajuri, Mohammed Rafiq Abdul Kadir, Malliga Raman Murali, T. Kamarul, Biomechanical analysis of the wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis: a finite element analysis, International Federation for Medical and Biological Engineering, 2012.
16. SHAWN D. CARRIGAN, ROBERTA. WHITESIDE, DAVID R. PICHORA and CAROLYN F. SMALL, Development of a Three-Dimensional Finite Element Model for Carpal Load Transmission in a Static Neutral Posture, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 31, pp. 718 –725, 2003.
17. M.N. Bajuri, Mohammed Rafiq Abdul Kadir, Murali Malliga Raman, T. Kamarul , Mechanical and functional assessment of the wrist affected by rheumatoid arthritis: A finite element analysis, journal homepage: www.elsevier.com/locate/medengphy, 2011.
18. Ericka A. Lawler, M.D., and Nader Pakshima, D.O., M.P.H. , Total Wrist Arthroplasty, 2006
19. V. J. Takwale, D. Nuttall, I. A. Trail, J. K. Stanley, Biaxial total wrist replacement in patients with rheumatoid arthritis, 2002
20. M. K. Gislason* , D.H. Nash University of Strathclyde, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Glasgow, UK, FINITE ELEMENT MODELLING OF A TOTAL WRIST IMPLANT
21. Li Z, Kim J-E, Davidson JS, Etheridge BS, Alonso JE, Eberhardt AW. Biomechanical response of the pubic symphysis in lateral pelvic impacts: a finite element study. Journal of Biomechanics 2007;40:2758–66.
22. ד"ר ארנון אהרון, האטמוס של גוף האדם, עמודים 30-32
23. Abdurrahman ÖZÇELİK, İzge GÜNAL, Nusret KÖSE, Sinan SEBER, Hakan ÖMEROĞLU, Wrist ligaments: their significance in carpal instability, Turkish Journal of Trauma & Emergency Surgery, 2005.
24. Nicholas Pulos MD, David J. Bozentka MD, Carpal Ligament Anatomy and Biomechanics, Hand Clinics, Pages 381-387, Volume 31, Issue 3, August 2015.

25. Frank H. Netter MD, *Atlas of Human Anatomy*, fifth edition, pages 441-442.
26. <http://teachmeanatomy.info/>
27. WRIST MOTION SIMULATION WITH A RIGID BODY SPRING MODEL
COMPARING DIFFERENT ELEMENTS MODELING APPROACHES.
28. Biomechanical Characterization of Human Soft Tissues Using Indentation and Tensile Testing
29. Mow VC, Kuei SC, Lai WM, Armstrong CG. Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: Theory and experiments.
J Biomech Eng 102: 73-84
30. STRESS-STRAIN CHARACTERISTICS AND TENSILE STRENGTH OF UNEMBALMED HUMAN TENDON. JAMES V. BENEDICT
Department of Mechanical Engineering, Tulane University, New Orleans, Louisiana 70118
31. Mechanical Properties of Tendons
Constantinos N. Maganaris and Marco V. Narici
32. Mechanical Properties of Wrist Extensor Tendons are Altered by the Presence of Rheumatoid Arthritis-
Martine J. Breault-Janicki-Clinical mechanics group, Queen's University, Kingston, Ontario
33. Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age
ROBERT E. SHADWICK Department of Biology, University of Calgary, Calgary, Alberta T2N IN4, Canada
34. Tensile Force Transmission in Human Patellar Tendon Fascicles Is Not Mediated by Glycosaminoglycans
Institute of Sports Medicine Copenhagen, Bispebjerg Hospital and Center for Healthy Aging, University of Copenhagen, Copenhagen, Denmark, 2Nano-Science Center, University of Copenhagen, Copenhagen, Denmark
35. *Mechanical properties vary for different regions of the finger extensor apparatus Kai Qian a, Kay Traylor a, Sang Wook Lee b,c, Benjamin Ellis d, Jeffrey Weiss d,e, Derek Kamper*
36. *Load distribution on the radio-carpal joint for carpal arthrodesis Kalenia Márquez-Floreza,c, Enrique Vergara-Amadorb,Maria Gavilán-Alfonsoa, Diego Garzón-Alvaradoa.*

26. נספחים

26.1. נספח א' - מפרט טכני של חיישני המתיחה

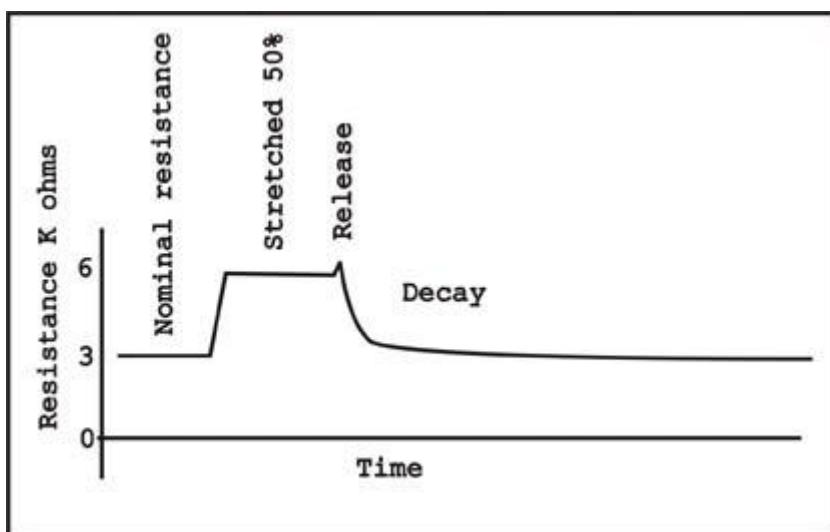
Flexible Stretch Sensors

The Stretch Sensor is a unique component that changes resistance when stretched. When relaxed the sensor material has a nominal resistance of 1000 ohms per linear inch. As the stretch sensor is stretched the resistance gradually increases. When the sensor is stretched 50 % its resistance will approximately double to 2.0 Kohms per inch.

The stretch sensor is a new way to measure stretch, displacement and force. The sensor is a flexible cylindrical cord .060-.070 in diameter, with spade or ring electrical terminals at each end.



The sensor above measures 4 inches long, not including the electrical terminals and only .060 inches diameter. The chart below illustrates the approximate resistive response of the stretch material. Each sensor length requires a different force for 50% elongation. As an example to lengthen a 6" sensor to 12" would require a force of approximately 420 grams.



Some applications for the Stretch Sensor are:

- Robotics
- Biometric displacement reading
- VR Gloves and VR suits
- Physics applications and experiments
- Feedback sensor for air muscles

ליקח מהאתר: <https://www.imagesco.com/sensors/stretch-sensor.html>

26.2. נספח ב' - דוח ניסוי ראשון

מטרת הניסוי:

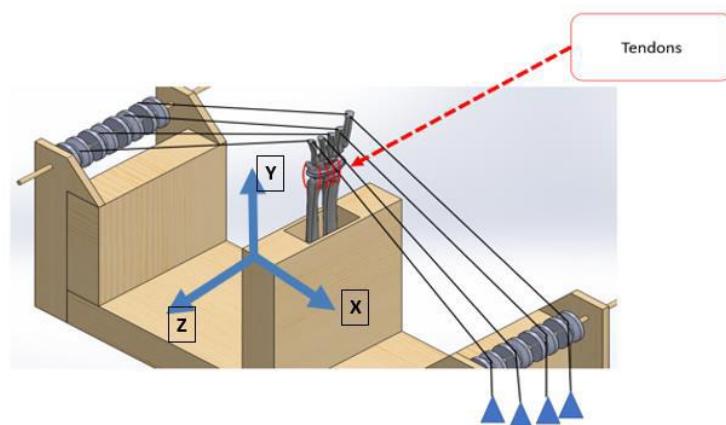
- מציאת התפלגות עומסים דרך משתל מלאכותי אשר מחליף את השורה הפרוקסימלית של שורש כף היד והשוואת התוצאות לספרות.
- מדידת טווח התנועה של המשתל שתוכן בצייר ציוף-פשיטה (צייר ז).
- מציאת נקודת הכוונה של המערכת בהתאם לטווח התנועה הרצוי.

חלק 1 – מציאת התפלגות עומסים

ציוד

- סט משקלות (אינטראולים של 200 גרם)
- חיישני לחיצה Flexi Force
- בקר דיגיטלי לקריאת עומסים
- מערכת ניסוי

מערכת הניסוי

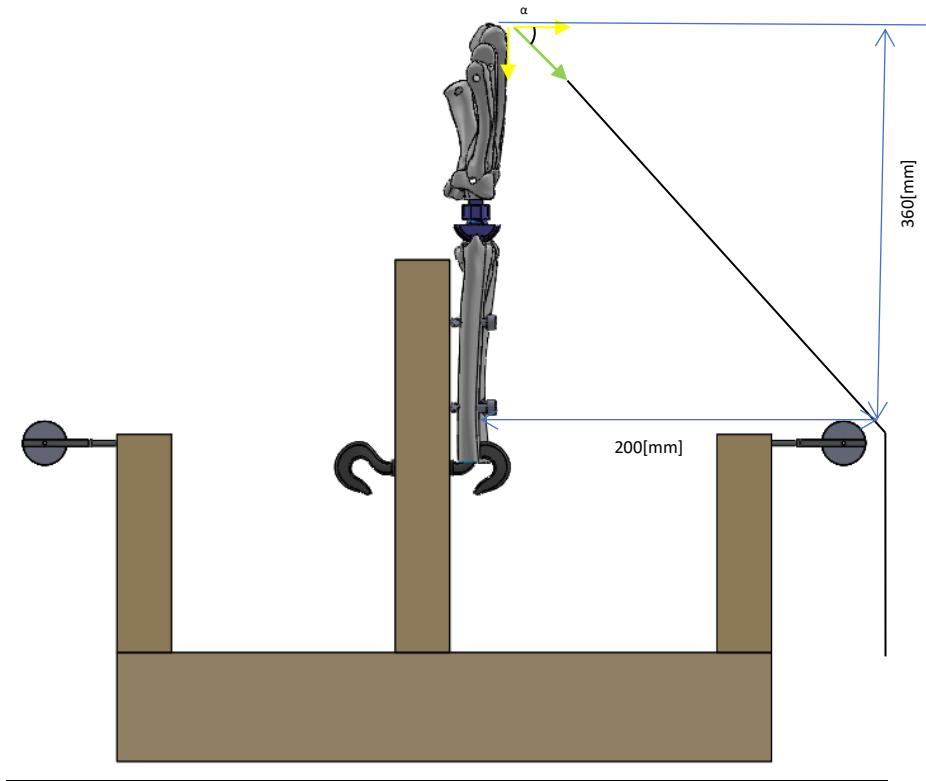


איור 138 - מערכת הניסוי

איור 139 - מערכת הניסוי

- בסיס המעו
- עצמות המי
- השתל הנבדק (בצבע חחול).
- 10- גלאלות בעלות חיכוך מינימלי.
- גידים מודלים בצבע שקוֹף.
- ווי טבעת המוברגים אל המודל.
- חיישני מדידת כוח.
- ארדזיאנו וכרטיס בקריה.
- חוטים בעלי אלסטיות גבוהה.
- סט משקלות.

מערכת מדידות



$$\rightarrow \alpha = 60.9^\circ \tan \alpha = \frac{360}{200}$$

$$\sum F_y = -T \sin \alpha$$

ניתן לראות כי העומס שאמור להיות מועבר מכל חוט אל המשטל מוכפל בסינוס הזווית. היות וישנם גורמים שונים אשר עלולים לשאת חלק ולקיחת העומס, נרצה לוודא כי אכן מועבר העומס הכלול שאנו מצפים שייעבור. לכן, לפני תחילת הניסוי נרצה לבצע ולידציה של מערכת הניסוי בkr שנראה כי כל הכוח המועבר אל המשטל אכן שווה בערך לכוח העומסה הכלול מוכפל בסינוס הזווית כמפורט.

מהלך הניסוי

מהלך הניסוי התחלק לשני חלקים עיקריים.

- מדידת עומסים בכפייה.
- מדידת עומסים בפשיטה.

בשני החלקים הניסוי ה被执行 באופן הבא:

נעmis משקלות מצד אחד של המפרק ונחברה לכל חממת החוטים מצד הרלונט. בהעמסות שונות, נמדד את העומסים המגעים אל עצמות האולנה והרדיו.

תוצאות:

לאחר לקיחת המדידות השונות הגענו למסקנה כי אנו מקבלים בקריאת חיישן לחיצה כוח גבוה מזה שהעמסנו. המסקנה הבלתי נמנעת>If it were true, it would be that when we apply a load to the polymer, we also apply a force to the skin. גם את מתיחות הגידים אשר מפעילה גם היא כוח על המשטח כתוצאה מהפעלת הכוח האופקי על המערכת. מכאן, החלטנו לנסות ולאמץ שלוש גישות שונות בתכליות:

- הסרת הפולימרים דמוויי הגידים ושימוש בתילי מתקת. התיל קשייך דויה בכך למנוע את תנועת המפרק החל משלב מסוים ולשמש כמעין מעצור.
 - השארת הפולימרים ומדידת העומסים על האולנה והרדיווס וסכימתם לקבלת הכוח הכלול המגיע למשטך. כך נחשב את העומס היחסי שעבר לאולנה והרדיווס תוך כדי התעלמות מכוחות פנימיים.
 - להשאיר את הפולימרים ולקחת בחשבון את מתיחות הגידים ולמדד את המתיחות בכל גיד.
- לבסוף להחסיר את כוח המתיחות האנכי הכלול מהעומסים דרך האולנה והרדיווס ובכך לקבל את כוחות ההעמסה האנכיים בלבד.

להלן התוצאות עברו מערכת ללא הפולימרים ועם תיל מתקת כתחליף.

טבלת תוצאות:

פשיטה		מסה
חיישן אולנה	חיישן רדיוו	
50	0	50
210	50	100
130	30	180
200	125	200

סיכום ומסקנות

במהלך הווילדייה הראשונית, גילינו כי כתוצאה מרכיב הכוח האופקי של החוט המחבר למקולות, נוצר כוח אנכי כתוצאה ממתיחות הגידים.

מכאן הגיענו למסקנה כי יתכן ונדרש למקום חישני מתיחה על כל אחד מהגידים בכך לכמת את כמות הכוח שכל אחד מהם מעביר אל המשטח.

תכניות להמשך:

בניסוי הבא, בכל ההעמסה, נמדד את המתיחות בכל אחד מהגידים ונחסיר את כוח זה מהכוח המגעים אל המשטח. בכך נדע כמה כוח עבר כתוצאה מהרכיב האנכי של החוט בלבד ונזניח לחלוtin את הכוח הנוצר מהרכיב האופקי. יש לקבוע את חישני המתיחה אל השטן עצמו.

יש לייצר מעין PD עם גאומטריה מתאימה אשר ישמש כממתק בין המודול לחישון הכוח ובכך לייצר קריאה אמינה של הכוונה המועבר דרך החישון.

כמו כן, היהות ומתיחות הגידים אינה זהה בין גיד לגיד, הדבר משפיע רבות על התפלגות העומסים הכללית בין האולנה לרדיוו. מכאן, יש לשקו את האפשרות לאמץ גישה חדשה ובה נשטט לחלוtin את הגידים בכך למנוע הפרעות וtocאות לא נכונות עבור התפלגות העומסים. שכן זהו הנטיון החשוב ביותר עבורי לבנתה המערכת מלבתיה.



Dean Oron, Eyal Kislev
Advisor: Dr. Moshe Brand
Client: Dr. Amir Arami

TOTAL WRIST IMPLANT

The challenge of our project is to create an implant which mimic the wrist properties by two aspects: Keeping the wrist range of motion (Dart throwing motion) and keeping the wrist loads distribution through the carpal bones. The main destination of the project was prototyping a model with a dynamic implant that replaces the carpals and examine the loads distribution and ROM within an experimental complex.

Introduction

The wrist is one of the most complicated joint in our body. It is defined as the carpus or carpal bones, the complex of eight bones forming the proximal skeletal segment of the hand. Wrist pain has a number of causes, including carpal tunnel syndrome and osteoarthritis. In many cases it is essential to remove one/few of the carpal bones to reduce the patient pain. In that case, an implant that allows both motion and load distribution preservation can offer an appropriate solution.

Purpose of the Study

The purpose of our study was to examine the loads distribution and the range of motion (ROM) of an experimental implant and comparing it to the carpal bones behavior of the human body.

Methods

Carpals, Meta-carpals, Ulna and Radius bones were designed and assembled with an experimental implant to examine the loads distribution through the implant. Two force sensors were used to measure the forces reach to the Ulna and Radius bones. To mimic the tendons behavior and to achieve system stability, special polymers were performed with the relevant approximate properties.

Results

The results of this study suggest that the designed implant requires various modifications and there is still a long way till getting an appropriate validated solution to the main issue. It is well known from the studies of medical literature of the wrist that a normal load distribution through the wrist at flexion-extension motion should present approximate 80% through the radius and 20% through the Ulna. The closest results we've got to the latest studies are the one we executed with tendons to flexion mode. In contrast, for the extension mode experiment with tendons we saw values that were not consistent with the literature values.

Discussion

Regarding this study results, we can conclude that most measurements showed that the main loads were conducted through the Radius bone in accordance to the customer statement. In addition, some of the measurements showed numbers which stayed consistent with the literature in a good approximation. Although, we've seen some results that were entirely far from the expected numbers. Finally, it can be suggested that following lack of system stability this study brought results that were not necessary reflect the reality. A further study may be required and necessary to achieve a better understanding of the carpal loads distribution and the wrist range of motion.

Conclusions

This study supports the performance of the load distribution through the wrist in neutral flexion extension motion. The knowledge gained from this study may assist in outlining guidelines for a better understanding of the wrist behavior. It is hard to determine though if this study results arrives from the many error factors we have not took into consideration that exist in our system or maybe it is the implant itself which doesn't offer a proper solution for the main issue. We hope that the next project team will take our notes and conclusions to the next steps for achieving better results with further studies.



דיסק פרויקט