



# UNIVERSIDAD DEL CAUCA

DIRECTOR: *PHD. CARLOS ALBERTO GAVIRIA LÓPEZ.*

INGENIERÍA EN AUTOMÁTICA INDUSTRIAL  
FACULTAD DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES  
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA, INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL  
CAUCA, 2022

PROTOTIPO DE PRÓTESIS DIGITAL ACTIVA PARA RECUPERACIÓN  
FUNCIONAL DE AGARRE DE OBJETOS CON CARACTERÍSTICAS DE  
ADAPTACIÓN AL NIVEL DE AMPUTACIÓN DEL USUARIO



YIMMY FERNANDO GALEON LOZANO  
JUAN JOSE HENAO GÓMEZ

Director:  
PhD. CARLOS ALBERTO GAVIRIA LÓPEZ

UNIVERSIDAD DEL CAUCA  
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES  
INGENIERÍA EN AUTOMÁTICA INDUSTRIAL  
POPAYÁN, CAUCA  
AGOSTO DE 2022

## ***Dedicatoria***

*Dedicamos esta monografía a nuestra querida Universidad del Cauca, templo de sabiduría, a quien debemos nuestros conocimientos, gracias por ser un espacio de formación profesional diverso, con profesores de saberes incalculables y pacientes, con un personal administrativo y de servicios con vocación de ayudar a otros, gracias por ser nuestra segunda casa durante el desarrollo de la carrera, y a la que esperamos representar con orgullo, siendo verdadera luz para la posteridad.*

*Yimmy Fernando Galeon Lozano y Juan José Henao Gómez*

# Agradecimientos

En primer lugar, a nuestros padres, el motor e impulso de nuestros sueños, nuestros fieles custodios y colaboradores, aquel apoyo inquebrantable en los buenos y malos momentos, el primer y mejor ejemplo de lo que es una formación integral. Hoy que concluimos nuestros estudios, no podemos hacer otra cosa que agradecerles, decirles que esta meta también es de ustedes y que los amaremos por siempre.

A nuestro director, el ingeniero Carlos Alberto Gaviria López, sin su constante colaboración, disponibilidad, paciencia y conocimientos, no se hubiese podido elaborar este trabajo. Sin duda dejará huella en nuestro interminable camino de formación y superación profesional, siendo germen y ejemplo para nuestra constante mejora de aquí en adelante.

A nuestros docentes, pieza clave de nuestra educación universitaria, más que simples instructores de conocimiento fueron impulsores de nuestro desarrollo, quedándonos con todos aquellos momentos en los que pudimos decir que conocerlos nos haría mejores profesionales, les estaremos eternamente agradecidos.

Por último, aunque no por ello menos importante, agradecemos a nuestros compañeros en este gran viaje, no podemos evitar recordar todos aquellos momentos en los que reímos y lloramos juntos por las alegrías y las penas que siempre estarán en nuestro corazón. Infinitas gracias por estar allí.

# Resumen

En este documento se abordó el problema de la recuperación funcional para agarre y manipulación de objetos mediante prótesis digitales activas, partiendo de que las mismas deben diseñarse buscando su adaptabilidad frente al nivel de amputación de cada paciente en específico y sus necesidades. Para ello, en la presente monografía se diseñó un prototipo de prótesis teniendo en cuenta una serie de elementos muy concretos, los cuales son el antropomorfismo, el mecanismo de actuación y la construcción.

Siendo así, el primer elemento analizado fue el antropomorfismo, esto es, la correspondencia entre el diseño de la prótesis y el miembro perdido, para ello se identificaron las prótesis estéticas y funcionales, entendiéndose que mientras las prótesis estéticas brindan una morfología más exacta, son las prótesis funcionales las que permiten la adecuada recuperación de las funciones perdidas por amputación total o parcial, eligiendo los suscritos investigadores darle preponderancia al aspecto funcional de las prótesis, definiendo un grado de antropomorfismo básico buscando que las falanges de la prótesis presenten similitud a un dedo real con base en su tamaño y forma.

A partir de allí, se identificaron tres mecanismos de actuación muy pertinentes para ser utilizados en el movimiento de las prótesis, estos son el basado en poleas y tendones, el que utiliza mecanismo de barras y el actuado por engranajes, los cuales se analizaron en su totalidad a fin de quedarse solo con uno.

Finalmente, y después de analizar las opciones disponibles, se optó por el mecanismo de barras para el diseño de la prótesis digital, toda vez que el proceso de construcción utilizando este mecanismo representaba menos complejidades, y brindaba una fácil adaptación en el agarre de objetos, tal y como se podrá apreciar más adelante. Este mecanismo fue escogido para construir prototipos de prótesis tanto para amputación parcial como una para amputación total, buscando que ambas fueran de actuación mecánica y no requirieran de dispositivos electrónicos.

En el desarrollo de la revisión de la literatura para la construcción de las prótesis, se encuentra la tesis de Zodeya y Pradhanb, que se citará más adelante, donde estos plantean el modelo Toolbox de Matlab "DXGToolbox", y se consideró que este prestaba más facilidades en cuanto a sus prestaciones para analizar el espacio de trabajo de ambas prótesis, lo cual también es un objetivo de este trabajo, por lo que se decidió trabajar en Matlab.

El trabajo realizado en SolidWorks es el relativo al diseño del prototipo en formato CAD, posterior a ello se migró a MSC ADAMS porque debían guardarse variables, almacenarse fuerzas, analizar recorridos, tener marcadores y tener puntos de referencia, luego se migran las variables de MSC ADAMS a MatLab para tener acceso a operaciones matemáticas y al

proceso de graficar, encontrando las entradas y salidas de la prótesis, las cuales sirvieron como puntos de referencia y posición que puede tomar la yema del dedo índice en el espacio, de acuerdo con el modelo cinemático de mano tomado como referencia en esta monografía y citado en precedencia, al hacer esta migración se generó archivo en extensión .m, un script de Matlab, así como un archivo Simulink, para cada tipo de prótesis, de donde nació gráficamente el espacio de trabajo de los diseños migrados desde SolidWorks.

Al tener el modelo en el entorno de simulación, se procedió con el análisis del espacio de trabajo logrado por cada prótesis, observando el espacio logrado en los ejes X Y y Z, posteriormente, se realizó una comparación de espacio de trabajo de la prótesis para amputación parcial, total y el de un dedo humano virtualizado.

**Palabras clave:** Antropomorfismo, SolidWorks, MatLab, Prótesis, Mecanismo de barras, Espacio de trabajo, Amputación total, Amputación parcial, Mecanismo de actuación.

# Abstract

This paper addressed the problem of functional recovery for grasping and manipulation of objects by means of active digital prostheses, assuming that they should be designed for adaptability to the amputation level of each specific patient and his or her needs. For this purpose, in this monograph a prosthesis prototype was designed taking into account a series of very specific elements, which are the anthropomorphism, the mechanism of action and the construction.

Thus, the first element analyzed was the anthropomorphism, that is, the correspondence between the design of the prosthesis and the lost limb, for this purpose the aesthetic and functional prostheses were identified, understanding that while the aesthetic prostheses provide a more accurate morphology, the functional prostheses are the ones that allow the adequate recovery of the functions lost by total or partial amputation, choosing the undersigned researchers to give preponderance to the functional aspect of the prostheses, defining a degree of basic anthropomorphism seeking that the phalanges of the prosthesis present similarity to a real finger based on its size and shape.

From there, three very relevant actuation mechanisms were identified to be used in the movement of the prosthesis, these are the one based on pulleys and tendons, the one that uses bar mechanism and the one actuated by gears, which were analyzed in their totality in order to keep only one.

Finally, and after analyzing the available options, the bar mechanism was chosen for the design of the digital prosthesis, since the construction process using this mechanism represented less complexities, and provided an easy adaptation in the grasping of objects, as will be seen below. This mechanism was chosen to build prototypes of prosthesis for both partial amputation and total amputation, seeking that both were mechanically actuated and did not require electronic devices.

In the development of the literature review for the construction of the prostheses, the thesis of Zodeya and Pradhanb is found, which will be cited below, where they propose the Matlab Toolbox model "DXGToolbox", and it was considered that this provided more facilities in terms of its performance to analyze the workspace of both prostheses, which is also an objective of this work, so it was decided to work in Matlab.

The work done in SolidWorks is the one related to the design of the prototype in CAD format, after that it was migrated to MSC ADAMS because variables had to be saved, forces had to be stored, paths had to be analyzed, markers and reference points had to be stored, then the variables were migrated from MSC ADAMS to MatLab to have access to mathematical operations and to the process of graphing, finding the inputs and outputs of the prosthesis,

which served as reference points and position that can take the tip of the index finger in space, according to the kinematic model of hand taken as reference in this monograph and cited in precedence, to make this migration file was generated in extension . m extension, a Matlab script, as well as a Simulink file, for each type of prosthesis, from which the workspace of the designs migrated from SolidWorks was born graphically.

After having the model in the simulation environment, we proceeded with the analysis of the workspace achieved by each prosthesis, observing the space achieved in the X, Y and Z axes, then, a comparison of the workspace of the prosthesis for partial and total amputation and that of a virtualized human finger was made.

**Keywords:** Anthropomorphism, SolidWorks, MatLab, Prosthesis, Bar mechanism, Workspace, Total amputation, Partial amputation, Actuation mechanism.

# Contenido

Agradecimientos.....	4
Resumen .....	5
Abstract.....	7
Introducción.....	18
Capítulo I. Prótesis Digitales .....	19
1.1 Fisiología de la Mano.....	19
1.2 Prevalencia de lesiones en manos y dedos .....	20
1.3 Clasificación de las Amputaciones de Dedos .....	22
1.3.1 Amputaciones de la Falange Distal.....	23
1.3.2 Amputaciones de la Falange Media .....	24
1.3.3 Amputaciones de la Falange Proximal.....	25
1.3.4 Amputaciones del Pulgar .....	26
1.4 Métodos De Reconstrucción .....	26
1.4.1 Colgajo de Kutler .....	26
1.4.2 Colgajo de Venkayaswami y Subramanian.....	27
1.4.3 Colgajo de Hueston .....	27
1.4.4 Colgajo de Atasoy .....	28
1.5 Planteamiento del problema .....	28
1.6 Objetivos .....	29
Objetivo general .....	29
Objetivos específicos.....	29
1.7 Revisión de la literatura.....	29
1.7.1 Prótesis para amputaciones de dedos .....	29
1.7.1.1 Prótesis estéticas.....	30
1.7.1.2 Prótesis mecánicas.....	31
1.7.1.3 Prótesis eléctricas .....	31
1.7.1.4 Prótesis neumáticas .....	32
1.7.1.5 Prótesis mioeléctricas.....	33
1.7.1.6 Prótesis híbridas .....	34
1.7.1.7 Prótesis biónica I-Limb .....	34
1.7.1.8 Prótesis Michelangelo .....	35

1.7.1.9 Prótesis bebionic .....	36
1.7.1.10 Prótesis CyberHand.....	36
1.7.1.11 Materiales y mecanismos de actuación de las prótesis de dedo .....	37
Capítulo II. Dispositivo adaptable .....	40
2.1 Requerimientos funcionales .....	40
2.2 Diseño propuesto.....	41
2.2.1 Requerimientos funcionales .....	41
2.2.2 Fases de diseño.....	42
2.2.2.1 Requerimientos estéticos.....	43
2.2.2.2 Especificaciones funcionales.....	43
2.2.2.3 Diseño del mecanismo .....	46
2.2.2.4 Selección de materiales .....	47
Capitulo III. Diseño y desempeño funcional .....	48
3.1 Diseño de prótesis amputación total.....	48
3.1.1 Mecanismo de tendones y poleas .....	48
3.1.2 Mecanismo de barras.....	49
3.1.3 Diseño del soporte del dedo .....	52
3.1.4 Diseño prototipo eléctrico .....	58
3.1.5 Software para programar la tarjeta Arduino.....	63
3.2 Diseño de prótesis amputación parcial.....	66
3.3 Prototipo construido para amputación total y parcial.....	74
3.4 Validación del desempeño funcional. ....	90
3.5 Modelo cinemático de mano tomado como referencia .....	91
3.6 Espacio de trabajo .....	93
3.6.1 Cómo calcular el espacio de trabajo.....	94
3.6.1.1 Cálculo del espacio de trabajo de la mano humana .....	95
3.6.1.2 Cálculo del espacio de trabajo de la prótesis digital. ....	97
3.6.2 Espacio de trabajo prótesis para amputación parcial .....	98
3.6.3 Espacio de trabajo prótesis para amputación total .....	99
3.6.4 Espacio de trabajo dedo humano.....	101
3.6.5 Espacio de trabajo comparación.....	103
3.7 Evaluación de desempeño de los prototipos .....	106
3.7.1 Desempeño del sistema construido en cuanto a espacio de trabajo .....	106

3.7.2 Desempeño del sistema construido en cuanto a requerimientos funcionales.....	107
3.7.1 Desempeño del sistema construido en cuanto a adaptabilidad a distintos niveles de amputación .....	113
Conclusiones.....	114
Trabajo futuro.....	115
Referencias .....	116
Anexos.....	125

# Índice de figuras

Figura 1 Morfología de la mano humana (huesos de la Palma y los Dedos) .....	19
Figura 2 Clasificación de Tamai (1965) .....	22
Figura 3 Zonas de amputación de la falange distal .....	23
Figura 4 Nivel e indicaciones de las amputaciones de la falange distal .....	23
Figura 5 Anatomía de la falange media .....	24
Figura 6 Amputación de la epífisis distal de la segunda falange .....	24
Figura 7 Anatomía de la falange media .....	25
Figura 8 Extensor común de la falange proximal .....	25
Figura 9 Amputaciones del pulgar .....	26
Figura 10 Colgajo de Kutler .....	27
Figura 11 Colgajo de Venkayaswami y Subramanian .....	27
Figura 12 Colgajo de Hueston .....	28
Figura 13 El colgajo de Atasoy .....	28
Figura 14 Prótesis estéticas .....	30
Figura 15 Prótesis mecánicas .....	31
Figura 16 Prótesis eléctricas .....	32
Figura 17 Prótesis neumáticas .....	32
Figura 18 Prótesis mioeléctricas .....	33
Figura 19 Prótesis híbridas .....	34
Figura 20 Prótesis biónica I-Limb .....	35
Figura 21 Prótesis Michelangelo .....	35
Figura 22 Prótesis bebionic .....	36
Figura 23 Prótesis CyberHand .....	37
Figura 24 Mecanismo de poleas y tendones 1 .....	43
Figura 25 Mecanismo de poleas y tendones 2 .....	44
Figura 26 Mecanismo de barras .....	44
Figura 27 Mecanismo de engranajes .....	45
Figura 28 Mecanismo de barras .....	46
Figura 29 Componentes .....	47
Figura 30 Diseño propuesto .....	48

Figura 31 Posición de extensión.....	48
Figura 32 Posición media .....	49
Figura 33 Posición de flexión.....	49
Figura 34 Diseño .....	49
Figura 35 Pieza 1 .....	50
Figura 36 Pieza 2.....	50
Figura 37 Pieza 3 .....	50
Figura 38 Pieza 4 .....	50
Figura 39 Pieza 5 .....	50
Figura 40 Pieza 6 .....	50
Figura 41 Estructura ensamblada .....	51
Figura 42 Movimiento de extensión.....	51
Figura 43 Movimiento de flexión.....	51
Figura 44 Movimiento de extensión.....	52
Figura 45 Movimiento de flexión.....	52
Figura 46 Plataforma .....	53
Figura 47 Simulación amputación total del dedo índice con mecanismo de actuación .....	55
Figura 48 Simulación amputación total dedo medio con mecanismo de actuación.....	55
Figura 49 Simulación amputación total dedo anular con mecanismo de actuación.....	55
Figura 50 Simulación amputación total dedo meñique con mecanismo de actuación .....	56
Figura 51 Simulación amputación total dedo índice con mecanismo de actuación en flexión .....	56
Figura 52 Simulación amputación total dedo índice con mecanismo de actuación en extensión .....	57
Figura 53 Amputación total dedo motor lineal.....	59
Figura 54 Amputación total dedo motor lineal con caja de conexiones.....	59
Figura 55 Caja de componentes.....	60
Figura 56 Amputación total dedo anular .....	60
Figura 57 Amputación total dedo medio .....	61
Figura 58 Amputación total dedo indice .....	61
Figura 59 Circuito esquemático.....	62
Figura 60 Circuito físico vista superior .....	62
Figura 61 Voltaje mínimo del sensor extensión total del dedo .....	64

Figura 62 Voltaje máximo del sensor flexión total del dedo.....	65
Figura 63 Funcionamiento del circuito y del Arduino .....	66
Figura 64 Prototipo.....	67
Figura 65 Diseño propuesto.....	67
Figura 66 Amputación Parcial barra inferior.....	68
Figura 67 Amputación Parcial barra inferior.....	68
Figura 68 Amputación Parcial mecanismo tierra .....	69
Figura 69 Amputación Parcial falange proximal barra inferior .....	70
Figura 70 Amputación Parcial falange proximal barra superior .....	70
Figura 71 Amputación Parcial falange proximal zona 4 .....	70
Figura 72 Amputación Parcial flexión falange proximal .....	71
Figura 73 Amputación Parcial falange medial zona 3 barra inferior .....	71
Figura 74 Amputación Parcial falange medial zona 3 barra superior .....	71
Figura 75 Amputación Parcial falange medial zona 3.....	72
Figura 76 Amputación Parcial distal media con barra actuadora inferior .....	72
Figura 77 Amputación Parcial distal media con barra actuadora superior.....	72
Figura 78 Amputación Parcial distal zona 1 .....	73
Figura 79 Amputación Parcial distal zona 2.....	73
Figura 80 Fotografía Prototipo Amputación total cuadro 1 .....	75
Figura 81 Prototipo Amputación total cuadro 2 .....	75
Figura 82 Prototipo Amputación total cuadro 3 .....	75
Figura 83 Prototipo Amputación total cuadro 4.....	76
Figura 84 Prototipo Amputación total cuadro 5 .....	76
Figura 85 Prototipo Amputación total cuadro 6 .....	76
Figura 86 Prototipo Amputación total cuadro 7 .....	77
Figura 87 Prototipo Amputación total cuadro 8 .....	77
Figura 88 Prototipo Amputación total cuadro 9 .....	78
Figura 89 Prototipo Amputación total cuadro 10 .....	78
Figura 90 Dedo índice .....	78
Figura 91 Dedo medio .....	79
Figura 92 Dedo anular .....	80
Figura 93 Dedo meñique .....	80
Figura 94 Dedo medio en contracción.....	81

Figura 95 Dedo anular en contracción.....	81
Figura 96 Dedo meñique en contracción.....	82
Figura 97 Prototipo Amputación Parcial cuadro 1 .....	82
Figura 98 Prototipo Amputación Parcial cuadro 2 .....	83
Figura 99 Prototipo Amputación Parcial cuadro 3 .....	83
Figura 100 Prototipo Amputación Parcial cuadro 4 .....	83
Figura 101 Prototipo Amputación Parcial cuadro 5 .....	84
Figura 102 Prototipo Amputación Parcial cuadro 6 .....	84
Figura 103 Prototipo Amputación Parcial cuadro 7 .....	85
Figura 104 Prototipo Amputación Parcial cuadro 8 .....	85
Figura 105 Prototipo Amputación Parcial cuadro 9 .....	85
Figura 106 Prototipo Amputación Parcial cuadro 10 .....	86
Figura 107 Amputación Parcial falange proximal.....	87
Figura 108 Amputación Parcial falange medial .....	87
Figura 109 Amputación parcial falange distal.....	87
Figura 110 Amputación Parcial una falange .....	87
Figura 111 Amputación Parcial falange proximal con cambio de posición de barra.....	88
Figura 112 Amputación Parcial flexión falange proximal adaptable dependiente del tamaño de la falange del paciente.....	89
Figura 113 Amputación Parcial flexión con dos falanges.....	89
Figura 114 Amputación Parcial flexión con tres falanges.....	89
Figura 115 Configuración cinemática de la mano humana con 19 eslabones y 24 grados de libertad.....	91
Figura 116 Articulaciones del modelo de mano humana .....	91
Figura 117 Restricciones para movimientos naturales de los dedos .....	92
Figura 118 Espacio de trabajo .....	97
Figura 119 Entorno de simulación de Adams .....	98
Figura 120 Entorno de simulación de Matlab .....	98
Figura 121 Espacio de trabajo .....	99
Figura 122 Entorno de simulación de Adams .....	99
Figura 123 Entorno de simulación de Matlab .....	100
Figura 124 Espacio de trabajo .....	100
Figura 125 Mano abierta.....	101

Figura 126 Mano cerrada.....	101
Figura 127 Espacio de trabajo dedo humano vista 1 .....	102
Figura 128 Espacio de trabajo dedo humano vista 2 .....	103
Figura 129 Espacio de trabajo dedo humano vista 3 .....	103
Figura 130 Comparación de espacios de trabajo vista 1 .....	104
Figura 131 Comparación de espacios de trabajo vista 2 .....	105
Figura 132 Comparación de espacios de trabajo vista 3 .....	105
Figura 133 Comparación de espacios de trabajo vista 4 .....	105
Figura 134 Clasificación de los Modelos Prensiles Humanos .....	107
Figura 135 Agarre objeto cilíndrico prótesis total vista 1 .....	109
Figura 136 Agarre objeto cilíndrico prótesis total vista 2 .....	109
Figura 137 Agarre objeto circular prótesis total vista 1 .....	109
Figura 138 Agarre objeto circular prótesis total vista 2 .....	110
Figura 139 Agarre objeto cilíndrico prótesis parcial vista 1 .....	110
Figura 140 Agarre objeto cilíndrico prótesis parcial vista 2 .....	110
Figura 141 Agarre objeto circular prótesis parcial vista 1.....	111
Figura 142 Agarre objeto circular prótesis parcial vista 2.....	111

# Índice de Tablas

Tabla 1 Requerimientos funcionales .....	40
Tabla 2 Requerimiento 1 .....	41
Tabla 3 Requerimiento 2 .....	42
Tabla 4 Requerimiento 3 .....	42
Tabla 5 Análisis comparativo .....	45
Tabla 6 Medidas modelo prótesis total.....	57
Tabla 7 Medidas modelo de prótesis parcial .....	74
Tabla 8 Requerimiento 1 .....	107
Tabla 9 Requerimiento 2 .....	112
Tabla 10 Características mecanismo de actuación cuatro barras .....	112
Tabla 11 Requerimiento 3 .....	113

# Introducción

El estudio denominado prototipo de prótesis digital activa para recuperación funcional de agarre de objetos con características de adaptación al nivel de amputación del usuario, hace parte de un proceso de investigación cuyo propósito consiste en proponer una prótesis digital activa para recuperación funcional de agarre de objetos en pacientes con amputación de dedos de la mano, con características de diseño de fácil adaptación al nivel de amputación buscando el reemplazo de la funcionalidad de la sustancia y movimiento de la mano perdidos.

La temática de este estudio corresponde a una serie de inquietudes que, como Ingenieros Automáticos Industriales en formación, se han generado tanto en el saber cómo en el saber hacer del proceso formativo, pues pocos trabajos han reportado el diseño de prótesis de dedo para amputaciones parcial o total, y en su mayoría son prótesis sin sistemas de control realimentado, siendo muy poco el reporte de estas prótesis en el impacto de la calidad de vida de las personas con este tipo de amputaciones.

El fundamento teórico de la investigación permite concluir que hay un vacío en opciones modulares de prótesis activas que puedan reutilizarse fácilmente en distintos niveles de amputación, disminuyendo el tiempo de diseño para un nuevo paciente. No se han encontrado soluciones de este tipo en la literatura científica, aunque si existen patentes de sockets adaptables para este fin.

Desde la metodología del estudio se planteó el diseño de prótesis digitales activas usando el mecanismo de cuatro barras, pues es una alternativa que cumple con una serie de requerimientos relacionados a espacio de trabajo, funcionalidad y adaptabilidad a diferentes niveles de amputación en un prototipo de dedo protésico. Cabe aclarar que en este documento se diseñaron y evaluaron los prototipos sin la participación de personas con amputación digital.

El presente documento se divide por capítulos. en el primer capítulo se presenta la introducción y la revisión monográfica de las prótesis digitales, el planteamiento del problema, los objetivos general y específicos. en el segundo capítulo se presenta el dispositivo adaptable, los requerimientos funcionales, el diseño propuesto, las fases de diseño, los requerimientos estéticos, especificaciones funcionales, el diseño del mecanismo y la selección de materiales. y en el capítulo tres se presenta el diseño y desempeño funcional, el diseño de prótesis amputación total, el mecanismo de tendones y poleas, el mecanismo de barras, el diseño de prótesis amputación parcial, el prototipo construido para amputación total y parcial, la validación del desempeño funcional, el modelo cinemático de mano tomado como referencia, el espacio de trabajo, evaluación de desempeño de los prototipos, las conclusiones, el trabajo futuro y las referencias.

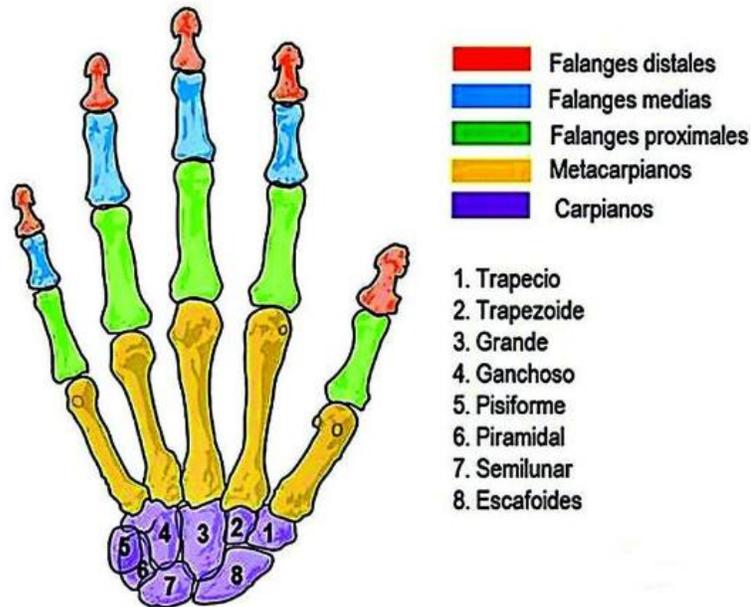
# Capítulo I. Prótesis Digitales

## 1.1 Fisiología de la Mano

Una de las partes anatómicas del cuerpo humano que se diferencia de otras especies animales es la disposición anatómica de la mano humana, que se caracteriza por brindar suficientes ventajas sobre estas especies debido a la funcionalidad que ella representa. Una de las funciones de la mano es la concavidad palmar y la oposición del pulgar con relación a los otros dedos, es decir, que el dedo pulgar puede hacer contraposición con los cuatro dedos restantes, lo que facilita la realización de distintos movimientos que al suministrar fuerza proporcionan los agarres y las pinzas que facilitan la manipulación de diferentes instrumentos con suficiente precisión, lo que hace al ser humano único por su destreza manual fina [1].

La mano es una parte anatómica que tiene una importante representación en el homúnculo cerebral, por lo que la clasifican como esencial para la función de aprehensión en la realización de distintas actividades. En su componente óseo, la mano cuenta con ocho huesos divididos en dos filas. La fila proximal articuladas con el radio y la ulna y la fila distal con los huesos metacarpianos [1]

*Figura 1 Morfología de la mano humana (huesos de la Palma y los Dedos)*



Fuente: [1]

La mano junto con el habla, domina la función cortical cerebral. Las manos son las únicas partes del cuerpo, además del rostro, que se encuentran habitualmente sin ropa, formando parte de la carta de presentación del individuo, y dándole contacto estrecho con su medio ambiente; se utilizan como medio de comunicación tanto de forma consciente como inconsciente formando parte importante del lenguaje corporal. Sus estructuras se expresan a través de mecanismos maravillosos en cuanto a habilidades funcionales, y pueden lograr un número ilimitado de tareas; por lo tanto, están expuestas a gran número de lesiones donde los dedos por estar en posición distal están más propensos a sufrir de lesiones, siendo el pulgar y el índice los más afectados [5].

La complejidad de los movimientos de la mano radica en los movimientos que puede realizar. dichos movimientos comienzan desde la muñeca quién proporciona la flexión, la extensión, la desviación ulnar, la desviación radial y la circunducción, lo que hace la articulación de la muñeca una de las articulaciones con mayor cantidad de movimientos, sumado a la fragmentación que se deriva de los huesos del metacarpo y de los dedos los cuales conforman la fisiología del Palma de la mano y de los dedos, Estos últimos teniendo los mismos movimientos de la muñeca, es decir, la flexión, la extensión, la abducción, la aducción y la circunducción. Sin embargo, el rango de movilidad articular depende de cada articulación de cada región de la mano, siendo algunos dedos más flexibles que otros en algunos movimientos como por ejemplo la flexión, dado que el dedo índice generalmente tiene una flexión de hasta 90°, mientras que el dedo meñique logra una flexión de hasta 110°, siendo la amplitud articular mayor hacia la parte medial y menor hacia la parte lateral. Por estas y otras razones, la mano es catalogada como una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano después del hombro, y la más importante en el uso de actividades de la vida diaria y básicas cotidianas, siendo a su vez la de mayor dificultad de suplir o reemplazar [1].

## 1.2 Prevalencia de lesiones en manos y dedos

Cada año, a nivel mundial, se reportan millones de lesiones de las manos que redundan en una considerable carga económica para la sociedad. Hay estadísticas que señalan que el 25% de las heridas que sufre el hombre afectan sus manos. Dentro de estas lesiones, las amputaciones distales de los dedos ocupan un lugar especial por cuanto, esta región anatómica constituye la parte más preciada de las manos por contener terminaciones nerviosas sensoriales tan especializadas que posibilitan la “visión” de los ciegos y la “transmisión” de la armonía de los músicos [6]. Existen diferentes causas de amputación:

- Enfermedades vasculares: se presenta en el paciente geriátrico aproximadamente un 75-85% del total de las amputaciones, destacando la arteriosclerosis y la diabetes mellitus como complicación más frecuente. El déficit circulatorio ocasionado en estas enfermedades conduce a la gangrena de los tejidos, lo cual obliga a la amputación [7].

- Traumatismos: se presenta más frecuente en el paciente joven debido a accidentes de tráfico, laborales y deportivos. La amputación traumática da lugar a un segmento de tejido no viable. Además, las lesiones graves de los vasos sanguíneos pueden impedir la viabilidad de la parte distal a la lesión, aunque dicho segmento continúe unido al cuerpo [7].
- Infección: se presenta en caso de infecciones potencialmente mortales donde la única forma de salvar al enfermo es amputar la parte infectada. Por ejemplo, la gangrena gaseosa o la fascitis necrotizante [7].
- Tumores: afectan principalmente a los jóvenes, se realiza la amputación para eliminar tumores malignos agresivos, así como para evitar metástasis [7].
- Defectos congénitos: puede faltar toda una extremidad o una parte de ella. Las malformaciones pueden ser transversas cuando el miembro se ha desarrollado normalmente hasta un nivel determinado y a partir de ahí no existen elementos óseos y longitudinales cuando hay una reducción o ausencia de un hueso a lo largo del miembro [7].

La secuela más leve impide considerablemente la función del dedo afectado y puede comprometer el uso profesional de la mano. Se considera que ya en la cuarta década de la vida existe una experiencia laboral, lo que trae consigo mayor confianza en la realización de las diferentes actividades, así como la manipulación de los instrumentos de trabajo, por lo que se viola, en muchas ocasiones, el cumplimiento de las medidas de protección. A la par de esto comienzan a aparecer los efectos propios de la disminución de las aptitudes físicas del individuo, tales como: déficit visual, incoordinación de los movimientos manuales y la disminución de la capacidad de reacción entre los posibles peligros [6].

El sexo masculino es el más afectado con un 70,83%. Esto se fundamenta en que el hombre desempeña habitualmente actividades manuales de mayor riesgo en comparación con la mujer. La mayor incidencia de lesiones estuvo provocada por sierra y garlopa eléctrica en talleres hogareños, lo cual se corresponde con otros estudios en los que se reportan que los accidentes laborales han descendido considerablemente en la industria pesada debido a la aplicación de medidas de prevención, esto no es así en los pequeños talleres fuera del contexto laboral los cuales carecen de las medidas necesarias de protección. La mano no dominante tuvo un por ciento de afectación del 68,43% en relación con la mano dominante. Esto se explica porque el ser humano instintivamente protege más su mano dominante de los peligros y esta además es más apta y rápida en su capacidad de reacción precisamente por su carácter dominante. Los dedos más afectados fueron el pulgar y el índice con un 42,11% y un 27,83% respectivamente, esto se corresponde con la prevalencia de la pinza digital en todas las funciones de la mano [6].

En las amputaciones parciales de mano, por su contacto directo con el ambiente, se trata de salvar la mayor parte posible disminuyendo el grado de afectación en la funcionalidad de la mano. Dependiendo de la amputación habilitada por el cirujano esta puede ser: pérdida del pulgar; trifalángicos, pérdida de dedos índice, corazón, anular o meñique; pluridigitales, pérdida de los dedos índice, corazón, anular y meñique; y carpo, pérdida total de la muñeca [8].

### 1.3 Clasificación de las Amputaciones de Dedos

Una de las clasificaciones más utilizadas en el aspecto topográfico de la zona amputada es la clasificación de Tamai (1965), que divide topográficamente la mano en cinco zonas que se describen a continuación:

Zona I: Distal a la inserción del Flexor Profundo de los Dedos

Zona II: Articulación interfalángica distal a la inserción del Flexor Profundo de los Dedos

Zona III: Base de la falange intermedia hasta la articulación interfalángica distal

Zona IV: Base de la falange proximal hasta la inserción de Flexor Superficial de los Dedos

Zona V: Articulación metacarpofalángica y proximal a ésta [6].

*Figura 2 Clasificación de Tamai (1965)*



Fuente: [6]

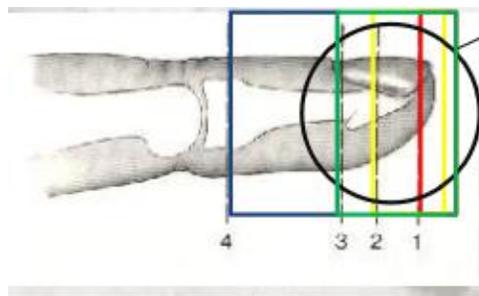
Dentro de la clasificación de las amputaciones se pueden encontrar las amputaciones definitivas y las transitorias. Dentro de las amputaciones definitivas se requiere que el muñón

sea lo más satisfactorio posible; esto significa una cobertura cutánea adecuada y ausencia de dolor. El muñón debe permitir la movilidad y debe contar con sensibilidad [7].

### 1.3.1 Amputaciones de la Falange Distal

En este tipo de amputaciones es muy importante lograr conservar la mayor longitud posible de la falange alterada, pues esta conservación garantiza mayor funcionalidad. En las amputaciones de la falange distal se pueden encontrar cuatro zonas [7].

*Figura 3 Zonas de amputación de la falange distal*



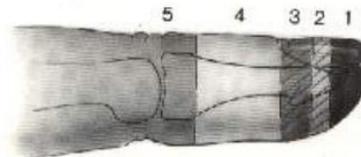
Fuente: [7].

Zona 1- 2: En donde el complejo ungueal puede intentar conservarse

Zona 3: Exéresis de la matriz ungueal

Zona 3-4: Regularización de epífisis distal de la segunda falange [7].

*Figura 4 Nivel e indicaciones de las amputaciones de la falange distal*



**Fig. 10-2.** Nivel e indicaciones de las amputaciones definitivas de la falange distal (dedo largo).

1. Conservación de la uña y reconstrucción pulpar con colgajo sensible.
2. Conservación discutible de la uña.
3. Conservación de la tercera falange. Eventual reconstrucción por colgajo sensible. Esterilización ungueal.
4. Conservación discutible de la tercera falange. Esterilización ungueal.
5. Conservación de la tercera falange contraindicada. Amputación en la epífisis distal de la segunda falange.

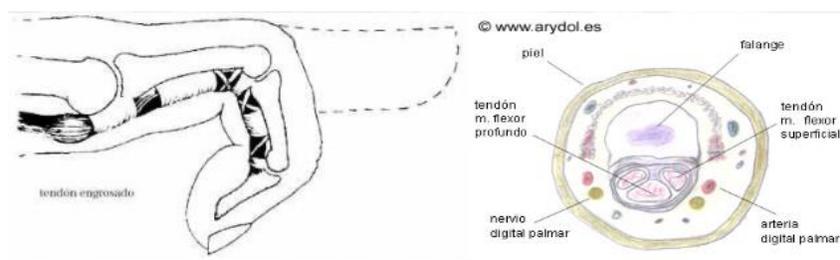
Fuente: [7].

En cuanto al nivel e indicaciones de las amputaciones de la falange distal se encuentran cinco etapas previamente establecidas que van desde la Etapa 1 asociada a la conservación de la uña y reconstrucción pulpar hasta la Etapa 5 asociada a la conservación de la tercera falange o amputación del cuerpo distal de la segunda falange [7].

### 1.3.2 Amputaciones de la Falange Media

Las amputaciones de la falange media se dividen en dos segmentos. Una en la epífisis distal y la otra en la diáfisis. La diáfisis se subdivide en diáfisis distal a la inserción del tendón superficial y la diáfisis proximal a la inserción del tendón superficial [7].

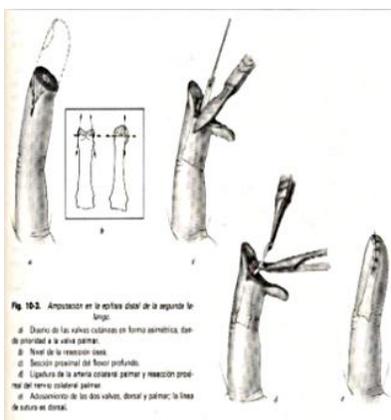
*Figura 5 Anatomía de la falange media*



Fuente: [7].

La epífisis distal es el nivel ideal de amputación. Aquí se encuentran las valvas cutáneas asimétricas tanto la palmar como dorsal, el remodelado óseo y es importante localizar el tendón flexor profundo, la recepción proximal y las cintillas laterales [7].

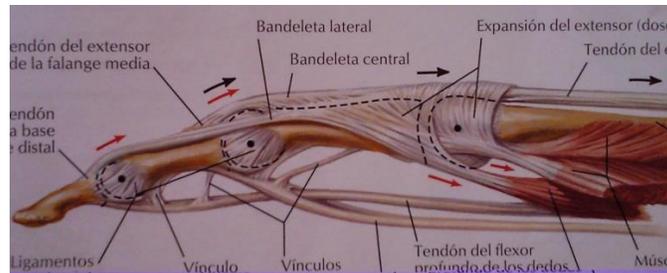
*Figura 6 Amputación de la epífisis distal de la segunda falange*



Fuente: [7].

La diáfisis también se subdivide en dos, está la distal a la inserción del flexor superficial, en donde existen inserciones tendinosas y la finalidad es conservar el fragmento diafisiario residual para conservar la funcionalidad. Y está la proximal a la inserción del flexor superficial, donde no hay inserciones tendinosas generando la resequead del fragmento residual coexistiendo una mala funcionalidad. Aquí es importante mencionar que, si existen partes blandas suficientes puede respetarse el fragmento de oficio residual por estética [7].

*Figura 7 Anatomía de la falange media*

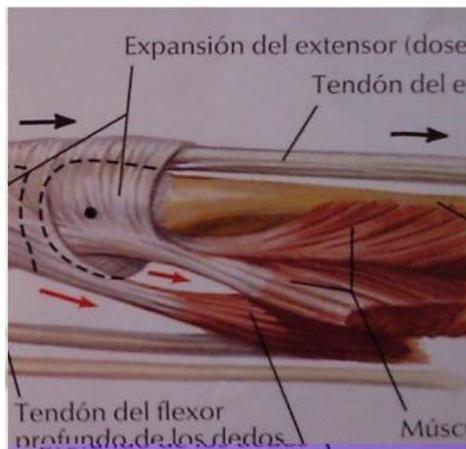


Fuente: [7].

### 1.3.3 Amputaciones de la Falange Proximal

También se dividen en epífisis distal y diáfisis. En la epífisis distal es el nivel ideal de amputación; aquí no existen inserciones de los flexores, pero sí del extensor común e intrínsecos. La funcionalidad depende de la presión digital palmar y de la presión global. En cuanto a la diáfisis se conserva la mitad próxima para preservar donde participa el ancho global de la mano y la metáfisis proximal genera resequead reflejando poca funcionalidad [7].

*Figura 8 Extensor común de la falange proximal*



Fuente: [7].

### 1.3.4 Amputaciones del Pulgar

El pulgar es uno de los dedos más importantes, por lo tanto, en principio deben seguirse las mismas técnicas y bases que para el resto de los dedos. En el pulgar se debe conservar lo máximo posible la longitud, pues este dedo representa entre el 40 y 50% de la capacidad funcional de la mano, pues con él se hace la pinza fina, la pinza llave y la prehensión digital cilíndrica. El extremo del nuevo pulgar debe llegar a la articulación inter falángica proximal del dedo largo adyacente cuando el pulgar este adducido [7].

En las prioridades de reconstrucción de Foucher, se encuentra la ausencia de dolor, la estabilidad, la sensibilidad, la movilidad, la fijación de la cobertura al hueso y la apariencia; siendo las dos primeras las más importantes [7].

*Figura 9 Amputaciones del pulgar*



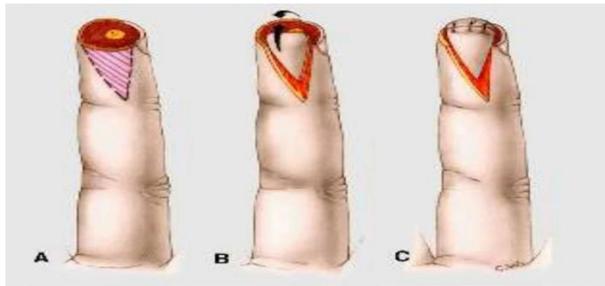
Fuente: [7].

## 1.4 Métodos De Reconstrucción

### 1.4.1 Colgajo de Kutler

Este tipo de colgajo se emplea en defectos cutáneos más amplios donde se emplean dos islas cutáneas laterales similares a las que se usan de forma palmar en el colgajo de Atasoy. En este caso, la sutura de estos en la línea media está indicada, sin embargo, no tiene aplicación en el primer dedo debido al menor grosor de la piel lateral de éste, comparado con la del pulpejo. La piel de cobertura será parcialmente dorsal por lo que la sensibilidad se puede ver comprometida [8].

*Figura 10 Colgajo de Kutler*

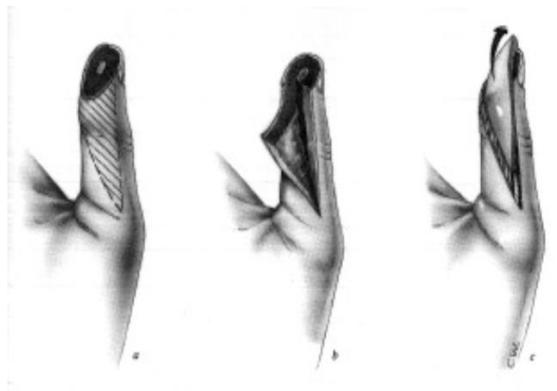


Fuente: [8].

### 1.4.2 Colgajo de Venkayaswami y Subramanian

Este tipo de colgajo es un híbrido entre los colgajos locales y los pediculados. Está indicado principalmente en lesiones en bisel amplio volar. Para hacerlo se diseña una isla cutánea en forma de V aguda y se diseña el pedículo vascular lateral en bloque paralelo a la incisión lateral, teniendo en cuenta que se debe separar bien el periostio, seleccionando los tabiques fibrosos laterales; que unido a la movilidad permite la liberación del pedículo consiguiendo un avance de hasta 15 mm [8].

*Figura 11 Colgajo de Venkayaswami y Subramanian*

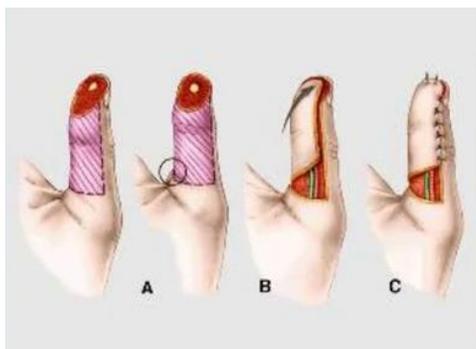


Fuente: [8].

### 1.4.3 Colgajo de Hueston

Este tipo de colgajo debe tenerse en cuenta principalmente en lesiones extensas del pulpejo del primer dedo, pues es un tipo de colgajo palmar de avance rotación, lo que permite coberturas de áreas cercanas al centímetro de longitud. Algo importante en este tipo de colgajo, es que existe un compromiso sensitivo importante del área cercana a la inserción lateral por lo que dicho corte longitudinal debe realizarse en el hemidedo no dominante [8].

*Figura 12 Colgajo de Hueston*

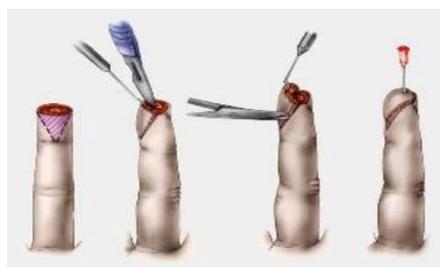


Fuente: [8].

#### 1.4.4 Colgajo de Atasoy

Es un colgajo local en V o Y de avance triangular cuya característica es la preservación de la sensibilidad, longitud y función del dedo, Lo que evita las remodelaciones del muñón que generan acortamientos y pérdida de la funcionalidad en los dígitos. Su principal indicación es en amputaciones distales transversas u oblicuas dorsales, preferiblemente de dedos trifalángicos, por lo que no es la mejor elección para el dedo pulgar [8] [9].

*Figura 13 El colgajo de Atasoy*



Fuente: [4]

### 1.5 Planteamiento del problema

Las diferentes fases del proyecto de investigación han permitido identificar que existe un vacío de conocimiento o problema de investigación que hace necesario poner en marcha una metodología para abordarlo asociado a la recuperación funcional para agarre y manipulación de objetos mediante prótesis digitales activas, que deben diseñarse con la capacidad de adaptarse al nivel de amputación del paciente específico. Por lo tanto, la pregunta de investigación a resolver en este trabajo es ¿Qué características debe tener una prótesis digital activa para recuperación funcional de agarre de objetos en pacientes con amputación de dedos de la mano, para que el diseño tenga una fácil adaptación al nivel de amputación del paciente?

## 1.6 Objetivos

### Objetivo general

Proponer una prótesis digital activa para recuperación funcional de agarre de objetos en pacientes con amputación de dedos de la mano, con características de diseño de fácil adaptación al nivel de amputación.

### Objetivos específicos

- Construir un dispositivo adaptable a las falanges amputadas en el paciente, que permita el movimiento automático de las falanges en un dedo protésico.
- Diseñar un sistema hardware/software para gobernar el movimiento de las falanges en el dedo protésico.
- Evaluar el desempeño del sistema construido en cuanto a espacio de trabajo, requerimientos funcionales y adaptabilidad a diferentes niveles de amputación en un prototipo de dedo protésico. Esta evaluación no requiere la participación de personas con amputación digital.

## 1.7 Revisión de la literatura

La revisión de la literatura se realizó orientada a 3 elementos, en primer lugar, se busca entender y conocer las necesidades de las prótesis digitales en los diferentes tipos de amputaciones presentes en la mano, los tipos existentes de prótesis y sus características, y finalmente los mecanismos actualmente implementados. Para ello se hace una revisión del estado del arte en prótesis digitales y dedos robóticos desde el 2015 al presente año, teniendo presente la base de datos Scopus.

### 1.7.1 Prótesis para amputaciones de dedos

Para la construcción y el diseño de una prótesis de mano se involucran varias áreas del conocimiento entre ellas la ingeniería mecánica, la ingeniería electrónica, la ingeniería automática, así como también el diseño de mecanismos, el mecanizado de materiales, el diseño del control, y programaciones de control que articula al hombre con las máquinas. En los últimos años se han logrado esfuerzos significativos consolidando el diseño y construcción de prótesis de mano y dedos con diferentes mecanismos, variedad de materiales

y tecnología, alcanzando un gran desarrollo y ayudando en forma psicológica y funcional a la ejecución de actividades del hombre con la mayor normalidad posible; dividiéndose en prótesis estéticas y prótesis funcionales que ayudan a emular lo más cercano posible a la realidad los movimientos finos de la mano [10].

### 1.7.1.1 Prótesis estéticas

Este tipo de prótesis también se conocen con el nombre de prótesis pasivas. Se caracterizan por no tener movimientos, pues su uso consiste únicamente en cubrir el aspecto estético del miembro amputado asemejándose al miembro perdido como en su color, textura, pero sin brindar una funcionalidad. Para su fabricación se utilizan polímeros como el PVC rígido, latex flexible o silicona. Dentro de sus ventajas se encuentra que son materiales más livianos que no requieren de mantenimiento frecuente ya que no contienen piezas móviles [10]. Entre estas se encuentran los dedos protésicos elaborados en silicona [9]. Otros trabajos que presentan el diseño de una prótesis basado en un nuevo tipo de resina [10], y en materiales resistentes como el dedo protésico comercial Titan Flex [11].

*Figura 14 Prótesis estéticas*



Fuente: [10].

Dentro de las prótesis funcionales que son elaboradas con mecanismos que permiten realizar movimientos a la prótesis, asemejándose al miembro perdido. Se dividen, según el mecanismo de actuación en mecánicas, eléctricas, neumáticas y mioeléctricas. En la literatura se encuentran algunas propuestas de prótesis con la finalidad de sustituir los dedos de la mano, en caso de amputación parcial o total, donde el 46.43% presentan tres grados de libertad (DOF), el 31.24% presentan dos DOF, y el 21.43% presentan un DOF [12].

### 1.7.1.2 Prótesis mecánicas

Este tipo de prótesis ya se clasifican dentro de las funcionales pues cumplen funciones básicas como la apertura y cierre de la mano, hacen agarres limitados que generalmente son para objetos grandes con movimientos imprecisos, la señal mecánica es obtenida por medio de otro miembro del cuerpo, como el codo o el hombro, operando con el funcionamiento voluntario de apertura o cierre mediante un arnés [10], este mecanismo es controlado por el usuario basándose en la extensión y contracción de una liga, para ejecutar el movimiento deseado de apertura – cierre o viceversa. Su mecanismo de acción denominado gatillo es activado mediante un estímulo muscular aplicado a un resorte. La fuerza dependerá del número de ligas o la fuerza aplicada en la tensión, la variación de esta fuerza dependerá de la actividad a desarrollar por la prótesis [8]. Entre estas se encuentra el dedo protésico comercial Knick de [13] y el X-finger [14].

Otras prótesis presentan un mecanismo de actuación basado en un enlace rígido, tal como el dedo protésico comercial PIP Driver [15], el cual está diseñado para personas con amputación en la mitad de la falange distal. El MCP Driver presenta el mismo mecanismo de actuación, el cual está diseñado para personas con amputaciones a través de la falange proximal [16]. Estos dispositivos articulados impulsados por el cuerpo permiten a los pacientes recuperar la destreza fina y los patrones de agarre naturales, sobresaliendo en la restauración de agarre de poder y estabilidad en el agarre [16]. Es propuesto un dedo protésico para amputaciones de las falanges, actuado con base a las falanges aun presentes en el dedo. Estas implementaciones y propuestas no presentan ningún tipo de sensor o actuador [17].

*Figura 15 Prótesis mecánicas*



Fuente: [8].

### 1.7.1.3 Prótesis eléctricas

Este tipo de prótesis se basa en el uso de motores eléctricos que pueden ser controlados por medio de servo controles, pulsantes o interruptores. Tienen una gran desventaja relacionada

con la reparación, sus altos costos, exposición a ambientes hostiles, y su peso. En la imagen se puede observar una prótesis eléctrica cuya principal ventaja es el agarre de objetos de forma rápida, con precisión y de forma activa gracias a los sensores que tiene en los dedos [10].

*Figura 16 Prótesis eléctricas*



Fuente: [10].

#### 1.7.1.4 Prótesis neumáticas

Este tipo de prótesis hace uso del aire a presión (ácido carbónico) obtenido por medio de un compresor que utilizan actuadores por músculos neumáticos. Su principal ventaja es proporcionar una gran fuerza y rapidez de movimientos; por el contrario, una de sus desventajas son los dispositivos que se implementan para su control y funcionamiento ya que son relativamente grandes y su mantenimiento es costoso y dificultoso [10], así como la utilización de ácido carbónico por las posibles fugas de ácido y posteriores daños al usuario [8].

*Figura 17 Prótesis neumáticas*



Fuente: [10].

### 1.7.1.5 Prótesis mioeléctricas

Una prótesis mioeléctrica tiene un accionamiento bioeléctrico, basados en la biónica y robótica. Su funcionamiento es mediante el impulso eléctrico generado por los músculos, su impulso eléctrico oscila entre los 5 a 20uV. Cuando el usuario contrae o flexiona su musculo produce el estímulo eléctrico o señal, que es captado por los electrodos en contacto con la piel generándose el movimiento de la prótesis, por lo que el funcionamiento se basa en la obtención de señales musculares que son obtenidas mediante el uso de electrodos que permiten la extracción de la señal que es amplificada, procesada y filtrada al control para el manejo de la prótesis [10]. Su ventaja es la activación al movimiento, debido a que el usuario solo debe flexionar sus músculos para generar el movimiento. Su desventaja es el tiempo de usabilidad de las baterías [8].

En prótesis con control realimentado, se encuentra la VINCENT partialhand3, la cual posee un motor eléctrico, y un sensor FSR en la yema; con un mecanismo de actuación basado en cable tensado, cuya dinámica de actuación es controlada mediante señales electromiográficas (EMG) [18]. Un dedo basado en mecanismo de cuatro barras es propuesto en [19], para la construcción de una mano robótica; implementando un control apertura y cierre con base a señales EMG. Un dedo para procesos de rehabilitación es propuesto en [20], con la finalidad de brindar ayuda a personas con dificultades en el agarre. En [21] es propuesto un dedo actuado por tendones, para pérdida de algunos dedos de la mano, incorporando una estructura de adaptación del dedo protésico a la mano, controlado por señales EMG.

Este tipo de prótesis son en la actualidad una de las de mayor aplicación en el mundo, ya que brindan un mayor grado de estética y un elevado porcentaje de precisión y fuerza.

*Figura 18 Prótesis mioeléctricas*



Fuente: [10].

### 1.7.1.6 Prótesis híbridas

Este tipo de prótesis se conocen por su nombre ya que son una combinación de una prótesis mecánica con una mioeléctrica. Estas prótesis son utilizadas por personas que tienen amputaciones desde arriba del codo ya que combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad. Es muy frecuente en las prótesis híbridas que se utilice un codo accionado mediante el cuerpo y un dispositivo final controlado en forma mioeléctrica que puede llegar a ser un gancho o una mano [10].

*Figura 19 Prótesis híbridas*



Fuente: [10].

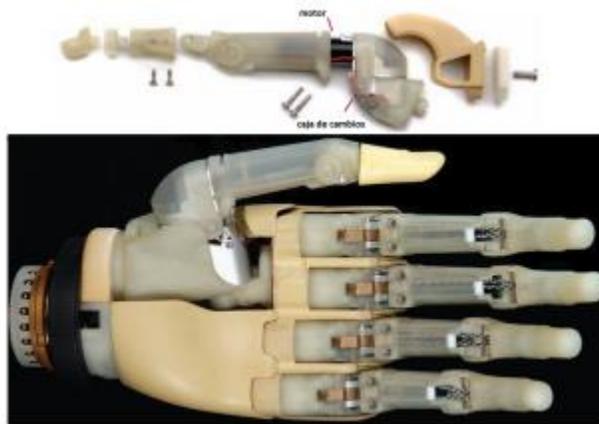
Existen prótesis más avanzadas desde el componente tecnológico, de innovación y uso de materiales inteligentes que se usan actualmente, aunque son costos son muy elevados en algunas de ellas. A continuación, se presentan algunas de ellas y sus características.

### 1.7.1.7 Prótesis biónica I-Limb

Este tipo de prótesis es una de las más usadas en la actualidad y ha sido implementada en varios países, ya que es una de las prótesis que cumple con la mayoría de los movimientos básicos de la mano que un ser humano común y corriente realiza, facilitando al paciente amputado el retorno a la vida laboral y social, mejorando sus condiciones de vida. se

caracteriza porque los dedos son controlados independientemente y su ventaja radica básicamente en que el dedo pulgar puede rotar hasta 90°, hacer pinza y realizar agarres de precisión y de potencia de diferentes formas [10].

*Figura 20 Prótesis biónica I-Limb*



Fuente: [10].

### 1.7.1.8 Prótesis Michelangelo

Esta prótesis está constituida por acero y duraluminio de alta resistencia externamente recubierta por elastómero de silicona. Se caracteriza por realizar una gran variedad de movimientos precisos gracias al control y mecanismos de fuerza y velocidad de agarre ya que los dedos son controlados independientemente. El pulgar y la muñeca disponen de movilidad de 6° de libertad y es resistente al agua [10].

*Figura 21 Prótesis Michelangelo*



Fuente: [10].

### 1.7.1.9 Prótesis bebionic

Esta prótesis es muy similar en sus componentes mecánicos a la I-limb, pero se diferencia en su costo más reducido. Una de sus grandes ventajas está asociada con los movimientos articulados en las falanges de todos los dedos, con la oposición del pulgar que se hace manualmente en dos posiciones como se muestra en la imagen, lo que le permite al paciente amputado obtener 14 posiciones diferentes con las que se pueden conseguir agarres mucho más precisos. Esta prótesis es controlada por la contracción de los músculos del paciente afectado, tiene 5 actuadores lineales independientes que incorporan 5 velocidades de alta con motores de fuerza y diseñado para un bajo consumo de energía [10].

*Figura 22 Prótesis bebionic*

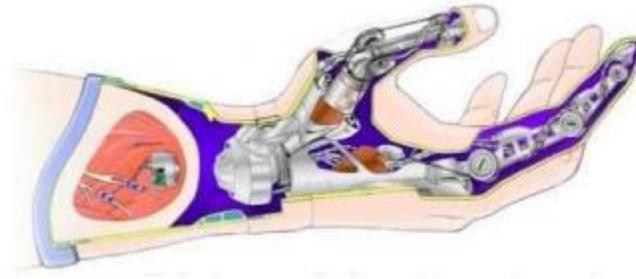


Fuente: [10].

### 1.7.1.10 Prótesis CyberHand

Esta prótesis biónica es una tecnología moderna y costosa ya que se conectan los electrodos de la prótesis a las terminaciones nerviosas de la mano de la persona amputada mediante una cirugía, lo que le permite recoger información cerebral mediante sensores por lo que el paciente con la amputación puede sentir la presión y la temperatura a la que está sometida la prótesis [10].

*Figura 23 Prótesis CyberHand*



Fuente: [10].

### 1.7.1.11 Materiales y mecanismos de actuación de las prótesis de dedo

Las prótesis de mano y dedos cada vez están siendo diseñadas y fabricadas con materiales denominados inteligentes, es decir, que tienen la capacidad de cambiar las propiedades físicas como la rigidez, viscosidad, forma y color. Se utilizan alambres musculares que son delgados y de alta resistencia mecánica fabricados con aleaciones de níquel y titanio.

Algunos de los materiales usados con memoria de forma son las aleaciones, polímeros, cerámicos y las aleaciones ferromagnéticas. Dentro de los materiales electro y magnetoactivos están los magnetereológicos, piezoeléctricos y magnetorestrictivos. Y dentro de los materiales fotocromáticos se encuentran los fotoactivos como los electroluminiscentes, fluorescentes y fosforescentes, y de los cromoactivos, se encuentran los fotocromáticos, termocromáticos y electrocromáticos.

En cuanto a los mecanismos de actuación se encuentran prototipos propuestos basados en diferentes mecanismos. Un mecanismo de actuación es el de cuatro barras, como en [22] actuada por un cable tensor para amputaciones totales del dedo; bajo el mismo mecanismo se tiene las patentes de diseño de un dedo protésico [23] y [24]. En procesos de rehabilitación se propone en [25] un dedo robótico, basado en el cuatro barras, donde un motor DC brinda el movimiento; en algunos casos no se especifica el actuador [26]. En [27] es propuesto un dedo basado en cuatro barras, actuado por un motor lineal.

En cuanto a mecanismo de actuación a través de poleas, se encuentra [28] implementando un cable tensor, y un sensor FSR para medir la fuerza en la yema, sin embargo, no presenta una realimentación.

Se encuentran en [29] y [30] dos patentes de dedos actuados por un mecanismo de poleas y cables, sin realimentación alguna. En algunos casos se implementa un tendón en dicho

mecanismo, como en [31] sin realimentación sensorial, donde tiene un servomotor para la extensión y contracción del tendón.

Se encuentran implementaciones como [32], donde se utiliza un sensor FSR para medir la fuerza aplicada por el dedo en la yema, y con ella definir un lazo de control en un banco de pruebas. Un mecanismo de actuación basado en tendones y poleas es implementado por [33], en la apertura y cierre del dedo a modo de simulación. En [34] es propuesto un mecanismo de poleas, resortes y tendones para un dedo robótico, incorporando un FSR para medir la fuerza en la yema.

Otro mecanismo de actuación en dedos robóticos son los tendones, tal como en [35], donde se presenta un mecanismo de actuación basado en dedos suaves, realizando en movimiento de apertura y cierre con base a un grupo de fibras y un tendón. En [36] se encuentra un dedo actuado por tendones, con un encoder en la base; en [37] no se cuenta con sensores y actuadores; en [38] es propuesto un dedo actuado por tendones, para una mano robótica. En [39] se presenta un mecanismo de actuación similar, implementando celdas de carga en la yema de un dedo de una mano robótica prototipo, controlado por una estrategia de control en cascada para velocidad y posición. En [40] es propuesto un dedo para una mano robótica, actuado por tendones para agarres de poder; sin incorporar sensores. En [41] es propuesto un dedo robótico actuado por tendones y resortes. En [42] es propuesto un dedo antropomórfico actuado por tendones, tal como en [43].

Otros mecanismos como el cable de transmisión y engranajes son implementados por [44], para el desarrollo de un dedo protésico, cuyos engranajes permiten la rotación de las falanges, y no se cuenta con un lazo de realimentación; en [45] es propuesto un mecanismo de actuación basado en engranajes para un dedo robótico. En [46] es propuesto el diseño de un dedo robótico, basado en un mecanismo de barras y resorte lineal. En [47] es propuesto un dedo robótico, basado en un mecanismo de actuación con componentes piezoeléctricos. En [48] es propuesto un dedo robótico actuado por un mecanismo basado en materiales inteligentes, los cuales a través de un diferencial de potencial recuperan su forma original. En [49] es propuesto un dedo robótico actuado por un mecanismo de resorte de torsión, poleas y tendones, actuado por un motor DC.

En [50] se presenta el “PASA Finger”, un dedo robótico actuado por un mecanismo de manivela, poleas y una banda; actuada por un motor DC. Posteriormente es mejorado el diseño, donde se eliminan las poleas y la banda [51]. En [52] es propuesto un mecanismo servoactuado por principios de viscoelasticidad, para un dedo robótico.

Otro tipo de mecanismo es el basado en manivelas, como en [53] donde se propone un dedo robótico basado en un mecanismo de manivelas y engranajes. En [54] se propone un dedo robótico basado en un mecanismo enlace y el principio de adhesión electrostática.

Las poleas y bandas se implementan como mecanismo de actuación en dedos robóticos, tal como en [55], [56] y [57]. En [58] se propone un dedo basado en un mecanismo de poleas y tendones, para una mano robótica.

En [59], [60], [61], [62], [63] y [64] se presenta un dedo prototipo basado en un mecanismo suave, donde la presión del flujo de aire permite movimientos de apertura y cierre; no incluye algún tipo de lazo de control.

Como conclusión del capítulo se puede mencionar que la mayoría de las prótesis de dedo son activadas mediante actuaciones mecánicas las cuales no utilizan cableado y son cómodas para el usuario. Sin embargo, cabe resaltar que algunos de los prototipos encontrados son dedos usados para prótesis de manos, las cuales si son robotizadas.

## Capítulo II. Dispositivo adaptable

Las prótesis son dispositivos para rehabilitación de extremidades, deben tener en cuenta el aspecto estético (diseño antropomórfico), la recuperación de funcionalidad (en el caso de la mano son relevantes el agarre y la manipulación de objetos), y la aceptación psicológica del paciente. Las prótesis estéticas solo aportan en el aspecto psicológico, pero no permiten una adecuada recuperación de la funcionalidad. Para la recuperación de funcionalidad se requieren prótesis activas, sin embargo, en el caso de prótesis digitales la mayoría de las prótesis disponibles solo cumplen una función estética [28].

De lo anterior, se concluye la necesidad de abordar el problema de recuperación funcional para agarre y manipulación de objetos mediante prótesis digitales activas, que deben diseñarse con la capacidad de adaptarse al nivel de amputación del paciente específico. Por lo tanto, la pregunta de investigación a resolver en este trabajo es ¿Qué características debe tener una prótesis digital activa para recuperación funcional de agarre de objetos en pacientes con amputación de dedos de la mano, para que el diseño tenga una fácil adaptación al nivel de amputación del paciente?

Para brindar respuesta a dicha pregunta de investigación, se plantea el diseño de dos prótesis digitales; una para amputación parcial y una para amputación total. Se definen los requerimientos funcionales para ambas prótesis.

### 2.1 Requerimientos funcionales

Los requerimientos funcionales son aquellos que poseen un criterio de aceptación o de prueba con tal que los clientes puedan comprobar si el requisito se ha cumplido o no. Volere define los requerimientos funcionales como los sujetos fundamentales o esenciales que constituyen la medula del producto. Ellos describen lo que el producto tiene que hacer o cuales acciones de procesamiento debe tomar [65].

En la Tabla 1 se aprecia un ejemplo de una toma de requerimientos en [65]. Se expone el problema o necesidad a satisfacer, criterios de aceptación y el contexto de desarrollo.

*Tabla 1 Requerimientos funcionales*

Requerimiento:	RF01	Tipo requerimiento:	Acceso	Casos de uso	CU01
Descripción	El sistema verifica, solo a aquellos usuarios que estén registrados.				
Fundamentos	La información de los pacientes debe ser protegida para cualquier agente externo al sistema, por lo que se debe verificar quién ingresa al sistema y saber quién trabaja la información.				

Autor	Autor				
Criterio	<p>El usuario al ingresar al sitio debe identificarse, para ello ingresa su correo electrónico y su contraseña.</p> <p>El sistema debe ser capaz de diferenciar el tipo de usuario que está entrando en el sistema, un usuario no puede poseer dos perfiles de usuario.</p> <p>El sistema debe avisar si el usuario no ha sido registrado, no ha ingresado algún campo o los datos ingresados son incorrectos, impidiendo el ingreso al sistema.</p>				
Satisfacción del cliente	5			Insatisfacción de los clientes	4
Prioridad	Alta			Conflictos	
Materiales de soporte					
Historia					

Fuente [65].

## 2.2 Diseño propuesto

En esta tesis se distinguen dos casos de amputación digital: i) amputación parcial, donde existe un remanente del dedo amputado que tiene movimiento autónomo en el paciente, y ii) amputación total, donde la amputación se hace a nivel de metacarpo, donde no es posible el movimiento independiente de una falange remanente. La adaptabilidad a la que se hace referencia en esta investigación se entenderá en cuanto el diseño propuesto debería ser fácilmente reconfigurable para ser empleado en los dos casos de amputación considerados, y también fácilmente reconfigurable al dígito amputado.

### 2.2.1 Requerimientos funcionales

Con base a la toma de requerimientos de [65], se identifica los requerimientos que debe tener una prótesis en cuanto a su funcionalidad y adaptabilidad, ilustrados en las Tablas 2, 3 y 4. Se define una descripción acerca de la necesidad o problema, los fundamentos de esta, el criterio de aceptación y el nivel de prioridad.

*Tabla 2 Requerimiento 1*

Descripción	Adaptabilidad a la forma del objeto en procesos de agarre.				
Fundamentos	Debe lograr agarrar objetos de variadas formas, apoyando el agarre de los demás dedos.				
Autor	Autor				
Criterio	La prótesis debe apoyar el sujetar objetos a través de agarres de poder, tal como el cilíndrico.				
Prioridad	Alta				

Fuente: Autor

*Tabla 3 Requerimiento 2*

Descripción	Mecanismo de fácil mantenimiento.				
Fundamentos	El constante movimiento y fricción de las piezas generan un desgaste, por ello es necesario el cambio y ajuste de estas.				
Autor	Autor				
Criterio	El mecanismo de actuación debe facilitar el cambio y montaje de nuevas piezas, sin afectar el desempeño y espacio de trabajo de la prótesis.				
Prioridad	Alta				

Fuente: Autor

*Tabla 4 Requerimiento 3*

Descripción	Actuación mecánica.				
Fundamentos	El costo de la prótesis debe estar en un rango aceptable, evitando el costo de baterías de alta duración y optimizando el limitado espacio en la mano.				
Autor	Autor				
Criterio	El mecanismo de actuación debe ser mecánico, cuyo movimiento dependa de los movimientos generados por la muñeca y los otros dedos de la mano.				
Prioridad	Alta				

Fuente: Autor

## 2.2.2 Fases de diseño

Con base a los requerimientos anteriormente nombrados, se tiene en consideración los aspectos relevantes en las prótesis, tal como el antropomorfismo, mecanismo de actuación, materiales y proceso de construcción. A continuación, se describen en mayor detalle:

- Definición de requerimientos estéticos: Grado o nivel de antropomorfismo en la prótesis, tal como el color, forma y textura del dedo.
- Definición de requerimientos funcionales: Mecanismo de actuación (barras, tendones o poleas), y grados de libertad.
- Diseño del mecanismo: Diseño 3D de la prótesis digital.
- Selección de materiales de construcción: Elementos para la construcción de la prótesis, tal como lo es el PLA, hierro, aluminio, fibra de carbono, etc.
- Impresión y montaje: Impresión 3D de los componentes y mecanismos, y su posterior ensamblaje con los demás elementos como tornillos y acoples.

Al definir las fases para el desarrollo de una prótesis, se procede a implementarlos en el desarrollo de un prototipo para amputación total.

### 2.2.2.1 Requerimientos estéticos

Se define un grado de antropomorfismo básico donde las falanges presenten similitud a un dedo real con base a su tamaño y forma. No se tiene en consideración aspectos tales como textura suave y color de mano, dado que el presente proyecto busca brindar los lineamientos básicos para el diseño y construcción de una prótesis digital.

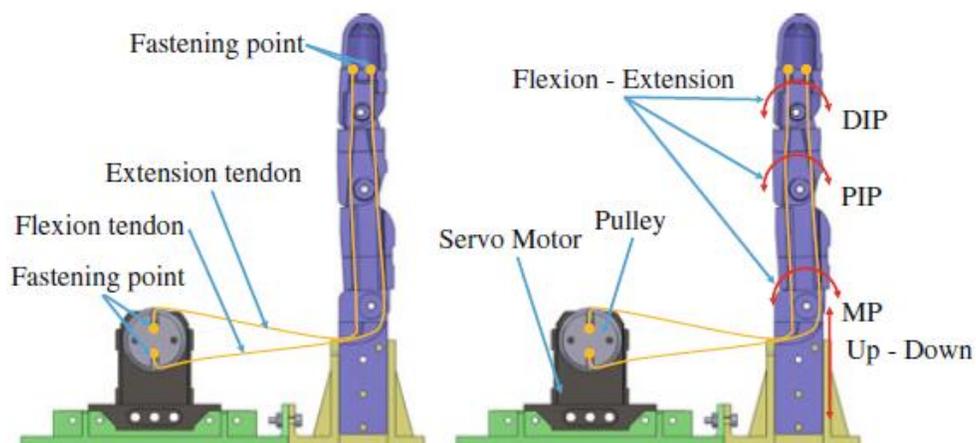
### 2.2.2.2 Especificaciones funcionales

Se definen como requerimientos funcionales, el implementar un mecanismo de actuación de fácil adaptación a nivel de amputación. Para ello se realiza una búsqueda de algunos mecanismos en la literatura, tal como tendones y poleas, barras y engranajes.

#### a) Mecanismo por tendones y poleas

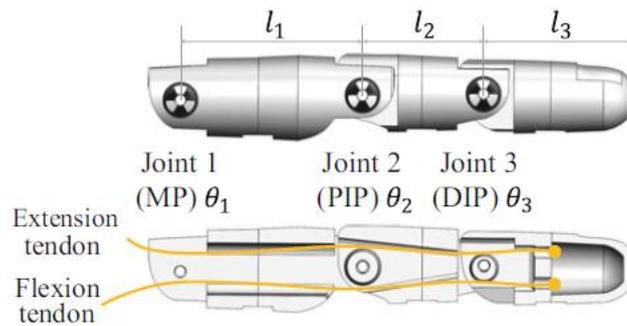
Estos permiten realizar movimientos de extensión y flexión, con base a la tensión aplicada a los tendones y el movimiento logrado por las poleas. En las Figuras 24 y 25 se muestra la estructura de un dedo robótica actuado por tendones propuesto por [66].

*Figura 24 Mecanismo de poleas y tendones 1*



Fuente [66].

Figura 25 Mecanismo de poleas y tendones 2

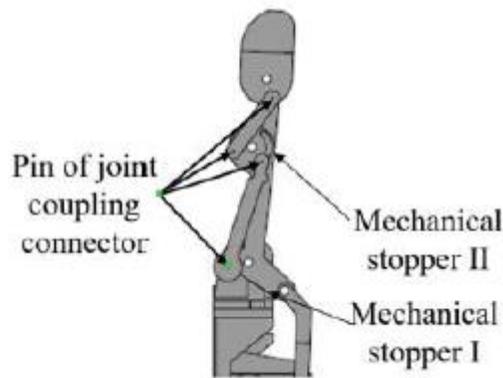


Fuente [66].

b) Mecanismo de barras

Este permite el movimiento de flexión y extensión, a través de la transmisión de movimiento entre los elementos o componentes. En las Figura 26 se ilustra un dedo robótico actuado por barras propuesto por [19].

Figura 26 Mecanismo de barras



Fuente [19].

c) Mecanismos actuados por engranajes

Estos realizan los movimientos con base a la transmisión a través de poleas, engranajes y mecanismos biela manivela, tal como se ilustra en la Figura 27 propuesto por [12].

Figura 27 Mecanismo de engranajes



Fuente [12].

d) Análisis comparativo

Teniendo en consideración los mecanismos de actuación en dedos protésicos, se realiza una comparación entre estos permitiendo una elección adecuada del tipo de mecanismo a utilizar en el presente proyecto de grado.

Tabla 5 Análisis comparativo

Mecanismo de actuación			
Características	Barras	Tendones	Engranajes
Grados de libertad efectivos	1	1	1
Bloqueo	Se adapta a la forma del objeto	Se adapta a la forma del objeto	Se bloquea al estar ligados las falanges por engranaje
Actuadores	Motor lineal	Motor DC	Motor DC
Materiales	Material de impresión 3D	Material de impresión 3D	Material de impresión 3D, metal
Componentes	Eslabones	Cable	Engranajes, poleas
Deterioro	Bajo deterioro de las piezas	Alto deterioro, dado que la elongación y contracción del cable, disminuye a medida que aumenta su frecuencia de uso.	Al estar compuesta por un gran número de piezas pequeñas, pueden presentar un deterioro notable.
Perdida de funcionalidad	Al estar compuesto por unos pocos eslabones, es menos propenso a fallas	Al estar compuesto por un cable, puede perder la funcionalidad en el caso de romperse o un desgaste progresivo.	Al estar compuesto por gran cantidad de componentes como engranajes, poleas, o bandas; es más propenso a la pérdida de funcionalidad con la ruptura o desgaste progresivo en estos componentes.

Fuente: autor.

En el presente proyecto se opta por un mecanismo de barras y tendones, para el diseño de una prótesis digital, dada la baja complejidad en el proceso de construcción y su fácil adaptación en el agarre de objetos con base al análisis presente en la Tabla 5.

### 2.2.2.3 Diseño del mecanismo

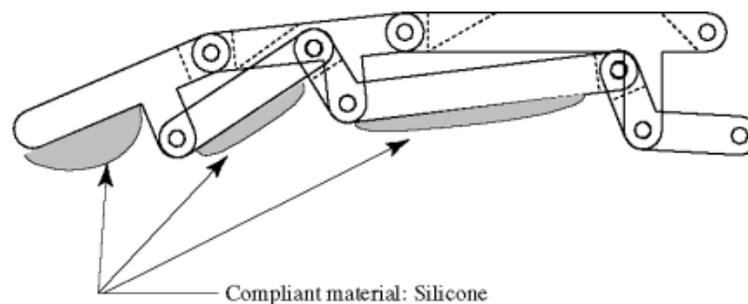
Como herramientas de diseño CAD se encuentran una gran variedad de programas, tales como SolidWorks [67], Adams [68] y Catia [69]. En el presente proyecto de investigación se hará uso de la herramienta SolidWorks, dado que esta es altamente utilizada en el programa de Ingeniería en Automática Industrial y en la Maestría en Automática de la Universidad del Cauca.

Definido el software de diseño, se procede con el diseño CAD de una prótesis digital con base al mecanismo de barras.

La principal razón para usar este tipo de mecanismo es que facilita el que la actuación se haga al nivel de la amputación ya que la barra activa puede adaptarse al movimiento del muñón disponible en el dedo amputado.

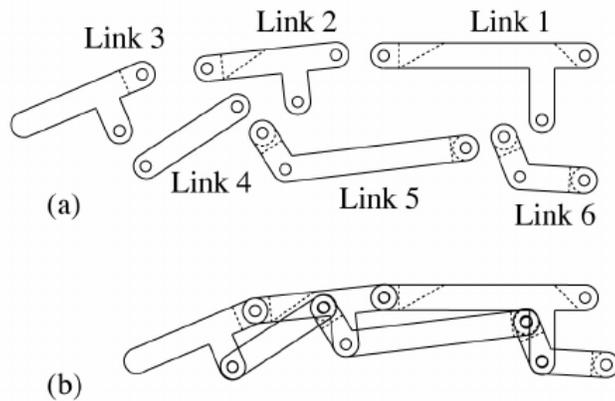
Como antecedente, se presenta el diseño de un dedo basado en un mecanismo de barras, con base al diseño propuesto por [70] ilustrado en la Figura 28; el cual posee 6 componentes básicos para su movimiento, ilustrados en la Figura 29.

*Figura 28 Mecanismo de barras*



Fuente [70].

Figura 29 Componentes



Fuente [70].

#### 2.2.2.4 Selección de materiales

Los materiales por utilizar en la impresión 3D de la prótesis es el PLA, dado que actualmente la impresora 3D del programa de Ingeniería en Automática Industrial permite la impresión en dicho material. Para la actuación en el caso de amputación total, se propone utilizar un mecanismo adosado al dorso de la mano, donde se utilizará hule, dada su flexibilidad y adaptación a la forma curva de la parte dorsal de la mano.

# Capitulo III. Diseño y desempeño funcional

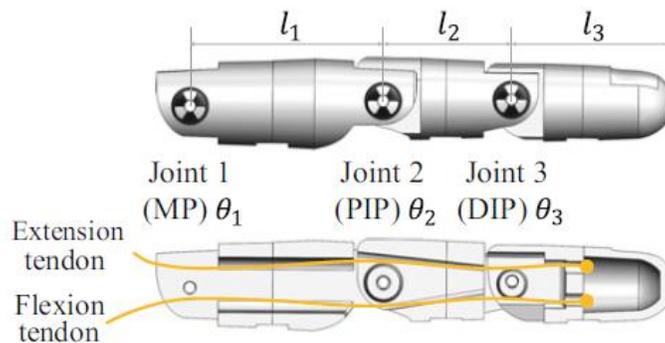
## 3.1 Diseño de prótesis amputación total

En el diseño de la prótesis para amputación total se tienen dos opciones, una basada en mecanismo de tendones y una basada en mecanismo de barras. Se procede al diseño de ambas prótesis y al final se opta por la mejor opción para su posterior construcción.

### 3.1.1 Mecanismo de tendones y poleas

Teniendo en cuenta el diseño propuesto por [66] ilustrado en la Figura 30, se procede al diseño de un prototipo para amputación total en SolidWorks.

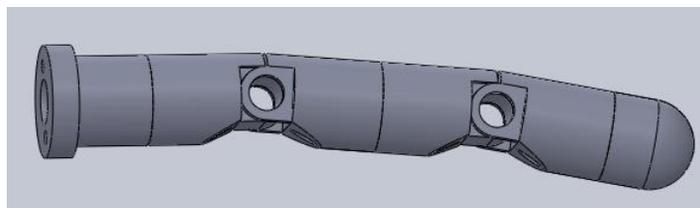
*Figura 30 Diseño propuesto*



Fuente [66].

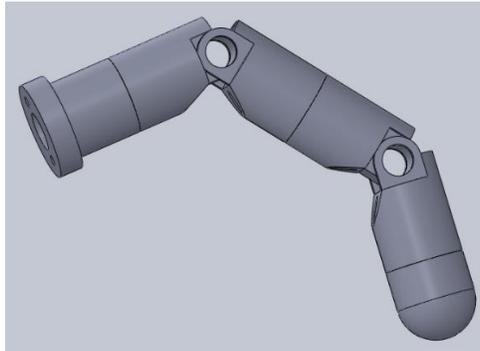
Se construye el modelo en 3D de dicho diseño, como se ilustra en las Figuras 31, 32 y 33; permitiendo realizar movimiento de extensión y flexión.

*Figura 31 Posición de extensión*



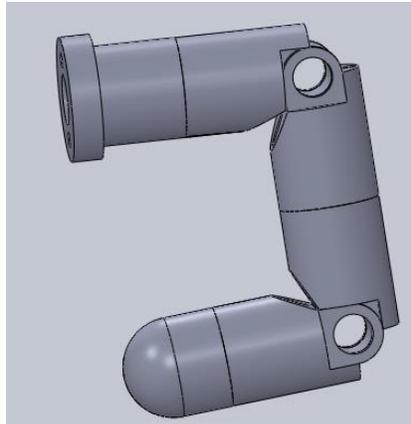
Fuente autor

*Figura 32 Posición media*



Fuente autor

*Figura 33 Posición de flexión*

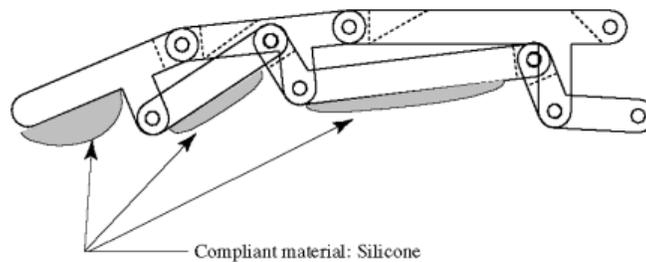


Fuente autor

### 3.1.2 Mecanismo de barras

Teniendo en cuenta el diseño propuesto por [19] ilustrado en la Figura 30, se procede al diseño de un prototipo para amputación total en SolidWorks.

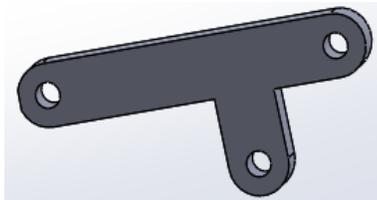
*Figura 34 Diseño*



Fuente [19].

Con base a las piezas ilustradas en la Figura 34, se procede a realizar la construcción 3D de cada una de estas, como se ilustran en las Figuras 35-40. Estas piezas fueron rediseñadas para dar cumplimiento al objetivo del estudio, pues el prototipo original presentó un bloqueo que obligó a su rediseño para cumplir con la adaptabilidad y actuación subactuada.

*Figura 35 Pieza 1*



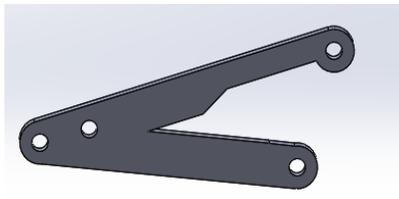
Fuente: Autor

*Figura 36 Pieza 2*



Fuente: Autor

*Figura 37 Pieza 3*



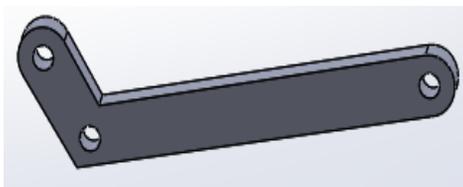
Fuente: Autor

*Figura 38 Pieza 4*



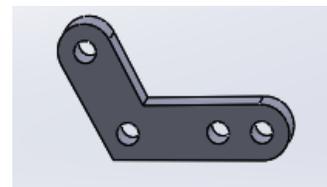
Fuente: Autor

*Figura 39 Pieza 5*



Fuente: Autor

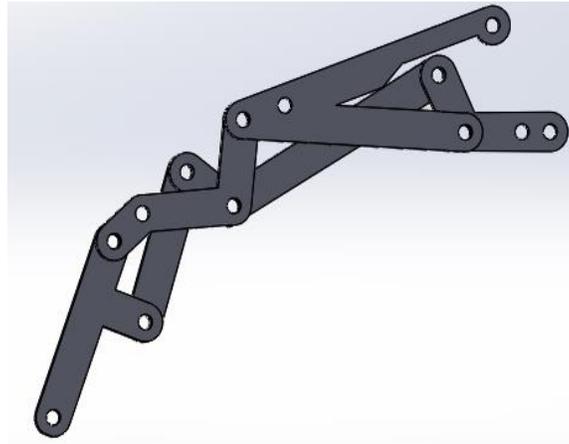
*Figura 40 Pieza 6*



Fuente: Autor

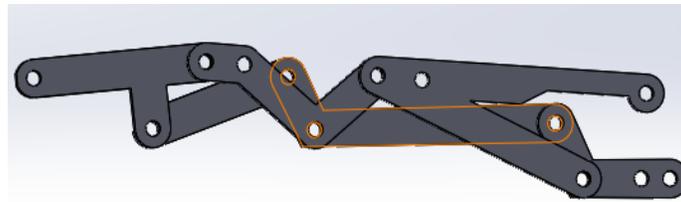
Al tener las seis piezas construidas, se procede al ensamblaje de estas obteniéndose la Figura 41; esta estructura permite realizar movimientos de extensión como se ilustra en la Figura 42, y movimientos de flexión como se ilustra en la Figura 43.

*Figura 41 Estructura ensamblada*



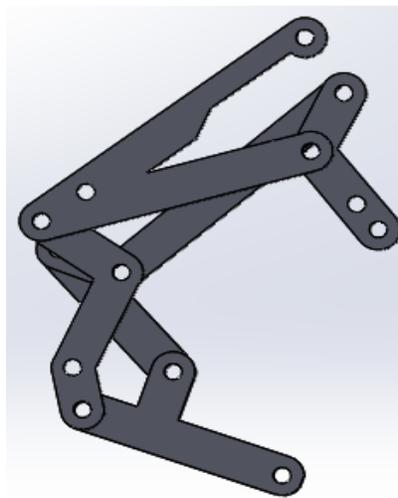
Fuente: Autor

*Figura 42 Movimiento de extensión*



Fuente: Autor

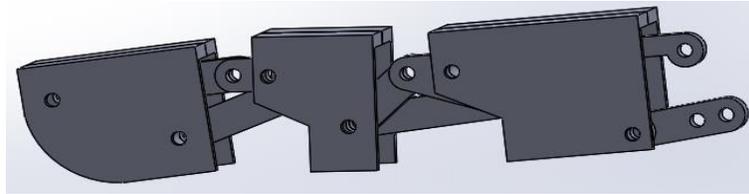
*Figura 43 Movimiento de flexión*



Fuente: Autor

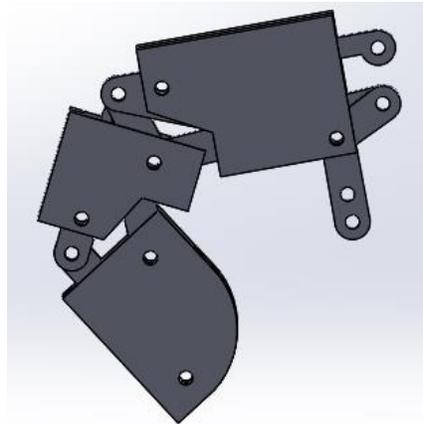
Al tener ensambladas las piezas, se procede a incorporar superficies en la prótesis digital, con la finalidad de obtener un grado básico de antropomorfismo, como se ilustra en la Figura 44 y 45.

*Figura 44 Movimiento de extensión*



Fuente: Autor

*Figura 45 Movimiento de flexión*



Fuente: Autor

### 3.1.3 Diseño del soporte del dedo

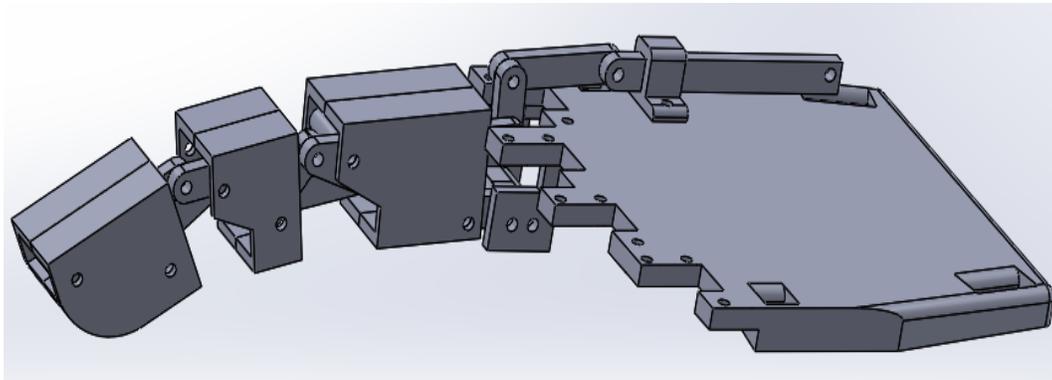
El soporte de la mano fue construido tomando como referencia a [71] y se adaptó a las medidas y diseño propuesto por los investigadores. Este soporte fue elaborado para cumplir con la función de adaptabilidad para cualquiera de los dedos de la mano, es decir, que es útil para amputaciones de los dedos índice, medio, anular o meñique. Algo importante de resaltar, es que este soporte cambia las dimensiones de los dedos, ya que estos deben ir montados sobre la base, y ésta por adaptabilidad, no podía ser pequeña.

Para el control de los dedos se hizo uso de la slider que permitió el movimiento de la barra activa la cual es la encargada de la transmisión del movimiento, permitiendo el funcionamiento de la prótesis. Es importante decir que la base fue construida por los investigadores para garantizar la adaptabilidad de la prótesis en los diferentes tipos de amputación total.

Terminado el dedo protésico basado en mecanismo de barras, se construye una plataforma de soporte, que brinde apoyo para un adecuado movimiento del dedo en la amputación del paciente.

En la construcción de la plataforma de soporte, se toma a manera de ejemplo el diseño propuesto por [71]; con base a este se propone el diseño de la plataforma ilustrada en la Figura 46, donde se dispone de un mecanismo de barra deslizante para la actuación de la barra activa del mecanismo. El diseño de esta plataforma cumple con el requisito funcional de adaptabilidad, ya que la ubicación del slot y barra deslizante se puede adaptar fácilmente al dígito amputado con un diseño adecuado del soporte.

*Figura 46 Plataforma*



Fuente: Autor

Para la amputación total a nivel de software se hicieron dos diseños. Para realizar el primero, se tuvo en cuenta el segundo objetivo del estudio que es un diseño hardware-software usando como herramientas de apoyo los programas Arduino y Solidworks,

El diseño se plasmó físicamente a nivel de software y se hizo la implementación del circuito que, al unirlo con el código, dio como resultado el movimiento de la prótesis con la aplicación de un motor lineal a la base; sin embargo, este motor es muy grande por lo que se debería aplicar un Arduino uno o nano que son los de menor tamaño. Además, de contar con un circuito cableado que debería funcionar con la ayuda de una batería, lo cual no es lo deseado para una prótesis debido a que la batería tiene un tiempo limitado de duración, disminuyendo su practicidad; por lo tanto, una de las tablas que se deben tener en cuenta como requisito, es que el paciente debe tener una prótesis funcional de uso diario que no tenga la necesidad de retirarse y recargarse constantemente.

Al hacer las pruebas se pudo evidenciar, que los pacientes protésicos requieren una prótesis con una batería de larga duración y multifuncional para su comodidad; que les permita el agarre de objetos y que cumpla también con una función estética; por lo tanto, al considerar

estos requerimientos, se pudo concluir que no se cumple ni con la función estética, pues el paciente protésico tendría que estar todo el día con un circuito en la mano; ni con la función práctica, ya que las baterías tendrían que ser recargadas constantemente, sin la posibilidad de exponer la prótesis al agua, pues esto puede ocasionar algún tipo de corto o falla en el sistema (aunque los equipos sean a prueba de agua).

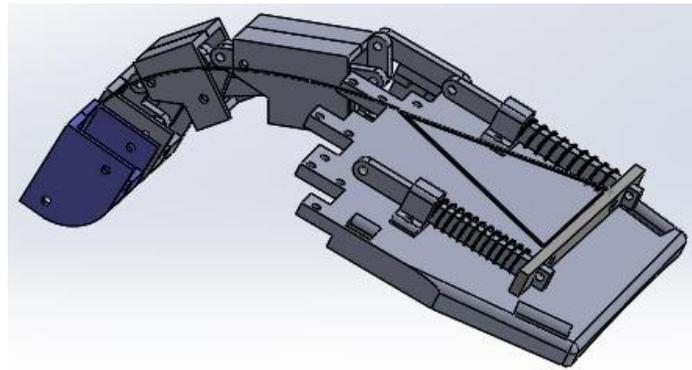
Teniendo en cuenta que un dedo en una hora puede realizar una gran cantidad de movimientos, no es viable a nivel de software implementar un motor lineal para un solo dedo, por lo que finalmente se resolvió desarrollar otro prototipo que reemplazara el motor lineal por un movimiento guiado, utilizando una prótesis con una barra, lo que le permite al paciente realizar la función gracias al movimiento de un dedo sano de la mano donde se encuentre la amputación.

También se requiere que la prótesis para amputación total sea adaptable a cualquier dedo en el que el usuario haya tenido la amputación, ya sea índice, medio, anular o meñique, por lo tanto, lo que se realiza es una base que tiene como principal función adaptar el prototipo de dedo protésico a la amputación a nivel del dedo que el paciente requiera, para lo que se le brinda al usuario una prótesis ajustable y funcional.

El movimiento de la prótesis es un movimiento guiado donde uno de los dedos sanos va a estar atado a una cuerda la cual va a guiar el movimiento de la flexión y la extensión del dedo protésico. El prototipo consta de dos resortes que van a permitir hacer los movimientos de extensión y flexión del dedo, cuando los resortes no están activados es porque el dedo protésico está en extensión, y cuando están comprimidos por la fuerza que realiza el dedo sano, permiten que el dedo protésico se flexione.

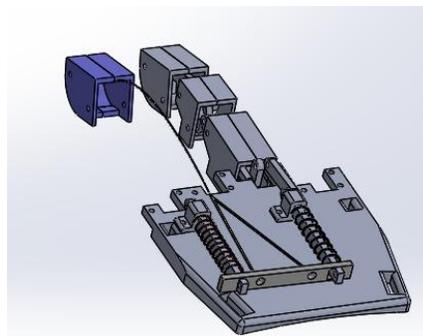
El movimiento de la prótesis es un movimiento guiado observado en la Figuras 47 a la Figura 50, donde se muestra la adaptabilidad del prototipo y donde uno de los dedos sanos va a estar atado a una cuerda la cual va a guiar el movimiento de la flexión y la extensión ilustrados en la Figura 51 y Figura 52 del dedo protésico. El prototipo consta de dos resortes que van a permitir hacer los movimientos de extensión y flexión del dedo, cuando los resortes no están activados es porque el dedo protésico está en extensión, y cuando están comprimidos por la fuerza que realiza el dedo sano, permiten que el dedo protésico se flexione.

*Figura 47 Simulación amputación total del dedo índice con mecanismo de actuación*



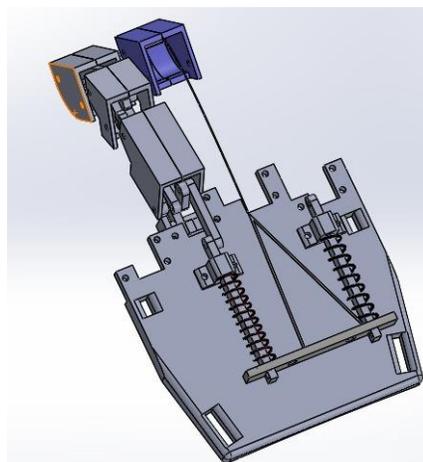
Fuente: Autor

*Figura 48 Simulación amputación total dedo medio con mecanismo de actuación*



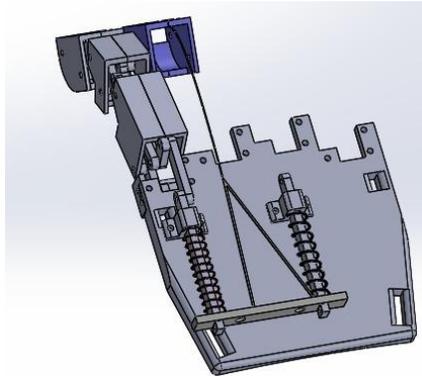
Fuente: Autor

*Figura 49 Simulación amputación total dedo anular con mecanismo de actuación*



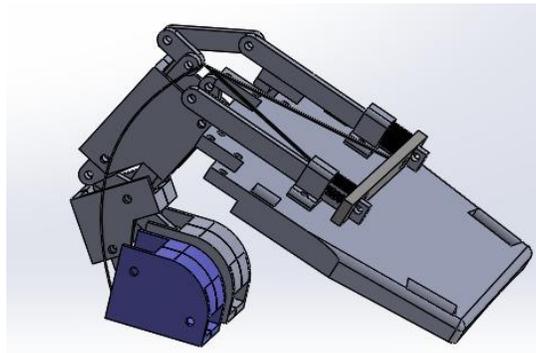
Fuente: Autor

*Figura 50 Simulación amputación total dedo meñique con mecanismo de actuación*



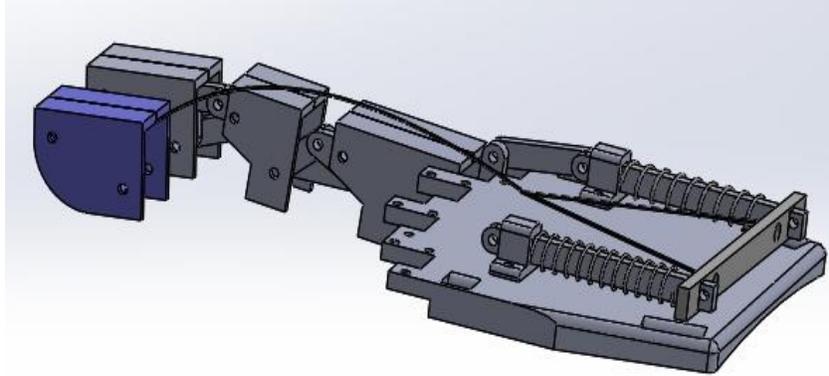
Fuente: Autor

*Figura 51 Simulación amputación total dedo índice con mecanismo de actuación en flexión*



Fuente: Autor

*Figura 52 Simulación amputación total dedo índice con mecanismo de actuación en extensión*



Fuente: Autor

Así mismo, las medidas utilizadas para el modelo del prototipo de prótesis total fueron las mostradas en la Tabla 6, en donde las piezas denominadas como base, hacen referencia como su nombre lo indica a la base que permite la adaptabilidad de la prótesis, las piezas llamadas bridge, Wall y move me permite la unión del dedo protésico a la base, los denominados hasp, nut y screw se refiere a los tornillos, tuercas y arandelas respectivamente, los nombres cover hacen referencia a la parte antropomórfica de la prótesis y por último la pieza link me genera la conexión entre las falanges o eslabones para así poder transmitir y dar movimiento a toda la pieza.

*Tabla 6 Medidas modelo prótesis total*

Medidas modelo prótesis total			
Nombre	Largo (cm)	Ancho (cm)	Alto (cm)
Base	12.68	12.65	0.5
Base_A	12.68	1.3	0.5
Bridge_1	1.35	0.75	0.4
Bridge_2	1.35	0.75	1.2
Cover_A_1	4.23	2.98	1.2
Cover_A_2	4.23	2.98	1.2
Cover_B_1	2.43	3.01	1.2
Cover_B_2	2.43	3.01	1.2
Cover_C_1	3.63	2.78	1.2
Cover_C_2	3.63	2.78	1.2
Hasp	0.6	0.6	0.4
Hasp_A	0.6	0.6	0.8
Hasp_B	0.6	0.6	1.2

Hasp_C	0.6	0.6	1.6
Link_2_1	4.31	1.89	0.39
Link_3_1	4.31	1.93	0.39
Link_3_2	6.36	2.48	0.39
Link_4	3.74	0.74	0.39
Link_4_1	3.74	0.74	0.39
Link_5	6.3	1.73	0.39
Link_6	3.14	1.82	0.39
Link_Aux_1	6.8	0.75	0.39
Link_Aux_Cover	2.19	1	1.34
Move_1	1.91	0.74	0.39
Nut	1	1	0.3
Screw_A	0.6	0.6	1.1
Screw_B	0.6	0.6	1.4
Screw_C	0.6	0.6	3
Screw_D	0.6	0.6	1.4
Wall_1	1.8	2.64	0.9
Wall_2	1.8	2.64	0.9
Wall_2_	1.8	1.35	0.3

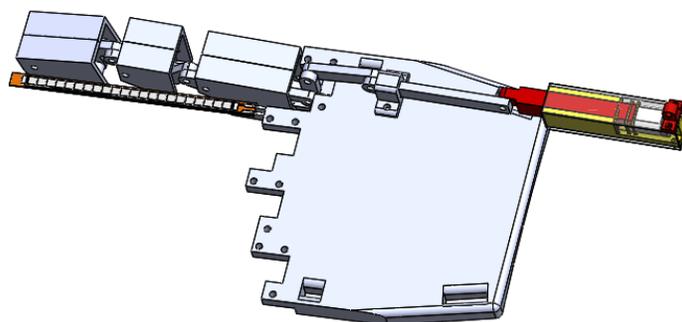
Fuente: Autor

El mecanismo de barras posee la ventaja de bajo desgaste sobre el mecanismo de tendones y poleas del bajo, dado que los tendones con el tiempo presentan desgaste por la constante fricción, y las poleas al ser accionadas por cables, estos pierden tensión; generando una disminución en el movimiento de extensión y flexión del dedo. Por lo tanto, se elige la prótesis digital basado en el mecanismo de barras a construir en el presente proyecto de grado.

### 3.1.4 Diseño prototipo eléctrico

El diseño electrónico se diseñó como una de las distintas posibilidades con las que se podía trabajar el prototipo, y la idea de hacer este diseño surgió por la revisión de la literatura donde se referenciaron prótesis eléctricas, por lo que se intentó trabajar el diseño para saber si era útil y rentable. Este modelo solo fue simulado debido a los costos que significaba montarlo físicamente, dando como resultado el prototipo de prótesis de amputación total Figura 53.

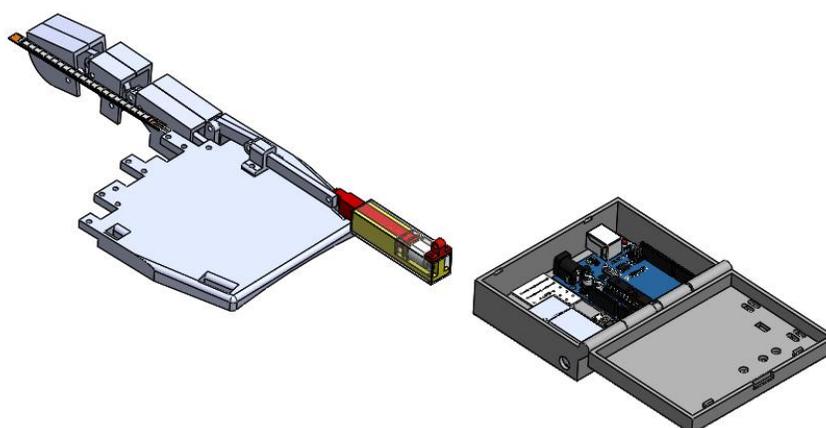
*Figura 53 Amputación total dedo motor lineal*



Fuente: Autor

Se evidencia que también es adaptable y se va a contar con una cuerda que va conectada al dedo para que sea guiado con el sensor (Flex Sensor F8), mediante este y la lógica del código es que el motor puede tener movimiento. En la Figura 54 se evidencia el montaje del prototipo con sus componentes electrónicos debidamente organizados en una caja para que este sea fácil de transportar por el usuario.

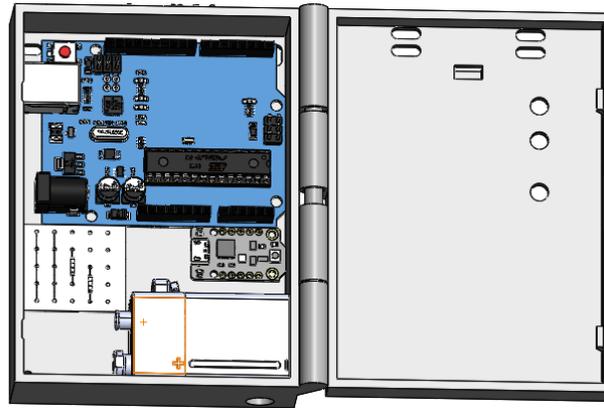
*Figura 54 Amputación total dedo motor lineal con caja de conexiones*



Fuente: Autor

La caja de componentes de la Figura 55 es la que hace funcionar todo el circuito dentro de la que está el Driver (Actuonix T825 Controller – Ver Anexo 1. Datasheet), el motor (Actuonix P8 Stepper), la Arduino nano y la Protoboard. Las medidas de estos componentes son muy importantes ya que el usuario debe portar la caja ya sea en el bolsillo o cinturón y mediante cables conectarse al motor.

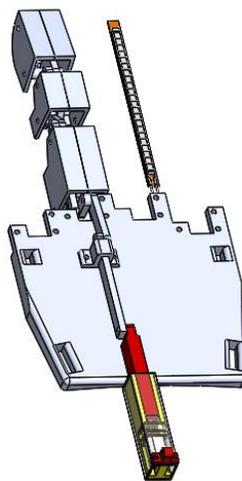
*Figura 55 Caja de componentes*



Fuente: Autor

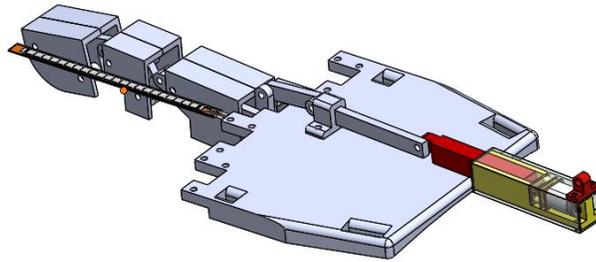
Además, se muestra que el prototipo de prótesis con diseño electrónico para amputación total es adaptable también, para los dedos anular, medio e índice mostrado a continuación en las Figura 56 a la Figura 58.

*Figura 56 Amputación total dedo anular*



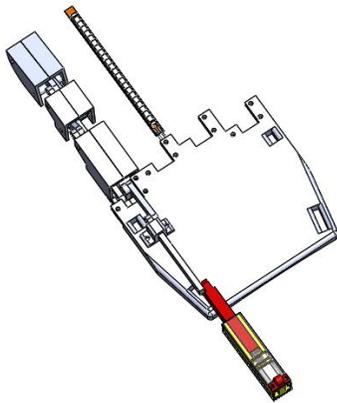
Fuente: Autor

*Figura 57 Amputación total dedo medio*



Fuente: Autor

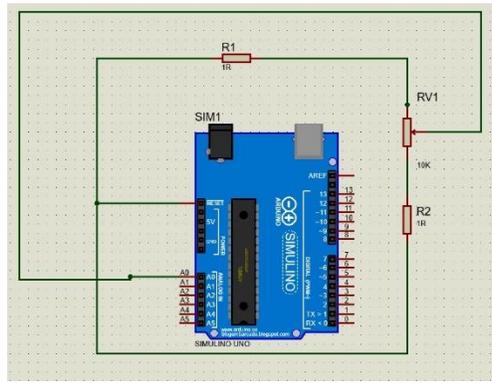
*Figura 58 Amputación total dedo indice*



Fuente: Autor

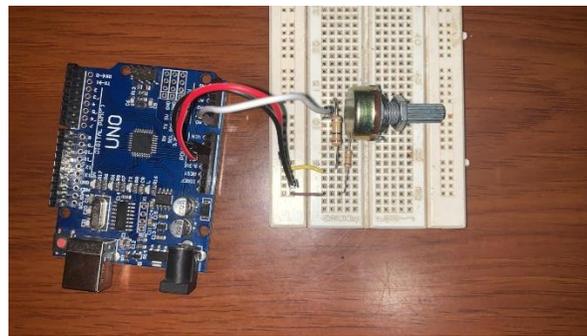
Para llevar a cabo este diseño se necesita implementar un circuito que me permita el buen funcionamiento de todo el montaje, por lo cual se realiza la simulación del mismo en el software Proteus 8, mostrado en la Figura 59.

*Figura 59 Circuito esquemático*



Fuente: Autor

*Figura 60 Circuito físico vista superior*



Fuente: Autor

Posteriormente se procede a realizar el montaje físico del circuito en la Figura 60 el cual consta de un Arduino uno que es de los más pequeños, dos resistencias, una resistencia de 100 kiloohmios y la otra resistencia de 24 kiloohmios y un potenciómetro de 100 kiloohmios. El potenciómetro hace las veces de sensor (Flex sensor FS - Ver Anexo 2. Datasheep), se utilizara un motor (Actuonix P8 Stepper – Ver anexo 3. Datasheep). Tanto el Arduino como el motor se deben alimentar con una batería de 5 voltios (Batería recargable Litio -Lilon – 5V 4800mAh USB YSN05480 – Ver Anexo 4. Datasheep), la batería tiene una duración de vida por lo que hay que recargarla constantemente.

### 3.1.5 Software para programar la tarjeta Arduino

Se desarrolló un código en el software Arduino, el cual se puede apreciar en el Anexo 5, este permite el control de posición del motor lineal el cual genera los movimientos del dedo protésico.

Es un sketch que permite enviar comandos serial al tic (instrumentos de control compactos) el cual es un controlador de motor que sirve para controlar la posición de un motor paso a paso, se configura mediante el serial y se incluye dentro del código la librería tic la cual permite hacer la comunicación del controlador y el Arduino. Esta placa usa el pin número 10 para el rx que es recibir, y el pin 11 el tx que es transmitir, estos permiten la comunicación con el tic.

Se declaran las variables de voltaje máximo y mínimo que puede tener el sensor en flexión y extensión y un contador de pasos que se utiliza para la depuración el cual permite contar el número de pasos que se ha movido el vástago del actuador. En el set up se inicializa las funciones del tic para dar un buen funcionamiento tanto al controlador como al motor.

Luego dentro del void loop, se procede a leer el voltaje del sensor el cual está conectado al puerto analógico A0 del Arduino, con este valor se hace el cálculo del porcentaje de flexión o extensión que tenga el Flex sensor (0% a 100%) y se aproxima al entero más cercano.

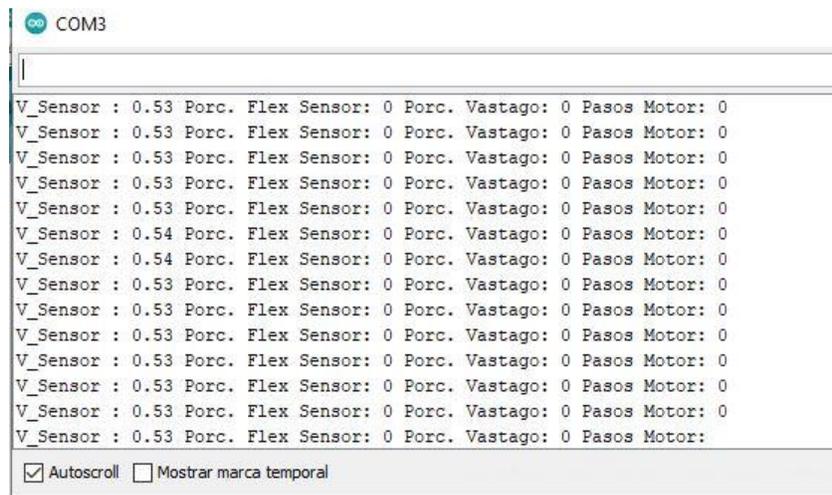
Luego este porcentaje es enviado a una función la cual recibe un valor entre 0% y 100% y devuelve la diferencia en porcentaje de flexión entre la posición actual y la nueva. Un valor positivo significa que el sensor se ha flexionado y un valor negativo que el sensor se ha extendido. Al devolver este valor, se procede a determinar el porcentaje de flexión del dedo protésico, al igual que también se determina el número de pasos que se debe mover el motor, los cuales si tienen signo positivo significa que el vástago se estira y se flexiona el dedo; y si tiene signo negativo ocurriría lo opuesto, es decir, que el vástago se contrae y en dedo se extendería.

Y por último tenemos la validación del circuito en donde mediante el monitor serial, se imprimen los valores de: voltaje leído por el circuito de detección de flexión/extensión del dedo humano, el porcentaje de flexión extensión del dedo humano, el porcentaje de flexión extensión del dedo protésico, y, por último, el número de pasos que debe dar el motor.

El código elaborado en software Arduino se puede evidenciar en el Anexo 5, en donde se muestra línea a línea el sketch y su respectiva explicación mediante comentarios dentro del mismo.

A continuación, se van a evidenciar los resultados del código y del circuito. En la figura 61 se evidencia que aparece voltaje del sensor, porción del flexor del sensor, porcentaje del vástago, que hace referencia a que porcentaje del vástago que está por fuera del motor y por último se tienen los pasos del motor, es la cantidad de pasos que el motor va a dar para mover el dedo, dichos valores pueden llegar a ser positivos o negativos, cuando son negativos indica que el motor está haciendo comprensión, es decir, que el vástago se está retrayendo, por lo tanto el dedo va a hacer extensión o va a tratar de volver a su posición inicial. Cuando los pasos del motor sean positivos, lo que está haciendo es extender el vástago y esto va a generar que el dedo tenga una flexión.

*Figura 61 Voltaje mínimo del sensor extensión total del dedo*



The screenshot shows a serial terminal window titled 'COM3'. The terminal displays a series of 14 lines of data, each representing a sensor reading. The data is as follows:

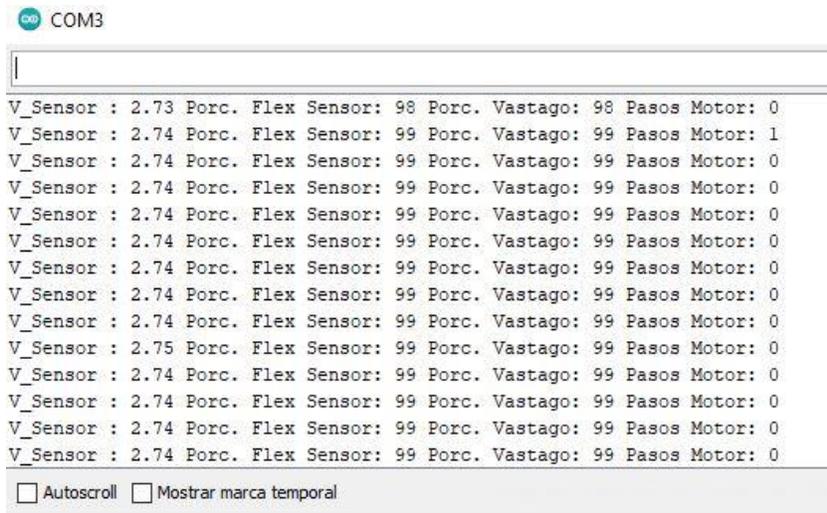
V_Sensor	Porc. Flex Sensor	Porc. Vastago	Pasos Motor
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0
0.54	0	0	0
0.54	0	0	0
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0
0.53	0	0	0

At the bottom of the terminal window, there are two checkboxes: 'Autoscroll' (checked) and 'Mostrar marca temporal' (unchecked).

Fuente: Autor

En la Figura 61 se hace referencia a cuando el sensor está en 0, es decir, cuando el voltaje es mínimo, lo que implica que el sensor estaría en extensión. Por lo tanto, el porcentaje de flexión del sensor va a ser 0 porque está en extensión. El del vástago estarían igualmente en 0 y los pasos del motor no van a tener cambios porque está en extensión, por lo que no necesitaría moverse.

Figura 62 Voltaje máximo del sensor flexión total del dedo



Fuente: Autor

En la Figura 62 se puede evidenciar que el voltaje del sensor es 2.74, es decir, que tendría el voltaje máximo y que el dedo está totalmente en contracción, por lo que el porcentaje de flexión del sensor va a ser 99%, así como el porcentaje del vástago del 99%, porque va a estar totalmente por fuera del vástago para poder empujar el dedo para que pueda hacer la contracción. Como el dedo está quieto, los pasos del motor van a ser 0.

Figura 63 Funcionamiento del circuito y del Arduino

```
COM3
V_Sensor : 1.22 Porc. Flex Sensor: 30 Porc. Vastago: 30 Pasos Motor: 0
V_Sensor : 1.38 Porc. Flex Sensor: 37 Porc. Vastago: 37 Pasos Motor: 7
V_Sensor : 1.60 Porc. Flex Sensor: 47 Porc. Vastago: 47 Pasos Motor: 10
V_Sensor : 1.41 Porc. Flex Sensor: 39 Porc. Vastago: 39 Pasos Motor: -8
V_Sensor : 1.04 Porc. Flex Sensor: 22 Porc. Vastago: 22 Pasos Motor: -17
V_Sensor : 0.82 Porc. Flex Sensor: 13 Porc. Vastago: 13 Pasos Motor: -9
V_Sensor : 0.98 Porc. Flex Sensor: 20 Porc. Vastago: 20 Pasos Motor: 7
V_Sensor : 1.43 Porc. Flex Sensor: 40 Porc. Vastago: 40 Pasos Motor: 20
V_Sensor : 1.71 Porc. Flex Sensor: 52 Porc. Vastago: 52 Pasos Motor: 12
V_Sensor : 1.73 Porc. Flex Sensor: 53 Porc. Vastago: 53 Pasos Motor: 1
V_Sensor : 1.67 Porc. Flex Sensor: 50 Porc. Vastago: 50 Pasos Motor: -3
V_Sensor : 1.37 Porc. Flex Sensor: 37 Porc. Vastago: 37 Pasos Motor: -13
V_Sensor : 1.01 Porc. Flex Sensor: 21 Porc. Vastago: 21 Pasos Motor: -16
V_Sensor : 0.70 Porc. Flex Sensor: 7 Porc. Vastago: 7 Pasos Motor: -14
 Autoscroll  Mostrar marca temporal
```

Fuente: Autor

En esta imagen de la Figura 63 se evidencia que los valores han ido cambiando. Es una prueba para ver que el voltaje del sensor varía, al igual que el porcentaje de la flexión del sensor y del porcentaje del vástago. Se puede evidenciar que los pasos del motor funcionan, cuando son positivos es porque el vástago sale del motor y cuando son negativos es cuando intenta volver a su posición inicial.

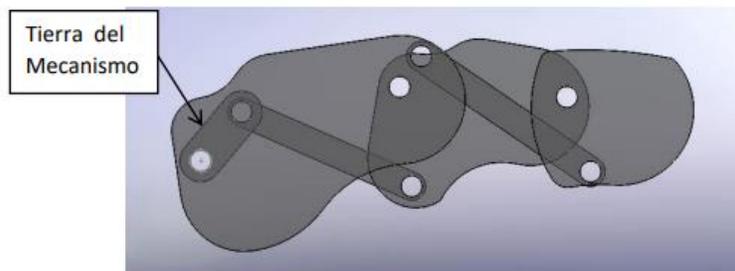
Como conclusión del capítulo se pudo decidir que la construcción del prototipo de prótesis activa se iba a diseñar a través de un mecanismo actuado, es decir, mecanismo de actuación mecánica debido a que el diseño eléctrico con batería no era el más apropiado porque los dedos son segmentos del cuerpo con múltiples movimientos por minuto, por lo que la duración de la batería no sería de larga y se debería recargar constantemente. En la simulación se pudo establecer que era incómodo para el paciente adherir los cables a su cuerpo. Por lo anterior, se decidió construir la prótesis mecánica con un movimiento subactuado.

### 3.2 Diseño de prótesis amputación parcial

Este fue utilizado específicamente para el modelo geométrico mas no para diseño, y surgió de la adaptación del mecanismo anterior, en donde los eslabones o barras que van al interior del prototipo fueron reemplazados por el muñón, con la propuesta de una base que iría fija al dedo que hace las veces de barra que va a tierra; y el muñón cumpliría con la función de las barras móviles.

Teniendo en consideración el diseño de [72] ilustrado en la Figura 64 como punto de referencia para analizar el movimiento, se procede al diseño del propio, el cual está basado igualmente en mecanismos de cuatro barras.

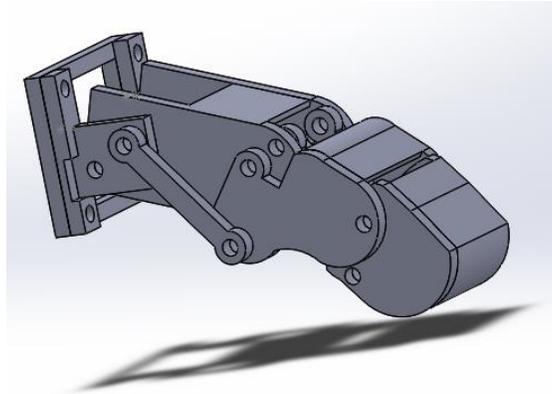
*Figura 64 Prototipo*



Fuente [72].

El diseño propuesto se muestra en la Figura 65, cuyo bosquejo de la base del prototipo es la barra fija o ancla, y el eslabón que es lo que inicia el movimiento a través del acople con la parte existente del dedo, el cual se introduce dentro de la barra activa de la prótesis, que en este caso toma la forma adecuada para este propósito. Es un diseño innovador ya que se puede ingresar el muñón dentro de la prótesis retirando las barras, lo que activa el mecanismo. Al retirarse las barras se necesita una tierra por lo que se diseña una nueva pieza que va fija al dedo.

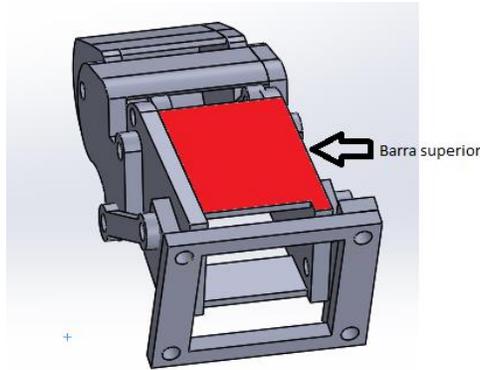
*Figura 65 Diseño propuesto*



Fuente: Autor

La prótesis propuesta es adaptable a cualquier nivel de amputación, como los descritos en la clasificación de Tamai (1965) en el capítulo 1, es decir que, un dedo sin movilidad en sus falanges distal y medial es adaptable en nuestro prototipo debido a que su mecanismo de actuación se encuentra al inicio de la falange proximal haciéndose ajustes a nivel de diseño interno.

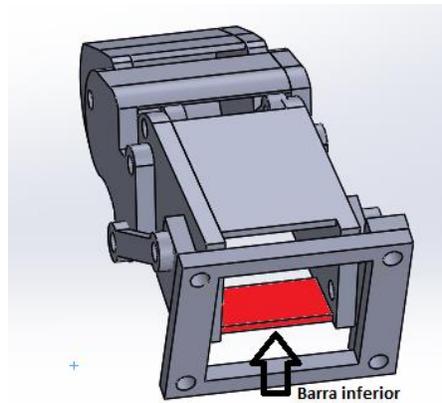
*Figura 66 Amputación Parcial barra inferior*



Fuente: Autor

Para retornar el movimiento y volver a la extensión, el usuario en sentido horario hacia arriba aplica una fuerza a la barra superior indicada en la Figura 66 y la prótesis con su mecanismo de barras de eslabones, retorna a la extensión del prototipo.

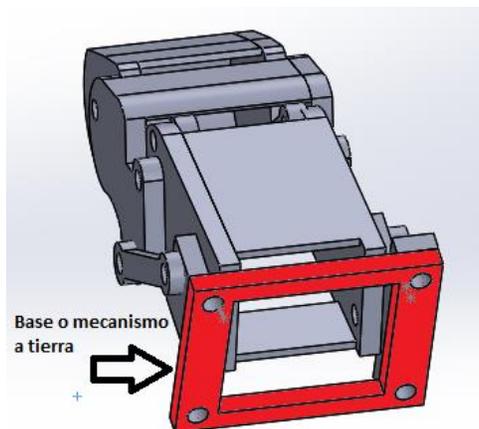
*Figura 67 Amputación Parcial barra inferior*



Fuente: Autor

Con la barra inferior indicada en la Figura 67 el usuario aplica una fuerza con el muñón funcional en el sentido hacia abajo antihorario para realizar el movimiento de flexión.

*Figura 68 Amputación Parcial mecanismo tierra*

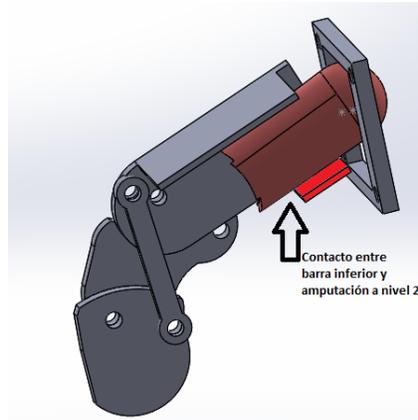


Fuente: Autor

La base o mecanismo a tierra señalado en la Figura 68 será adaptado por el protésico, el profesional debe tomar las medidas del dedo y ajustarlas para que el muñón quede preciso al prototipo de prótesis y cumpla la función de anillo, para que la base permanezca inmóvil y el paciente pueda mover su muñón. Las medidas del modelo de prótesis parcial se pueden ver en la Tabla 7.

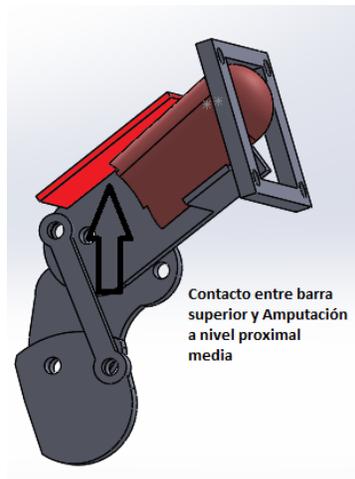
Con relación a la amputación parcial proximal es importante mencionar la Figura 2 que clasifica las amputaciones por zonas, conocida como la clasificación de Tamai, ubicando la amputación parcial proximal en la zona 4. En este sentido, es importante que los muñones sean funcionales respecto a los movimientos de flexión y extensión, debido a que las barras inferior y superior ilustradas en las figuras 69 y 70 respectivamente son las que reciben la fuerza del muñón y este se encarga de mover los eslabones para que el prototipo de prótesis tenga un movimiento aproximado al de un dedo humano.

*Figura 69 Amputación Parcial falange proximal barra inferior*



Fuente: Autor

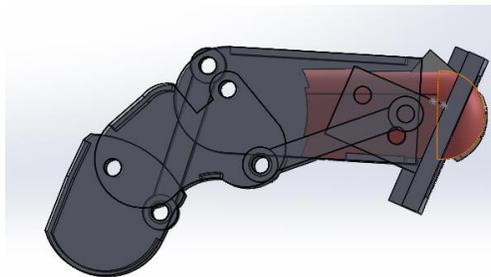
*Figura 70 Amputación Parcial falange proximal barra superior*



Fuente: Autor

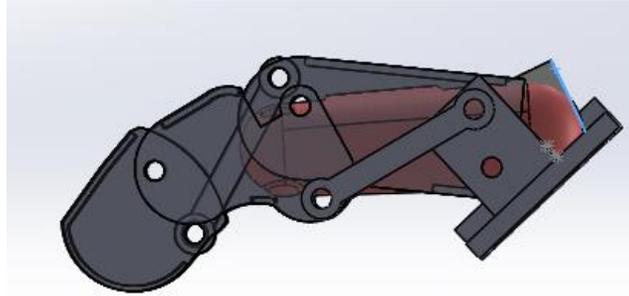
En las figuras de la 71 a la figura 72, se simula que el paciente tiene una amputación en la zona 4 del dedo de la mano.

*Figura 71 Amputación Parcial falange proximal zona 4*



Fuente: Autor

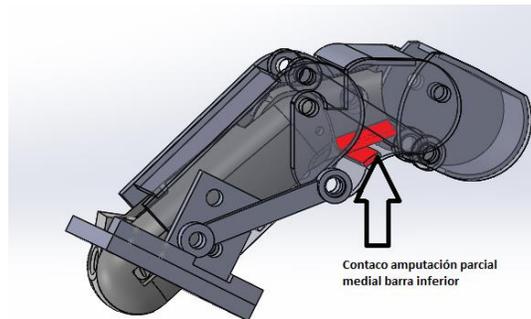
*Figura 72 Amputación Parcial flexión falange proximal*



Fuente: Autor

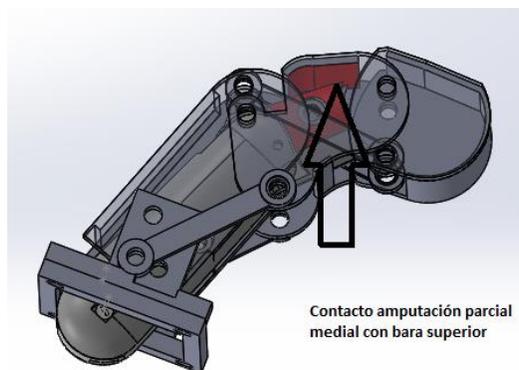
A continuación en las figuras de la 73 a la figura 75, se encuentran las imágenes simulando que el paciente tiene una amputación en la zona 3, donde se cumple con la función de adaptar el dedo a la prótesis y las barras en cuestión cumplen con la función de guiar el movimiento del prototipo para que sea lo más aproximado al movimiento de un dedo humano.

*Figura 73 Amputación Parcial falange medial zona 3 barra inferior*



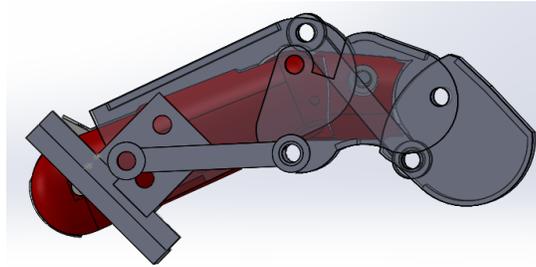
Fuente: Autor

*Figura 74 Amputación Parcial falange medial zona 3 barra superior*



Fuente: Autor

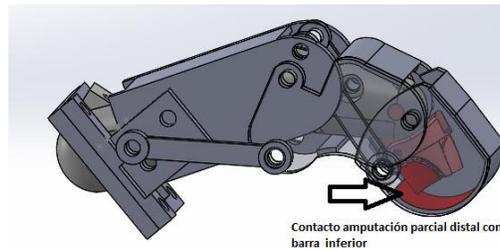
*Figura 75 Amputación Parcial falange medial zona 3*



Fuente: Autor

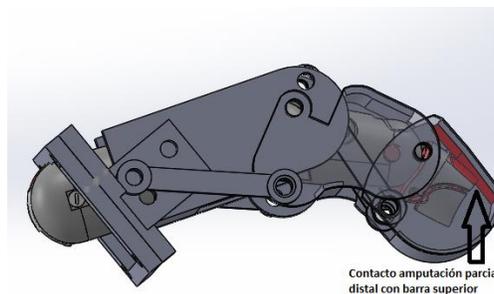
A continuación en las figuras de la 76 a la figura 79, se encuentran las imágenes simulando que el paciente tiene una amputación en la zona 1 y zona 2, donde se puede apreciar que la prótesis puede adaptarse a este tipo de amputación cumpliendo con su funcionalidad.

*Figura 76 Amputación Parcial distal media con barra actuadora inferior*



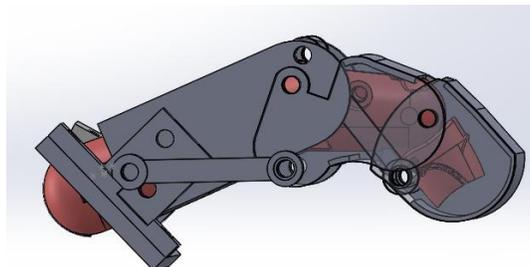
Fuente: Autor

*Figura 77 Amputación Parcial distal media con barra actuadora superior*



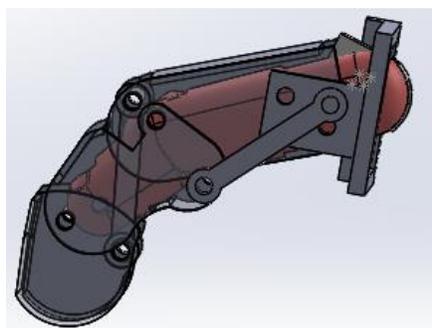
Fuente: Autor

*Figura 78 Amputación Parcial distal zona 1*



Fuente: Autor

*Figura 79 Amputación Parcial distal zona 2*



Fuente: Autor

Finalmente es importante mencionar que hay amputación en zona 1 y zona 2 a nivel distal, en zona 1 es cuando le falta una parte a la falange distal y zona 2 es cuando falta toda la falange distal, aplicando la lógica del mecanismo, esta prótesis finalmente es adaptable a los 4 niveles de amputación exceptuando la zona 5 que es amputación total. Las barras cumplen el mismo funcionamiento de guiar el movimiento que es efectuado por el dedo.

A manera de conclusión la prótesis es adaptable a cualquier nivel de amputación (exceptuando la zona 5), a cualquier longitud y circunferencia de los muñones, teniendo la característica de ser ajustado a las medidas de las barras para que estas no afecten el ingreso del muñón a la prótesis.

Las medidas utilizadas para la elaboración del prototipo para amputación parcial son las mostradas en la Tabla 7, en donde las piezas denominadas base hace referencia a la estructura de la prótesis que va al muñón del paciente, las denominadas falange son como su nombre lo indica las falanges del dedo protésico y por último la pieza link me genera la conexión entre las falanges para así poder dar movimiento a toda la pieza

*Tabla 7 Medidas modelo de prótesis parcial*

Medidas modelo de prótesis parcial			
Nombre	Largo (cm)	Ancho (cm)	Alto (cm)
Base_a	3.6	2.86	0.3
Base_b	0.6	2.86	1.7
Base_c	0.6	2.86	1.7
Falange_1	4.18	1.81	2.1
Falange_1_c	4.18	1.82	0.3
Falange_2	3.27	1.9	0.3
Falange_2_c	3.27	1.9	0.3
Falange_3	2.33	1.95	0.3
Falange_3_c	2.33	1.95	2.1
Link_2	3.23	0.6	0.3

Fuente: Autor

### 3.3 Prototipo construido para amputación total y parcial

Con las mismas consideraciones tenidas en cuenta para el caso de amputación total, se opta por el mecanismo de barras para la construcción de la prótesis digital, lo que además permite utilizar resultados previos de investigaciones realizadas en diseño de prótesis basadas en mecanismos de barras en el grupo de automática de la Universidad del Cauca, tal como [72], [73].

Siendo así, se obtiene un mecanismo que funciona mediante la fuerza que realiza uno de los dedos de la mano sobre el eslabón de la base, ello para generar fuerza sobre los resortes y que estos muevan las barras del dedo, generando así un movimiento satisfactorio, como se ve a continuación en las Figuras 80-81-82-83-84-85-86 las cuales son una secuencia de fotos donde se puede apreciar un movimiento de flexión del dedo protésico.

*Figura 80 Fotografía Prototipo Amputación total cuadro 1*



Fuente: Autor

*Figura 81 Prototipo Amputación total cuadro 2*



Fuente: Autor

*Figura 82 Prototipo Amputación total cuadro 3*



Fuente: Autor

*Figura 83 Prototipo Amputación total cuadro 4*



Fuente: Autor

*Figura 84 Prototipo Amputación total cuadro 5*



Fuente: Autor

*Figura 85 Prototipo Amputación total cuadro 6*



Fuente: Autor

*Figura 86 Prototipo Amputación total cuadro 7*



Fuente: Autor

A continuación, en las Figuras 87-88-89 se evidencia el movimiento satisfactorio de extensión del prototipo de prótesis de amputación total.

*Figura 87 Prototipo Amputación total cuadro 8*



Fuente: Autor

*Figura 88 Prototipo Amputación total cuadro 9*



Fuente: Autor

*Figura 89 Prototipo Amputación total cuadro 10*



Fuente: Autor

En cuanto a la adaptabilidad de la amputación total, se puede observar que la prótesis con la base es adaptable a cualquier dedo en el que el usuario haya tenido la amputación. En las

Figuras 90-91-92-93 se muestra que se pueden utilizar en los dedos índice, medio, anular y meñique.

*Figura 90 Dedo índice*



Fuente: Autor

*Figura 91 Dedo medio*



Fuente: Autor

*Figura 92 Dedo anular*



Fuente: Autor

*Figura 93 Dedo meñique*



Fuente: Autor

Una vez se comprueba la adaptabilidad del prototipo en físico de la prótesis, es importante ver su comportamiento al realizar la flexión, como se ve en las Figuras 94-95-96. Esto con el fin de que el movimiento permita que el prototipo agarre objetos.

*Figura 94 Dedo medio en contracción*



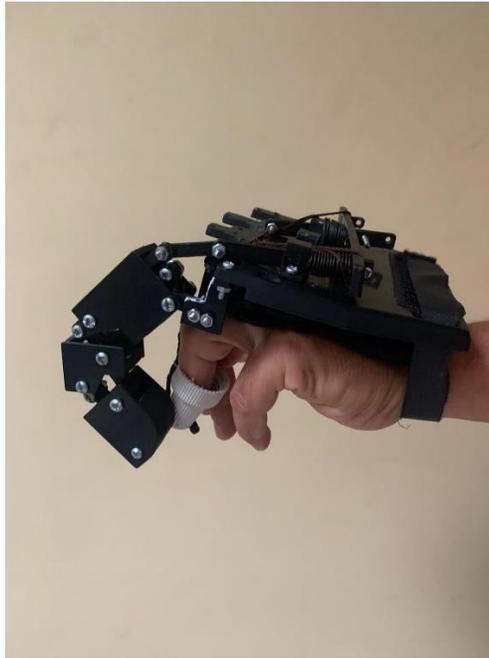
Fuente: Autor

*Figura 95 Dedo anular en contracción*



Fuente: Autor

*Figura 96 Dedo meñique en contracción*



Fuente: Autor

Para la amputación parcial, se obtuvo un movimiento muy aproximado al de un dedo real, evidenciando la función de flexión el cual se puede apreciar en una secuencia de imágenes desde la Figura 97 hasta la Figura 102. Este movimiento ayudó al agarre de objetos demostrando así la viabilidad de una prótesis adaptable para amputación parcial.

*Figura 97 Prototipo Amputación Parcial cuadro 1*



Fuente: Autor

*Figura 98 Prototipo Amputación Parcial cuadro 2*



Fuente: Autor

*Figura 99 Prototipo Amputación Parcial cuadro 3*



Fuente: Autor

*Figura 100 Prototipo Amputación Parcial cuadro 4*



Fuente: Autor

*Figura 101 Prototipo Amputación Parcial cuadro 5*



Fuente: Autor

*Figura 102 Prototipo Amputación Parcial cuadro 6*



Fuente: Autor

También, para la amputación parcial se realiza un movimiento de extensión del dedo protésico Figura 103-104-105-106, aportando así a su funcionalidad.

*Figura 103 Prototipo Amputación Parcial cuadro 7*



Fuente: Autor

*Figura 104 Prototipo Amputación Parcial cuadro 8*



Fuente: Autor

*Figura 105 Prototipo Amputación Parcial cuadro 9*



Fuente: Autor

*Figura 106 Prototipo Amputación Parcial cuadro 10*

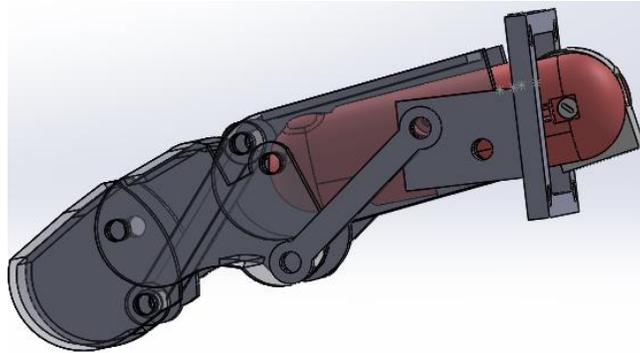


Fuente: Autor

1. El paciente debe tener movimiento de flexión y extensión en la parte donde tiene la amputación parcial.
2. La prótesis debe ser ajustada dependiendo de las medidas antropométricas de cada usuario.
3. Para que haya flexión del prototipo, el paciente debe realizar un movimiento en el muñón o falange proximal en sentido antihorario y la barra que se encuentra en la parte inferior del prototipo cumplirá con la función de transmitir el movimiento hacia los eslabones para tener un movimiento aproximado al de un dedo humano.
4. Para que haya extensión en el prototipo el paciente que ya es evidente que tiene movimiento en su muñón o falange, debe realizar un movimiento en sentido horario teniendo en cuenta los movimientos de los dedos, es decir, hacia arriba y este retorna el prototipo de prótesis a su estado inicial que es flexión.

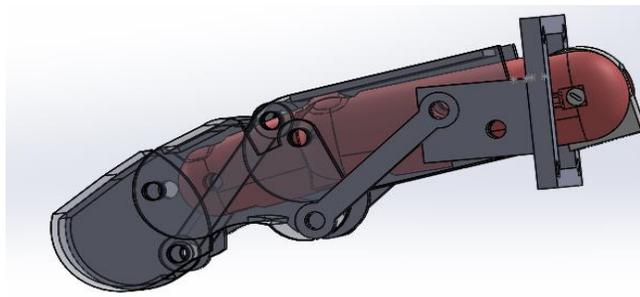
En cuanto a la adaptabilidad de la amputación parcial de dedos, se puede observar que la prótesis es adaptable a cualquier dedo en el que el usuario haya tenido la amputación, ya sea índice, medio, anular o meñique, como se evidencia en las siguientes figuras 107 -108-109 mostrando que su uso está guiado para amputación proximal, media y distal.

*Figura 107 Amputación Parcial falange proximal*



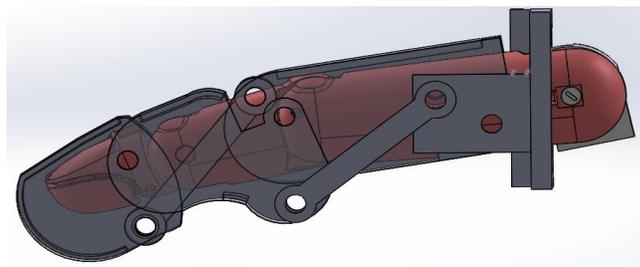
Fuente: Autor

*Figura 108 Amputación Parcial falange medial*



Fuente: Autor

*Figura 109 Amputación parcial falange distal*

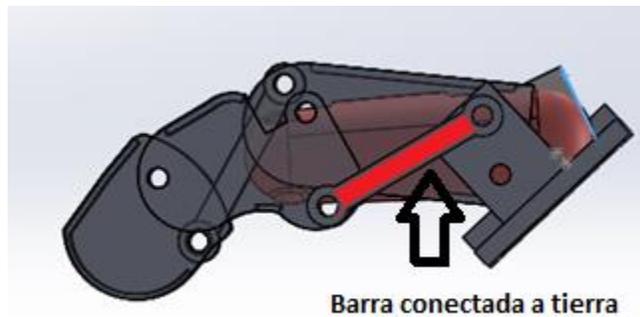


Fuente: Autor

Para indicar el cambio de barra que permite la adaptabilidad del prototipo de prótesis para amputación parcial, se mueve la barra conectada al mecanismo de tierra en la Figura 110 y Figura 111, permitiendo que el usuario con un muñón menor al tamaño de una falange

proximal promedio, pueda realizar los movimientos de flexión y extensión como se evidencia en las figuras 112 a la figura 114.

*Figura 110 Amputación Parcial una falange*



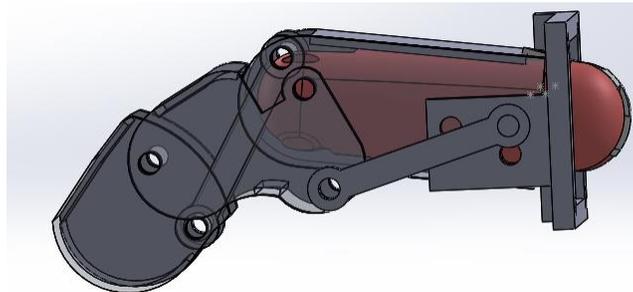
Fuente: Autor

*Figura 111 Amputación Parcial falange proximal con cambio de posición de barra*



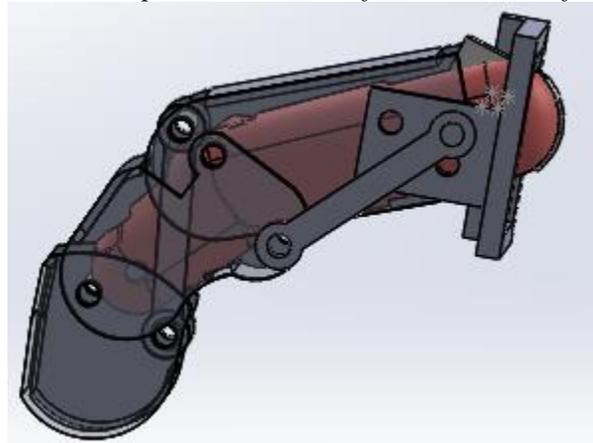
Fuente: Autor

*Figura 112 Amputación Parcial flexión falange proximal adaptable dependiente del tamaño de la falange del paciente*



Fuente: Autor

*Figura 113 Amputación Parcial flexión con dos falange*



Fuente: Autor

*Figura 114 Amputación Parcial flexión con tres falanges*



Fuente: Autor

### 3.4 Validación del desempeño funcional.

El desempeño funcional de los diseños realizados se debe evaluar en cuanto a la comparación con el desempeño homólogo de un dedo humano en cuanto al espacio de trabajo posible para la posición de la yema del dedo en el espacio cartesiano. En este sentido, durante el desarrollo del proyecto surgieron limitantes que se deben considerar:

1. Las dimensiones de las barras definen el espacio de trabajo que se puede lograr. No se ha encontrado en la literatura trabajos que permitan, dado un espacio de trabajo de la posición de la yema del dedo deseada, hacer los cálculos para las dimensiones de las barras en mecanismos complejos de varias cadenas cinemáticas cerradas como las de los mecanismos construidos. Para resolver este inconveniente, en este trabajo se toma la decisión de construir un mecanismo con tamaños de barras que permitan tamaños de dedo similares a los de un dedo de un adulto humano, y construir un entorno de simulación que permita calcular el espacio de trabajo logrado. Trabajos futuros podrían entonces tomar el presente trabajo de investigación como punto de partida para un algoritmo de optimización que permita ajustar los tamaños de las barras necesarios para el logro de un espacio de trabajo predeterminado. Es de esperar entonces, que el espacio de trabajo obtenido en el presente trabajo, no se ajuste con precisión al del homólogo humano.
2. La impresión de las piezas se hizo utilizando PLA, el cual es un material adecuado para construcción de prototipos de prueba, mas no para versiones finales, llevando a piezas frágiles que se rompen con facilidad si su tamaño es pequeño. Por tal razón, los diseños construidos se construyeron a una escala mayor a la de un dedo humano promedio. Esta situación impediría una validación razonable en comparación con el espacio de trabajo de un dedo humano real.

Con base en las consideraciones anteriores. La mejor opción para realizar la evaluación del espacio de trabajo con las limitantes actuales de los prototipos construidos es una comparación con ayuda de una simulación computacional, la cual tiene como ventaja, que permitiría en un trabajo futuro sacar provecho de la presente investigación para diseños a la medida de las necesidades de cada usuario final en particular.

El ambiente de simulación utilizado para identificar los movimientos de las prótesis es Adams MSC [68] y Matlab. MSC ADAMS está diseñado para análisis dinámico automático de sistemas multicuerpo y provee herramientas para construir ambientes virtuales compuestos de objetos 3D, siendo compatible con SolidWorks. El motor de física de MSC ADAMS permite al usuario establecer propiedades tales como la gravedad, fuerzas y fuerzas generalizadas, 3D, pares, materiales de los cuerpos, entre otras.

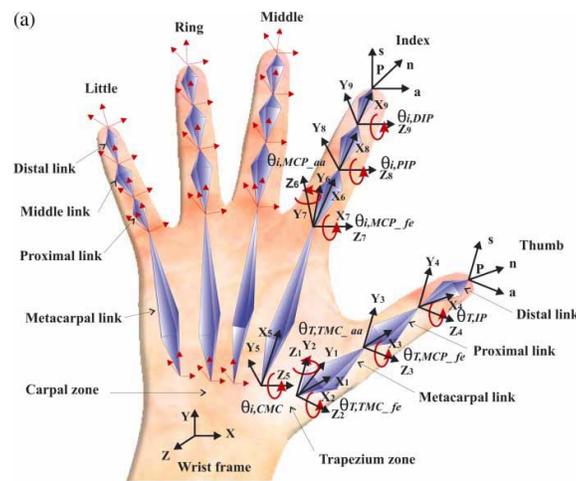
Los objetos se interconectan mediante enlaces cinemáticos y restricciones de movimiento en una sola unidad, la cual corresponde a las características reales del sistema mecánica. La

herramienta MSC ADAMS controls permite exportar el modelo dinámico calculado a MatLab [74].

### 3.5 Modelo cinemático de mano tomado como referencia

El modelo cinemático de mano tomado como referencia para esta monografía está basado en la mano humana, el mismo está compuesto por 19 eslabones que imitan los huesos humanos correspondientes y 24 grados de libertad que representan las articulaciones (no se incluye la muñeca).

*Figura 115 Configuración cinemática de la mano humana con 19 eslabones y 24 grados de libertad*



Fuente: [75]

Esta configuración está compuesta de cinco articulaciones y cuatro eslabones: metacarpiano, proximal, medio y distal. Las articulaciones están definidas como: carpometacarpiana, interfalángica proximal, interfalángica distal y metacarpofalángica, que se modelan haciendo uso de una articulación universal (dos grados de libertad) que define las rotaciones de abducción/aducción y flexión/extensión. El pulgar es modelado mediante cuatro grados de libertad y tres articulaciones: metacarpiana, proximal y distal. Las articulaciones del pulgar se definen como: metacarpofalángica, interfalángica y trapecio-metacarpiana, que también están definidas por una articulación universal que define la abducción/aducción y la flexión/extensión respectivamente [75]. Siendo así, los grados de libertad en cuestión que tiene el modelo, partiendo de la anterior configuración, son los siguientes:

*Figura 116 Articulaciones del modelo de mano humana*

Finger ( <i>i</i> )	Joint angular name	( $\theta_{i,j}$ )
Thumb	Trapeziometacarpal flexion/extension	( $\theta_{T,TMC\_fe}$ )
Thumb	Trapeziometacarpal abduction/adduction	( $\theta_{T,TMC\_aa}$ )
Thumb	Metacarpophalangeal flexion/extension	( $\theta_{T,MCP\_fe}$ )
Thumb	Interphalangeal	( $\theta_{T,IP}$ )
Index	Carpometacarpal	( $\theta_{I,CMC}$ )
Index	Metacarpophalangeal flexion/extension	( $\theta_{I,MCP\_fe}$ )
Index	Metacarpophalangeal abduction/adduction	( $\theta_{I,MCP\_aa}$ )
Index	Proximal interphalangeal	( $\theta_{I,PIP}$ )
Index	Distal interphalangeal	( $\theta_{I,DIP}$ )
Middle	Carpometacarpal	( $\theta_{M,CMC}$ )
Middle	Metacarpophalangeal flexion/extension	( $\theta_{M,MCP\_fe}$ )
Middle	Metacarpophalangeal abduction/adduction	( $\theta_{M,MCP\_aa}$ )
Middle	Proximal interphalangeal	( $\theta_{M,PIP}$ )
Middle	Distal interphalangeal	( $\theta_{M,DIP}$ )
Ring	Carpometacarpal	( $\theta_{R,CMC}$ )
Ring	Metacarpophalangeal flexion/extension	( $\theta_{R,MCP\_fe}$ )
Ring	Metacarpophalangeal abduction/adduction	( $\theta_{R,MCP\_aa}$ )
Ring	Proximal interphalangeal	( $\theta_{R,PIP}$ )
Ring	Distal interphalangeal	( $\theta_{R,DIP}$ )
Little	Carpometacarpal	( $\theta_{L,CMC}$ )
Little	Metacarpophalangeal flexion/extension	( $\theta_{L,MCP\_fe}$ )
Little	Metacarpophalangeal abduction/adduction	( $\theta_{L,MCP\_aa}$ )
Little	Proximal interphalangeal	( $\theta_{L,PIP}$ )
Little	Distal interphalangeal	( $\theta_{L,DIP}$ )

Fuente: [75]

Ahora bien, cuando existe un alto número de Grados de Libertad (en este caso 24), una dificultad es que el espacio de trabajo resultante es bastante amplio y contiene posiciones que no son naturales o que no podrían ser alcanzadas por el miembro homólogo humano en actividades de la vida diaria. Afortunadamente el estudio del movimiento de la mano ha sido ampliamente estudiado en la literatura, especialmente en trabajos del área de la fisioterapia en la rehabilitación motora. De esos estudios, se ha encontrado que el movimiento de las falanges en movimientos de la vida diaria guarda ciertas proporciones en las posiciones articulares, lo cual se puede explicar dado que la mano humana también es un mecanismo actuado por tendones, con lo que el espacio de trabajo de las posiciones de las yemas de los dedos es restringido. Ese estudio de proporciones ha sido utilizado en el campo de la animación de videos tal que los movimientos de los dedos luzcan naturales. La figura 117 presenta el trabajo realizado en [75] donde se presenta un conjunto de restricciones de proporción observados en actividades de la vida diaria que muestra que, en la mayoría de los movimientos naturales de los dedos de una mano, algunos grados de libertad se pueden eliminar sin perder precisión en el espacio de trabajo que puede alcanzar una mano humana promedio.

Figura 117 Restricciones para movimientos naturales de los dedos

Thumb	Index	Middle	Ring	Little
$\theta_{T,TMC\_aa}$	$\theta_{I,CMC} \approx \theta_{M,CMC}$	$\theta_{M,CMC} \approx (1/2)\theta_{R,CMC}$	$\theta_{R,CMC} \approx (2/3)\theta_{L,CMC}$	$\theta_{L,CMC}$
$\theta_{T,TMC\_fe} \approx (11/10)\theta_{T,MCP\_fe}$	$\theta_{I,MCP\_aa}$	$\theta_{M,MCP\_aa} \approx (1/5)\theta_{I,MCP\_aa}$	$\theta_{R,MCP\_aa} \approx (1/2)\theta_{L,MCP\_aa}$	$\theta_{L,MCP\_aa}$
$\theta_{T,MCP\_fe} \approx (4/5)\theta_{T,IP}$	$\theta_{I,MCP\_fe} \approx (4/3)\theta_{I,PIP}$	$\theta_{M,MCP\_fe} \approx (4/3)\theta_{M,PIP}$	$\theta_{R,MCP\_fe} \approx (4/3)\theta_{R,PIP}$	$\theta_{L,MCP\_fe} \approx (4/3)\theta_{L,PIP}$
$\theta_{T,IP}$	$\theta_{I,PIP} \approx (3/2)\theta_{I,DIP}$	$\theta_{M,PIP} \approx (3/2)\theta_{M,DIP}$	$\theta_{R,PIP} \approx (3/2)\theta_{R,DIP}$	$\theta_{L,PIP} \approx (3/2)\theta_{L,DIP}$
	$\theta_{I,DIP}$	$\theta_{M,DIP}$	$\theta_{R,DIP}$	$\theta_{L,DIP}$

Fuente: [75]

Como se puede ver en la imagen anterior, el número grados de libertad utilizados para caracterizar el gesto de agarre se pueden reducir significativamente, concretamente a 9 ya que el movimiento de los dedos de la mano humana posee restricciones propias de su anatomía de actuación basada en tendones. Así, la solución a la restricción de grados de libertad descrita en la figura 117 requiere para el pulgar dos grados mínimamente necesarios, para el índice otros dos, para el medio uno y para el meñique tres, siendo los dedos más relevantes para definir los gestos de agarre el pulgar, el índice y el meñique [75]. A la anterior conclusión se llega tras analizar las variables dependientes e independientes para cada dedo que aparecen en la tabla.

### 3.6 Espacio de trabajo

Posteriormente al diseño y montaje de la prótesis, se presenta la etapa de evaluación del diseño en cuanto al espacio de trabajo de la posición de la yema de los dedos en el espacio cartesiano. Este espacio de trabajo se suele usar para valorar funcionalidad de movimiento de las prótesis de mano, así como también en el campo de la clínica.

En este apartado se evalúa el espacio de trabajo comprometido por cada una de las prótesis, llevando a cabo una comparación del espacio de trabajo de la prótesis digital para amputación parcial, amputación total en comparación con el que arroja un modelo computacional de mano humana descrito en [75] y para el cual existe disponible un toolbox para MatLab el cual calcula el modelo geométrico directo que describe la posición en el espacio cartesiano de las yemas de los 5 dedos en función de las posiciones angulares de las 24 articulaciones del modelo.

El Espacio de trabajo o “workspace”, es la descripción gráfica del rango espacial en el que una extremidad se puede mover [76]. Para efectos de la presente monografía, al tratar el tema de la elaboración y funcionalidad del equipo de rehabilitación de extremidades denominado “prótesis”, equivale a determinar cada punto posible que puede ser alcanzado por la yema de los dedos, con el fin de cuantificar el potencial funcional de movimiento [76].

Conocer si un punto en el espacio cartesiano es alcanzable con el prototipo diseñado, es decir calcular el espacio de trabajo, resulta fundamental, habida cuenta de que el primer paso para elaborar una prótesis funcional es modelar la articulación como se presenta en la realidad, respetando sus dimensiones y funciones de movimiento [77]. Si el modelo protésico, ya sea para amputación total o amputación parcial, se crea con la mayor precisión posible respetando el tipo de movimiento que presta cada articulación, así como las dimensiones propias de las articulaciones a recrear, dicha prótesis cumplirá en su aspecto funcional, pues proporcionará al usuario la capacidad de movimiento que tiene la articulación real [77].

Es así entonces, que el cálculo exacto del espacio de trabajo es de gran importancia debido a su impacto en el diseño de la prótesis, pues de la colocación de la prótesis en un entorno y su destreza se deriva su capacidad real de trabajo, en el entendido de que se pretende darle una utilidad práctica a la prótesis.

### 3.6.1 Cómo calcular el espacio de trabajo

El cálculo del espacio de trabajo puede realizarse de forma analítica, de forma experimental mediante el empleo de sensores, o mediante simulación numérica. La literatura encontrada referente a estos métodos es amplia, por lo que a continuación se expondrán aspectos básicos de los enfoques analítico y de simulación numérica, con el propósito de explicar el porqué del procedimiento utilizado en este trabajo.

El enfoque analítico parte del cálculo del modelo geométrico directo del dispositivo. Este modelo permite calcular la posición del elemento terminal, en este caso la yema de los dedos, como función de los ángulos de las articulaciones que definen los grados de libertad efectivos del dispositivo.

El cálculo del modelo geométrico directo es relativamente fácil de realizar para el caso de cadenas cinemáticas abiertas, y puede extenderse al caso de cadenas cinemáticas cerradas abriendo las cadenas cinemáticas cerradas y completando el modelo mediante la adición de restricciones sobre esos puntos de apertura. El método está descrito en trabajos como el de Kahlil, usando notaciones de parámetros como los de Denavit Hartenberg, ampliamente conocidos en la literatura de robótica.

Una desventaja del método analítico es que para obtenerlo se recurre a simplificaciones de las superficies de las piezas constitutivas del mecanismo, tales como que las barras se simplifican por líneas en el plano cartesiano. En el caso de un diseño CAD que es 3D, conviene examinar el movimiento de las piezas tal que no existan bloqueos entre piezas, lo cual no se puede examinar con el modelo geométrico simplificado.

Un problema adicional de mayor complejidad que el anterior consiste en la síntesis de un espacio de trabajo, es decir, dado un espacio de trabajo deseado, establecer los parámetros estructurales del mecanismo que puede lograrlo. Este problema en el caso de mecanismos cinemáticos complejos requiere el uso de métodos de solución numéricos.

Un ejemplo de ello es el trabajo desarrollado por K. Goyal y D. Sethi dice que para hallar el espacio de trabajo de manera analítica se debe hacer lo siguiente [78]:

1. Desarrollar un conjunto de criterios analíticos para obtener el posicionamiento de la muñeca en términos de coordenadas generalizadas.
2. Determinar las superficies límite debido a las singularidades asociadas al conjunto cinemático.
3. Determinar el subconjunto de estas superficies en función de los límites de la articulación y
4. Combinar todas las superficies para encontrar el espacio de trabajo.

En la revisión realizada para este trabajo no se encontró un método de síntesis de espacio de trabajo ideado para mecanismos de barras cruzadas como el objeto de estudio de esta investigación.

Una alternativa al cálculo analítico del modelo geométrico directo es el uso de simuladores de movimiento para mecanismos diseñados en entornos CAD. Como se mostró en [72] y [73], la simulación en entornos como el software ADAMs permite calcular el espacio de trabajo mediante experimentos sobre el modelo CAD del dispositivo diseñado por ejemplo en Solid Works. Este software permite exportar un modelo dinámico directo compatible con una s-function de Matlab, y examinar los cambios en las posiciones cartesianas del elemento final como consecuencia de los cambios en las articulaciones activas del mecanismo diseñado. El espacio de trabajo se puede calcular variando los grados de libertad efectivos en el rango de valores que es viable según las restricciones físicas del mecanismo, y obtener así una superficie en 3D de las posiciones que físicamente puede alcanzar el efector final. Ese espacio de trabajo coincide muy bien con el que se deriva del enfoque analítico, haciendo coincidir la simplificación de las piezas 3D con las simplificaciones usadas para el cálculo del modelo geométrico de forma analítica. Por esta razón, en este trabajo de tesis se decide usar el enfoque basado en simulación para el cálculo del espacio de trabajo de un dedo, con la ventaja que es posible evaluar también la presencia de bloqueos de movimiento de piezas, como paso previo a la impresión de las piezas.

### 3.6.1.1 Cálculo del espacio de trabajo de la mano humana

Como se indicó, en este trabajo se está interesado en evaluar el espacio de trabajo del dedo protésico propuesto, en comparación con el espacio de trabajo de un dedo en una mano humana.

Una alternativa posible para el cálculo del espacio de trabajo de la yema de los dedos de la mano humana habría sido usar un enfoque experimental utilizando elementos para captura de movimiento tales como Kinect. No obstante, recordando las restricciones del dispositivo construido descritas en el capítulo 2, este esfuerzo habría sido inútil dado que a la fecha los

dedos protésicos contruidos tienen dimensiones mayores a los de un dedo humano promedio.

Así, en esta tesis se saca provecho del trabajo realizado en [75] y del toolbox para MATLAB asociado descrito en [80], que permite resolver el modelo geométrico directo de su modelo de mano humana de 24 grados de libertad (no incluye la muñeca). Este modelo se ha usado en numerosas aplicaciones, incluida la animación de videos digitales. La principal ventaja de hacer uso de este modelo en lugar de un modelo experimental, además de su simplicidad de uso, es que permite modificar las dimensiones de las falanges de los dedos para hacerlos coincidir con las dimensiones del dedo protésico, permitiendo hacer la comparación de los dos espacios de trabajo. Una facilidad adicional, es que, dado que el espacio de trabajo de las prótesis también se calculará en el entorno MatLab, es fácil hacer coincidir los espacios coordenados propios de cada entorno para poder hacer una comparación correcta.

El sistema MATLAB en la industria ha sido utilizado para investigar y resolver problemas prácticos de matemáticas e ingeniería, haciendo gran énfasis en aplicaciones para el control y procesamiento de señales. En este escenario es que las cajas de herramientas o “Toolboxes” juegan un papel fundamental, pues las mismas son conjuntos de funciones que utilizan el entorno MATLAB para resolver problemas particulares [79].

Por ello para la monografía se optó por emplear la caja de herramientas “DXGToolbox”, desarrollada por Zodeya y Pradhanb para garras robóticas, que incluye también el modelo de mano humana de 24 grados de libertad [80]. Esta herramienta ofrece una amalgama de características muy importantes para asegurar un buen entorno de simulación para las prótesis por amputaciones total y parcial, entre las características más útiles para esta labor se encuentran:

- La simplificación del modelado de manos.
- La fácil definición, modelado y análisis de lo que se conoce como “agarre”.
- Una amplia base de datos con los modelos de piezas y materiales existentes en el mercado.
- La disposición y flexibilidad para acomodar y trabajar sobre cualquier mano recién desarrollada.
- Los diferentes parámetros para calcular y analizar la cinemática de una articulación, tales como los parámetros Denavit - Hartenberg, el tamaño de los dedos, los ángulos de las articulaciones, etc.

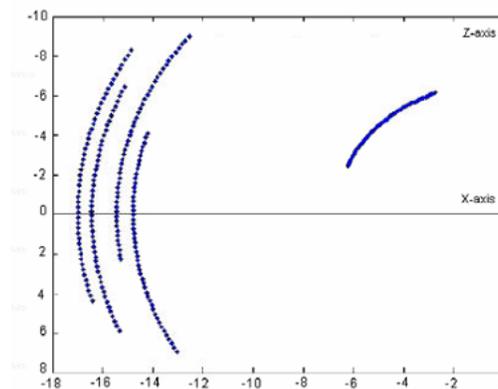
- El análisis de la clausura de forma, la cual es una característica especial que se ha incluido para entender el posicionamiento real y la orientación de los dedos las manos de acuerdo con la posición de un objeto.

Estas características permiten analizar la estructura cinemática, el control del movimiento en tiempo real y el diseño del mecanismo de accionamiento de los ejes, lo cual permite concentrarse en las principales características de rendimiento de la manipulación, como lo son el alcance y la destreza, la rapidez, la carga útil y la precisión [80].

Pues bien, con ese entorno de simulación tan versátil fue se calculó el espacio de trabajo de la yema de los dedos de la mano que se asimilará al modelo de mano humana.

En suma, el espacio se calculó considerando el seguimiento de la yema de un dedo en el espacio, el espacio generado por cada punto posible tocado por este dedo se llama espacio de trabajo [77], como ejemplo el generado por los movimientos de abducción de los dedos con la palma rígida, ilustrado en la Figura 118.

*Figura 118 Espacio de trabajo*



Fuente [77].

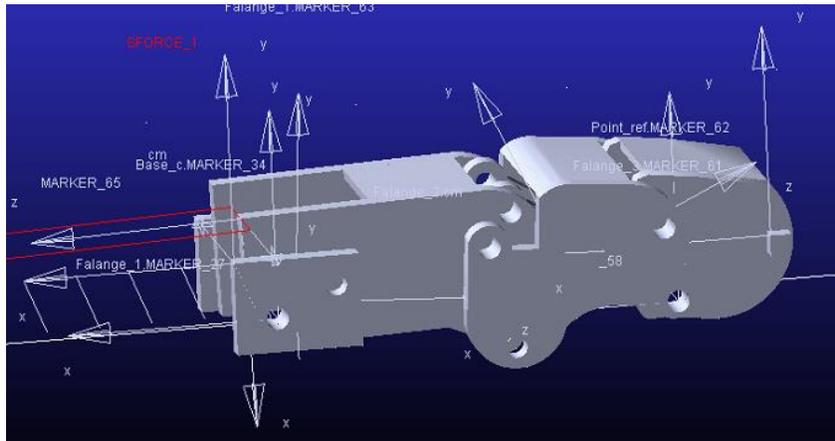
### 3.6.1.2 Cálculo del espacio de trabajo de la prótesis digital.

El sistema propuesto como prótesis digital utiliza mecanismos de barras cruzadas, los cuales corresponden a mecanismos de dos o tres cadenas cinemáticas cerradas. El enfoque analítico para el cálculo del modelo geométrico directo en dedos de este tipo ya se realizó en trabajos anteriores en el interior del grupo de investigación en Automática de la Universidad del Cauca [72], [73]. De esas experiencias se comprobó la validez del uso del entorno combinado de las herramientas software: Solid Works para el diseño de las piezas, cuyo modelo se importa desde ADAMS para construir una animación de movimiento realista y generar un modelo dinámico directo en la forma de una s-function compatible con MatLab/Simulink donde se pueda construir la gráfica del espacio de trabajo de la yema.

### 3.6.2 Espacio de trabajo prótesis para amputación parcial

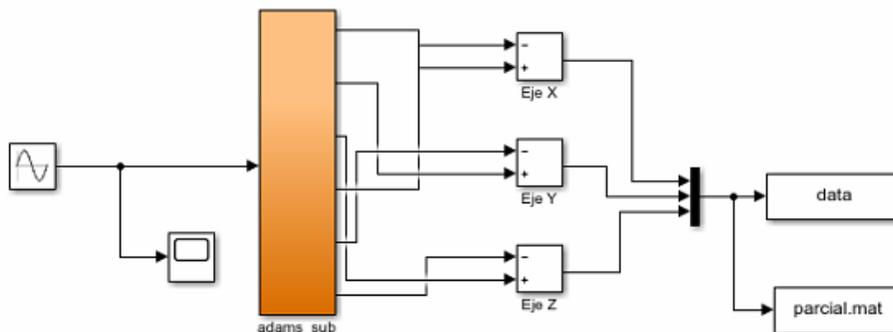
En el estudio del espacio de trabajo para la prótesis de amputación parcial, se implementó el modelo en el entorno de simulación de MSC Adams, como se observa en la Figura 84, y a partir del cual se capturó el espacio de trabajo en Matlab, como se ilustra en la Figura 82. El movimiento se generó a través de una señal senoidal, tomando los valores de la yema del dedo en el eje X y Y, al final de cada movimiento, con el objetivo de capturar todas las posibles posiciones de la yema en el espacio.

Figura 119 Entorno de simulación de Adams



Fuente: Autor

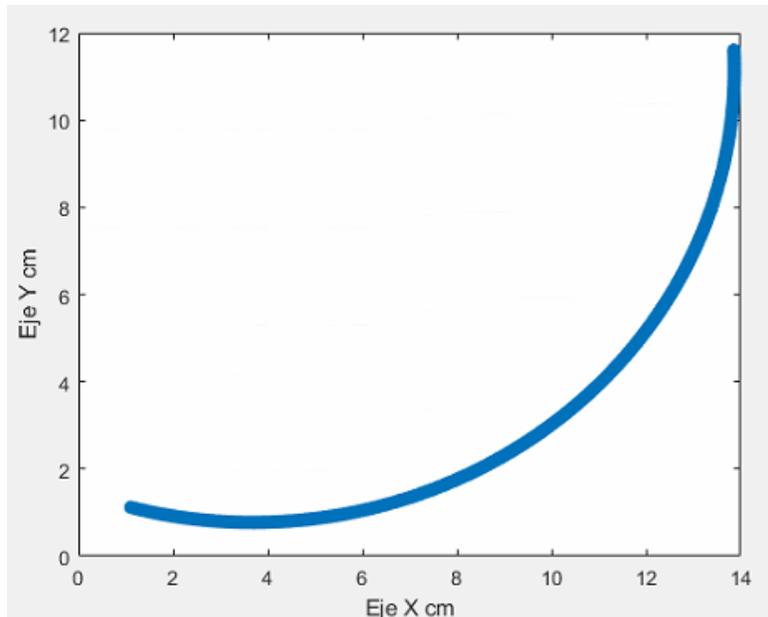
Figura 120 Entorno de simulación de Matlab



Fuente: Autor

Se observa un espacio de trabajo semicircular dada la subactuación de la prótesis en la Figura 86. Los puntos en azul representan el punto final de cada movimiento de la yema en el eje X, Y y Z.

*Figura 121 Espacio de trabajo*

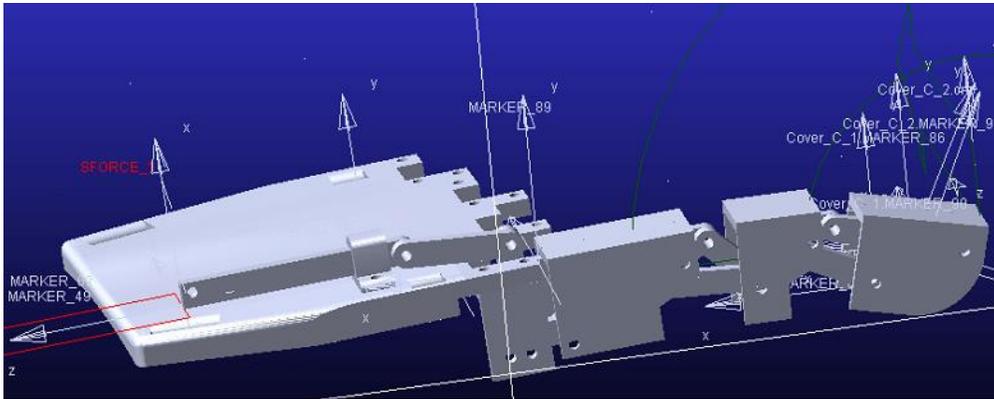


Fuente: Autor

### 3.6.3 Espacio de trabajo prótesis para amputación total

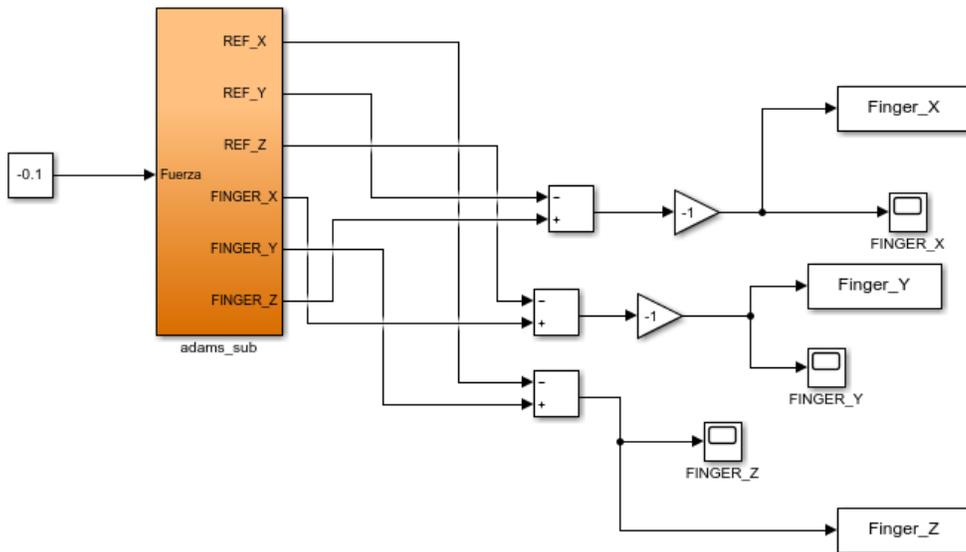
En el estudio del espacio de trabajo para la prótesis de amputación total, se implementó el modelo en el entorno de simulación de MSC Adams, como se observa en la Figura 122, y a partir del cual se capturó el espacio de trabajo en Matlab, como se ilustra en la Figura 123.

*Figura 122 Entorno de simulación de Adams*



Fuente: Autor

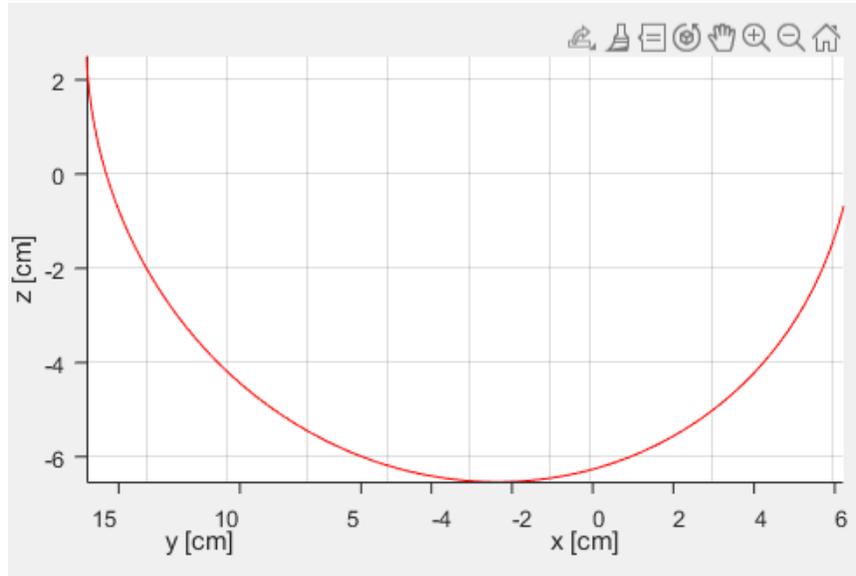
*Figura 123 Entorno de simulación de Matlab*



Fuente: autor.

Se observa un espacio de trabajo parabólico dada la subactuación de la prótesis en la Figura 124. Los puntos en azul representan el punto final de cada movimiento de la yema en el eje X, Y y Z.

*Figura 124 Espacio de trabajo*

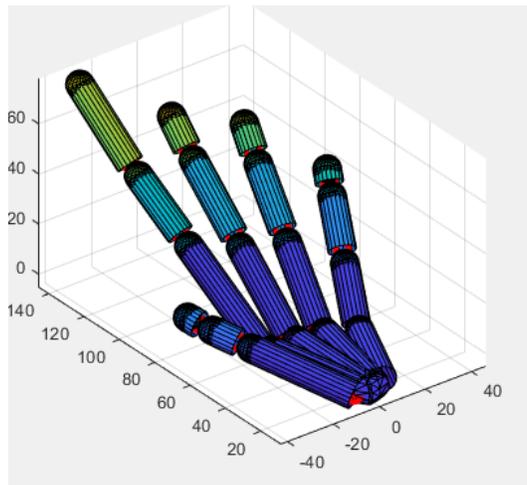


Fuente: autor.

### 3.6.4 Espacio de trabajo dedo humano

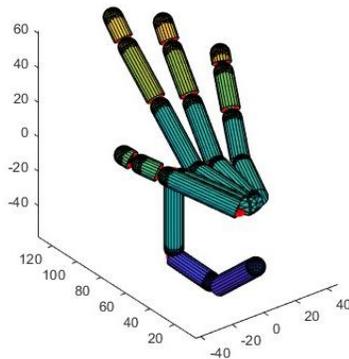
Al hallar los espacios de trabajo de las prótesis para amputación real y parcial, se busca un espacio de trabajo de referencia, para ello se encuentra la librería de Matlab Syngrasp [81], implementándose el modelo propuesto por [82], ilustrado en la Figura 125 y 126.

*Figura 125 Mano abierta*



Fuente [82].

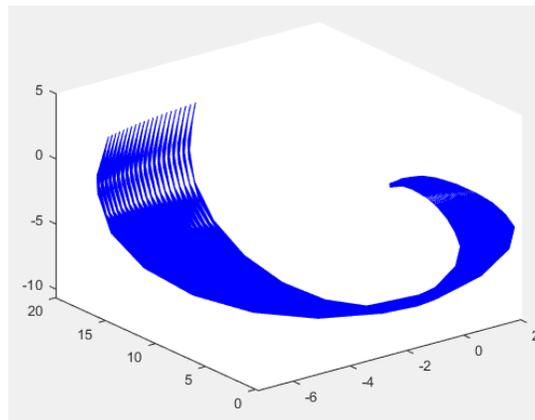
*Figura 126 Mano cerrada*



Fuente [82].

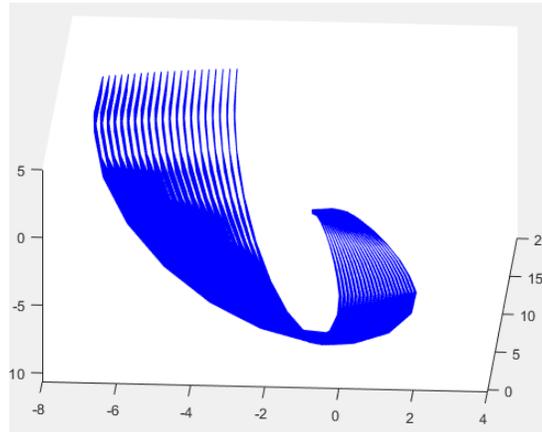
Se ajustan las dimensiones del dedo índice del modelo de [82] como se aprecia en la Figura 126, y se procede a hallar su respectivo espacio de trabajo, como se evidencia en las Figuras 127 a la Figura 129, en las cuales se observa que el espacio de trabajo tiene forma parabólica en donde su punto más alto es cuando el dedo está en extensión y en el otro extremo de la figura formada el dedo estaría en una posición de flexión, cabe resaltar que este es muy amplio dado los grados de libertad que presenta el dedo humano.

*Figura 127 Espacio de trabajo dedo humano vista 1*



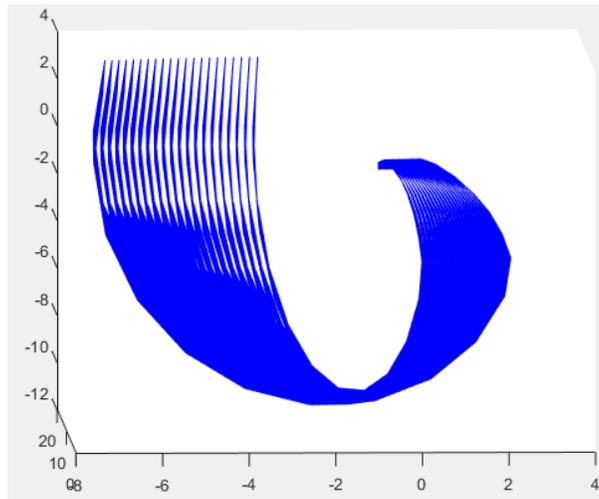
Fuente: autor.

*Figura 128 Espacio de trabajo dedo humano vista 2*



Fuente: autor.

*Figura 129 Espacio de trabajo dedo humano vista 3*



Fuente: autor.

### 3.6.5 Espacio de trabajo comparación

Una vez definido los espacios de trabajo de la prótesis de amputación total, parcial y la mano de referencia, se procede a realizar una comparación entre los dos espacios de trabajo, comparación ilustrada en las Figuras 130, 131, 132 y 133. Se establece el arco dibujado en el espacio como criterio de comparación de los espacios de trabajo, cabe aclarar que, en el caso del dedo, las dimensiones se ampliaron para poder obtener una comparación más

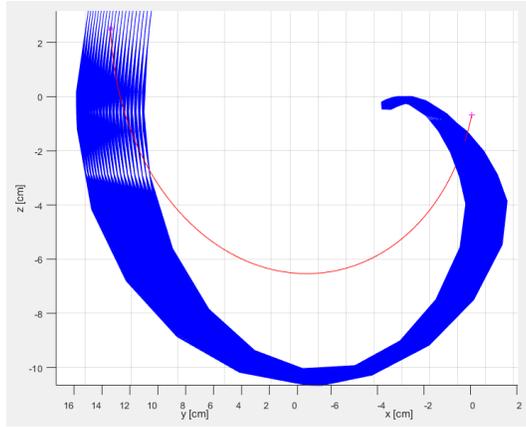
cercana con la prótesis. Cabe aclarar así mismo, que en la gráfica solo figuran el espacio de trabajo de la prótesis total, la línea roja, y el del dedo humano, el gráfico azul, ello en la medida que, por el mecanismo de actuación escogido, el espacio de trabajo de ambos niveles de amputación, una vez ajustadas medidas, es similar; entonces superponer tres imágenes en la comparativa donde dos espacios son similares terminaría complicando la lectura de la comparación, además de ser un ejercicio notoriamente inocuo, por lo que se entiende que la línea roja pertenece a ambos niveles de amputación.

Pues bien, lo primero que se puede apreciar al hacer la comparativa del espacio de trabajo entre el espacio del dedo humano y la prótesis, a nivel total y a nivel parcial, es que la parte denominada falange distal de la prótesis va más encogida que la falange distal del dedo humano, ello debido al mayor número de grados de libertad de la mano, de las longitudes de sus articulaciones y de la configuración antropomórfica de la misma, por lo que resulta lógico que esta logre un espacio de trabajo más encogido en comparación con las prótesis, llegando a puntos muy cercanos a la palma.

Lo anterior conlleva a que el rango de movimiento de las prótesis sea menor y alcance una curva de menor amplitud, contrario sensu, el arco de las dos falanges restantes, es decir, la medial y la proximal, si tienen un grado de similitud mayor al que se presenta en la mano humana, y por ello se puede señalar un alto grado de correspondencia, gracias en gran medida al mecanismo de actuación escogido, como se sustentará en el análisis del desempeño funcional de la prótesis.

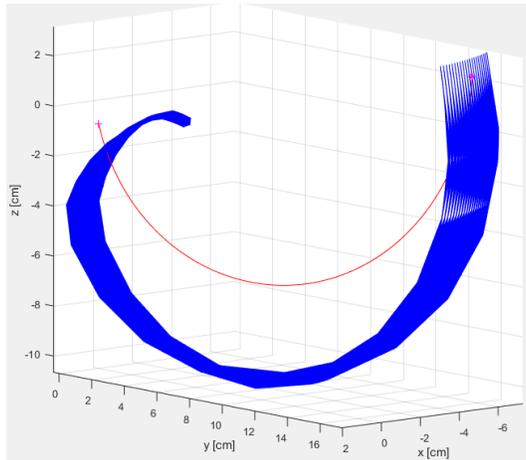
Pese a que la correspondencia entre el espacio de trabajo de las prótesis en su modalidad total y la mano humana se presente en mayor y menor medida, ello no es un limitante para poder afirmar que se cumplió con los objetivos de la presente monografía, toda vez que el objetivo de esta respecto al análisis del espacio de trabajo era calcularlo y evaluarlo, no por se alcanzar una similitud o coincidencia total. De allí que el presente análisis del espacio de trabajo sirva para escritos futuros, ello cómo insumo para tener en cuenta sí se decide mejorar la prótesis ajustando las dimensiones de las barras.

*Figura 130 Comparación de espacios de trabajo vista 1*



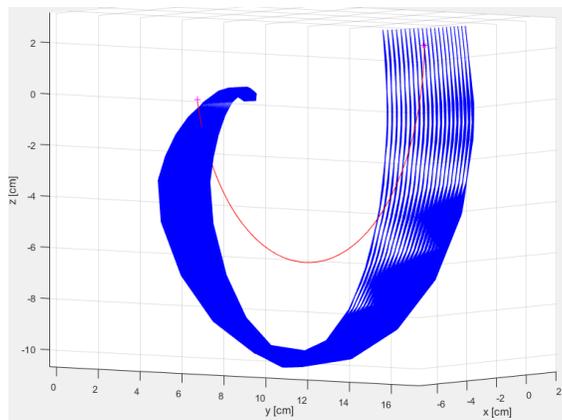
Fuente: autor.

*Figura 131 Comparación de espacios de trabajo vista 2*



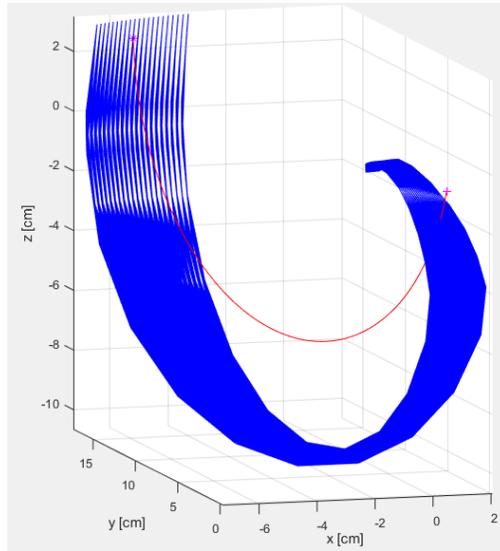
Fuente: autor.

*Figura 132 Comparación de espacios de trabajo vista 3*



Fuente: autor.

*Figura 133 Comparación de espacios de trabajo vista 4*



Fuente: autor.

De la comparación vista anteriormente es que salen las medidas correspondientes al desempeño funcional de los prototipos respecto del espacio de trabajo, tema que se abordará en el subcapítulo siguiente.

### 3.7 Evaluación de desempeño de los prototipos

En este apartado se evaluará el desempeño del sistema construido en cuanto a espacio de trabajo, requerimientos funcionales y adaptabilidad a diferentes niveles de amputación en un prototipo de dedo protésico. Cabe aclarar que esta evaluación no requiere la participación de personas con amputación digital.

#### 3.7.1 Desempeño del sistema construido en cuanto a espacio de trabajo

Pues bien, en primer lugar, debe evaluarse el desempeño frente a espacio de trabajo, y como quedó patente en las páginas precedentes, debe señalarse que la parte denominada falange distal de la prótesis presenta un espacio de trabajo más limitado que el correspondiente a la falange distal del dedo humano, lo que indica que debe hacerse un trabajo de dimensionamiento de las barras que permita una mejor coincidencia con el espacio de trabajo similar al humano. No obstante, este resultado desfavorable debe ser entendido adecuadamente en comparación con los objetivos que se plantearon para este proyecto, ya que el alcance de esta investigación llega hasta hacer la comparación. El procedimiento descrito en esta tesis es importante por cuanto permitirá a futuros trabajos de investigación, abordar el problema más complejo de síntesis de espacio de trabajo para mecanismos de barras cruzadas, que como se mencionó anteriormente, no ha sido cubierto en la literatura, al

menos hasta lo que se pudo encontrar en la revisión bibliográfica. El entorno propuesto en esta tesis permitiría, por ejemplo, buscar la posibilidad de usar técnicas de optimización numérica que permitan calcular las dimensiones de las barras que logren el objetivo de espacio de trabajo deseado.

### 3.7.2 Desempeño del sistema construido en cuanto a requerimientos funcionales

En segundo lugar, se deben analizar los requerimientos funcionales, los cuales equivalen a los requisitos mínimos que constituyen la medula del producto. Pues estos describen lo que el producto tiene que hacer o cuales acciones de procesamiento debe tomar [65].

Para ello, se traen a colación las tablas del subcapítulo 2.1, que son los requerimientos funcionales de la prótesis de amputación total, que aplican también para la parcia, y se estudiará el cumplimiento del dicho por cada tabla debajo de la misma:

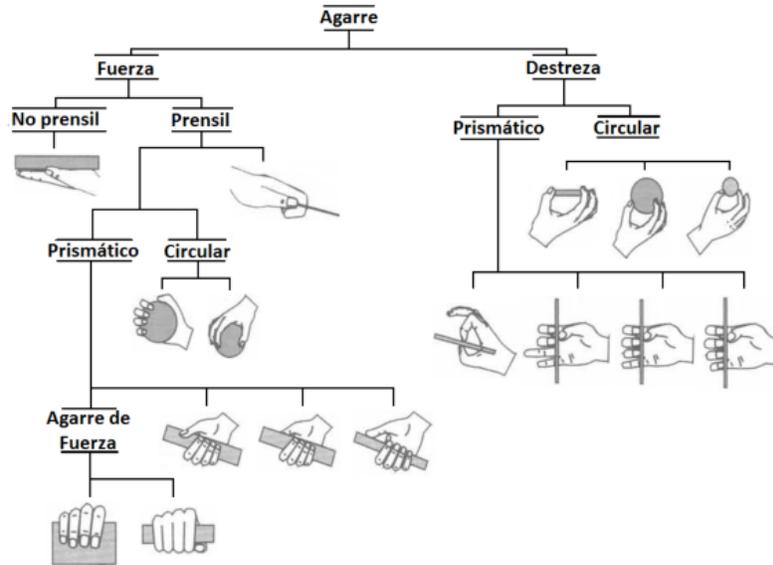
*Tabla 8 Requerimiento 1*

Descripción	Adaptabilidad a la forma del objeto en procesos de agarre.				
Fundamentos	Debe lograr agarrar objetos de variadas formas, apoyando el agarre de los demás dedos.				
Autor	Autor				
Criterio	La prótesis debe apoyar el sujetar objetos a través de agarres de poder, tal como el cilíndrico.				
Prioridad	Alta				

Fuente: Autor

Para abordar este requisito, los autores tomaron como punto de partida la figura 2.20 de la tesis de [83], donde expone la clasificación taxonómica sobre las habilidades de agarre de la mano desarrollada por Schlesinger.

*Figura 134 Clasificación de los Modelos Prensiles Humanos*



Fuente: [83]

Entendiendo que el agarre depende de la fuerza y la destreza, se utilizaron dos objetos para analizar el agarre de las dos prótesis desarrolladas, estos objetos se escogieron tomando como primer criterio su forma, pues se tomó un objeto cilíndrico y uno circular habida cuenta de que son las formas más fáciles de analizar, y en segunda su vocación experimental, pues se escogió una botella transparente para tener una visión más completa del agarre y se escogieron dos juguetes de mascota circulares de diferente tamaño para adecuarlos mejor a cada tipo de prótesis, los resultados de agarre se pueden observar en la figura 135 y 136 con un objeto cilíndrico y en las figura 137 y la figura 138 se realiza la prueba con un objeto circular para una amputación total y en las figuras 139 y 140 se observa el agarre de la prótesis parcial a un objeto cilíndrico, y en las figuras 141 y 142 se puede apreciar el agarre que puede llegar a generar esta prótesis parcial a un objeto circular, cabe resaltar que se deben de tener algunas consideraciones al momento de hacer pruebas en un paciente real, tales como, la morfología del paciente, el tipo de amputación que presenta, la edad del mismo y las causas que generaron la pérdida total o parcial del dedo de la mano.

*Figura 135 Agarre objeto cilíndrico prótesis total vista 1*



Fuente: autor.

*Figura 136 Agarre objeto cilíndrico prótesis total vista 2*



Fuente: autor.

*Figura 137 Agarre objeto circular prótesis total vista 1*



Fuente: autor.

*Figura 138 Agarre objeto circular prótesis total vista 2*



Fuente: autor.

*Figura 139 Agarre objeto cilíndrico prótesis parcial vista 1*



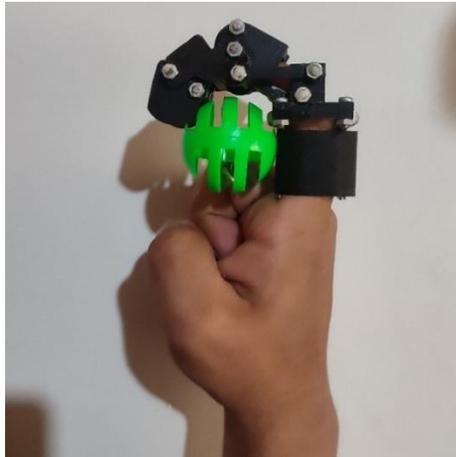
Fuente: autor.

*Figura 140 Agarre objeto cilíndrico prótesis parcial vista 2*



Fuente: autor.

*Figura 141 Agarre objeto circular prótesis parcial vista 1*



Fuente: autor.

*Figura 142 Agarre objeto circular prótesis parcial vista 2*



Fuente: autor.

Siendo así, este requisito claramente se cumple, pues se observa que ambos mecanismos logran la prensión de los objetos utilizados en términos de destreza y fuerza, ello atendiendo por supuesto, a las dimensiones de la prótesis y el mecanismo de actuación que son lo que permite conseguir las formas de agarre.

*Tabla 9 Requerimiento 2*

Descripción	Mecanismo de fácil mantenimiento.			
Fundamentos	El constante movimiento y fricción de las piezas generan un desgaste, por ello es necesario el cambio y ajuste de estas.			
Autor	Autor			
Criterio	El mecanismo de actuación debe facilitar el cambio y montaje de nuevas piezas, sin afectar el desempeño y espacio de trabajo de la prótesis.			
Prioridad	Alta			

Fuente: Autor

Para este punto, se tuvieron en cuenta las características propias del mecanismo de actuación elegido, pues la pretensión de que mecanismo de actuación facilite el cambio y montaje de nuevas piezas, sin afectar el desempeño y espacio de trabajo de la prótesis, está directamente ligado a los siguientes valores:

*Tabla 10 Características mecanismo de actuación cuatro barras*

Características	Mecanismo de cuatro barras
Bloqueo	Se adapta a la forma del objeto
Materiales	Material de impresión 3D
Componentes	Eslabones
Deterioro	Bajo deterioro de las piezas
Perdida de funcionalidad	Al estar compuesto por unos pocos eslabones, es menos propenso a fallas

Fuente: autor.

De allí que se pueda afirmar que este requerimiento funcional se ha cumplido, toda vez que, como se revisó en precedencia, las prótesis al estar elaboradas de material de impresión 3D, un material que no es difícil de encontrar, y compuestas de eslabones, lo que implica armar y desarmar según se necesite, permite desmontar las piezas que presenten desgaste en favor del montaje de nuevas piezas, sin afectar el desempeño y espacio de trabajo de la prótesis, pues no hay limitantes en el diseño ni en los materiales.

*Tabla 11 Requerimiento 3*

Descripción	Actuación mecánica.				
Fundamentos	El costo de la prótesis debe estar en un rango aceptable, evitando el costo de baterías de alta duración y optimizando el limitado espacio en la mano.				
Autor	Autor				
Criterio	El mecanismo de actuación debe ser mecánico, cuyo movimiento dependa de los movimientos generados por la muñeca y los otros dedos de la mano.				
Prioridad	Alta				

Fuente: autor.

El cumplimiento de este requerimiento se da con la elección del mecanismo de actuación de cuatro barras, pues en últimas se escogió un mecanismo que funciona mediante la fuerza que realiza uno de los dedos de la mano sobre el eslabón de la base, ello para generar fuerza sobre los resortes y que estos muevan las barras del dedo, generando así un movimiento satisfactorio sin necesidad de recurrir a baterías, cables, motores y demás partes de mecanismos cuyo movimiento no es mecánico, ello para la prótesis de amputación total, para la de amputación parcial se sigue la misma lógica, destacando que el movimiento se aplica a la tierra del mecanismo respecto del grado de amputación, como se apreció en el subcapítulo 3.2.

### 3.7.1 Desempeño del sistema construido en cuanto a adaptabilidad a distintos niveles de amputación

Conforme lo expuesto en los subcapítulos 3.1.2 y 3.2, se diseñaron dos prototipos a fin de poder cubrir los dos tipos de amputación desarrollados, a saber, la amputación total y la amputación parcial.

De allí que el cumplimiento de este requisito se vea satisfecho en la medida que se ofrecen esas dos alternativas de diseño, aunado a ello, debe señalarse que se utilizó el mismo mecanismo de actuación para ambas, el cual es el mecanismo de cuatro barras, y como se señaló en el apartado 2.2.2, dicha selección se hizo teniendo en consideración, además del propio mecanismo de actuación, los aspectos relevantes para las prótesis en cada caso, tal como el antropomorfismo y el proceso de construcción.

# Conclusiones

- El mecanismo de barras presenta ventajas en cuanto a mantenimiento y desgaste, frente a mecanismos como el de poleas y tendones, agregando a ello la actuación en prótesis digitales sin la necesidad de dispositivos electrónicos en la generación de movimiento. En el diseño de las prótesis digitales se encontraron aspectos de relevantes como el grado de antropomorfismo para una mayor aceptación del paciente, el mecanismo de actuación que minimice efectos del desgaste y cambio de piezas, materiales de construcción que no generen fatiga en el paciente con un costo aceptable, y un espacio de trabajo aceptable.
- Los prototipos de amputación parcial y total presentan gran similitud, debido a que comparten el mismo mecanismo de actuación y las mismas dimensiones, en un ambiente de simulación como Matlab y MSC Adams, sin embargo, presentaron una gran diferencia respecto al modelo del dedo humano, puesto este presenta un espacio de trabajo de gran envergadura. En un ambiente real varía debido al coeficiente de fricción del material de la prótesis, las condiciones fisiológicas del paciente y el desgaste de las piezas, el espacio de trabajo puede variar en cada prótesis.
- Respecto al análisis de espacio de trabajo debe señalarse que la parte denominada falange distal de la prótesis presenta un espacio de trabajo por fuera del deseable al compararse con el de una mano humana. El procedimiento descrito en esta tesis es importante por cuanto permitirá a futuros trabajos de investigación, abordar el problema más complejo de síntesis de espacio de trabajo para mecanismos de barras cruzadas, que como se mencionó anteriormente, no ha sido cubierto en la literatura, al menos hasta lo que se pudo encontrar en la revisión bibliográfica. El entorno propuesto en esta tesis permitiría, por ejemplo, buscar la posibilidad de usar técnicas de optimización numérica que permitan calcular las dimensiones de las barras que logren el objetivo de espacio de trabajo deseado.
- Los diseños de prótesis cumplen los estándares de desempeño establecidos en cuanto a espacio de trabajo, requerimientos funcionales y adaptabilidad a diferentes niveles de amputación, ello por supuesto, haciendo la salvedad que es un desempeño sumamente mejorable como se estableció en las diferentes evaluaciones hechas en el subcapítulo 3.7, dejando así la puerta abierta a trabajo futuro.

# Trabajo futuro

En trabajos futuros se espera que se puedan desarrollar los siguientes aspectos:

- Realizar pruebas de la prótesis en casos reales por amputación total y parcial, ya que en este no se pudo hacer por los problemas mencionados en precedencia.
- Reevaluar las medidas de las prótesis, y en consecuencia calcular nuevamente el respectivo espacio de trabajo para ello. Se deja el entorno de simulación necesario para probar la viabilidad de usar algoritmos de optimización numérica para la solución del problema de síntesis de espacio de trabajo en mecanismos de barras cruzadas.
- Reevaluar el diseño en el aspecto estético, ello con el fin de superar el antropomorfismo básico del diseño.

# Referencias

- [1] J. M. Cruz Camacho, Desarrollo de una prótesis de mano para amputados parciales de bajo costo para uso en países en desarrollo: estudio de dos casos de pacientes en India y Colombia., Bogotá: Universidad del Rosario, 2019.
- [2] M. d. R. Hernández Hernández, «Manejo rehabilitatorio temprano de mano traumática con amputaciones parciales de dedos,» *El Residente*, vol. 3, n° 2, pp. 43-52, 2008.
- [3] H. Blanco Placencia y O. Pereda Cardoso, «Colgajos locales en el tratamiento de urgencia de las amputaciones distales de los dedos,» *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, vol. 14, n° 1-2, pp. 41-45, 2000.
- [4] V. E. Abarca Pino, Diseño de mecanismo de dedo de 2 grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial, Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú, 2018.
- [5] P. A. Quinga Escobar, Modelado 3D personalizado y creación de prótesis externa del dedo índice izquierdo, para un funcionamiento biomecánico eficiente, Riobamba: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, 2018.
- [6] J. I. Quintero y T.-M. Tsai, «Revascularización y reimplante digital. Revisión de conceptos actuales.,» *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, , Vols. %1 de %2vol. 34, , n° no 4, , pp. p. 312-320., 2020, .
- [7] S. e. a. .. Barroso Rosa, «Métodos de cobertura de defectos cutáneos del pulpejo.,» *Canarias médica y quirúrgica*, , 2010.
- [8] M. Merle y G. (. Deutel, Mano traumática: urgencias., Masson., 1993..
- [9] M.-D. A. J. A.-R. J. D. F. P. L. González-Cely Adriana Marcela, «Colgajo de Atasoy: revisión de una técnica clásica para reconstrucción digital.,» *Medicas UIS [Internet]*. , vol. 31, n° ( 1 ), pp. 57-6, 2018 Apr [cited 2022 Oct 18] ; .
- [10] J. L. Q. M. X. C. D. & C. J. I. Brito, «Estudio del estado del arte de las prótesis de mano.,» *Ingenius. Revista de Ciencia y Tecnología*,, vol. 9, pp. 57-64, (2013).
- [11] D. Jain, S. Khattar, A. Gupta y S. Jain, «Sculpting lifelike finger prosthesis,» *International Journal of Research in Medical and Basic Sciences*, vol. 3, n° 6, pp. 85-93, 2017.
- [12] G. Garrido Sánchez, Diseño y fabricación de un dedo protésico articulado mediante impresión 3D, Valladolid: Universidad de Valladolid, 2019.

- [13] Partial Hand Solutions, LLC, «The Titan Flex,» Partial Hand Solutions, LLC, 2021. [En línea]. Available: <https://partialhandsolutions.com/products-1>. [Último acceso: 14 Marzo 2022].
- [14] S. R. Kashef, S. Amini y A. Akbarzadeh, «Robotic hand: A review on linkage-driven finger mechanisms of prosthetic hands and evaluation of the performance criteria,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 145, 2020.
- [15] Knick, «Knick's Prosthetic Finger v3.5.5,» Thingiverse, 14 Febrero 2016. [En línea]. Available: <https://www.thingiverse.com/thing:1340624>. [Último acceso: 24 Diciembre 2021].
- [16] Didrick Medical, «X Fingers Models,» Didrick Medical , 2021. [En línea]. Available: <https://www.x-finger.com/x-finger-models.html>. [Último acceso: 24 Diciembre 2021].
- [17] Naked Prosthetics, «PIPDriver,» Naked Prosthetics, 2021. [En línea]. Available: <https://www.npdevices.com/product/pipdriver/>. [Último acceso: 24 Diciembre 2021].
- [18] Naked Prosthetics, «MCPDriver,» Naked Prosthetics, 2021. [En línea]. Available: <https://www.npdevices.com/product/mcpdriver/>. [Último acceso: 24 Diciembre 2021].
- [19] Z. Arjmandi, F. B. Nejad y M. A. A. Pajouh, «Design, Fabrication and Verification of Continuous Passive Motion Equipment for the Index Finger,» de *2018 25th National and 3rd International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, Qom,, 2018.
- [20] Vincent Systems GmbH, «VINCENTpartial3+,» Vincent Systems GmbH, 2020. [En línea]. Available: <https://www.vincentystems.de/partial-active3>. [Último acceso: 2022 Agosto 02].
- [21] M. A. Abdul Wahit, S. A. Ahmad, M. H. Marhaban, C. Wada y L. I. Izhar, «3D Printed Robot Hand Structure Using Four-Bar Linkage Mechanism for Prosthetic Application,» *Sensors*, vol. 20, n° 15, p. 22, 2020.
- [22] I. Hussain, G. Salvietti, M. Malvezzi y D. Prattichizzo, «Design guidelines for a wearable robotic extra-finger,» de *2015 IEEE 1st International Forum on Research and Technologies for Society and Industry Leveraging a better tomorrow (RTSI)*, Turin, 2015.
- [23] M. V. Liarokapis, A. G. Zisimatos, M. N. Bousiou y K. J. Kyriakopoulos, «Open-source, low-cost, compliant, modular, underactuated fingers: Towards affordable prostheses for partial hand amputations,» de *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Chicago, 2014.

- [24] D. Subirana Pérez, Diseño y fabricación de prótesis para amputación de dedos con impresión 3D, Barcelona: Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona, 2021.
- [25] L. H. Hernández Gómez, A. T. Velázquez Sánchez, E. A. Merchán Cruz, G. M. Urriolagoitia Calderón y J. A. Beltrán Fernández, «DEDO MECANICO SUBACTUADO Y MANO ROBOTICA MULTIARTICULADA QUE LO INCLUYE». México Patente MX2011003283, 10 Octubre 2012.
- [26] A. Prudencio Razo y E. Morales Sánchez, «DEDO PULGAR MULTI-ARTICULADO PARA MANO ROBOTICA». México Patente MX2015009098, 16 Enero 2017.
- [27] E. Gezgin, P.-H. Chang y A. F. Akhan, «Synthesis of a Watt II six-bar linkage in the design of a hand rehabilitation robot,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 104, pp. 177-189, 2016.
- [28] S. A. Pertuz, C. H. Llanos y D. M. Muñoz, «Bioinspired Optimization of a Robotic Finger Mechanism,» de *2016 XIII Latin American Robotics Symposium and IV Brazilian Robotics Symposium (LARS/SBR)*, Recife, 2016.
- [29] D. Yoon y Y. Choi, «Underactuated Finger Mechanism Using Contractible Slider-Cranks and Stackable Four-Bar Linkages,» *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, nº 5, pp. 2046-2057, 2017.
- [30] J. Benito Blanco, «Diseño y fabricación mediante impresión 3D de una prótesis de dedo con sensor de fuerza incorporado,» Universidad de Valladolid, Valladolid, 2020.
- [31] A. J. Madhani, «MANO ROBÓTICA CON DEDOS SIMILARES A LOS HUMANOS». España Patente ES2381656, 30 Mayo 2012.
- [32] J. Laville, G. Fauchet y T. Depost, «ACCIONAMIENTO DE UNA MANO DESTINADA A EQUIPAR UN ROBOT DE CARÁCTER HUMANOIDE». México Patente MX2016013597, 17 Junio 2017.
- [33] J. L. Ramírez, A. Rubiano, N. Jouandeu, L. Gallimard y O. Polit, «Morphological Optimization of Prosthesis' Finger for Precision Grasping,» *Mechanisms and Machine Science*, vol. 39, pp. 249-263, 2016.
- [34] J. L. Ramírez, A. Rubiano, N. Jouandeu, L. Gallimard y O. Polit, «Artificial Muscles Design Methodology Applied to Robotic Fingers,» *Smart Structures and Materials*, pp. 209-225, 2016.
- [35] A. Harada, T. Nakakuki, M. Hikita y C. Ishii, «Robot finger design for myoelectric prosthetic hand and recognition of finger motions via surface EMG,» de *2010 IEEE International Conference on Automation and Logistics*, Hong Kong, 2010.

- [36] I. Al-Darraj, A. Kılıç y S. Kapucu, «Mechatronic design and genetic-algorithm-based MIMO fuzzy control of adjustable-stiffness tendon-driven robot finger,» *Mechanical Sciences*, vol. 9, pp. 277-296, 2018.
- [37] H. Yin, L. Tian y G. Yang, «Design of fibre array muscle for soft finger with variable stiffness based on nylon and shape memory alloy,» *ADVANCED ROBOTICS*, vol. 34, n° 9, pp. 1-11, 2020.
- [38] C. Tawk, H. Zhou, E. Sariyildiz, M. in het Panhuis, G. M. Spinks y G. Alici, «Design, Modeling, and Control of a 3D Printed Monolithic Soft Robotic Finger With Embedded Pneumatic Sensing Chambers,» *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 26, n° 2, pp. 876-887, 2021.
- [39] R. Mutlu, E. Sariyildiz, T. Nozaki y G. Alici, «Design of a Multi-Stage Stiffness Enhancing Unit for a Soft Robotic Finger and its Robust Motion Control,» de *IECON 2018 - 44th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, Washington, 2018.
- [40] K. Ogasawara, N. Saito y T. Satoh, «Design of an underactuated robot hand with an adduction movement mechanism in a palm,» de *2015 IEEE Conference on Systems, Process and Control (ICSPC)*, Bandar Sunway, 2015.
- [41] M. Raković, G. Anil, Z. Mihajlovic y S. Savić, «Fuzzy position-velocity control of underactuated finger of FTN robot hand,» *Journal of Intelligent and Fuzzy Systems*, vol. 34, n° 4, pp. 2723-2736, 2018.
- [42] J. H. Kim, Z. Y. Li, H. R. Choi, M. Hyungpil y J. C. Koo, «Design of flexible joint using in soft robot hand,» de *2016 13th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, Xian, 2016.
- [43] F. Penta, C. Rossi y S. Savino, «Gripping Analysis of an Underactuated Finger,» *Advances in Robot Design and Intelligent Control*, vol. 371, pp. 71-78, 2015.
- [44] L. Tian, N. M. Thalmann, J. Zheng y D. Thalmann, «Design of a Highly Biomimetic and Fully-Actuated Robotic Finger,» de *2019 IEEE Symposium Series on Computational Intelligence (SSCI)*, Xiamen, 2019.
- [45] T. Wiste y M. Goldfarb, «Design of a simplified compliant anthropomorphic robot hand,» de *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Singapur, 2017.
- [46] A. Filatov, O. Celik y R. F. Weir, «Design and Assessment of a High Speed Low Torque Joint Transmission for Use in a Partial Hand, Powered Finger Prosthesis,» de *ASME 2015 Dynamic Systems and Control Conference*, Columbus, 2015.

- [47] Y. Mishima y R. Ozawa, «Design of a robotic finger using series gear chain mechanisms,» de *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Chicago, 2014.
- [48] M. Ceccarelli, «Finger Mechanisms for Robotic Hands,» *Mechanisms and Machine Science*, vol. 33, pp. 3-13, 2015.
- [49] D. Chen, X. Li, J. Jin y C. Ruan, «An articulated finger driven by single-mode piezoelectric actuator for compact and high-precision robot hand,» *Review of Scientific Instruments*, vol. 90, n° 1, 2019.
- [50] J. Li, G. Zhong, H. Yin, M. He, Y. Tan y Z. Li, «Position control of a robot finger with variable stiffness actuated by shape memory alloy,» de *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Singapur, 2017.
- [51] K. Li, W. Zhang, X. Xu y A. Rodic, «A Novel Force-Changeable Underactuated Robot Finger with Self-Adaptive and Joint-Locking Function,» de *IEEE International Conference on Real-time Computing and Robotics (RCAR)*, Kandima, 2018.
- [52] D. Liang, W. Zhang, Z. Sun y Q. Chen, «PASA finger: A novel parallel and self-adaptive underactuated finger with pinching and enveloping grasp,» de *2015 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Zhuhai, 2015.
- [53] Y. Wang, R. He y W. Zhang, «The GFPA Finger: Parallel-Adaption Merged Robot Finger based on Gear-Flexible Belt Mechanism,» de *2020 5th International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*, Shenzhen, 2020.
- [54] S. Mori y M. Higashimori, «Underactuated robot finger controlled by Variable Vibration Center Effect,» de *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Estocolmo, 2016.
- [55] J. Su y W. Zhang, «PISA finger: A novel parallel and self-adaptive underactuated finger with a single chain transmission mechanism,» de *2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Macau, 2017.
- [56] Z. Teng, G. Xu, R. Liang, M. Li, S. Zhang y T. Tao, «A Novel Underactuated Robotic Finger with Variable Stiffness Joints,» de *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Berlin, 2019.
- [57] J. Su y W. Zhang, «A Parallel and Active Hybrid Grasping Robot Finger with a Single Chain Transmission Mechanism,» de *2018 3rd International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*, Singapur, 2018.

- [58] W. S. You, Y. H. Lee, G. Kang y H. R. Choi, «Design of backdrivable soft robotic finger mechanism,» de *2015 12th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, Goyangi, 2015.
- [59] Y. Yang, X. Xu y W. Zhang, «A parallel and self-adaptive underactuated finger with novel belt and cam-link mechanisms,» de *2016 International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*, Macau, 2016.
- [60] L. Wu, M. Jung de Andrade, R. S. Rome, C. Haines, M. D. Lima, R. H. Baughman y Y. Tadesse, «Nylon-muscle-actuated robotic finger,» *Active and Passive Smart Structures and Integrated Systems 2015*, vol. 9431, 2015.
- [61] M. Haghshenas-Jaryani y M. Wijesundara, «A Quasi-Static Model for Studying Physical Interaction Between a Soft Robotic Digit and a Human Finger,» de *2018 ASME International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, Quebec, 2018.
- [62] J. Guo, X. He y C. Xiong, «Simultaneous Motion and Force Sensing for a Flexure Finger,» de *2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, New York, 2020.
- [63] N. Meng, W. Kun, L. Mingxin y Y. Ke, «Design, analysis and experiment of finger soft actuator with nested structure for rehabilitation training,» *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 12, n° 11, pp. 01-15, 2020.
- [64] N. Tan, X. Gu y H. Ren, «Simultaneous Robot-World, Sensor-Tip, and Kinematics Calibration of an Underactuated Robotic Hand With Soft Fingers,» *IEEE Access*, vol. 6, pp. 22705-22715, 2018.
- [65] Z. Xu, Y. Bai, R. Ni, N. Yang, Y. Sun y P. Qi, «Anthropomorphic Soft Pneumatic Fingers Towards Full Dexterity of Human Hand,» de *2018 IEEE-RAS 18th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, Beijing, 2018.
- [66] H. Zhang, A. S. Kumar, F. Chen, J. Y. H. Fuh y M. Y. Wang, «Topology Optimized Multimaterial Soft Fingers for Applications on Grippers, Rehabilitation, and Artificial Hands,» *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 24, n° 1, pp. 120-131, 2019.
- [67] A. Parra Urrea, «Especificación de requisitos de software para el sistema de ficha clínica del CECH,» Universidad del Bío-Bío, Santiago de Chile, 2017.
- [68] J. Ramirez Arias, A. Rubiano Fonseca y P. Castiblanco Moreno, «Soft Driving Epicyclical Mechanism for Robotic Finger,» *Actuators*, vol. 8, n° 3, p. 18, 2019.
- [69] D. systems, «Solidworks,» 27 06 2022. [En línea]. Available: <https://www.solidworks.com/es>.

- [70] M. Software, «Hexagon,» 27 06 2022. [En línea]. Available: <https://www.mscsoftware.com/product/adams>.
- [71] D. systems, «Catia,» 27 06 2022. [En línea]. Available: <https://www.3ds.com/es/productos-y-servicios/catia/>.
- [72] O. Vargas y O. Flor, «DISEÑO DE UN PROTOTIPO ROBÓTICO DE MANO Y ANTEBRAZO DIESTRO PARA PRÓTESIS,» *UNIVERSIDAD, CIENCIA y TECNOLOGÍA*, vol. 24, n° 96, pp. 27-34, 2019.
- [73] C. Haijun, J. Fangqi y C. Liang, «MULTI-CONNECTING-ROD PASSIVE FINGER UPPER JOINT PROSTHESIS». China Patente CN110559107, 11 Junio 2021.
- [74] J. F. Solarte y M. I. Muñoz, Aplicación de la hipotesis virtual spring damper en el control de posición de un dedo de prótesis de mano, Popayan: Universidad del Cauca, 2017.
- [75] P. A. Perdomo Fernandez y C. A. Gaviria Lopez, «Método para evaluación de una estrategia de control realimentado en la funcionalidad de agarre de poder con una prótesis de mano robótica,» *Tecnura*, vol. 26, n° 71, pp. 80-95, 2022.
- [76] D. Hroncová, I. Delyová y P. Frankovský, «Kinematic Analysis of the Press Mechanism Using MSC Adams,» *Applied Mechanics and Materials*, vol. 2, n° 83-89, p. 14, 2014.
- [77] S. Cobos, M. Ferre, M. Á. Sánchez Urán, J. Ortego y R. Aracil, «Human hand descriptions and gesture recognition for object manipulation,» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 13, n° 3, pp. 305-317, 2010.
- [78] K. Abdel-Malek, J. Yang, R. Brand y E. Tanbour, «Towards understanding the workspace of human limbs,» *Ergonomics*, vol. 47, n° 13, p. 1386–1405, 2004.
- [79] D. Dragulescu, V. Perdereau, M. Drouin, L. Ungureanu y K. Menyhardt, «3D active workspace of human hand anatomical model,» *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 6, pp. 01-12, 2006.
- [80] K. Goyal y D. Sethi, «AN ANALYTICAL METHOD TO FIND WORKSPACE OF A ROBOTIC MANIPULATOR,» *Journal of Mechanical Engineering*, vol. 41, n° 01, pp. 25-30, 2010.
- [81] R. M. De Anda López, F. Betanzos Castillo, E. Jiménez Campuzano y R. Aguirre Aranda, «Capítulo 2 MatLab y sus toolboxes como herramientas IoT para facilitar el desarrollo y diseño de sistemas mecatrónicos: Migrando hacia la I 4.0,» de *Mujeres en la tecnología*, Queretaro, Handbooks-©ECORFAN, 2019, pp. 16-27.

- [82] S. Zodeya y S. K. Pradhanb, «Matlab Toolbox for Kinematic Analysis and Simulation of Dexterous Robotic Grippers,» Elsevier Ltd., 2014.
- [83] M. Malvezzi, G. Gioioso, G. Salvietti y D. Prattichizzo, «A Matlab Toolbox for Underactuated and Compliant Hands,» *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 22, n° 4, pp. 52-68, 2015.
- [84] S. K. P. Swaraj Zodey, «Matlab Toolbox for Kinematic Analysis and Simulation of Dexterous Robotic Grippers,» *GLOBAL CONGRESS ON MANUFACTURING AND MANAGEMENT*, vol. 12, p. 10, 2014.
- [85] V. Pizarro de la Hoz y G. A. Rincón Sánchez, DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE MECANISMO DE PRENSION PARA MANO ROBOT ANTROPOMORFICA, Bogotá: Universidad Militar Nueva Granada, 2012.
- [86] B. Herrera Badel y L. M. Madriñan Chiquito, «Tendencia de discapacidad física en trabajadores por amputación en miembro superior causada por accidente laboral en la ciudad de Santiago de Cali, en el período enero 2012-diciembre 2014», Cali: Universidad Libre, 2016.
- [87] J. Agelvis, H. Guevara Rivas, M. Ortunio Calabrés y R. Cardozo Castellano, «Lesiones Observadas en Accidentes Laborales de Miembros Superiores,» *Informe Médico*, vol. 15, n° 2, pp. 57-66, 2013.
- [88] R. Galán S y M. J. Vergara R, «Prótesis impresa en 3D para la rehabilitación de amputaciones digitales: presentación de un diseño mecánico,» *Revista Colombiana de Cirugía Plástica y Reconstructiva*, vol. 25, n° 2, pp. 32-39, 2019.
- [89] V. Mitrevski, T. Geramitcioski, V. Mijakovski y M. Lutovska, «RISK ASSESSMENT FOR CONSTRUCTION OF BRIDGE ON MOTORWAY,» *ANNALS of Faculty Engineering Hunedoara – International Journal of Engineering*, vol. 12, n° 2, pp. 95-99, 2014.



# Anexos

## Anexo 1. Datasheet Driver



### Setup and Configuration of the **Tic T825 Controller** (Tic T825 USB Multi-Interface Stepper Controller)

#### Compatible Products:

**Tic T825 Controller**  
**S20-SS-MM-C**  
**T20-SS-MM-C**  
**P8-SS-GG-VV-ST**

This note provides information regarding the Tic T825 Stepper Controller and Pololu's free stepper driver software, with the intent to allow custom control and configuration of our stepper actuator families. For the Tic T825 complete datasheet and User Guide visit Pololu's website. <https://www.pololu.com/product/3130>



Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone  
Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free  
Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
V8M 0B3

sales@actuonix.com  
www.actuonix.com

## Quick Setup:

The information in this section will help in connecting your stepper motor and power supply to the Tic.

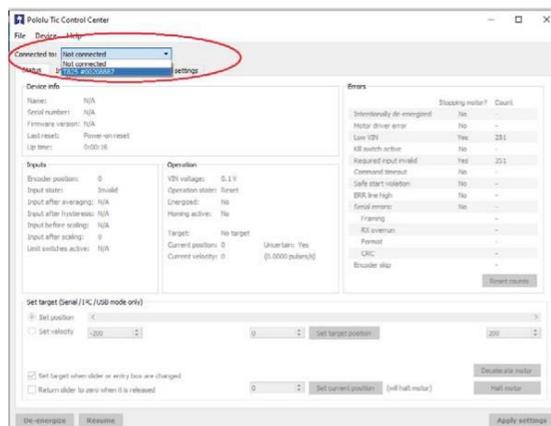
**WARNING:** Connecting or disconnecting a stepper motor while the Tic's motor power supply (VIN) is powered can DESTROY the motor driver. (Rewiring anything while it is powered can be problematic)

Begin by downloading the Tic Control Center software of the Pololu's website.  
<https://www.pololu.com/product/3130/resources>

Open and run the Tic Control Center software. It is recommended to run the Tic Control Center software to make sure the software can connect to the Tic over USB. This ensures the Tic is functioning before investing more time into setup.



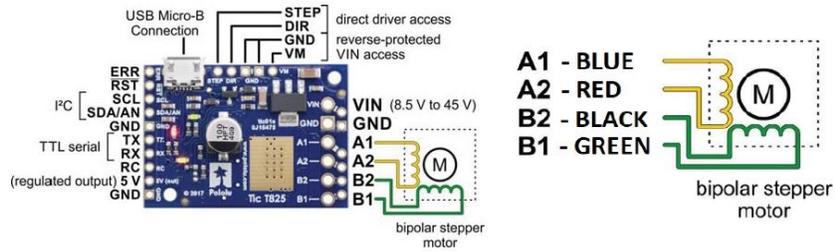
With the Tic Control Center software open and the USB connected, the Tic should automatically connect. If it does not automatically connect then use the drop down menu labelled "Connected to:" and select the Tic. The Tic should now be connected to the Tic Control Center.



ActuoNix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone  
Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free  
Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
V8M 0B3

sales@actuoNix.com  
www.actuoNix.com

Next is to connect the stepper motor wires to the Tic T825. Using the Pin layout below.



Make sure the stepper motor is connected and the wires are in the correct PIN location.

The power supply can be connected only once the stepper actuator is connected to the Tic board. Connect the power supply as shown in the image below. We recommend a 12V DC 2A Power Supply. <https://www.actuonix.com/DC-Power-Supply-p/dcpowersupply.htm>

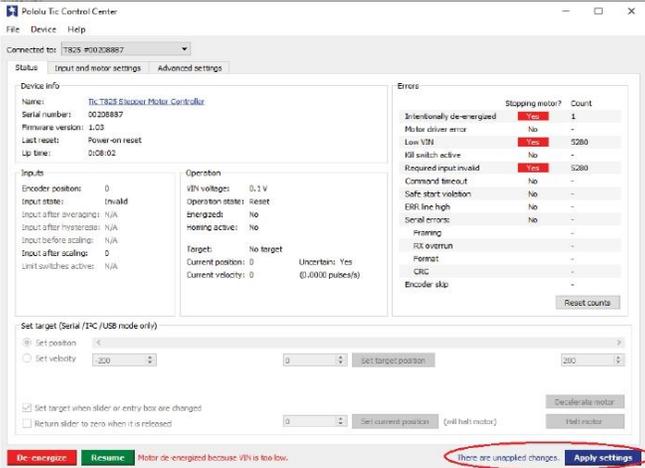
**WARNING:** The product is not certified for any particular high-voltage safety standard. Voltages above 30V can be extremely dangerous and should only be attempted by qualified individuals.



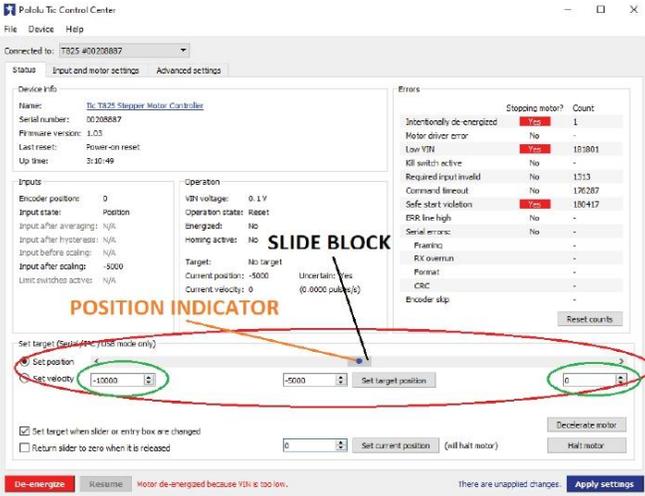
The Tic Control Center starts with default motor settings. These are found in the “Motor” block of “Input and motor settings” tab. These default settings must be changed for the Actuonix’s Linear Stepper Actuator to run correctly.

Next is to download the configuration file “S20-FULL-QuickStart” from Actuonix’s website.

In the Pololu Tic Software, at the top left select “File” and then select “Open settings file...” the configuration file to the Tic Control Center software. Make sure to “Apply Settings” once the config file is loaded. See image below.



Next is to set the correct number of steps for the actuator to complete a full stroke. Each stroke length has a different number of steps required to travel its entire stroke. The slide on “Status” tab defaults from -200 steps to 200 steps. These values must be changed for the step size and given stroke length of actuator being used.

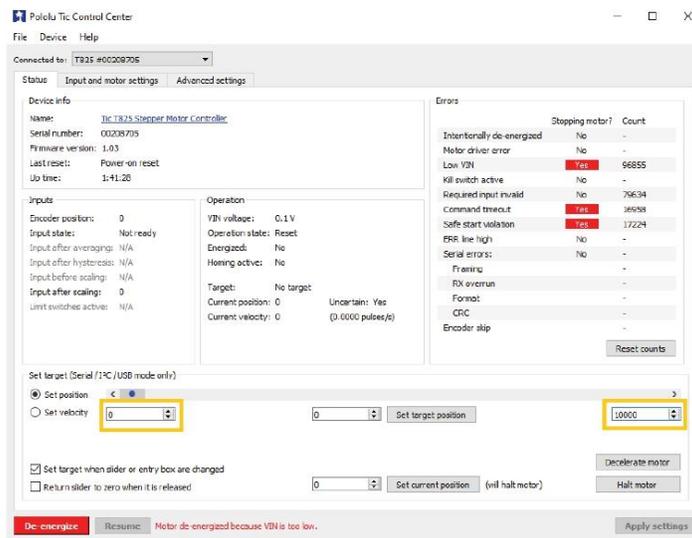


Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone  
 Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free  
 Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
 V8M 0B3

sales@actuonix.com  
 www.actuonix.com

The slide bar represents the actuators stroke, where the slide block is the target position and the position indicator marks the current position. However, as there is no feedback on the stepper actuator if steps are missed the Tic Control Center software does not recognize this and the position indicator will show it has successfully hit the target position.

For the “S20-FULL-QuickStart” file the steps size is **FULL** and the total number of steps for strokes lengths of 15mm, 30mm, 50mm, and 100mm are 1500 steps, 3000 steps, 5000 steps, and 10,000 steps respectively. The number of total steps required to complete one stroke is the stroke length divided by the step size. In Table 1, the total steps required for a specific stroke length and step mode is shown.



With the correct number of steps inputted you can now move the slide block, however, before it will move the actuator you must first press “Resume” to energize (power) the motor. Actuonix’s linear stepper actuator models do not contain position feedback; this is why it is required to **home** the actuator before use. To **home** the actuator it must be over stepped into either the fully extended or fully retracted position.

It is best practice to always “De-energize” the actuator after each use or during long periods of idle time.

**Note: the motor movement may be opposite direction as desired, this can be changed by checking the “Invert motor direction” box in the “Input and motor settings” tab.**

## Stroke Length, Speed and Acceleration Customization:

This section will guide you in customizing the control and parameters of our S20 and P8-ST Actuator line using the Tic T825 control board.

The Tic T825 has a wide range of control inputs and customizable parameters. The main customizable parameters that relate directly to actuator performance include: **starting speed, max speed, acceleration, deceleration, step size, max current and number of steps**. Table 1 below shows the range of values that are acceptable inputs for the S20 and Tic T825.

Step Mode->		Full (step size = 0.01mm)	1/2 (0.005mm)	1/4 (0.0025mm)	1/8 (0.00125mm)	1/16 (0.000625mm)	1/32 (0.0003125mm)
Stroke Length(mm)	Revolutions	Steps	Steps	Steps	Steps	Steps	Steps
15	7.5	1500	3000	6000	12000	24000	48000
30	15	3000	6000	12000	24000	48000	96000
50	25	5000	10000	20000	40000	80000	160000
100	50	10000	20000	40000	80000	160000	320000
150	75	15000	30000	60000	120000	240000	480000
Speed (mm/s), (steps/s)	speed (mm/s)	steps/s	steps/s	steps/s	steps/s	steps/s	steps/s
	1	100	200	400	800	1600	3200
	5	500	1000	2000	4000	8000	16000
	10	1000	2000	4000	8000	16000	32000
	15	1500	3000	6000	12000	24000	48000
	30	3000	6000	12000	24000	48000	96000
	40	4000	8000	16000	32000	64000	128000
	50	5000	10000	20000	40000	80000	160000
	60	6000	12000	24000	48000	96000	192000
70	7000	14000	28000	56000	112000	224000	
80	8000	16000	32000	64000	128000	256000	
Beyond Driver Limits (50000 maximum)							
Maximum Reliable Acceleration	pulses/s <sup>2</sup>	10000	20000	40000	80000	160000	320000

**Table 1: S20-38MM Actuator and Tic T825 Parameters**



Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone sales@actuonix.com  
 Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free www.actuonix.com  
 Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
 V8M 0B3

49:1	Step Mode->	Full ≅0.006mm	1/2 ≅0.003mm	1/4 ≅0.0015mm	1/8 ≅0.00075mm	1/16 ≅0.000375mm	1/32 ≅0.0001875mm
Stroke Length(mm)	Revolutions	steps	steps	steps	steps	steps	steps
10	1.67	1666.7	3333.3	6666.7	13333.3	26666.7	53333.3
25	4.17	4166.7	8333.3	16666.7	33333.3	66666.7	133333.3
50	8.33	8333.3	16666.7	33333.3	66666.7	133333.3	266666.7
75	12.50	12500.0	25000.0	50000.0	100000.0	200000.0	400000.0
100	16.67	16666.7	33333.3	66666.7	133333.3	266666.7	533333.3
Speed (mm/s), (steps/s)	speed (mm/s)	steps/s	steps/s	steps/s	steps/s	steps/s	steps/s
	1	167	333	667	1333	2667	5333
	5	833	1667	3333	6667	13333	26667
	10	1667	3333	6667	13333	26667	53333
	15	2500	5000	10000	20000	40000	80000
	30	5000	10000	20000	40000	80000	160000
	40	6667	13333	26667	53333	106667	213333
	50	8333	16667	33333	66667	133333	266667
	60	10000	20000	40000	80000	160000	320000
	70	11667	23333	46667	93333	186667	373333
80	13333	26667	53333	106667	213333	426667	
Beyond Driver Limits (50000 maximum)							
Maximum Reliable Acceleration	steps/s^2	10000	20000	40000	80000	160000	320000

Table 2: 49:1 Gear Ratio P8-ST and Tic T825 Parameters



Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone sales@actuonix.com  
Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free www.actuonix.com  
Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
V8M 0B3

165:1	Step Mode->	Full ≅0.0018mm	1/2 ≅0.00091mm	1/4 ≅0.00045mm	1/8 ≅0.00023mm	1/16 ≅0.00011mm	1/32 ≅0.000057mm
	Stroke Length(mm)	Revolutions	steps	steps	steps	steps	steps
10	1.67	5500	11000	22000	44000	88000	176000
25	4.17	13750	27500	55000	110000	220000	440000
50	8.33	27500	55000	110000	220000	440000	880000
75	12.50	41250	82500	165000	330000	660000	1320000
100	16.67	55000	110000	220000	440000	880000	1760000
Speed (mm/s), (steps/s)	speed (mm/s)	steps/	steps/s	steps/s	steps/s	steps/s	steps/s
	1	550	1100	2200	4400	8800	17600
	5	2750	5500	11000	22000	44000	88000
	10	5500	11000	22000	44000	88000	176000
	15	8250	16500	33000	66000	132000	264000
	30	16500	33000	66000	132000	264000	528000
	40	22000	44000	88000	176000	352000	704000
	50	27500	55000	110000	220000	440000	880000
	60	33000	66000	132000	264000	528000	1056000
	70	38500	77000	154000	308000	616000	1232000
80	44000	88000	176000	352000	704000	1408000	
Beyond Driver Limits (50000 maximum)							
Maximum Reliable Acceleration	steps/s^2	10000	20000	40000	80000	160000	320000

Table 3: 165:1 Gear Ratio P8-ST and Tic T825 Parameters



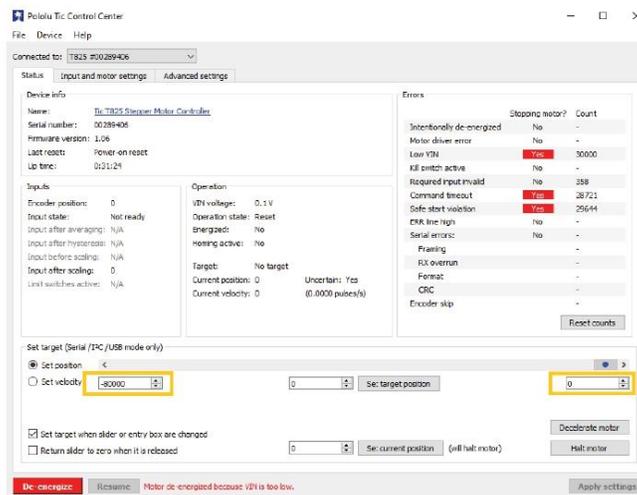
Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone sales@actuonix.com  
Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free www.actuonix.com  
Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
V8M 0B3

## Parameter Setup Example

Below is an example of how one would go about modify the parameters in the Tic Control Center using the table provided. Complete the following **three** steps to successfully customize the Tic Control Center parameters.

### Step Mode and Stroke Length

- 1) Choose a stroke length and Step Mode, enter the -value in the box beside "Set Velocity"  
Ex. Stroke length 100mm and Step Mode 1/8 gives a value of 80000



### Speed

- 2) Choose a speed in the speed column, then run along to the same Step mode column as 1),  
Enter this value in box beside Max speed: Ex. 30mm/s gives 24000 pulses/s

**Note: you have to add zeros until the number to the right of the box is the correct value**

### Acceleration

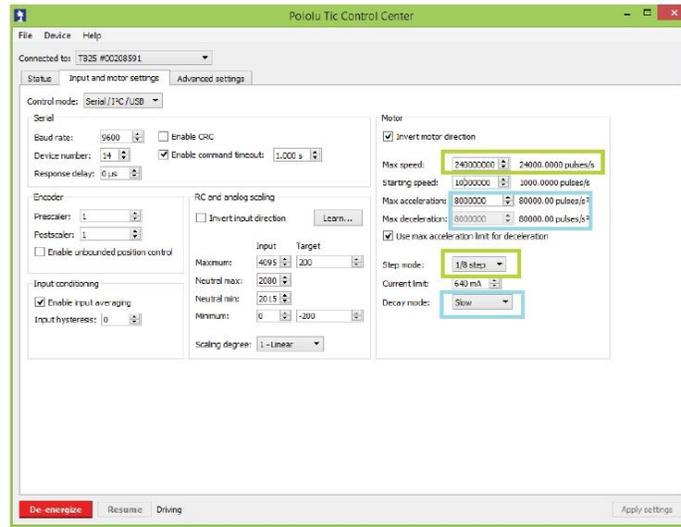
- 3) Follow the max acceleration row over to the Step mode column, Enter this Max Acceleration value,  
Enter your selected Step Mode. Enter slow for Decay mode:(this stops an annoying whining noise)



Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone  
Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free  
Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
V8M 0B3

sales@actuonix.com  
www.actuonix.com

**Note: Starting speed and max acceleration will need to be adjusted if measured speed is too far off from expected speed.**



Once the parameters are set it is best to test the travel of the unit using the SLIDE BAR. Only once it is determined to be a successful set of parameters for your application should the control mode be modified.

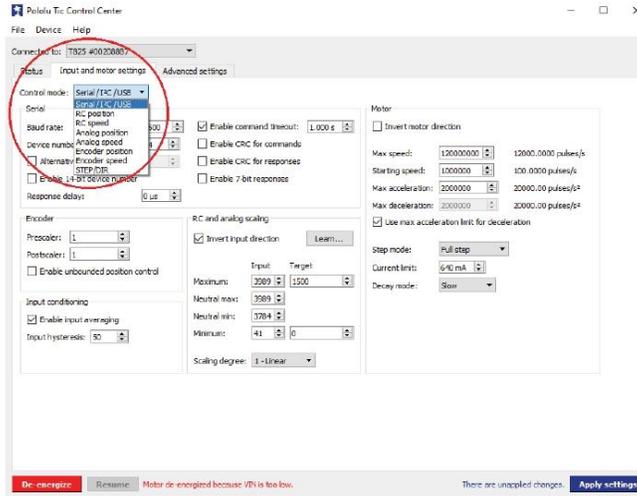
## Control Mode

For details on control modes and setup see Pololu's Tic Stepper Motor Controller User Guide. <https://www.pololu.com/docs/0J71>.

To modify the control mode go to the "Input and motor settings" tab. At the top left of the tab there is a drop down menu labelled "Control mode". Set the dropdown to the desired control mode.



Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone sales@actuonix.com  
Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free www.actuonix.com  
Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
V8M 0B3



Included in the Quick Start Configuration files are four RC position configuration files (S20-15mm-RC, S20-30mm-RC, S20-50mm-RC, and S20-100mm-RC). The files use the control mode “RC position” to drive the stepper actuator with radio control. The scaling has been predetermined through use of the “RC and analog scaling” block and the “Learn” wizard built into the Tic Control Center software. For explanation on how to use the wizard visit Pololu’s website at <https://www.pololu.com/docs/0J71/4.7>.

*Technical assistance and design support services — Disclaimer of Warranties; Release of Claims*

*Actuonix offers technical assistance and design support services as a convenience to Actuonix customers. Actuonix personnel strive to provide useful information regarding Actuonix products. Actuonix does not guarantee that any information or recommendation provided is accurate, complete, or correct, and Actuonix shall have no responsibility or liability whatsoever in connection with any information or recommendation provided, or the customer’s reliance on such information or recommendation. The customer is solely responsible for analyzing and determining the appropriateness of any information or recommendation provided by Actuonix personnel, and any reliance on such information or recommendation is at the customer’s sole risk and discretion. Accordingly, the customer shall release and hold Actuonix harmless from and against any and all loss, liability, and damage incurred by the customer or any third party as a result of any information or recommendation provided to the customer or the customer’s reliance on such information or recommendation.*

**All information provided on this datasheet is subject to change. Purchase or use of Actuonix actuators is subject to acceptance of our terms and conditions as posted here: <http://www.actuonix.com/terms.asp>**

Rev A - August 2021



Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone sales@actuonix.com  
 Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free www.actuonix.com  
 Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
 V8M 0B3

## Anexo 2. Datasheet Flex Sensor



# FLEX SENSOR FS

*Special Edition Length*

### Features

- Angle Displacement Measurement
- Bends and Flexes physically with motion device
- Possible Uses
  - Robotics
  - Gaming (Virtual Motion)
  - Medical Devices
  - Computer Peripherals
  - Musical Instruments
  - Physical Therapy
- Simple Construction
- Low Profile

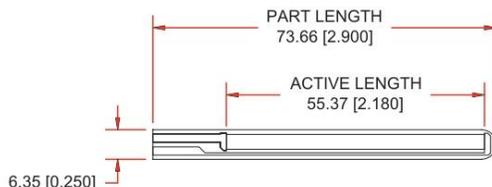
### Mechanical Specifications

- Life Cycle: >1 million
- Height: ≤0.43mm (0.017")
- Temperature Range: -35°C to +80°C

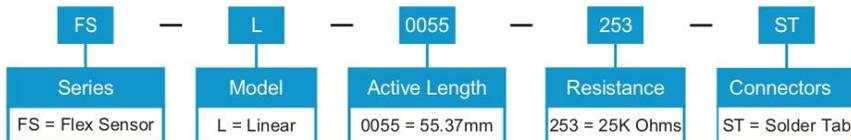
### Electrical Specifications

- Flat Resistance: 25K Ohms
- Resistance Tolerance: ±30%
- Bend Resistance Range: 45K to 125K Ohms (depending on bend radius)
- Power Rating : 0.50 Watts continuous. 1 Watt Peak

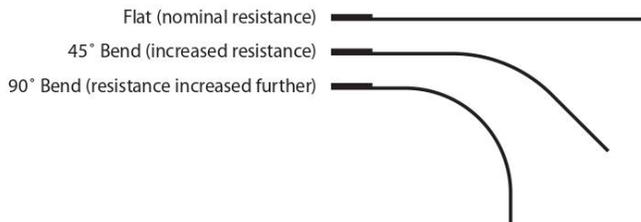
### Dimensional Diagram - Stock Flex Sensor

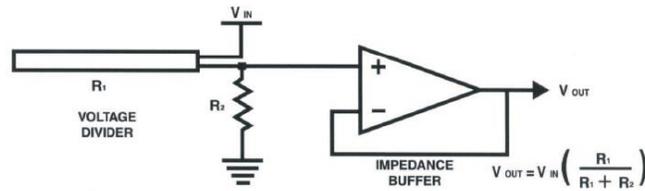


### How to Order - Stock Flex Sensor



### How It Works



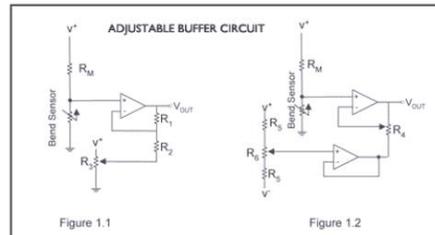
**BASIC FLEX SENSOR CIRCUIT:**

Following are notes from the ITP Flex Sensor Workshop

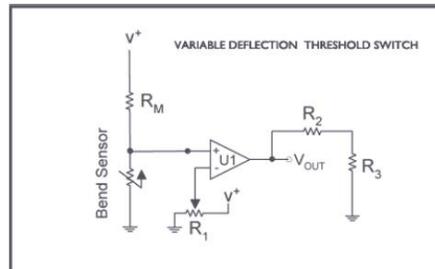
"The impedance buffer in the [Basic Flex Sensor Circuit] (above) is a single sided operational amplifier, used with these sensors because the low bias current of the op amp reduces error due to source impedance of the flex sensor as voltage divider. Suggested op amps are the LM358 or LM324."

"You can also test your flex sensor using the simplest circuit, and skip the op amp."

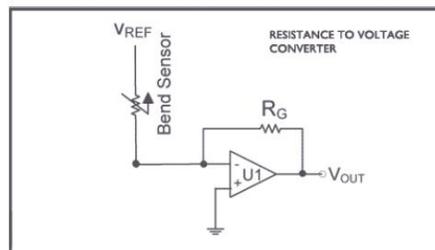
"**Adjustable Buffer** - a potentiometer can be added to the circuit to adjust the sensitivity range."



"**Variable Deflection Threshold Switch** - an op amp is used and outputs either high or low depending on the voltage of the inverting input. In this way you can use the flex sensor as a switch without going through a microcontroller."



"**Resistance to Voltage Converter** - use the sensor as the input of a resistance to voltage converter using a dual sided supply op-amp. A negative reference voltage will give a positive output. Should be used in situations when you want output at a low degree of bending."



## Anexo 3. Datasheet Motor



P8- 50mm Stroke  
Actual Size

### Applications

- Robotics
- Optics
- Diagnostic Equipment
- Industrial Automation

All data on this sheet is provided for information purposes only and is subject to change. Purchase and use of Actuonix Actuators is subject to our terms and conditions as posted here:  
<http://www.Actuonix.com/terms.asp>

## Miniature Linear Motion Series · P8 STEPPER

Actuonix Motion Devices unique line of Miniature Linear Actuators enables a new generation of motion-enabled product designs, with capabilities that have never before been combined in a device of this size. These linear stepper actuators are a superior alternative to designing your own push/pull mechanisms.

The P8 stepper actuators are complete, self-contained linear motion devices. Several stroke length options allow these to fit a wide variety of applications.

The brushless stepper design makes the P8-ST one of our longest life actuators.

P8 Stepper Specifications					
Stroke Option	10mm	25mm	50mm	75mm	100mm
Mass	18g	20g	24g	28g	32g
Closed Length hole to hole	45mm	60mm	85mm	110mm	135mm
Maximum Side Load	≈ 0.10 * Maximum Force				
Gear Ratio	49:1		165:1		
Full Step Size	~0.006mm		~0.0018mm		
Backdrive Force	9N <i>(no power)</i>	> 30N <i>(power applied)</i>	25N <i>(no power)</i>	> 100N <i>(power applied)</i>	
Temperature Rise	80°C Max				
Input Voltage	0-4.2 VDC				
Max Current (per phase)	256mA				
Operating Temperature	-10°C to +40°C				
Audible Noise	< 40 dB @ 45cm low noise settings				
Ingress Protection	IP-54				
Mechanical Backlash	< 0.5mm				
Inductance (per phase)	4.5mH@1kHz				
Resistance (per phase)	15ohm				
Maximum Duty Cycle	100%				
Maximum Static Load	200N				

### Basis of Operation

The P8 stepper is designed to push or pull a load axially along its full stroke length. The speed of travel is determined by the step frequency, and maximum force by the current applied. When power is removed the actuator will hold its position, unless the applied load exceeds the back drive force. Actuators should be tested in each specific application to determine their effective life under those loading conditions and environment.

### Ordering

Small quantity orders can be placed directly online at [www.Actuonix.com](http://www.Actuonix.com). Purchase orders, volume quotes, and custom order requests can be sent to [sales@actuonix.com](mailto:sales@actuonix.com). MOQ for custom strokes, cables or connectors is typically 500pcs. Each actuator ships with two mounting brackets and M3 mounting hardware. The cable length is approximately 300mm with actuator mating connector and bared leads.



Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone sales@actuonix.com  
Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free www.actuonix.com  
Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
V8M 0B3

Copyright 2021 © Actuonix Motion Devices Inc.

### Model Selection

P8 stepper options are identified according to the following model numbering scheme:

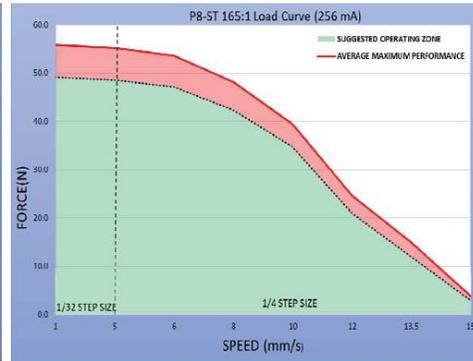
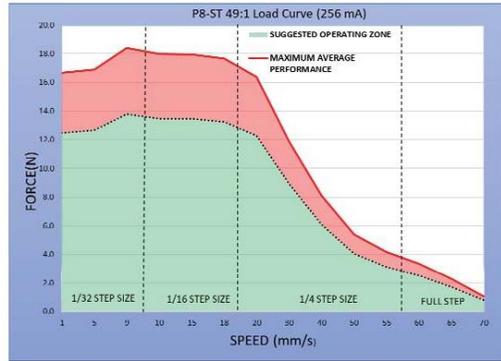
#### P8-SS-GG-VV-C

Feature	Options
<b>SS:</b> Stroke	<b>10, 25, 50, 75, 100</b>
<b>GG:</b> Gear reduction	<b>49, 165</b>
<b>VV:</b> Voltage	<b>3</b>
<b>C:</b> Controller	<b>ST</b>

### P8 Connector Pin-out

#### WIRING:

A1 - ORANGE	- Motor Coil A +
A2 - RED	- Motor Coil A -
B1 - BROWN	- Motor Coil B +
B2 - BLACK	- Motor Coil B -



**WARNING:** As the applied force approaches the maximum force there is greater risk for missed steps to occur.

### Driver Selection and Settings

The P8 stepper can be driven by most standard 4 wire stepper drivers. Actuonix offers the Tic T825 USB Multi-Interface Stepper Motor Controller. This driver is easily adjustable so that you can determine the best settings for your application. The controller supports six control interfaces: USB, TTL serial, I<sup>2</sup>C, analog voltage, quadrature encoder, and RC. Refer to the Pololu Tic T825 Datasheet for further driver specific details.

For reliable operation it is suggested that the applied force fall between 50%-75% of maximum force for a given speed.

For quiet and smooth operation at low speeds we recommend a micro step setting. At medium speeds the full step setting (1), will provide an improvement in maximum load, while still minimizing audible noise. At high speeds we recommend Full Step with limited acceleration and deceleration (Ramp the frequency of your step control signal). Without adequate ramping, the actuator will not move. Note: Ramped Micro step settings can also be used at higher speeds, however this will reduce the maximum force.

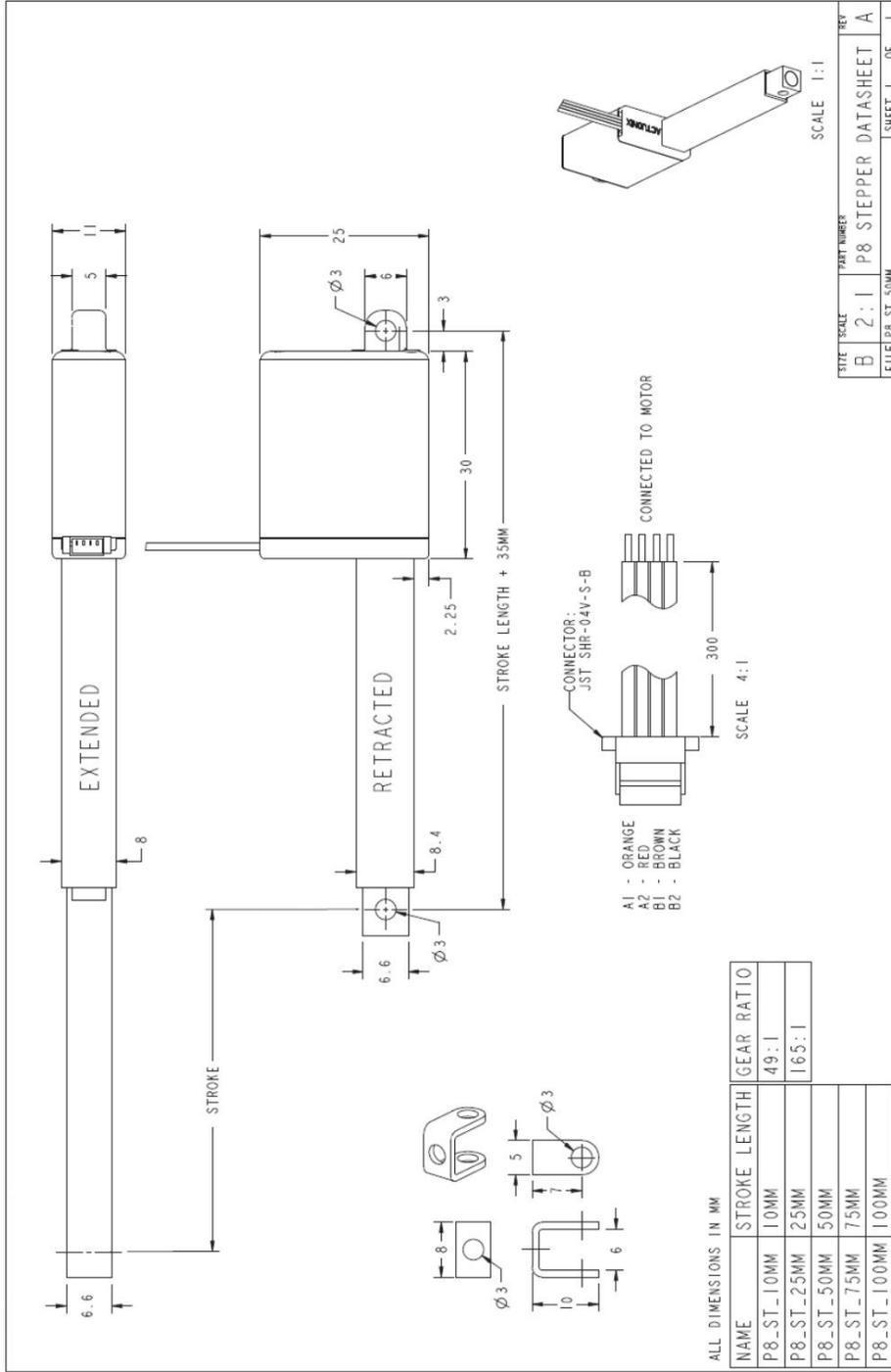
To save power on light load applications, you can reduce the constant current setting below the rated value. For higher loads you can increase current beyond the rated value, however your duty cycle may need to be reduced to keep the motor within the acceptable temperature range. Note: Exceeding datasheet rated values can reduce motor life, and is not covered by our warranty.

Microstepping can be used to increase resolution, however there will be some non-linearity between microsteps, and reduced holding force.

Copyright 2021 © Actuonix Motion Devices Inc.



Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone sales@actuonix.com  
 Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free www.actuonix.com  
 Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
 V8M 0B3



SIZE	SCALE	PART NUMBER	KEY
B	2:1	P8 STEPPER DATASHEET	A
FILE	P8_ST_50MM	SHEET	1 OF 1

All data on this sheet is provided for information purposes only and is subject to change. Purchase and use of Actuonix Actuators is subject to our terms and conditions as posted here: <http://www.actuonix.com/terms.asp>

Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone sales@actuonix.com  
 Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free www.actuonix.com  
 Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
 V8M 0B3



Datasheet Revision B

## Anexo 4. Datasheet Batería

Batería recargable litio (Li-Ion) 5V 4800mAh USB YSN05480 [ysn05480] - 23.14€ - SECURAME

<https://www.securame.com/bateria-recargable-litio-liion-5v-4800mah-usb-ysn05480-p-691.html>



[Inicio](#) » [Alimentación](#) » [Baterías litio](#) » [ysn05480](#)

[Mi Cuenta](#) | [Mi Carrito](#) | [Realizar Pedido](#)

**Batería recargable litio (Li-Ion) 5V 4800mAh USB YSN05480** **23.14€**  
(28.00€ con IVA)  
+4ud. 20.66€

Cantidad:

[Añadir al carrito](#)

Stock:

### Descripción

#### Batería recargable litio (Li-Ion) 5V 4800mAh USB YSN05480



Batería recargable de 5V de Li-Ion de 4800mAh. La batería mide unos 57x95x20mm y pesa unos 195gr. Dispone de interruptor de encendido/apagado para saber cuando esta en marcha. Conector de carga standard de 2.1mm, salida con conector USB.

Modelo YSN-05480, Input 12.6VDC, Output 5VDC 4800mAh. Incluye de regalo un cargador de baterías Li-Ion de 12V 350mA, pero recomendamos cargadores de 1A y 3A que tenemos también disponibles.

**Notas:** Estas baterías se entregan con un cargador específico para baterías Li-Ion; NO pueden cargarse usando un transformador normal de 12V, conectándolas a 12V (por ejemplo en un coche).

El cargador tiene dos leds de estado (rojo/verde). Al enchufar el cargador a la corriente se le enciende el led rojo, y al conectar la batería el led cambia a color verde mientras esta cargando. La carga de la batería estará completa cuando el led del cargador vuelva a ponerse rojo. En los modos que dispongan de interruptor de encendido, para que la batería cargue este ha de estar en posición de ON.

Las baterías de Li-Ion son baterías de descarga lenta; las vendemos para videovigilancia, pero se pueden usar para muchas otras cosas, como par sondas de pesca, etc. Pero por ser de descarga lenta NO son baterías aptas para altas necesidades de energía, como puedan ser motores o luces puesto que pueden quedar las baterías inutilizadas.

Para tener nociones sobre el uso y mantenimiento de baterías de Li-Ion, es también de recomendada lectura la siguiente guía:  
- [Baterías de Li-Ion: Ventajas, desventajas, y mantenimiento](#)

Cantidad:

[Añadir al carrito](#)

Stock:



Productos relacionados:

 <p>Batería recargable litio (Li-Ion) 5V 9000mAh 12V 4500mAh YSD12-5 33,06€</p>	 <p>Batería recargable litio (Li-Ion) 5V 5600mAh USB 12V 3800mAh 31,41€</p>
--	--

Cientes que compraron este producto, también han comprado:

 <p>Batería recargable litio (Li-Ion) 12V 9000mAh YSD12900 49,59€</p>	 <p>Cable alimentación 1 a 1 (cable a 1x2.1mm hembra con cods) 0,33€</p>	 <p>Cargador para baterías recargables litio 7,44€</p>
--	---	---

domingo 23 de octubre, 2022

(c) 1999-2022 Securame, S.L. - Barcelona, España - Email: [contacto@securame.com](mailto:contacto@securame.com)



## Anexo 5. Código Arduino

```
// This example shows how to send serial commands to the Tic
// Stepper Motor Controller to control the position of a Stepper
// Motor.
//
// The Tic's control mode must be set to "Serial/I2C/USB". The
// baud rate should be set to 9600 and CRC should not be enabled.
// This example uses the compact protocol, so the Tic's device
// number is not used, and can be set to anything.
//
// If you have sent a De-energize command to the Tic, for example
// by clicking "De-energize" in the Tic Control Center, you will
// need to undo that by clicking "Resume" or power-cycling the
// Tic.
//
// Please see https://github.com/pololu/tic-arduino for details
// on how to make the connections between the Arduino and the
// Tic.

#include <Tic.h>

// On boards with a hardware serial port available for use, use
// that port to communicate with the Tic. For other boards,
// create a SoftwareSerial object using pin 10 to receive (RX)
// and pin 11 to transmit (TX).
#ifdef SERIAL_PORT_HARDWARE_OPEN
#define ticSerial SERIAL_PORT_HARDWARE_OPEN
#else
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial ticSerial(10, 11); // Para comunicación serie con driver TIC
#endif
```

```

TicSerial tic(ticSerial);
int cont_pasos = 0; // Variable útil solo para depuración. Determina el número de pasos que
se ha movido el vástago del actuador lineal entre 0% y 100%
float v_max = 2.76; // Voltaje en voltios máximo leído del sensor, en máxima flexión del
dedo
float v_min = 0.53; // Voltaje en voltios mínimo, leído del sensor, en máxima extensión del
dedo
int32_t per_vastago = 0; // Porcentaje de elongación del vástago del actuador lineal
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  // Set the baud rate.
  ticSerial.begin(9600);

  // Give the Tic some time to start up.
  //delay(20);

  // Set the Tic's current position to 0, so that when we command
  // it to move later, it will move a predictable amount.
  tic.haltAndSetPosition(0);

  // Tells the Tic that it is OK to start driving the motor. The
  // Tic's safe-start feature helps avoid unexpected, accidental
  // movement of the motor: if an error happens, the Tic will not
  // drive the motor again until it receives the Exit Safe Start
  // command. The safe-start feature can be disabled in the Tic
  // Control Center.
  tic.exitSafeStart();
}

// Sends a "Reset command timeout" command to the Tic. We must
// call this at least once per second, or else a command timeout
// error will happen. The Tic's default command timeout period
// is 1000 ms, but it can be changed or disabled in the Tic

```

```

// Control Center.
void resetCommandTimeout()
{
    tic.resetCommandTimeout();
}

// Delays for the specified number of milliseconds while
// resetting the Tic's command timeout so that its movement does
// not get interrupted by errors.
void delayWhileResettingCommandTimeout(uint32_t ms)
{
    uint32_t start = millis();
    do
    {
        resetCommandTimeout();
    } while ((uint32_t)(millis() - start) <= ms);
}

// Polls the Tic, waiting for it to reach the specified target
// position. Note that if the Tic detects an error, the Tic will
// probably go into safe-start mode and never reach its target
// position, so this function will loop infinitely. If that
// happens, you will need to reset your Arduino.
void waitForPosition(int32_t targetPosition)
{
    do
    {
        resetCommandTimeout();
    } while (tic.getCurrentPosition() != targetPosition);
}

int32_t per_flex_relativo( int32_t value) {

```

```

// Esta función recibe un entero entre 0 y 100, representando el porcentaje de
flexión/extensión del FlexSensor

// El rango de voltajes entre máxima flexión (v_max) y mínima flexión (v_min)

// Devuelve la diferencia en porcentaje de flexión entre la posición actual y la nueva
(porcentaje respecto a posición actual)

// Un valor positivo significa que el sensor Flex se ha flexionado, un valor negativo que el
sensor Flex se ha extendido

    const float change_threshold = 0;    // Mínimo cambio de porcentaje en
extensión/contracción Flex Sensor

    static int32_t old_value=0; // el valor anterior de voltaje leído es estático, así se mantiene
cuando se sale de la función

    bool changed = abs(old_value-value) >= change_threshold; // esta bandera indica que hubo
almenos un cambio de voltaje superior a 1%

```