

**UNIVERSIDAD DE PAMPLONA**  
**FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA**



**Diseño y construcción de un prototipo mecatrónico para rehabilitación pasiva en flexión-  
extensión y pronación-supinación de antebrazo**

**Trabajo de grado**

Autor

**Yessenia Catherine Leal Gafaro**

Trabajo de Titulación previo a la obtención del título de  
**Ingeniero mecatrónico**

Pamplona, junio del 2021

**UNIVERSIDAD DE PAMPLONA**  
**FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA**



**Diseño y construcción de un prototipo mecatrónico para rehabilitación pasiva en flexión-  
extensión y pronación-supinación de antebrazo**

Autor

**Yessenia Catherine Leal Gafaro**

Director

**Jorge Enrique Araque Isidro**

Pamplona, junio del 2021

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco primeramente a Dios por permitirme haber llegado hasta este punto en esta etapa de mi vida por la fuerza, el entendimiento y la sabiduría que me brinda día a día.

Agradezco a mi familia, mi madre y mi hermano por su constante apoyo y su confianza en mí, porque gracias a todos los valores inculcados por ellos he podido llegar a donde estoy de la mejor manera.

Agradecimiento muy especial a mi novio Javier Moreno por su incondicional apoyo, por su colaboración, por sus buenos consejos y por su constante preocupación por mí, la cual es una persona de admirar como profesional y como persona.

Agradecimientos a mi director de tesis, el profesor Jorge Enrique Araque por guiar mi proyecto, por su dedicación y por su tiempo en las asesorías, ya que estas me aportaron gran conocimiento y me permitió culminar el proyecto de la mejor forma.

Agradezco de corazón a mis compañeros Misael Baldovino, Fernando Ramírez y Nick Duarte que durante mi transcurso de la carrera me apoyaron y de cierta forma aportaron tanto para mi vida personal como para mi vida profesional.

*Dedico este proyecto a...*

*Mi madre por ser mi motor, mi principal mentora, por ser la persona que cada día me instruye para ser la mejor profesional y mejor persona.*

*Mi hermano por ser mi compañía incondicional, mi apoyo y mi luz para lograr todas mis metas y todos los objetivos planteados para mi vida.*

*Mi novio por ser mis ojos en momentos de oscuridad, mi mayor apoyo y la más sincera voz que me aconseja cada día de mi vida.*

# Índice

<b>RESUMEN</b> .....	<b>11</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>12</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>13</b>
<b>1. PRIMER CAPITULO: GENERALIDADES</b> .....	<b>16</b>
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	16
1.2. JUSTIFICACIÓN .....	18
1.3. OBJETIVOS .....	19
1.3.1. OBJETIVO GENERAL .....	19
1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	19
1.4. METODOLOGÍA.....	20
1.4.1. ETAPA DE DISEÑO DEL PROTOTIPO .....	21
1.4.2. ETAPA DE DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO.....	21
1.4.3. ETAPA DE ENSAMBLE DEL PROTOTIPO.....	21
<b>2. SEGUNDO CAPITULO: ESTADO DEL ARTE</b> .....	<b>23</b>
2.1. MARCO TEÓRICO .....	23
2.1.1. ANATOMIA DEL MIEMBRO SUPERIOR .....	23
2.1.1.1. HUESOS DEL MIEMBRO SUPERIOR .....	24
2.1.1.1.1. HUESOS DEL BRAZO .....	24
2.1.1.1.2. HUESOS DEL ANTEBRAZO.....	26
2.1.1.1.3. HUESOS DE LA MANO .....	28
2.1.1.2. ARTICULACIONES DEL ANTEBRAZO .....	29
2.1.1.3. MÚSCULOS DEL ANTEBRAZO.....	29
2.1.1.4. ARTERIAS DEL ANTEBRAZO.....	33
2.1.1.5. NERVIOS DEL ANTEBRAZO.....	33
2.1.2. FISIOLÓGÍA DEL MIEMBRO SUPERIOR .....	34
2.1.2.1. FISIOLÓGÍA DEL HOMBRO .....	34
2.1.2.2. POSICIÓN ANATOMICA DEL HOMBRO .....	34
2.1.2.3. FISIOLÓGÍA DEL CODO.....	35
2.1.2.4. FISIOLÓGÍA DEL ANTEBRAZO.....	36
2.1.2.5. FISIOLÓGÍA DE LA MUÑECA.....	37
2.1.2.6. FISIOLÓGÍA DE LA MANO.....	37
2.1.3. ANTROPOMETRÍA .....	39
2.1.4. BIOMECANICA DEL MIEMBRO SUPERIOR .....	39
2.1.4.1. MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN EL CODO .....	40
2.1.4.2. MOVIMIENTO PRONACIÓN-SUPINACIÓN DE ANTEBRAZO .....	40
2.1.5. REHABILITACIÓN .....	41
2.1.5.1. REHABILITACIÓN PASIVA.....	41
2.1.5.1. REHABILITACIÓN ACTIVA.....	42
2.2. ESTADO DEL ARTE .....	42
2.2.1. <i>ExoRehab X</i> .....	42
2.2.2. <i>Mit-Manus</i> .....	43
2.2.3. <i>Exoesqueleto RUPERT</i> .....	43
2.2.4. <i>Exoesqueleto del brazo CAREX</i> .....	45
2.2.5. <i>MyoPro</i> .....	46

2.2.6.	<i>Mecanismo de pronosupinación adaptable a dispositivos de rehabilitación de la extremidad superior</i>	47
2.2.7.	<i>Dispositivo robótico multifuncional UHP</i>	48
<b>3.</b>	<b>TERCER CAPITULO: DESARROLLO DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE ANTEBRAZO</b>	<b>51</b>
3.1.	ANÁLISIS DE LOS MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y PRONACIÓN-SUPINACIÓN PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE ANTEBRAZO	51
3.1.1.	ESTUDIO Y DEFINICIÓN DE LAS TRAYECTORIAS	51
3.1.1.1.	MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN	51
3.1.1.2.	MOVIMIENTO PRONACIÓN-SUPINACIÓN	54
3.2.	PLANTEAR UN MECANISMO QUE PERMITA REALIZAR LOS MOVIMIENTOS PASIVOS PARA LA REHABILITACIÓN DE ANTEBRAZO	57
3.2.1.	SÍNTESIS DE NÚMERO	57
3.2.2.	SÍNTESIS DE TIPO	59
3.2.1.1.	MECANISMO SIN TENER EN CUENTA EL MIEMBRO SUPERIOR	59
3.2.1.1.1.	SÍNTESIS DE NÚMERO (PRIMER CASO)	59
3.2.1.1.2.	SÍNTESIS DE NÚMERO (SEGUNDO CASO)	60
3.2.1.1.3.	SÍNTESIS DE NÚMERO (TERCER CASO)	61
3.2.1.1.4.	SÍNTESIS DE NÚMERO (CUARTO CASO)	63
3.2.1.2.	MECANISMO TENIENDO EN CUENTA EL MIEMBRO SUPERIOR	64
3.2.1.2.1.	SÍNTESIS DE NÚMERO (PRIMER CASO)	64
3.2.1.2.2.	SÍNTESIS DE NÚMERO (SEGUNDO CASO)	67
3.3.	SÍNTESIS DIMENSIONAL, HALLAR EL MODELO CINEMÁTICO DEL PROTOTIPO MECATRÓNICO	70
3.3.1.	CINEMÁTICA DIRECTA DEL MECANISMO DE STEPHENSON I	70
3.3.1.1.	CINEMÁTICA DIRECTA DE MECANISMO DE CUATRO BARRAS	71
3.3.1.2.	CINEMÁTICA DIRECTA DEL TRIÁNGULO (G, J, K)	76
3.3.2.	CINEMÁTICA INVERSA DEL MECANISMO DE STEPHENSON I	77
3.3.3.	OPTIMIZACIÓN DEL MECANISMO	79
3.3.3.1.	PSO: Optimización por enjambre de partículas	79
3.3.3.2.	Optimización por enjambre de partículas del mecanismo de Stephenson I	81
3.4.	CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO MECATRÓNICO REHABILITADOR DE ANTEBRAZO	85
3.4.1.	CONSTRUCCIÓN DE LA ESTRUCTURA MECÁNICA DEL PROTOTIPO	85
3.4.2.	SELECCIÓN DE COMPONENTES ELECTRÓNICOS PARA EL MECANISMO DE REHABILITACIÓN DE ANTEBRAZO	89
3.4.2.1.	Motor DC	89
3.4.2.2.	Arduino uno	91
3.4.2.3.	Motor shield VNH2SP30	92
3.4.2.4.	Final de carrera	93
3.4.2.5.	Fuente de alimentación	94
3.4.2.6.	Potenciómetro	94
3.4.2.7.	Interruptor	95
	<b>RESULTADOS</b>	<b>98</b>
	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>100</b>
	<b>BIBLIOGRAFIA</b>	<b>101</b>
	<b>ANEXOS</b>	<b>103</b>

## Índice de Figuras

<i>Ilustración 1. Metodología de desarrollo del proyecto</i> .....	20
<i>Ilustración 2. Segmentos y huesos del miembro superior</i> .....	24
<i>Ilustración 3. Clavícula derecha, cara inferior y posterior</i> .....	25
<i>Ilustración 4. Escapula derecha, características óseas de la cara costal y posterior</i> .....	26
<i>Ilustración 5. Huesos del antebrazo cubito y radio, realizando los movimientos de flexión y extensión.</i> .....	26
<i>Ilustración 6. Extremidad proximal del cúbito</i> .....	27
<i>Ilustración 7. Radio y cúbito en posición articulada conectados por la membrana interósea. Izquierda la vista anterior y derecha la vista posterior</i> .....	28
<i>Ilustración 8. Huesos de la mano subdivididos en fila distal (verde) y proximal (azul)</i> .....	29
<i>Ilustración 9. Músculos del antebrazo de la región anterior. a) Músculos del primer plano b) Músculos del</i> .....	31
<i>Ilustración 10. Músculos de vista posterior del antebrazo a) primer plano b) segundo plano</i> .....	33
<i>Ilustración 11. Principales ejes del hombro 1) eje transversal 2) eje anteroposterior 3) eje vertical y 4) eje longitudinal del humero</i> .....	34
<i>Ilustración 12. Aproximación del codo hasta la muñeca (M1), hasta el hombro (H), hasta (M2), y flexionando desde C1 hasta C2</i> .....	35
<i>Ilustración 13. Puntos de referencia del codo. a) codo en posición de extensión, b) codo en posición de flexión</i> .....	36
<i>Ilustración 14. Movimiento de antebrazo con el codo situado a 90°. a) Posición anatómica, b) Posición de supinación, c) Posición de pronación</i> .....	36
<i>Ilustración 15. Movimientos de la muñeca en el plano AA' (eje transversal) y en el plano BB' (plano ateroposterior)</i> .....	37
<i>Ilustración 16. Pliegues palmares 2) palmar inferior 3) palmar medio 5) palmar superior 8) pliegue longitudinal</i> ....	38
<i>Ilustración 17. Mano se ahueca formando tres arcos: (XOY) arco carpiano, (OD3 y OD1) arcos carpometacarpofálangicos y (D1-D2 y D1-D5) arcos de posición del pulgar</i> .....	38
<i>Ilustración 18. Movimientos del codo a) Flexión b) Extensión</i> .....	40
<i>Ilustración 19. Movimientos de pronación-supinación de antebrazo</i> .....	41
<i>Ilustración 20. Dispositivo de rehabilitación de brazo ExoRehab-X</i> .....	42
<i>Ilustración 21. Sobreviviente de un accidente cerebrovascular ejercitándose con el robot Mit-Manus en el hospital de rehabilitación Spaulding en Boston</i> .....	43
<i>Ilustración 22. (a) Paciente utilizando versión II de RUPERT. (b) Modelo generado por computadora de la versión RUPERT. (c) Última versión de RUPERT, diseño para el brazo derecho</i> .....	44
<i>Ilustración 23. Exoesqueleto del brazo CAREX a) Grados de libertad del brazo CAREX b) Partes del brazo CAREX 1. Brazaletes del hombro 2. Brazaletes del brazo 3. Brazaletes del antebrazo</i> .....	45
<i>Ilustración 24. Descripción del sistema a. Cubierta del hombro b. Brazaletes del brazo c. Brazaletes del antebrazo d. Barra de extensión e. Sensor de orientación f. Codificador rotatorio g. Células de carga</i> .....	45
<i>Ilustración 25. Exoesqueleto MyoPro</i> .....	46
<i>Ilustración 26. Diseño del prono supinador a) vista simplificada b) vista frontal</i> .....	47
<i>Ilustración 27. Posiciones de pronosupinación a) Supinación b) Pronación c) Intermedia</i> .....	48
<i>Ilustración 28. Modos de funcionamiento ARM y WRIST del robot de rehabilitación UHP</i> .....	49
<i>Ilustración 29. El robot de rehabilitación UHP sin y con usuario</i> .....	49
<i>Ilustración 30. Marcas en cada una de las articulaciones de la extremidad superior, en un plano sagital.</i> .....	51
<i>Ilustración 31. Medida en centímetros de brazo y antebrazo</i> .....	52
<i>Ilustración 32. Transición movimiento flexión-extensión en plano sagital</i> .....	53
<i>Ilustración 33. Trayectoria realizada por los movimientos flexión-extensión</i> .....	53
<i>Ilustración 34. Posición inicial para movimientos de pronación-supinación</i> .....	54
<i>Ilustración 35. Ángulos formados por los movimientos de pronación-supinación</i> .....	55
<i>Ilustración 36. Metodología de proyecto de mecanismo</i> .....	57
<i>Ilustración 37. Mecanismo de cuatro eslabones y cuatro barras</i> .....	59

<i>Ilustración 38. Síntesis de tipo primer caso sin tener en cuenta el miembro superior</i>	60
<i>Ilustración 39. Resultado de mecanismo conformado por dos eslabones cuaternarios</i>	60
<i>Ilustración 40. Síntesis de tipo segundo caso sin tener en cuenta el miembro superior</i>	61
<i>Ilustración 41. Resultado de mecanismo conformado por cinco eslabones binarios</i>	61
<i>Ilustración 42. Síntesis de tipo tercer caso sin tener en cuenta el miembro superior</i>	62
<i>Ilustración 43. Resultado de mecanismo conformado por siete eslabones binarios</i>	62
<i>Ilustración 44. Síntesis de tipo cuarto caso sin tener en cuenta el miembro superior</i>	63
<i>Ilustración 45. Resultado de mecanismo conformado por ocho eslabones binarios</i>	63
<i>Ilustración 46. Síntesis de tipo segundo caso teniendo en cuenta el miembro superior</i>	64
<i>Ilustración 47. Resultado de mecanismo conformado por dos eslabones ternarios y cinco eslabones binarios Fuente: Autor</i>	65
<i>Ilustración 48. Síntesis de tipo segundo caso teniendo en cuenta el miembro superior</i>	65
<i>Ilustración 49. Resultado de mecanismo conformado por dos eslabones cuaternarios y siete eslabones binarios Fuente: Autor</i>	66
<i>Ilustración 50. Síntesis de tipo segundo caso teniendo en cuenta el miembro superior</i>	66
<i>Ilustración 51. Resultado de mecanismo conformado por cuatro eslabones ternarios y cinco eslabones binarios Fuente: Autor</i>	66
<i>Ilustración 52. Síntesis de tipo primer caso teniendo en cuenta el miembro superior</i>	67
<i>Ilustración 53. Resultado de mecanismo conformado por un eslabón cuaternario y cinco eslabones binarios</i>	67
<i>Ilustración 54. Síntesis de tipo primer caso teniendo en cuenta el miembro superior</i>	68
<i>Ilustración 55. Resultado de mecanismo conformado por dos eslabones ternarios y cuatro eslabones binarios</i>	68
<i>Ilustración 56. Mecanismo de Stephenson en posición <math>A_x=0</math> y <math>A_y=0</math></i>	70
<i>Ilustración 57. Análisis de mecanismo de cuatro barras</i>	71
<i>Ilustración 58. Mecanismo de Stephenson para análisis del triángulo (G, J, K)</i>	76
<i>Ilustración 59. Análisis del triángulo (G, J, K)</i>	76
<i>Ilustración 60. Análisis del mecanismo de Stephenson para sacar cinemática inversa</i>	77
<i>Ilustración 61. Funcionamiento de la optimización por enjambres de partículas</i>	80
<i>Ilustración 62. Nombre de eslabones del mecanismo de Stephenson I</i>	81
<i>Ilustración 63. Mecanismo de Stephenson I con las medidas obtenidas por la optimización</i>	82
<i>Ilustración 64. Medidas de la silla diseñado en Inventor</i>	85
<i>Ilustración 65. Construcción de la silla</i>	86
<i>Ilustración 66. Diseño de eslabón 2 del mecanismo diseñado en Inventor</i>	86
<i>Ilustración 67. Eslabón ternario del mecanismo diseñado en Inventor</i>	87
<i>Ilustración 68. Eslabón 4 del mecanismo diseñado en Inventor</i>	87
<i>Ilustración 69. Eslabón 5 y eslabón 6 del mecanismo diseñado en Inventor</i>	88
<i>Ilustración 70. Ensamble final del prototipo</i>	88
<i>Ilustración 71. Prototipo final del mecanismo de Stephenson I</i>	89
<i>Ilustración 72. Motor DC</i>	91
<i>Ilustración 73. Tarjeta Arduino uno</i>	91
<i>Ilustración 74. Monster Moto shield VNH2SP30 Puente H Doble 30A</i>	92
<i>Ilustración 75. Final de carrera interruptor</i>	93
<i>Ilustración 76. Fuente de alimentación</i>	94
<i>Ilustración 77. Potenciómetro</i>	95
<i>Ilustración 78. Interruptor</i>	95
<i>Ilustración 79. Render del mecanismo prono supinador</i>	96
<i>Ilustración 80. Diseño prono supinador en Inventor</i>	96
<i>Ilustración 81. Trayectoria resultante con datos obtenidos con el codo como punto de referencia</i>	98
<i>Ilustración 82. A1 Impresión de piezas en 3D</i>	122
<i>Ilustración 83. A2 control de mando del mecanismo</i>	122



*Ilustración 84. A3 Caja reductora del motor ..... 123*  
*Ilustración 85. A4 Circuito electrónico del mecanismo..... 123*

## ***Índice de Tablas***

<i>Tabla 1. Porcentaje de respuestas a las encuestas realizadas por el DANE el año 2005, según el tipo de discapacidad que padece la población .....</i>	<i>16</i>
<i>Tabla 2. Músculos de la región anterior del antebrazo.....</i>	<i>30</i>
<i>Tabla 3. Músculos de las regiones externas y posterior del antebrazo.....</i>	<i>32</i>
<i>Tabla 4. Medidas antropométricas de la población colombiana entre los 20 y 29 años género masculino Fuente: (Avila, Prado, &amp; González, 2007).....</i>	<i>39</i>

## RESUMEN

Las enfermedades musculo esqueléticas afectan a los músculos, huesos, articulaciones y tejidos asociados como tendones y ligamentos. Este tipo de lesiones no solo afectan a personas mayores, pueden presentarse en cualquier momento de la vida ya sea por movimientos repetitivos o casos más graves como lesiones por accidentes que generan algún tipo de fractura. En muchos de los casos para ser tratadas estas lesiones se requiere una intervención quirúrgica y de un proceso de rehabilitación.

El objetivo de la terapia de rehabilitación es restablecer la función completa para una o más partes del cuerpo, existen factores externos que afecta negativamente el proceso de rehabilitación como son, la disponibilidad del especialista, fallos o falta de equipos a utilizar en el proceso, dificultades en el transporte del paciente para llegar al lugar de rehabilitación. Como consecuencia de estos factores se incrementan el costo de las terapias, se presenta deserción en los pacientes, rehabilitaciones incompletas o mal hechas, y esto afecta negativamente la enfermedad o lesión del paciente.

En el presente trabajo se plantea un prototipo mecatrónico para la rehabilitación pasiva de antebrazo que consiga realizar rutinas de rehabilitación de movimientos flexión-extensión y pronación-supinación permitiendo replicar las condiciones biomecánicas para un proceso eficiente y de esta manera garantizar la restauración total del movimiento. Se halla el modelo cinemático del dispositivo de rehabilitación, realizando el análisis de posición, velocidad y aceleración de cada uno de los elementos de nuestro prototipo sin considerar la fuerza que causa nuestros movimientos. Este prototipo será utilizado una vez el paciente supere la fase de inmovilización y pueda comenzar a realizar los movimientos. Para garantizar que el prototipo permita emular los movimientos flexión-extensión y pronación-supinación se diseña la estructura mecánica cumpliendo con los parámetros establecidos por el análisis de la cinemática y el análisis de síntesis de mecanismos. Cabe señalar que una vez obtenida la estructura del prototipo se prosigue a simular de modo que se pueda comprobar de manera gráfica que nuestro prototipo realice automáticamente los movimientos planteados inicialmente.

Una vez realizada la simulación, se procede a la construcción del prototipo teniendo en cuenta todas las condiciones de diseño, seleccionando materiales, diseños de PCB, respectiva programación, ensamble final del dispositivo, por último, pruebas y presentación del dispositivo.

## ABSTRACT

Musculoskeletal diseases affect the muscles, bones, joints, and associated tissues such as tendons and ligaments. These types of injuries not only affect older people, they can occur at any time in life either due to repetitive movements or more serious cases such as injuries from accidents that generate some type of fracture. In many cases, these injuries require surgical intervention and a rehabilitation process to be treated.

The objective of rehabilitation therapy is to restore full function for one or more parts of the body, there are external factors that negatively affect the rehabilitation process such as the availability of the specialist, failures or lack of equipment to use in the process, difficulties in the transport of the patient to reach the rehabilitation site. As a consequence of these factors, the cost of therapies increases, patients drop out, incomplete or poorly done rehabilitations, and this negatively affects the patient's illness or injury.

In the present work, a mechatronic prototype for passive forearm rehabilitation is proposed that manages to carry out rehabilitation routines of flexion-extension and pronation-supination movements, allowing the replication of biomechanical conditions for an efficient process and thus guaranteeing total restoration of movement. The kinematic model of the rehabilitation device is found, performing the analysis of position, speed and acceleration of each of the elements of our prototype without considering the force that causes our movements. This prototype will be used once the patient passes the immobilization phase and can begin to perform the movements. To ensure that the prototype allows the emulation of flexion-extension and pronation-supination movements, the mechanical structure is designed complying with the parameters established by the analysis of the kinematics and the analysis of synthesis of mechanisms. It should be noted that once the structure of the prototype is obtained, it continues to simulate so that it can be graphically verified that our prototype automatically performs the initially proposed movements.

Once the simulation has been carried out, the prototype is built taking into account all the design conditions, selecting materials, PCB designs, respective programming, final assembly of the device and finally testing and presentation of the device.

## INTRODUCCIÓN

El miembro superior es una de las partes del cuerpo con mayor uso en la vida diaria, las lesiones de muñeca y antebrazo actualmente son una de las más frecuentes ya que como mecanismo de defensa ante una caída, se reacciona apoyando las manos, lo que en consecuencia genera fuerza mayor a la soportada por el hueso produciendo quiebre óseo. La rehabilitación permite mejorar estas deficiencias buscando la recuperación total del paciente. Para ayudar a las personas con discapacidad, se implementan terapias de rehabilitación establecidas y llevadas a cabo por el especialista a cargo, la cual depende del grado de dificultad que presente el paciente. Algunos parámetros fundamentales considerados en las terapias son: el tiempo de terapia, movimientos permitidos para el miembro o parte a rehabilitar, disponibilidad del especialista, acceso a las terapias por parte del paciente (**Mendez, Montiel, & Gonzalez, 2017**). Para reducir este problema muchas universidades, empresas e institutos han incursionado en el diseño y construcción de dispositivos mecatrónicos para la rehabilitación (**Sanchez, Montiel, & Gonzales, 2018**). Estos dispositivos basados en tecnología tienen como principal objetivo lograr la reintegración de las personas con alguna discapacidad motriz a sus actividades cotidianas, a través de asistencia o rehabilitación total de las extremidades afectadas (**Valdivia, Ortega, & Salazar, 2013**).

En los últimos tiempos ha surgido la robótica médica y la robótica de la rehabilitación, esta última con el objetivo de brindar la rehabilitación y asistencia de personas con discapacidad. Actualmente, el desarrollo de sistemas mecatrónicos para el apoyo de la rehabilitación ha tenido un incremento considerable, Robert Richardson y otros autores desarrollaron un rehabilitador mecatrónico con actuadores neumáticos, este fue desarrollado para fines de fisioterapia robótica. Este compuesto por un sensor de fuerza que mide la fuerza de contacto entre el humano y el robot. Cada una de sus articulaciones es accionada por un sistema de actuador neumático que consta de una baja fricción y dos válvulas electroneumáticas, este tipo de cilindros permiten un control más preciso (**Richardson, Brownb, Bhakta, & Levesly, 2005**). Por otra parte, Moubarak y otros autores presentan el diseño y modelo de un rehabilitador de brazo montado en una silla de ruedas (**Valdivia, Ortega, & Salazar, 2013**)

Gracias a estos avances en la robótica de rehabilitación, se han desarrollado dispositivos que ayudan a complementar las funciones humanas, como rehabilitadores, entrenadores de marcha, exoesqueletos, prótesis, cada uno de ellos cumpliendo con una función específica. Con base en lo mencionado anteriormente, este trabajo propuso el diseño y la construcción de un prototipo que llevo a cabo la rehabilitación pasiva de antebrazo logrando realizar los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación

El proyecto se inició con una investigación que permitió conocer e identificar el estado del arte acerca de varios prototipos de mecanismos de rehabilitación del miembro superior a nivel mundial. Además, se indago acerca de las lesiones presentadas en esta extremidad y el tipo de rehabilitación que se asigna según la complejidad de lesión. Después se realizó el estudio biomecánico la cual abarco la descripción anatómica del complejo articular hombro, codo, pronosupinación, muñeca y mano. Asimismo, la caracterización de los movimientos de flexión-extensión de codo y pronación – supinación de muñeca. Además de eso, se realizó el estudio y la definición de la trayectoria que efectuó la muñeca en el momento de llevar a cabo el movimiento de flexión-extensión. Luego se determinó el tipo de mecanismo que se utilizó para efectuar el movimiento de flexión-extensión a partir de las posiciones deseadas o requeridas. Una vez obtenido

el mecanismo que se empleó se inició con el estudio cinemático realizando la respectiva cinemática directa e inversa obteniendo los ángulos y posiciones necesarias para el análisis completo de nuestro mecanismo. A continuación, se prosiguió con la optimización del mecanismo para determinar de manera óptima que cumpliera con la trayectoria establecida por nuestro paciente sin ningún tipo de dificultad y que trabajara de forma eficiente. En última instancia se procedió con el diseño y simulación del prototipo en el software de inventor. Una vez diseñado se comenzó con la construcción y ensamble; y por último se realizó pruebas y presentación del prototipo.



## 1. PRIMER CAPITULO: GENERALIDADES

### 1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El índice de discapacidad va en aumento cada día, se estima que más de mil millones de personas presentan una discapacidad, alrededor del 15% de la población mundial según las estimaciones realizadas en el año 2010. Esta cifra supera las estimaciones anteriormente realizadas por la Organización Mundial de la Salud, correspondientes a los años de 1970, que eran aproximadamente de un 10% (Organización mundial de la salud, 2011). Según el Censo Poblacional del DANE realizado en el año 2005, el 14.77% de esta población presenta limitaciones en sus brazos y manos (Beltrán, 2008). Como se puede apreciar en la tabla 1, se muestra que, de una población de 41.174.853 encuestados, 381.724 personas colombianas sufren de algún tipo de limitación de su extremidad, los cuales requieren de atención y cuidado médico.

Limitaciones permanentes	GENERAL 2005		
	Limitaciones	% Personas con Lim	Prevalencia
Moverse o caminar	758.009	29,32%	1,84%
Usar sus brazos y manos	381.724	14,77%	0,93%
Oír, aún con aparatos especiales	446.179	17,26%	1,08%
Hablar	336.909	13,03%	0,82%
Ver, a pesar de usar lentes o gafas	1.121.129	43,37%	2,72%
Entender o aprender	312.472	12,09%	0,76%
Relacionarse con los demás por problemas mentales o emocionales	254.920	9,86%	0,62%
Bañarse, vestirse, alimentarse por sí mismo?	245.190	9,48%	0,60%
Otra limitación permanente?	486.594	18,82%	1,18%
Total deficiencias	4.343.126		
Total Personas con alguna dificultad permanente	2.585.224	1,68	
Total población nacional	41.174.853		6,30%

**Tabla 1. Porcentaje de respuestas a las encuestas realizadas por el DANE el año 2005, según el tipo de discapacidad que padece la población**

Fuente: DANE

Existen varias condiciones ya sean lesiones o enfermedades que generan problemas en la movilidad, fuerza, coordinación y funcionalidad de esta extremidad, las más comunes son enfermedades del sistema nervioso, la tendinitis, bursitis, torceduras, dislocaciones, fracturas, problemas de los nervios y osteoartritis. En muchos casos estas afectaciones incitan una patología limitante de movilidad que causa la disminución de la capacidad para realizar varios movimientos. Debido a esto, se requiere de un proceso de rehabilitación para lograr la movilidad completa de la extremidad, para ello se realiza una serie de ejercicios repetitivos en la zona afectada lo cual se conoce como kinesioterapia.

En las terapias convencionales fisioterapeuta-paciente, se han identificado una serie de inconvenientes que afectan negativamente el proceso de la rehabilitación, entre estos factores sobresale la falta de máquinas especializadas para estos tipos de terapias, puede que el paciente se vuelva pasivo con respecto al tratamiento, muchos de los profesionales en esta área no tienen



disponibilidad de tiempo, que no se realicen los movimientos de forma correcta, provocando pérdida de tiempo e ineficiencia en la rehabilitación. Por ello actualmente, la inclusión de dispositivos robóticos ha ayudado a aminorar estos problemas permitiendo incrementar precisión y calidad en las terapias de rehabilitación. Este tipo de rehabilitación expone una serie de problemas, como determinar la tarea que debe realizar el robot y realizar el correcto diseño mecánico que cumpla con los movimientos que necesite realizar el paciente, ya que según el tipo de movimiento se restringe el diseño y el control del dispositivo.

## 1.2. JUSTIFICACIÓN

Con base en la problemática anteriormente mencionada se propone en este proyecto un dispositivo mecatrónico de rehabilitación pasiva flexión-extensión y pronación-supinación con el fin de generar un beneficio y una mejor calidad de vida a las personas que presentan por alguna circunstancia una lesión o enfermedad en su antebrazo y por ende hayan perdido parcial o totalmente la movilidad de dicha extremidad. Con el uso de este dispositivo se espera incrementar la atención a los pacientes, aumentar la motivación a la hora de realizar la terapia asignada, ya que para muchos es llamativo trabajar con un tipo de dispositivo robótico puesto que genera curiosidad y asombro. Se pretende acortar los tiempos de recuperación gracias a la intensidad de la terapia, y que permite que el paciente pueda adquirir el prototipo y poder realizar la rehabilitación desde casa, todo esto aporta para que el paciente pueda recuperar totalmente y o al menos la mayor parte de su movilidad para que así se integren de nuevo a su entorno social y laboral.

Se busca analizar la biomecánica del antebrazo para realizar el diseño de un dispositivo que pueda replicar los movimientos calculando su cinemática, esto se pretende realizar teniendo en cuenta el software de Kinovea el cual permite observar las trayectorias que se van a realizar por los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación, logrando obtener las dimensiones adecuadas del dispositivo para que este pueda realizar los ejercicios sin ningún inconveniente. Para llevar a cabo la cinemática de nuestro dispositivo se utiliza un software matemático, que permite conocer los valores de posición, velocidad y aceleración del prototipo de rehabilitación. Una vez realizados todos los cálculos matemáticos, con un software de diseño se plantea un bosquejo del dispositivo garantizando que cumpla con todas las expectativas planteadas desde un inicio y por último se realiza la construcción del prototipo de rehabilitación pasiva de antebrazo.

Se propone este proyecto para generar un beneficio a todos los fisioterapeutas, ya que el dispositivo de rehabilitación de antebrazo sirve como un asistente robótico a la hora de realizar las terapias asignadas a los pacientes y así incrementar la atención a personas con problemas de movilidad, para que los especialistas aminoren su carga laboral sin dejar a un lado el compromiso con el paciente y obtener de la misma forma los resultados esperados con la terapia. Esto, porque muchos de los especialistas en este campo no cuentan con disponibilidad de tiempo para llevar a cabo la rehabilitación total de los pacientes o en muchos casos demorar el proceso de recuperación de su extremidad. Lo que se busca con el prototipo es acortar los tiempos de recuperación ya que gracias a su estructura se acomoda para que las personas puedan adquirir este dispositivo e incrementar la intensidad de la terapia desde casa, o en caso de que no tengan los medios para adquirirlo, en los espacios de terapia se encontraran disponibles y podrán trabajar en su rehabilitación el tiempo que ellos crean adecuado y así obtener resultados sobre su recuperación en un menor tiempo.

### **1.3. OBJETIVOS**

#### **1.3.1. OBJETIVO GENERAL**

Diseñar y construir un prototipo mecatrónico para rehabilitación pasiva en flexión-extensión y pronación-supinación de antebrazo.

#### **1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Analizar los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación para rehabilitación pasiva de antebrazo.
- Plantear un mecanismo que permita realizar los movimientos pasivos para la rehabilitación de antebrazo.
- Hallar el modelo cinemático del prototipo mecatrónico.
- Construcción del prototipo mecatrónico rehabilitador de antebrazo.

## 1.4. METODOLOGÍA

En primera instancia se realiza con una recopilación de información de publicaciones, libros, artículos relacionados con el tema de investigación, para conocer más a fondo los desarrollos tecnológicos en esta área de exoesqueletos de rehabilitación y anatomía del miembro superior y así tener un punto de partida en la investigación. Además, se realiza el análisis biomecánico del miembro superior para conocer las trayectorias y los ángulos que se van a formar en el momento de realizar los movimientos flexión-extensión y pronación-supinación.

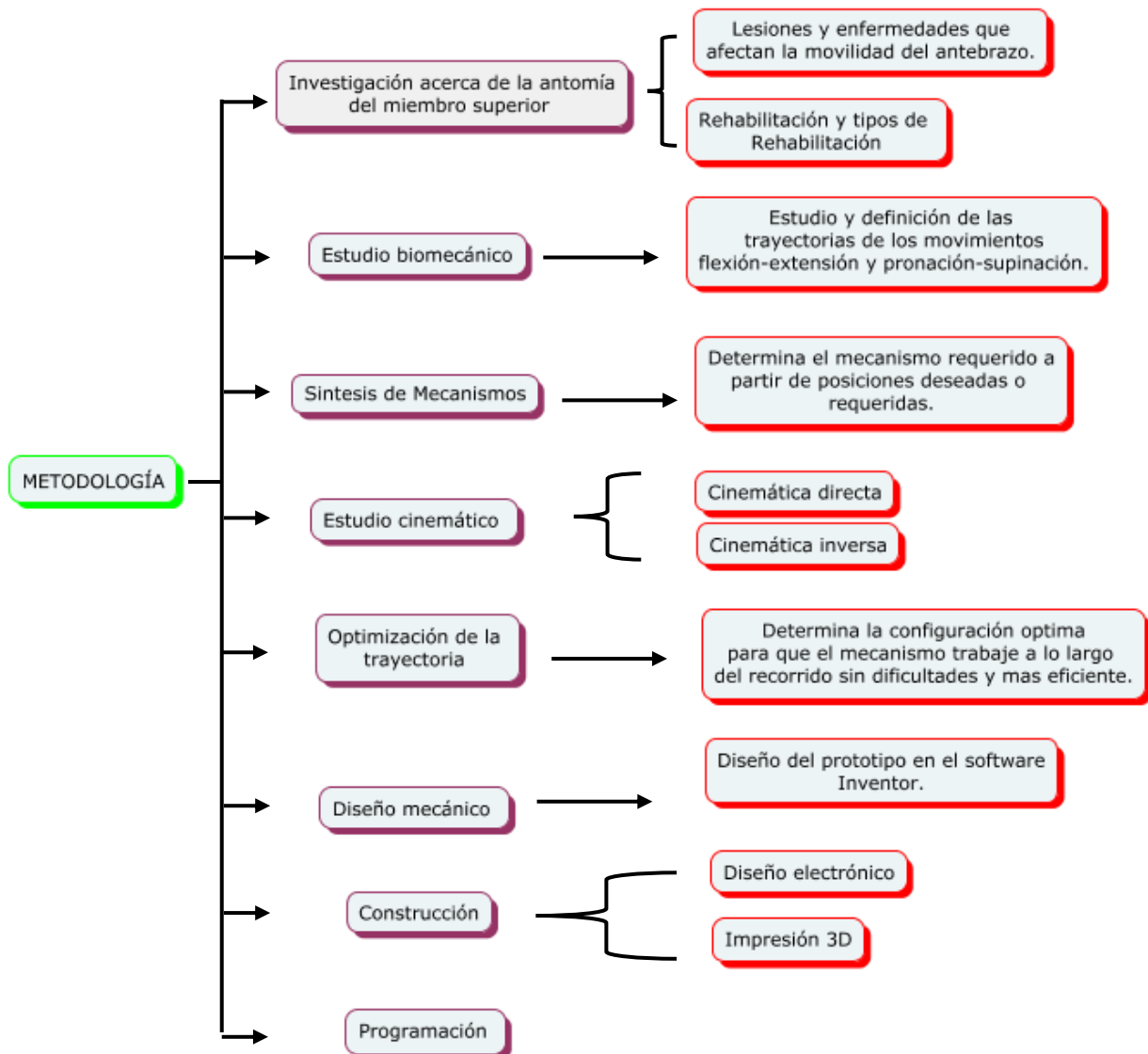


Ilustración 1. Metodología de desarrollo del proyecto

Fuente: Autor

Una vez obtenidas las trayectorias se realiza el estudio cinemático para conocer sus velocidades, aceleraciones y posición de cada una de las articulaciones que intervienen en los movimientos para así continuar con el diseño del dispositivo, donde se plantea un mecanismo que mediante un software se modela para comprobar que pueda realizar los movimientos necesarios y a partir de allí determinar los demás elementos que formaran el prototipo. Por último, realizar la construcción del dispositivo utilizando el método de impresión 3D y complementando la parte electrónica para finalmente realizar las respectivas pruebas y presentación de resultados.

#### **1.4.1. ETAPA DE DISEÑO DEL PROTOTIPO**

Según la información recopilada de la antropométrica se procede a realizar el diseño de nuestro dispositivo de rehabilitación pasiva de antebrazo en un software CAD. Una vez concluido el diseño de cada una de las partes del prototipo se procede a realizar el ensamble de todos los elementos que conforman las articulaciones, seguidamente se realiza la simulación para verificar si el prototipo puede soportar las cargas propuestas sin comprometer su estructura.

Una vez verificado que el diseño cumpla con las cargas propuestas, se selecciona los materiales necesarios para su manufactura y su respectivo funcionamiento. La impresión de cada uno de los elementos del dispositivo se realiza en impresión 3D. Se adquieren los componentes como actuadores, rodamientos, el sistema de transmisión seleccionado entre otros, y así llevar a cabo el ensamble de nuestro dispositivo.

#### **1.4.2. ETAPA DE DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO**

Se realiza la selección de los motores los cuales se encargarán de los movimientos del antebrazo y muñeca, la selección del controlador en la cual se realiza la programación para simular los movimientos propuestos desde un principio, y así poder estar seguros que sea compatible con los elementos de potencia necesarios para llevar a cabo el funcionamiento del dispositivo. Una vez probado en protoboard el circuito se procede a realizar la placa del circuito impreso (PCB) del controlador y la conexión de las partes electrónicas.

#### **1.4.3. ETAPA DE ENSAMBLE DEL PROTOTIPO**

Una vez diseñado e impreso nuestro prototipo se procede al respectivo ensamble de las partes mecánicas, verificando que cada una de ellas se acoplen correctamente y que permitan realizar sus respectivas funciones. Luego se sujetan las partes electrónicas y se realizan todas las conexiones necesarias, para lograr el funcionamiento de las articulaciones. Y finalmente se realizan las pruebas de funcionamiento, sus pertinentes correcciones y presentación de los resultados.



## 2. SEGUNDO CAPITULO: ESTADO DEL ARTE

### 2.1. MARCO TEÓRICO

#### 2.1.1. ANATOMIA DEL MIEMBRO SUPERIOR

Una de las características del miembro superior es su movilidad y su habilidad para agarrar, golpear y poder llevar a cabo la manipulación de cualquier objeto por difícil que sea. Las articulaciones de estas extremidades se comunican de forma sincronizada para coordinar al momento de realizar los movimientos suaves y eficientes. La eficiencia de la función de la mano se debe a la capacidad para situarla en la posición más adecuada mediante los movimientos de las articulaciones de la cintura escapular, del hombro, del codo, radioulnares y del carpo (Moore, Dalley, & Agur, 2007).

El miembro superior lo forman cuatro segmentos, los cuales se subdividen en regiones y así ofrecer una descripción más precisa, como se puede apreciar en la ilustración 2.

- **Hombro:** Es el segmento proximal del miembro superior en el cual se superponen partes del tronco y de la parte lateral e inferior del cuello. Este abarca las regiones pectorales, escapular y deltoidea, y la parte lateral de región cervical superior.
- **Brazo:** Es la primera sección del miembro superior que se encuentra libre y la primera porción más larga. Esta abarca desde el hombro y el codo conectando las dos articulaciones y comprende las regiones anterior y posterior del brazo, centradas en torno al humero.
- **Antebrazo:** Es la segunda porción más larga del miembro superior, esta va desde el codo y el carpo conectando las dos articulaciones y comprende la región anterior y posterior del brazo, recubriendo el radio y el cúbito.

- **Mano:** Parte más alejada del antebrazo, este se estructura alrededor del carpo, el metacarpo y las falanges. La mano está compuesta por el carpo, la palma, el dorso de la mano y los dedos.



**Ilustración 2. Segmentos y huesos del miembro superior**  
Fuente: (Moore, Dalley, & Agur, 2007)

El miembro superior y el miembro inferior tienen numerosas características similares. Por otro lado, su estructura es muy distinta para que cada una de ellas cumpla funciones y capacidades diferentes. El miembro superior no tiende a soportar peso ni en el desplazamiento, ya que no presenta estabilidad, pero sí mayor movilidad y una considerable fuerza (Moore, Dalley, & Agur, 2007).

### 2.1.1.1. HUESOS DEL MIEMBRO SUPERIOR

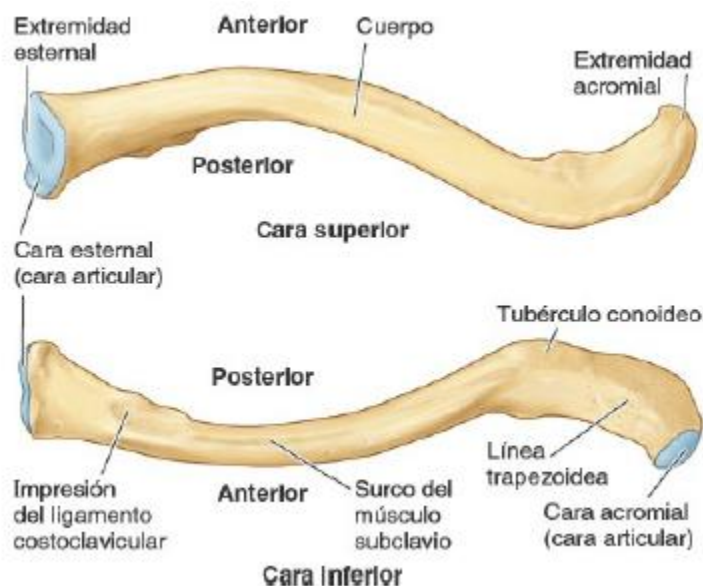
#### 2.1.1.1.1. HUESOS DEL BRAZO

La cintura escapular y los huesos de la porción libre forman el esqueleto apendicular superior. La cintura pélvica y los huesos de la porción libre forman el esqueleto apendicular



inferior. Las funciones de sostén, estabilización y movimiento de las clavículas y la escapula de cintura escapula las lleva a cabo los músculos axioapendiculares (Moore, Dalley, & Agur, 2007). Los huesos pertenecientes a las extremidades superiores son:

- **Clavícula:** Este hueso conecta el miembro superior al tronco. La clavícula tiene una doble curvatura en el plano horizontal. Estas curvaturas aumentan su flexibilidad y le dan apariencia de una S mayúscula alargada. También comprende otras funciones como actuar como puntal móvil, parecido a una grúa, la cual se encuentra suspendida la escápula y el brazo, manteniendo alejado el tronco para una mejor movilidad. La cara superior se sitúa debajo de la piel y el musculo platisma en el tejido subcutáneo y la cara inferior está unida con la primera costilla cerca de su extremidad esternal y otros suspenden la escapula en su extremidad acromial (Moore, Dalley, & Agur, 2007).



**Ilustración 3. Clavícula derecha, cara inferior y posterior**  
Fuente: (Moore, Dalley, & Agur, 2007)

- **Escápula:** Es un hueso triangular plano que se encuentra en la cara posterolateral del tórax y reposa sobre la segunda y séptima costilla. La espina de la escapula se divide en forma asimétrica en la cara posterior convexa en una fosa supraespinosa, de pequeño tamaño y una fosa infraespinosa mucho mayor y la cara costal cóncava de la mayor parte de la escapula presenta una fosa subescapular grande (Moore, Dalley, & Agur, 2007).

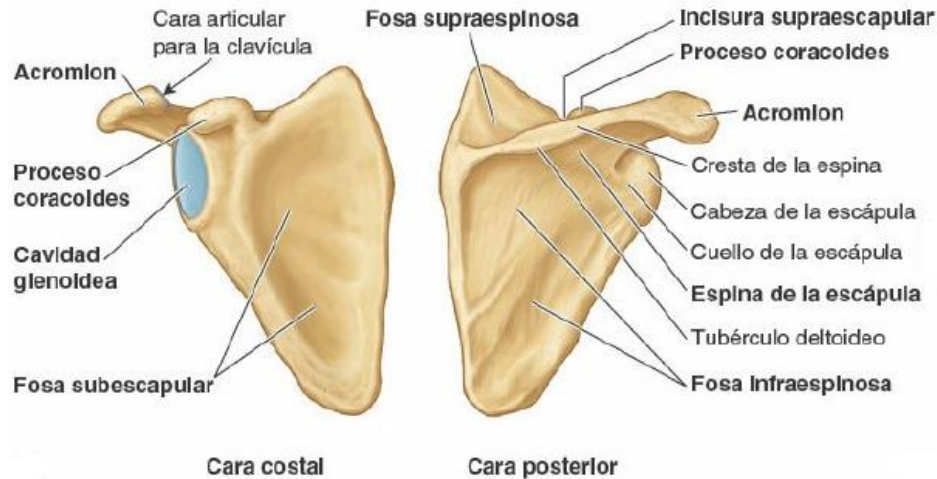


Ilustración 4. Escapula derecha, características óseas de la cara costal y posterior  
Fuente: (Moore, Dalley, & Agur, 2007)

- **Húmero:** Este hueso es el más grande del miembro superior, se articula con la escapula en la articulación del hombro, radio y cubito en la articulación del codo.

#### 2.1.1.1.2. HUESOS DEL ANTEBRAZO

El antebrazo lo conforman dos huesos los cuales trabajan conjuntamente para formar la segunda unidad móvil articulado, con una base móvil integrada por el hombro que posiciona la mano. Los dos huesos paralelos que conforman el antebrazo es el radio y la ulna o cúbito (Moore, Dalley, & Agur, 2007)

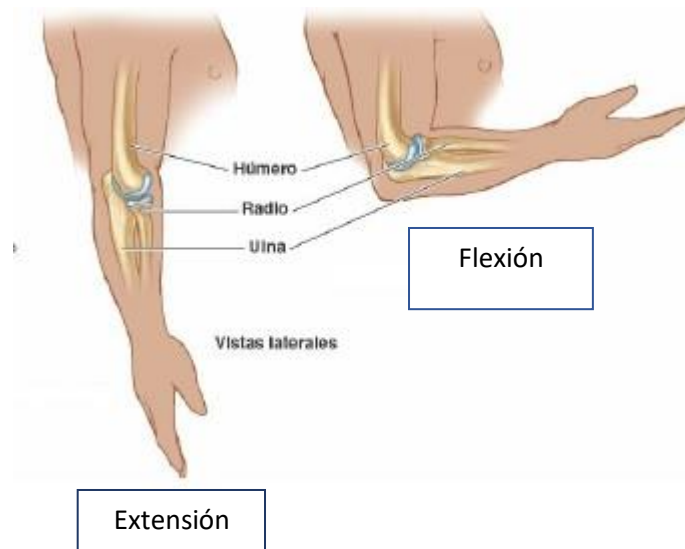


Ilustración 5. Huesos del antebrazo cubito y radio, realizando los movimientos de flexión y extensión.  
Fuente: (Moore, Dalley, & Agur, 2007)

- **Cúbito:** Este hueso es el que permite que el antebrazo se estabilice, es el hueso más largo y medial del antebrazo. Uno de sus extremos está especializado para articularse con el humero y con la cabeza del radio. Para que esto se pueda llevar a cabo el cúbito cuenta con dos proyecciones. El primer olécranon, este actúa como una pequeña palanca para la extensión del codo y la segunda el proceso corónides. La articulación entre el cúbito y el humero solo permite movimientos de flexión y extensión del codo, aunque en la pronación y supinación del antebrazo tiene lugar a un cierto grado de abducción-aducción (Moore, Dalley, & Agur, 2007).



**Ilustración 6. Extremidad proximal del cúbito**  
**Fuente: (Moore, Dalley, & Agur, 2007)**

- **Radio:** Es el hueso más corto de los huesos del antebrazo. Su extremo proximal consta de una corta cabeza, un cuello y una tuberosidad que se dirige medialmente. La cara superior es cóncava para que se pueda articular con el cóndilo del humero durante la flexión y extensión de la articulación del codo. El cuello es una constricción distal de la cabeza, la tuberosidad es distal a la parte medial del cuello y marca el límite entre la cabeza y el cuello. El cuerpo del radio es paralelo con el cúbito, a medida que avanza en dirección distal se ensancha. El extremo del radio tiene cuatro caras viéndolo desde la sección transversal. Su cara medial, la cara lateral, la cara posterior y cara anterior (Moore, Dalley, & Agur, 2007).



**Ilustración 7. Radio y cúbito en posición articulada conectados por la membrana interósea. Izquierda la vista anterior y derecha la vista posterior**  
**Fuente: (Moore, Dalley, & Agur, 2007)**

### 2.1.1.1.3. HUESOS DE LA MANO

El carpo, o muñeca está compuesto por ocho huesos carpianos ubicados en dos filas de cuatro, una proximal y una distal. Se localizan en la unión del antebrazo y mano, gracias a estos pequeños huesos brindan flexibilidad al carpo. Las dos filas de los huesos carpianos se deslizan una sobre la otra, y así aumentan la amplitud de los movimientos de la articulación (Moore, Dalley, & Agur, 2007)

Los cuatro huesos de la fila proximal del carpo:

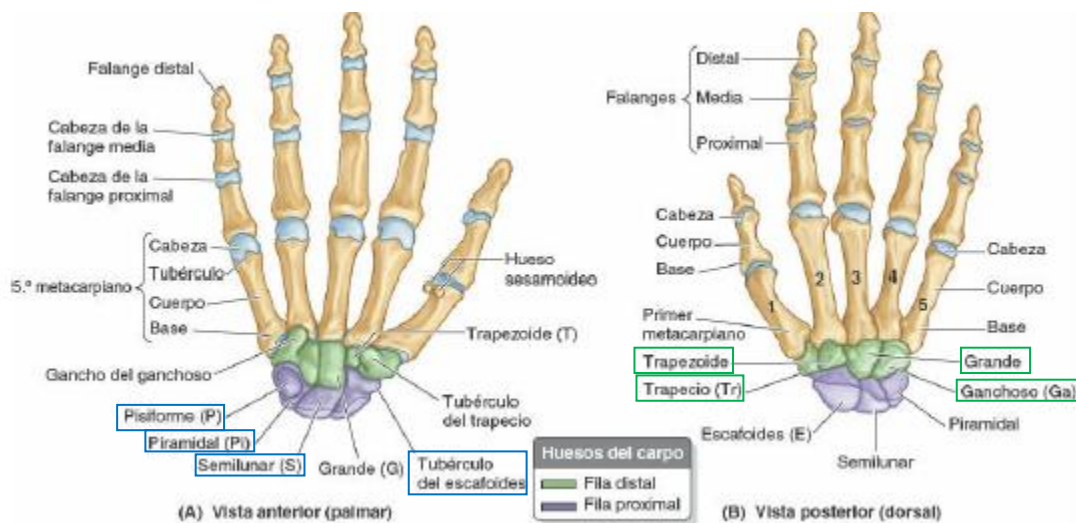
- **Escafoides:** Tiene una forma de barca, este se articula proximalmente con el radio y está dotado del tubérculo del escafoides. Es el más grande de la fila proximal de huesos carpianos.
- **Semilunar:** Tiene forma de media luna y se sitúa en medio del escafoides y el piramidal.
- **Piramidal:** Tiene forma de pirámide y se ubica en la cara medial del carpo.
- **Pisiforme:** Tiene forma de guisante y se localiza en la cara palmar del piramidal.

Los cuatro huesos de la fila distal del carpo:

- **Trapezio:** Este hueso se ubica en la parte lateral del carpo. Se articula con los dos primeros metacarpianos, el escafoides y el trapezoide.
- **Trapezoide:** Tiene forma de cuña y similar al trapezio. Este se articula con el segundo metacarpiano, el trapezio, el hueso grande y el escafoides.
- **Capitado o grande:** Tiene forma de cabeza y uno de sus extremos redondeado. Es el hueso más grande del carpo. Este se articula con el tercer metacarpiano

distalmente, con el trapezoide, el escafoides, el semilunar y el ganchoso.

- **Ganchoso:** Tiene forma de cuña. Se articula con el cuarto y quinto metacarpiano, el hueso grande y el ganchoso (Moore, Dalley, & Agur, 2007).



**Ilustración 8. Huesos de la mano subdivididos en fila distal (verde) y proximal (azul)**  
Fuente: (Moore, Dalley, & Agur, 2007)

### 2.1.1.2. ARTICULACIONES DEL ANTEBRAZO

Las articulaciones del antebrazo se pueden encontrar en la parte superior e inferior del mismo. Se encuentran las articulaciones radiocubitales superior e inferior. Las dos articulaciones son trocoides, ósea que se articula un cilindro convexo con uno cóncavo y este permite los movimientos de rotación externa o supinación, es el movimiento que lleva la palma de la mano hacia arriba como suplicando e interna o pronación es el movimiento que lleva la palma de la mano hacia abajo (Apuntes libra, 2014).

### 2.1.1.3. MÚSCULOS DEL ANTEBRAZO

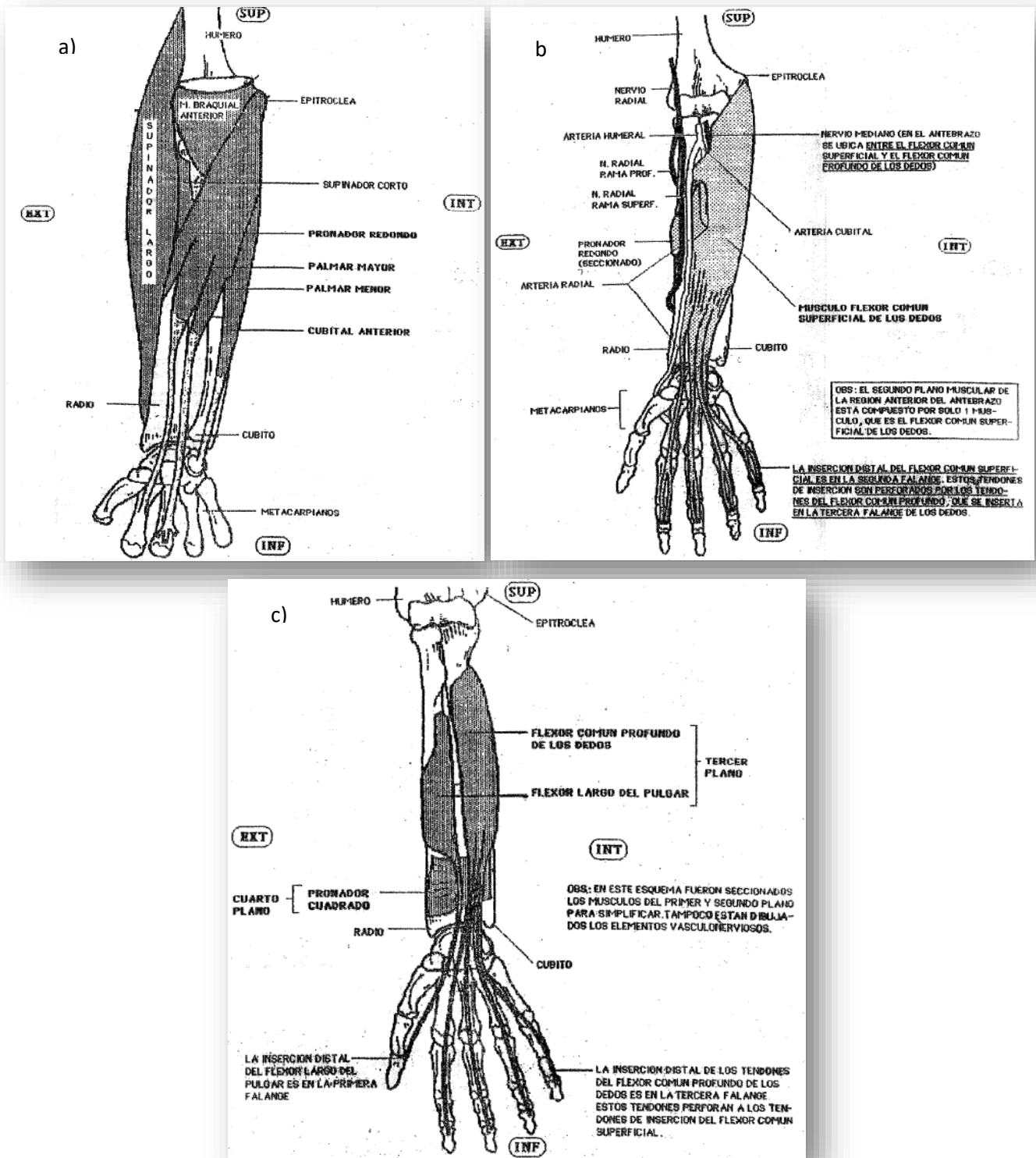
Los músculos del antebrazo están ubicados en tres regiones:

- Anterior
- Externa
- Posterior

Dentro de estas regiones se encuentran unos planos yendo desde la superficie a lo más profundo.

<b>MÚSCULOS DE LA REGIÓN ANTERIOR DEL ANTEBRAZO</b>		
<b>PLANO</b>	<b>MÚSCULO</b>	<b>FUNCIÓN</b>
<b>PRIMER PLANO</b>	Pronador redondo	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pronador del antebrazo.</li> <li>• Flexor del antebrazo sobre el brazo.</li> </ul>
	Palmar mayor	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexor de la mano sobre el antebrazo, y del antebrazo sobre el brazo.</li> </ul>
	Palmar menor	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexor de la mano sobre el antebrazo.</li> <li>• Pone tensa la aponeurosis palmar.</li> </ul>
	Cubital anterior	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aductor de la mano</li> <li>• Flexor de la mano sobre el antebrazo.</li> </ul>
<b>SEGUNDO PLANO</b>	Flexor común superficial de los dedos	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexor de la segunda falange sobre la primera y secundariamente flexiona los dedos sobre la mano, la mano sobre el antebrazo y este sobre el brazo.</li> </ul>
<b>TERCER PLANO</b>	Flexor común profundo de los dedos	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexor de la tercera falange sobre la segunda, secundariamente flexiona las segundas sobre las primeras, los dedos sobre la mano y la mano sobre el antebrazo.</li> </ul>
	Flexor largo de pulgar	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexor de la segunda falange sobre la primera.</li> <li>• Flexiona la primera falange y aduce el primer metacarpiano.</li> </ul>
<b>CUARTO PLANO</b>	Pronador cuadrado	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pronador de la mano</li> </ul>

**Tabla 2. Músculos de la región anterior del antebrazo**  
**Fuente: (Apuntes libra, 2014)**



**Ilustración 9. Músculos del antebrazo de la región anterior. a) Músculos del primer plano b) Músculos del segundo plano c) Músculos del tercer y cuarto plano**  
 Fuente: (Apuntes libra, 2014)

<b>MÚSCULOS DE LAS REGIONES EXTERNAS Y POSTERIOR DEL ANTEBRAZO</b>			
<b>REGIÓN</b>	<b>PLANO</b>	<b>MÚSCULO</b>	<b>FUNCIÓN</b>
<b>EXTERNA</b>	<b>PRIMER PLANO</b>	Supinador largo	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexor del antebrazo sobre el brazo.</li> <li>• Es supinador solo cuando el antebrazo está en pronación completa.</li> </ul>
	<b>SEGUNDO PLANO</b>	Primer radial externo	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensores de la muñeca.</li> <li>• Abductores de la muñeca</li> </ul>
	<b>TERCER PLANO</b>	Segundo radial externo	
	<b>CUARTO PLANO</b>	Supinador corto	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Supinador</li> </ul>
<b>POSTERIOR</b>	<b>PRIMER PLANO</b>	Extensor común de los dedos	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensor del tercer falange sobre el segundo, del segundo sobre la primera, del dedo sobre la mano, de la mano sobre el antebrazo y del antebrazo sobre el brazo.</li> </ul>
		Extensor propio del meñique	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensor del meñique</li> </ul>
		Cubital posterior	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensor y abductor de la mano</li> </ul>
		Anconeo	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensor del brazo</li> </ul>
	<b>SEGUNDO PLANO</b>	Abductor largo del pulgar	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Abductor del pulgar</li> <li>• Abductor y supinador de la mano</li> </ul>
		Extensor corto del pulgar	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensor y abductor del pulgar</li> </ul>
		Extensor largo del pulgar	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensor del pulgar</li> </ul>
		Extensor propio del índice	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensor del índice</li> </ul>

**Tabla 3. Músculos de las regiones externas y posterior del antebrazo**

**Fuente: (Apuntes libra, 2014)**



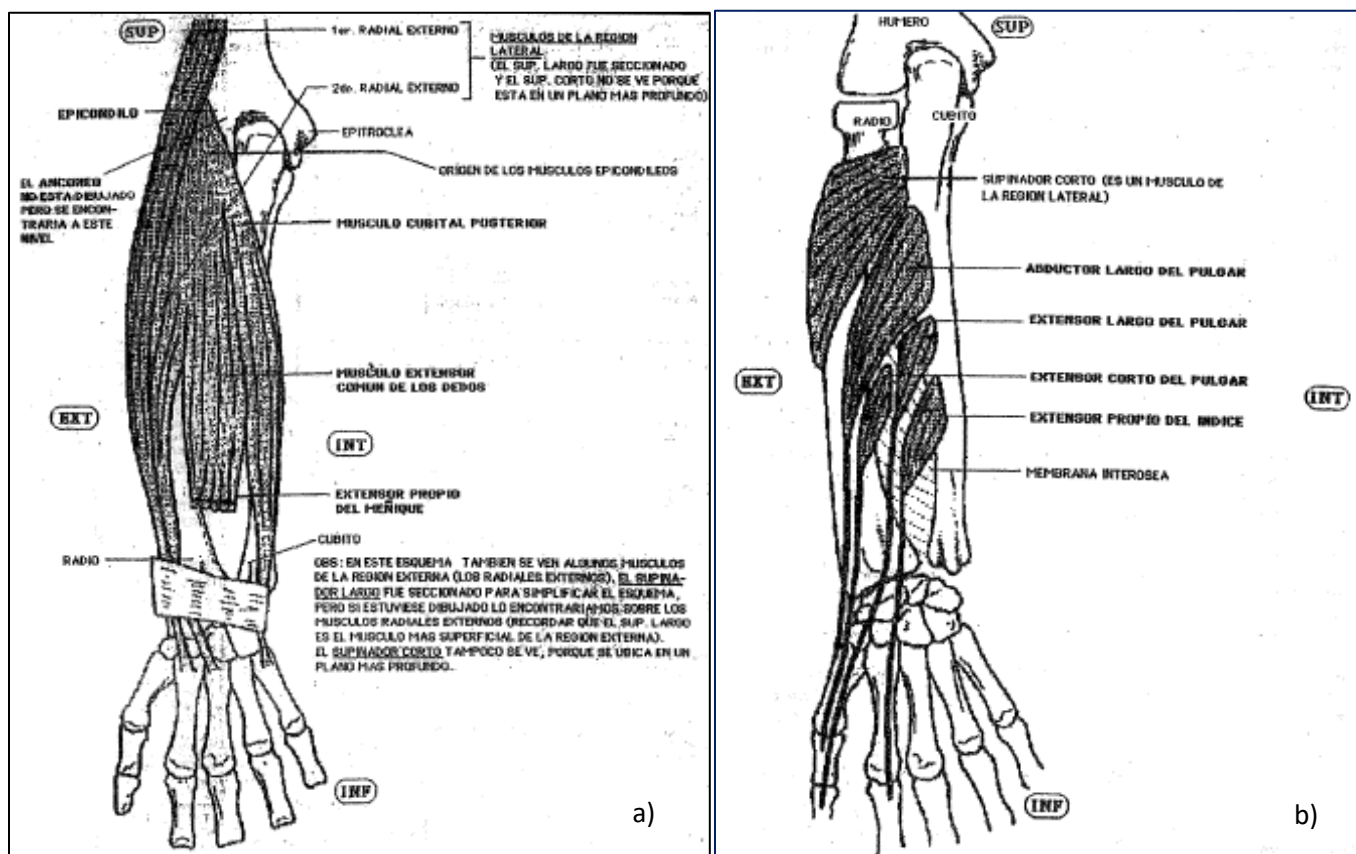


Ilustración 10. Músculos de vista posterior del antebrazo a) primer plano b) segundo plano  
Fuente: (Apuntes libra, 2014)

#### 2.1.1.4. ARTERIAS DEL ANTEBRAZO

El antebrazo cuenta con dos arterias importante que terminan en el humero.

- **Arteria cubital:** Cae por el lado interno del brazo, por debajo de los músculos epitrocleares y forman un punto de vista neutral junto con sus venas satélites y el nervio cubital (Apuntes libra, 2014).
- **Arteria radial:** Cae por la parte externa del antebrazo por debajo del supinador largo, está ubicado en el canal de pulso y luego en la tabaquera anatómica para llegar a la mano (Apuntes libra, 2014).

#### 2.1.1.5. NERVIOS DEL ANTEBRAZO

- **Nervio mediano:** Sale del canal bicipital interno y pasa entre los dos fascículos del pronador redondo, para ubicarse entre el segundo y tercer plano muscular (Apuntes libra, 2014). Es un nervio sensitivo-motor que distribuye musculatura del antebrazo y mano, y completa la sensibilidad de la mano en su mitad radial y palmar.
- **Nervio cubital:** Sale del canal epitrocleolecraniano del codo y desciende por debajo del cubital anterior formando parte de un punto de vista neutral (Apuntes

libra, 2014). Este nervio permite darle sensación al dedo meñique y a la mitad del dedo anular. Además, controla la mayoría de los músculos de la mano que permiten movimientos finos.

- **Nervio radial:** Sale del canal bicipital externo. Este nervio supe terminaciones nerviosas del brazo, antebrazo, muñeca y mano.

## 2.1.2. FISIOLÓGÍA DEL MIEMBRO SUPERIOR

### 2.1.2.1. FISIOLÓGÍA DEL HOMBRO

El hombro, articulación proximal, es la articulación más móvil de todo el cuerpo humano. Posee tres grados de libertad, lo que permite el movimiento del hombro a los tres ejes principales (Kapandji, 2006):

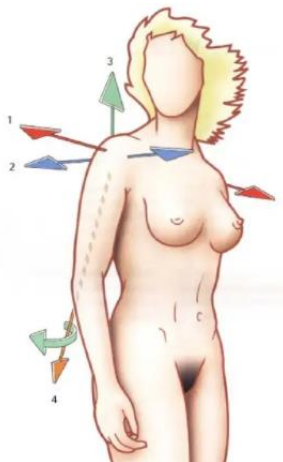
1. Eje transversal
2. Eje anteroposterior
3. Eje vertical

El eje longitudinal del humero permite la rotación externa e interna del brazo de dos formas:

- Rotación voluntaria
- Rotación automática

### 2.1.2.2. POSICIÓN ANATOMICA DEL HOMBRO

El miembro superior cuelga a lo largo del cuerpo, de forma de que el eje longitudinal del humero coincide con el eje vertical. En la posición de abducción de 90° el eje longitudinal coincide con el eje transversal. En la posición de flexión de 90° se encuentra con el eje anteroposterior (Kapandji, 2006)



**Ilustración 11. Principales ejes del hombro 1) eje transversal 2) eje anteroposterior 3) eje vertical y 4) eje longitudinal del humero**  
Fuente: (Kapandji, 2006)

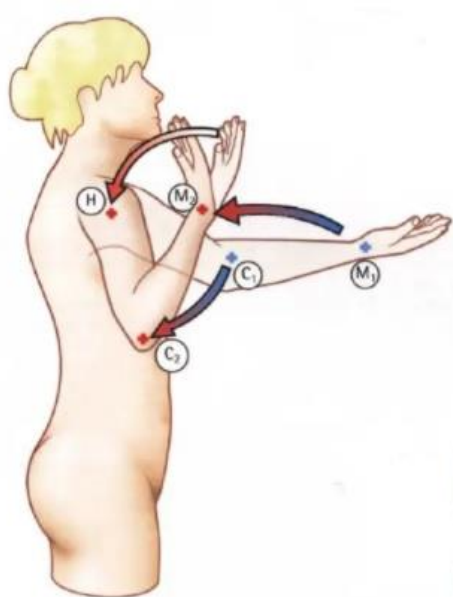
Los movimientos que puede llevar a cabo el hombro son:

- El flexo extensión y la aducción
- La abducción
- La rotación del brazo sobre su eje longitudinal
- Flexo extensión horizontal
- Movimiento de circunducción

### 2.1.2.3. FISIOLÓGÍA DEL CODO

Anatómicamente el codo solo tiene una cavidad articular. Su fisiología permite distinguir dos funciones distintas la flexo extensión y la pronosupinación (Kapandji, 2006). El codo es la articulación intermedia del miembro superior, realiza la unión mecánica del brazo y el antebrazo.

El codo constituye junto al brazo y antebrazo un compás, que permite la aproximación hasta casi contactar de la muñeca, al hombro, a M2, y flexionándose desde C1 a C2, facilitando a la mano llegar a región deltoidea y la boca (Kapandji, 2006)



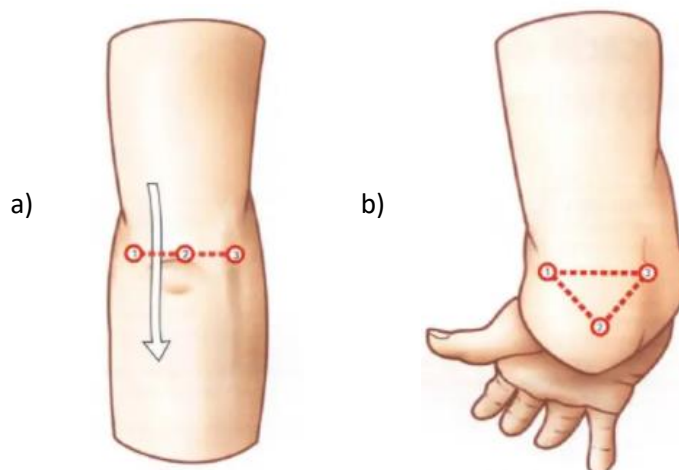
**Ilustración 12. Aproximación del codo hasta la muñeca (M1), hasta el hombro (H), hasta (M2), y flexionando desde C1 hasta C2**

**Fuente: (Kapandji, 2006)**

Los tres puntos de referencia, visibles y palpables del codo son:

1. El olécranon
2. La epitroclea

### 3. El epicondilo



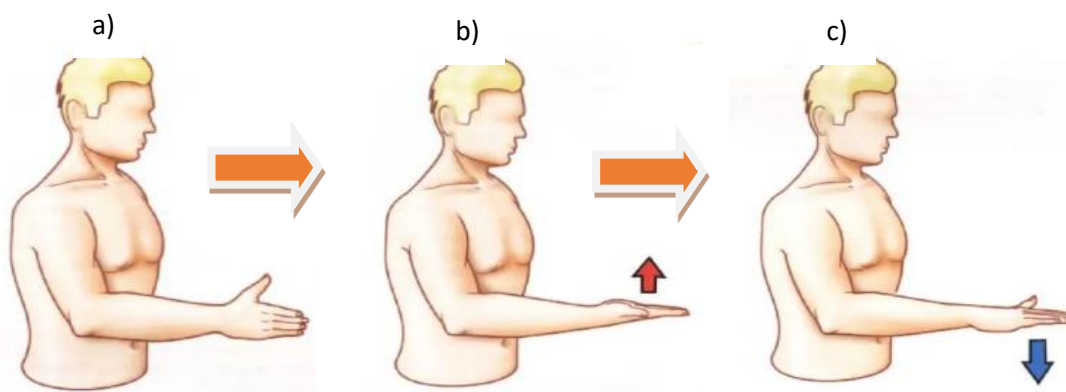
**Ilustración 13. Puntos de referencia del codo. a) codo en posición de extensión, b) codo en posición de flexión**  
Fuente: (Kapandji, 2006)

#### 2.1.2.4. FISIOLÓGÍA DEL ANTEBRAZO

La pronosupinación es el movimiento de rotación del antebrazo en torno a su eje longitudinal. Necesita de dos articulaciones mecánicamente unidas la articulación radiocubital proximal y radiocubital distal. Este tipo de rotación introduce un tercer grado de libertad en el completo articular de la muñeca (Kapandji, 2006)

Con el codo en flexión de 90°, el antebrazo puede realizar tres tipos de movimientos:

1. Posición anatómica, posición intermedia o posición cero, dirección del pulgar hacia arriba y dirección de la mano hacia dentro.
2. Posición de supinación, palma de la mano hacia arriba con el pulgar hacia afuera.
3. Posición de pronación, palma de la mano hacia abajo y pulgar hacia dentro.



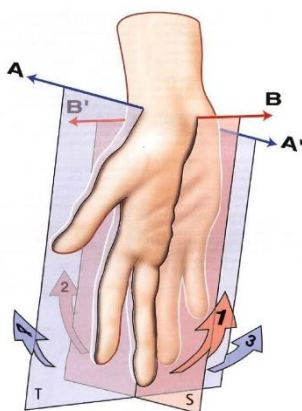
**Ilustración 14. Movimiento de antebrazo con el codo situado a 90°. a) Posición anatómica, b) Posición de supinación, c) Posición de pronación**  
Fuente: (Kapandji, 2006)

### 2.1.2.5. FISIOLÓGÍA DE LA MUÑECA

La muñeca, articulación distal del miembro superior permite que la mano adopte posición óptima para la presión. El complejo articular de la muñeca se compone de dos articulaciones la articulación radiocarpiana y la articulación mediocarpiana (Kapandji, 2006)

Los movimientos de la muñeca se efectúan en torno a dos ejes:

1. Un eje transversal perteneciente a un plano frontal. Allí se realizan los movimientos de flexión y extensión.
2. Un eje anteroposterior perteneciente al plano sagital. Allí se realizan los movimientos de aducción y abducción.



**Ilustración 15. Movimientos de la muñeca en el plano AA' (eje transversal) y en el plano BB' (plano anteroposterior)**

**Fuente: (Kapandji, 2006)**

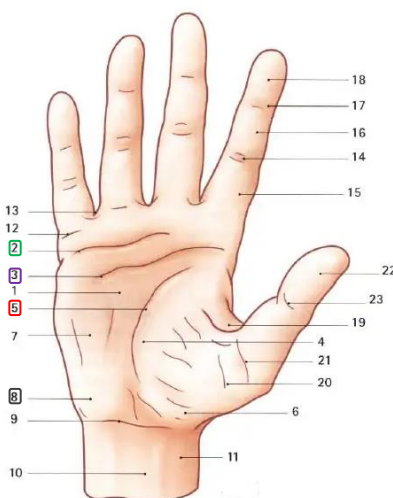
### 2.1.2.6. FISIOLÓGÍA DE LA MANO

Gracias a la mano del hombre se puede llevar a cabo la función principal que es la prensión, esto se debe a la disposición tan particular del pulgar que se puede oponer a los demás dedos. Esta facultad de prensión, se debe a su arquitectura que le permite tanto una amplia apertura como un cierre sobre si misma o sobre un objeto (Kapandji, 2006)

La palma de la mano está cubierta de pliegues palmares, variables según el individuo y se dividen de esta forma:

1. Pliegue palmar inferior
2. Pliegue palmar medio
3. Pliegue palmar superior

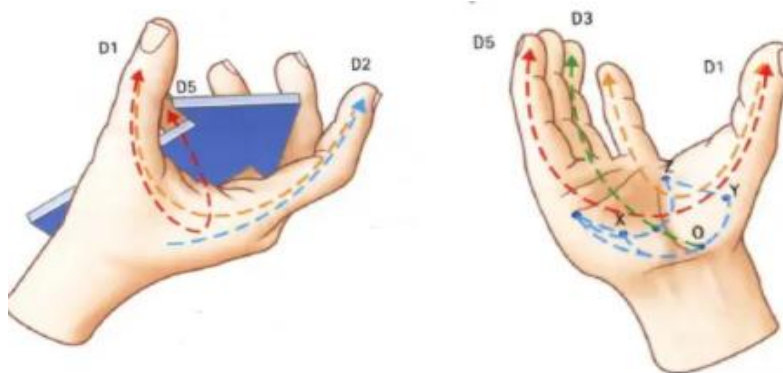
4. También existe un pliegue longitudinal menos marcado, se ubica por dentro de la eminencia hipotenar y aparece cuando se cierra transversalmente la mano



**Ilustración 16. Pliegues palmares 2) palmar inferior 3) palmar medio 5) palmar superior 8) pliegue longitudinal**  
**Fuente: (Kapandji, 2006)**

Cuando se quiere coger un objeto, la mano se ahueca y se forman unos arcos orientados a tres direcciones:

1. En sentido transversal: el arco carpiano corresponde a la concavidad del macizo carpiano.
2. En sentido longitudinal: los arcos carpometacarpofalángicos adoptan una posición radiada y están constituidos en cada dedo.
3. En sentido oblicuo: los arcos de posición del pulgar con los otros cuatro dedos.



**Ilustración 17. Mano se ahueca formando tres arcos: (XOY) arco carpiano, (OD3 y OD1) arcos carpometacarpofalángicos y (D1-D2 y D1-D5) arcos de posición del pulgar**  
**Fuente: (Kapandji, 2006)**

### 2.1.3. ANTROPOMETRÍA

La antropometría es una disciplina que está estrechamente relacionada con la ergonomía. Es la ciencia que estudia las dimensiones del cuerpo humano en términos de las dimensiones del hueso, músculo y grasa del tejido, realiza las mediciones pertinentes para que objetos se ajusten a las verdaderas características de los usuarios finales (Nariño, Alonso, & Hernández, 2016)

El hombre, por lo general es un ser totalmente variado. Si se tomara una muestra de individuos del mismo sexo, raza y condición socioeconómica encontramos que sus características físicas son totalmente distintas, color de ojos, tipo de cabello entre otros. Este tipo de variación se debe a la evolución biológica y sociocultural del hombre. Existen dos tipos de variabilidad humana (Avila, Prado, & González, 2007)

1. Variabilidad interna: variaciones que se dan en el interior de un grupo poblacional
2. Variabilidad externa: variaciones entre diferentes grupos poblacionales

La variabilidad antropométrica se determina por cuatro factores:

1. La herencia genética
2. El sexo
3. La edad
4. Las condiciones socioeconómicas

<b>Medidas antropométricas género masculino</b>		
	<b>Entre 20 y 29 años</b>	<b>Entre 30 y 39 años</b>
<b>Masa corporal (Kg)</b>	66.9	71.2
<b>Estatura (Cm)</b>	170.1	168.9
<b>Alcance anterior del brazo (Cm)</b>	71.4	71.2
<b>Perímetro del brazo flexionado</b>	30.5	31.5
<b>Anchura de la muñeca</b>	5.4	5.5
<b>Anchura de la mano</b>	8.3	8.3
<b>Largura de la mano</b>	18.3	18.3
<b>Perímetro de la muñeca</b>	16.2	16.4
<b>Anchura del codo</b>	6.7	6.7
<b>Perímetro del brazo</b>	28.8	30
<b>Perímetro del antebrazo</b>	26.3	27
<b>Largura lateral del brazo</b>	77.4	76.9

Tabla 4. Medidas antropométricas de la población colombiana entre los 20 y 29 años género masculino  
Fuente: (Avila, Prado, & González, 2007)

### 2.1.4. BIOMECANICA DEL MIEMBRO SUPERIOR

Descripción anatómica de los componentes del complejo articular del hombro, codo, pronosupinación, muñeca y mano. Estudiando sus estructuras, ligamentos y articulaciones que los constituyen a cada uno. Exploración funcional y mecánica de las articulaciones y

movimientos que tienen lugar en condiciones normales (Angulo, Alvarez, & Fuentes, 2011)

#### 2.1.4.1. MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN EN EL CODO

La posición de partida es el brazo a lo largo del tronco y el codo en extensión, dando por resultado flexión extensión ( $150^{\circ}, 0^{\circ}, 0^{\circ}$ ) donde el recorrido de la extensión es de  $0^{\circ}$ . Los  $150^{\circ}$  corresponden a la flexión activa, de forma pasiva se puede llegar a una flexión de  $160^{\circ}$ . No obstante entre los  $30^{\circ}$  y  $130^{\circ}$  el arco de movimiento es posible para la realización de la mayoría de las actividades. En la flexión el ángulo que se forma entre el brazo y el antebrazo es de  $35^{\circ}$  y el movimiento es limitado por el choque de los músculos y la extensión forma un ángulo entre el brazo y antebrazo de  $160^{\circ}$  este es limitado por el choque óseo y tensión del ligamento anterior (D'Freitas, 2016).

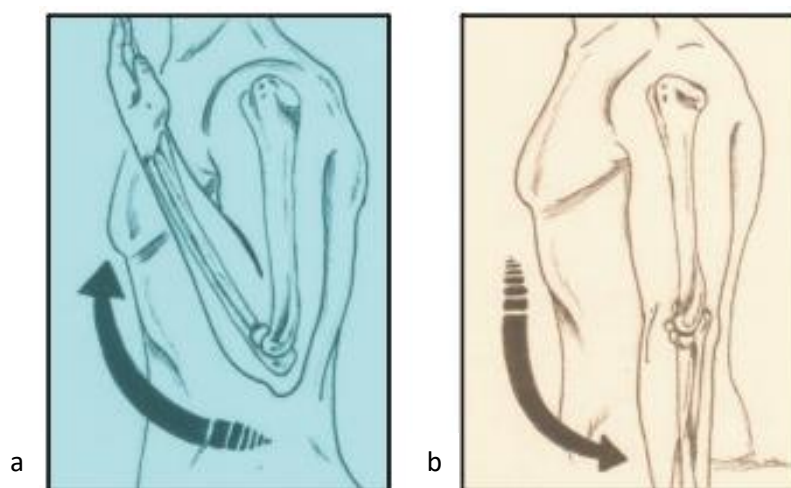


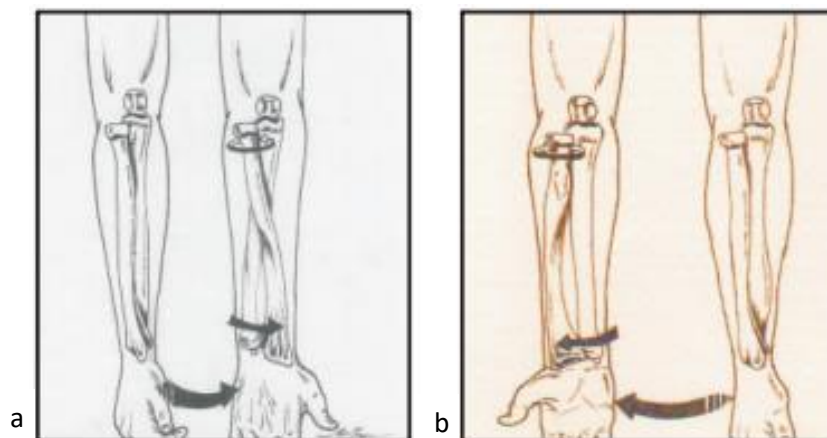
Ilustración 18. Movimientos del codo a) Flexión b) Extensión

Fuente: (D'Freitas, 2016)

#### 2.1.4.2. MOVIMIENTO PRONACIÓN-SUPINACIÓN DE ANTEBRAZO

El movimiento prono-supinación se basa en que el radio gira sobre el cúbito, y este sobre su eje. En la articulación radio-cubital durante la supinación los huesos se encuentran paralelos, mientras en la pronación el radio se coloca encima del cúbito. Inicialmente el codo se encuentra flexionado a  $90^{\circ}$ . Rotación medial de la articulación gleno-humeral en la pronación y rotación lateral en la supinación. El movimiento de pronación se basa en situar el pulgar hacia dentro y la región palmar hacia abajo a diferencia de la supinación el pulgar hacia afuera y la región palmar hacia arriba. El rango de este movimiento es de  $160^{\circ}$ - $170^{\circ}$  con una pronación de  $8^{\circ}$  y supinación  $85^{\circ}$ . Donde los dos movimientos se limitan por la tensión del ligamento cuadrado en la articulación radio-cubital (D'Freitas, 2016).





**Ilustración 19. Movimientos de pronación-supinación de antebrazo**  
**Fuente: (D'Freitas, 2016)**

### 2.1.5. REHABILITACIÓN

La rehabilitación es un conjunto de métodos que tiene como objetivo la recuperación de una actividad o función perdida por una lesión o una enfermedad. La rehabilitación es un proceso largo y complejo la cual consta de varios procedimientos para lograr la recuperación total para su estado funcional. Una de las áreas más conocida es la rehabilitación motriz, esta permite mejorar funciones del cuerpo que se han perdido por cualquier circunstancia. La rehabilitación motriz se caracteriza por alteraciones funcionales del cuerpo que afectan en el movimiento y locomoción de las personas. Existen varios tipos de rehabilitación (Guzman & Londoño, 2016):

- Rehabilitación física
- Rehabilitación sensorial
- Rehabilitación cognitiva
- Rehabilitación musicoterapia
- Rehabilitación mental
- Rehabilitación virtual

Según la intervención o no del paciente en la ejecución de los movimientos puede dividirse en dos:

#### 2.1.5.1. REHABILITACIÓN PASIVA

Es el conjunto de técnicas que son aplicadas en el área afectada, sin que el paciente realice ningún tipo de movimiento, ningún esfuerzo en el área a trabajar. El paciente no interviene en lo absoluto, pues el fisioterapeuta es el encargado de realizar los movimientos por él.

### 2.1.5.1. REHABILITACIÓN ACTIVA

En cuanto a la rehabilitación activa el paciente es el encargado de realizar todos los movimientos, todos los ejercicios de forma voluntaria, con sus propias fuerzas, y esos son asesorados y corregidos por el fisioterapeuta.

## 2.2. ESTADO DEL ARTE

### 2.2.1. ExoRehab X

ExoRehab X es un dispositivo el cual fue diseñado por la empresa Houston Bionics, desarrolla dispositivos de rehabilitación para personas con discapacidad neurológica, los cofundadores Ali Utku Pehlivan con doctorado en ingeniería mecánica de Rice University (Houston, TX) y el ingeniero mecánico Kutay Pehlivan de la Universidad Técnica de Yildiz, Estambul y FH Dusseldorf, Alemania (Pehlivan & Pehlivan, 2019). El exoesqueleto se desarrolló con el fin de brindar una terapia de resistencia de las extremidades superiores, su diseño es compacto lo que permite llevar la terapia al paciente o el paciente a la terapia (Pehlivan & Pehlivan, 2019).



**Ilustración 20. Dispositivo de rehabilitación de brazo ExoRehab-X**  
Fuente: (Pehlivan & Pehlivan, 2019)

Los módulos de resistencia de las extremidades se pueden instalar de manera sencilla en cualquiera de las articulaciones y así iniciar con la terapia. Este dispositivo tiene integrado unos videojuegos los cuales están asociados con sensores de movimiento, que permiten aumentar la motivación de los pacientes desafiándolos durante la terapia y así agilizar la mejora de él. El software de rehabilitación se puede instalar en cualquier sistema operativo de Mac o Windows (Pehlivan & Pehlivan, 2019)

El ExoRehab-x está montado en una silla móvil, cuenta con un peso de 39kg y se requiere de un espacio de 1.5 metros de largo, 2 metros de ancho y 2 metros de alto. Los

movimientos los cuales permite desarrollar este dispositivo es la abducción-aducción de hombro, flexión-extensión de codo, pronación-supinación del antebrazo, flexión-extensión y abducción-aducción de muñeca (Pehlivan & Pehlivan, 2019).

### 2.2.2. Mit-Manus

El robot Mit-Manus lleva a cabo la terapia del brazo, es un manipulador planar el cual fue construido a través de un mecanismo SCARA que presenta dos grados de libertad traslacionales, principalmente se construyó para tratar la apoplejía, suspensión de la actividad cerebral y un bajo grado de parálisis muscular. Este robot permite mover u oponerse a los movimientos de hombro y codo. El robot está compuesto por diferentes sensores los cuales permiten medir la posición, velocidad y fuerzas ejercidas sobre el efector final (Fundación once, 2007). Al igual que el robot ExoRehab-X cuenta con una interfaz en la que están integrados varios videojuegos que permiten incentivar al paciente a realizar sus ejercicios.



**Ilustración 21. Sobreviviente de un accidente cerebrovascular ejercitándose con el robot Mit-Manus en el hospital de rehabilitación Spaulding en Boston**  
Fuente: Foto de Susan Fasoli UPI

Los creadores de Mit-Manus pronostican muchas más aplicaciones que pueda desarrollar, como por ejemplo que el dispositivo pueda realizar un procedimiento anteriormente hecho por el especialista y así demostrarlo para los aprendices, de esta forma lo da a conocer el profesor Hogan (Thomson, 2000).

### 2.2.3. Exoesqueleto RUPERT

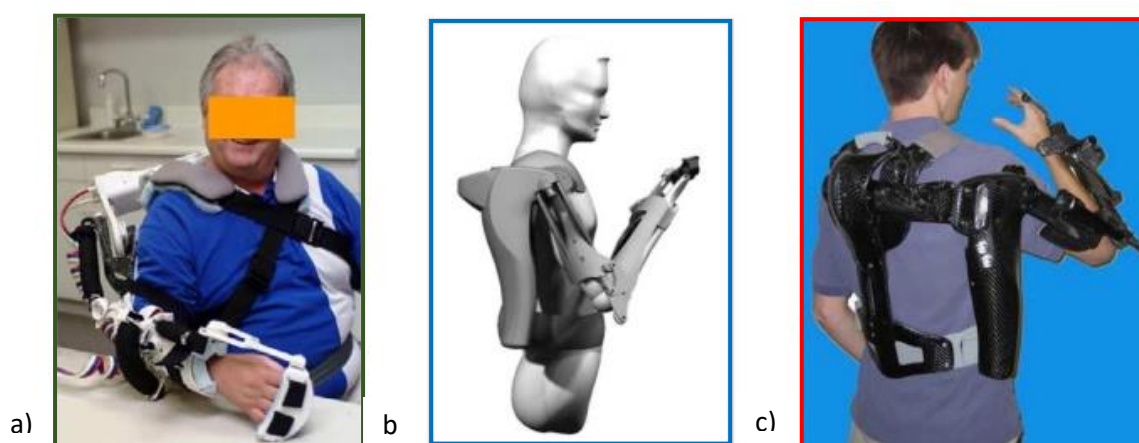
El robot RUPERT desarrollado por la Universidad de Arizona, fue diseñado principalmente para llevar a cabo terapia repetitiva de las extremidades superiores. Este dispositivo se desarrolló a un bajo costo, seguro y fácil de usar para el paciente.

RUPERT I incluye cuatro músculos aéreos para accionar la elevación de hombro, la extensión de codo, la supinación y extensión de la muñeca, esta estructura restringió la abducción del hombro y limitó la elevación máxima.

El centro de rotación y la longitud de cada segmento del RUPERT II son ajustables para adaptarse a una variedad de brazos y permite realizar la abducción de hombro y se logró aumentar la elevación (Sugar, 2007, pág. 8).

La última versión RUPERT tiene cuatro grados de libertad los cuales son impulsados por músculos neumáticos compatibles y seguros para el hombro, el codo y la muñeca como se puede apreciar en la ilustración 4(c). Principalmente está programado para extender el brazo y moverlo en un espacio tridimensional, ya que es un dispositivo portátil y ligero se puede utilizar de pie o sentado, proporcionando tareas en la terapia que imiten las actividades de la vida diaria (Sugar, 2007, pág. 1).

Los sensores del exoesqueleto RUPERT retroalimentan la posición y la información de fuerza para realizar una evaluación cuantitativa del desempeño de la terapia (Sugar, 2007, pág. 1).

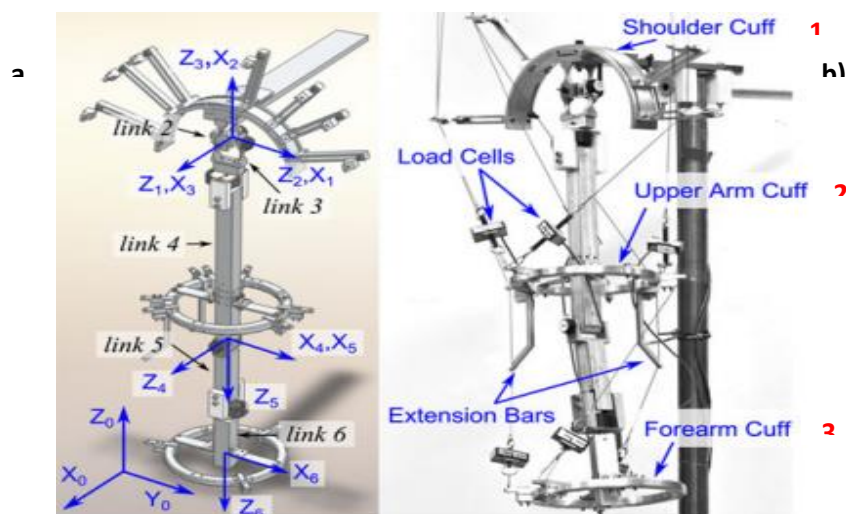


**Ilustración 22. (a) Paciente utilizando versión II de RUPERT. (b) Modelo generado por computadora de la versión RUPERT. (c) Última versión de RUPERT, diseño para el brazo derecho.**

**Fuente: (Sugar, 2007)**

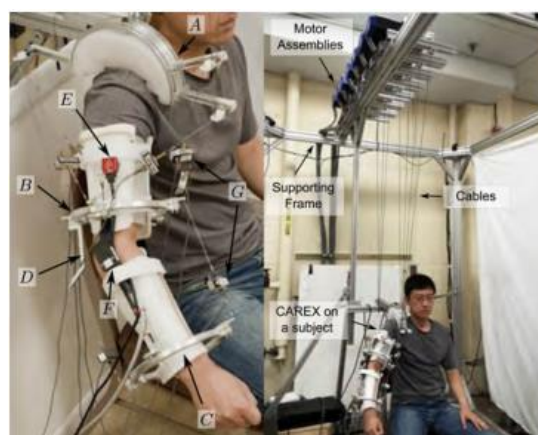
## 2.2.4. Exoesqueleto del brazo CAREX

Ying Mao y Sunil Kumar Agrawal creadores del brazo CAREX, el cual consta de 5 grados de libertad, los grados de libertad del robot antropomórfico están distribuidos de la siguiente forma: tres en la articulación del hombro, flexión y extensión en la articulación del codo y pronación-supinación del antebrazo (Yin & Agrawal, 2012).



**Ilustración 23. Exoesqueleto del brazo CAREX a) Grados de libertad del brazo CAREX b) Partes del brazo CAREX 1. Brazaletes del hombro 2. Brazaletes del brazo 3. Brazaletes del antebrazo**  
Fuente: (Yin & Agrawal, 2012)

El exoesqueleto consta de tres puños: la cubierta del hombro, el brazaletes del brazo y el brazaletes del antebrazo. Se enruta siete cables a través de los puños para impulsar el brazo. Los primeros cuatro cables van hacia la cubierta del hombro y termina en la parte superior del brazo (Yin & Agrawal, 2012).



**Ilustración 24. Descripción del sistema a. Cubierta del hombro b. Brazaletes del brazo c. Brazaletes del antebrazo d. Barra de extensión e. Sensor de orientación f. Codificador rotatorio g. Células de carga**  
Fuente: (Yin & Agrawal, 2012)

Los cables permiten controlar los movimientos de flexión y extensión del hombro, aducción, abducción y rotación externa del brazo. Los tres restantes pasan por la cubierta del hombro y el brazo superior y terminan en el antebrazo. Estos controlan la flexión y extensión del codo y pronación y supinación (Yin & Agrawal, 2012).

### 2.2.5. MyoPro

MyoPro desarrollado por la empresa Myomo es una ortesis motorizada de la mano y codo. Fue diseñado originalmente como una herramienta de rehabilitación con el objetivo de devolver la funcionalidad al brazo y la mano para permitir la ejecución de las tareas diarias (Myomo, 2012).

La ortesis de codo y mano tiene investigaciones desde 1990. MyoPro utiliza controles intuitivos al detectar señales EMG (mide la actividad eléctrica de los músculos en reposo y cuando están en sus). El aparato eléctrico amplifica la señal para ayudar a doblar el brazo y la mano en dirección deseada (Myomo, 2012).

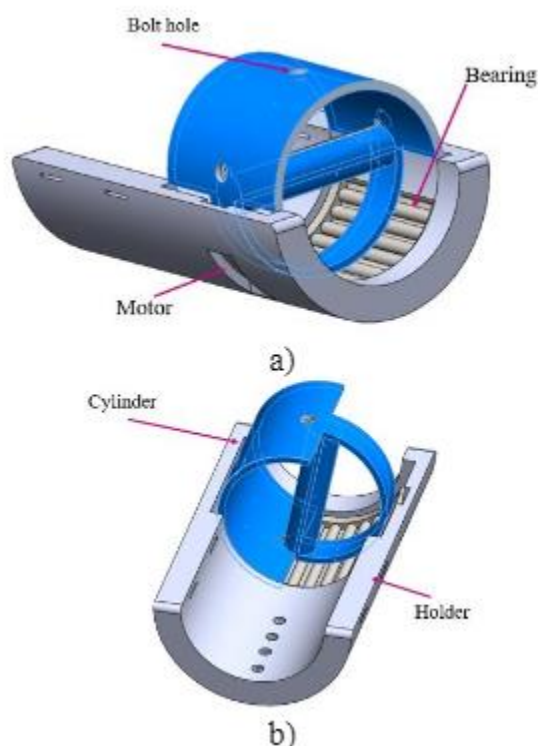
Algunos beneficios de diseño de este dispositivo es que permite al usuario completar las tareas funcionales adicionales al permitir agarrar y soltar objetos junto con la flexión y extensión de codo y además promueve la actividad independiente y la seguridad a través de la asistencia funcional (Myomo, 2012).



**Ilustración 25. Exoesqueleto MyoPro**  
Fuente: (Myomo, 2012)

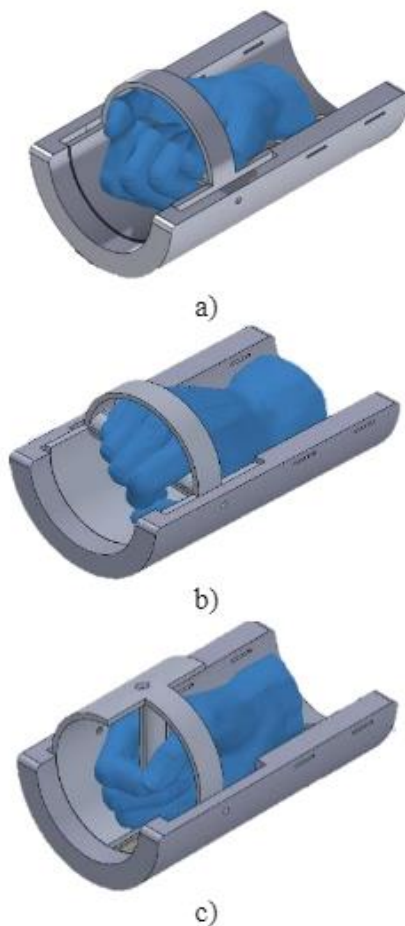
## 2.2.6. Mecanismo de pronosupinación adaptable a dispositivos de rehabilitación de la extremidad superior

El diseño propuesto para el ejercicio de pronosupinación, el cual se ubicó en el efector final, consta de un apoyabrazos y un cilindro que permite la rotación del antebrazo del paciente. La rotación del mecanismo se puede realizar de forma manual o de forma automática ya que el paciente la puede girar con la fuerza de su mano o un motor puede hacerlo por el según la orientación deseada. En la ilustración 26 se muestra todos los elementos que componen el diseño del prono supinador. Como el hoyo del tornillo, el motor, el cilindro (María Guadalupe Contreras Calderón, 2019).



**Ilustración 26. Diseño del prono supinador a) vista simplificada b) vista frontal  
Fuente: (María Guadalupe Contreras Calderón, 2019)**

En la ilustración 27 se puede observar las tres posiciones la intermedia, la de supinación y pronación. Este efector final prono supinador se puede utilizar las dos etapas de rehabilitación pasiva y activa. En la cual la etapa pasiva, es la que ayuda al paciente a realizar el movimiento, girando a través de un motor y así realizar el movimiento de pronosupinación. Además, la orientación se puede bloquear con un perno por si necesita una orientación fija durante el ejercicio. En cuanto a la etapa de rehabilitación activa, es donde el paciente puede realizar el movimiento sin ayuda, el dispositivo gira libremente y así el paciente puede realizar el ejercicio con la fuerza de su brazo (María Guadalupe Contreras Calderón, 2019).

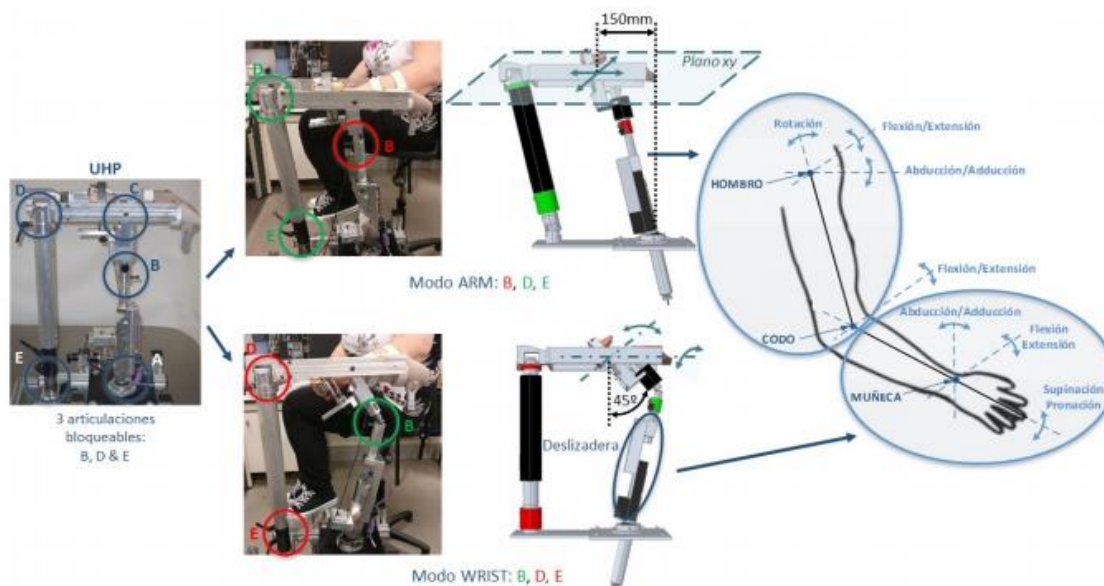


**Ilustración 27. Posiciones de pronosupinación a) Supinación b) Pronación c) Intermedia**  
**Fuente: (María Guadalupe Contreras Calderón, 2019)**

### **2.2.7. Dispositivo robótico multifuncional UHP**

El UHP, Universal Haptic Pantograph, es un robot de rehabilitación para un entrenamiento completo de las extremidades superiores. La rehabilitación incluye a los hombros, codos y muñecas en personas que sufren discapacidad motora a un ataque cerebrovascular o ictus. Una de las ventajas es la posibilidad de variar su estructura mecánica mediante el uso de tres articulaciones bloqueables y desbloqueables (B, D y E). Los modos de las configuraciones son ARM (Brazo) y WRIST (Muñeca) como se puede apreciar en la ilustración 28. El modo de funcionamiento ARM posibilita al robot a realizar movimientos planares los cuales son los ejercicios de flexión – extensión del brazo donde las articulaciones D y E están bloqueadas. En cambio, el modo WRIST gracias a la deslizadera que permite variar la longitud de la barra conectada al agarre de la mano y así permitir realizar los movimientos esféricos. De este modo permite realizar los ejercicios de muñeca abducción y aducción y el movimiento de pronación y supinación allí las articulaciones D y E están desbloqueadas (Aitziber Mancisidora, 2018).





**Ilustración 28. Modos de funcionamiento ARM y WRIST del robot de rehabilitación UHP.**

**Fuente: (Aitziber Mancisidora, 2018)**

El sistema de accionamiento está formado por dos SEAs (Sistema de Actuación Elástica) dispuestos en configuración perpendicular. El mecanismo este compuesto por dos motores Maxon RE40, cuatro muelles y una serie de poleas unidas por un sistema de cables. Este sistema es capaz de generar la fuerza y movimiento en dos direcciones perpendiculares (x e y). En cada dirección, se encuentra un motor rotativo genera un par que a través de cables es transmitido a dos muelles, que a su vez realizan fuerza en el punto inferior del pantógrafo (Aitziber Mancisidora, 2018).



**Ilustración 29. El robot de rehabilitación UHP sin y con usuario**

**Fuente: (Aitziber Mancisidora, 2018)**



### 3. TERCER CAPITULO: DESARROLLO DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE ANTEBRAZO

#### 3.1. ANALISIS DE LOS MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y PRONACIÓN-SUPINACIÓN PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE ANTEBRAZO.

##### 3.1.1. ESTUDIO Y DEFINICIÓN DE LAS TRAYECTORIAS

De acuerdo a los ejercicios comúnmente empleados en la rehabilitación de antebrazo, se seleccionaron los ejercicios más usados en las terapias de rehabilitación, sumando en total cuatro ejercicios. Para analizar las trayectorias de las articulaciones desarrollando los movimientos, se utilizó el software de Kinovea.

##### 3.1.1.1. MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN

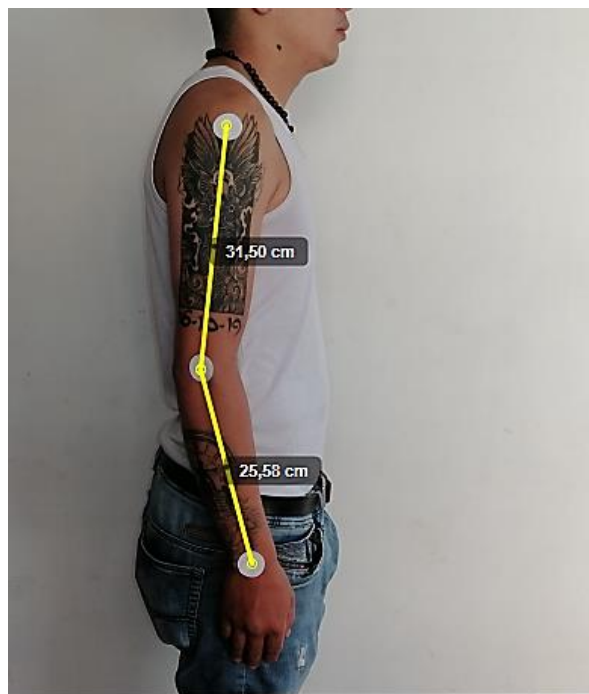
En primer lugar, se tomó video de los movimientos de flexión-extensión de antebrazo en un plano sagital muy utilizado para realizar las rehabilitaciones, para así observar y sacar los datos que son necesarios para ser utilizados en el análisis de trayectoria. Como un primer paso se le colocaron tres marcas blancas redondas al paciente, que fueron distribuidas en las articulaciones de la extremidad hombro, codo y muñeca.



**Ilustración 30.** Marcas en cada una de las articulaciones de la extremidad superior, en un plano sagital.  
Fuente: Autor

Gracias a la herramienta line del software de Kinovea, una vez ajustado en el video las unidades en centímetros permiten obtener de forma aproximada las medidas del brazo y antebrazo.

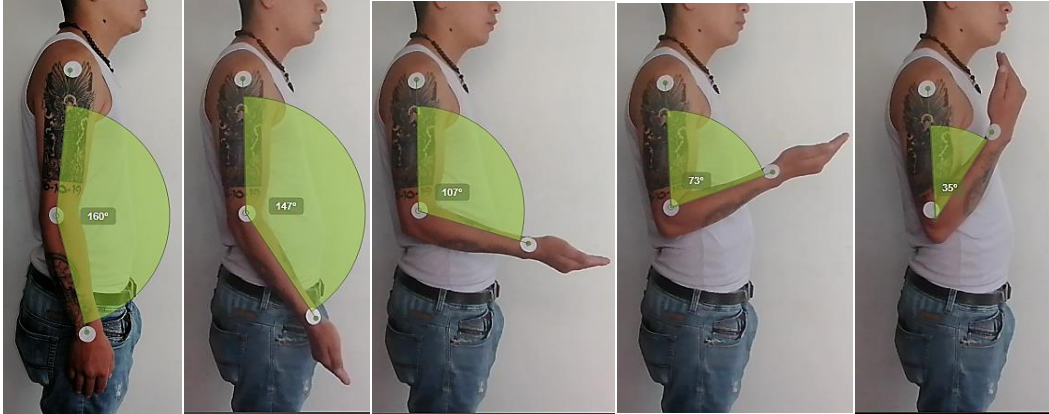
Según las medidas antropométricas anteriormente mencionadas en la población masculina entre 20 y 39 años, la medida del brazo es de 35.2 cm y medida del antebrazo 25.3 cm en promedio, como se puede observar en la ilustración 27 nuestras medidas no están muy lejos de ellas.



**Ilustración 31. Medida en centímetros de brazo y antebrazo**  
Fuente: Autor

La flexión y extensión del codo tiene lugar en la articulación humerocubital y humerorradial. En la fotografía a) hasta la fotografía e) se puede observar que la persona inicia con el miembro superior extendido formando un ángulo de  $160^\circ$ . A medida que su antebrazo se aproxima a su brazo, se ve que el ángulo va disminuyendo de manera progresiva. La fotografía b) presenta un ángulo de  $147^\circ$ , la fotografía c) presenta un ángulo de  $107^\circ$ , la fotografía d) un ángulo de  $73^\circ$  y finalmente la fotografía e) un ángulo de  $35^\circ$  en flexión máxima.

Gracias a la herramienta de Kinovea se puede apreciar los ángulos que forman cada uno de los movimientos. Cuando se realiza a flexión del antebrazo, el ángulo que forma el brazo con el antebrazo es de  $35^\circ$ , ángulo que lo limita el choque de los músculos. Y en cuanto a la extensión forma un ángulo de  $160^\circ$  limitado por el choque óseo y tensión del ligamento anterior.



**Ilustración 32. Transición movimiento flexión-extensión en plano sagital**

**Fuente: Autor**

Una vez calculada las medidas del brazo y antebrazo, se prosigue a realizar el movimiento de flexión para conocer las trayectorias seguidas por cada una de las articulaciones. Lo que se puede apreciar durante la realización del movimiento, es que la muñeca es la única articulación que sigue una trayectoria significativa como se puede observar en la ilustración 33.



**Ilustración 33. Trayectoria realizada por los movimientos flexión-extensión**

**Fuente: Autor**

### 3.1.1.2. MOVIMIENTO PRONACIÓN-SUPINACIÓN

Para analizar el movimiento de pronación-supinación, como primera instancia el codo debe tener una posición inicial de  $90^\circ$  de flexión. En la ilustración 34 se muestra la posición inicial para iniciar con los movimientos en un plano sagital.

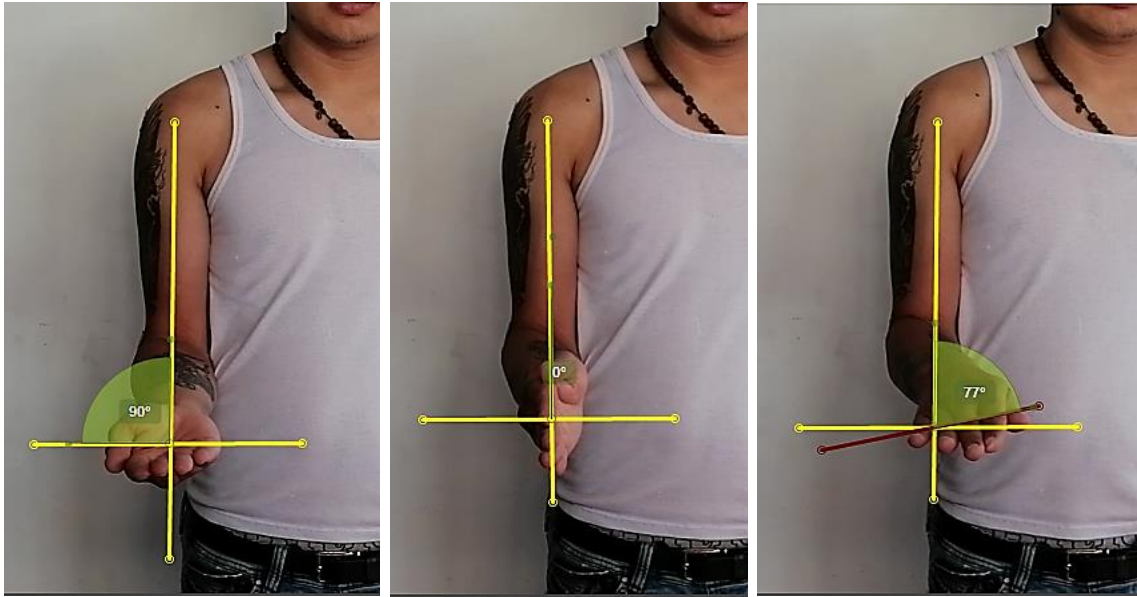


**Ilustración 34. Posición inicial para movimientos de pronación-supinación**  
Fuente: Autor

El movimiento de pronación se define como el movimiento de rotación medial que sitúa el pulgar hacia dentro y la palma de la mano hacia abajo. La supinación es el movimiento que lleva al pulgar hacia afuera y la palma de la mano hacia arriba. se debe persistir la posición del codo en flexión para evitar la influencia rotacional de la articulación escapulohumeral la cual participaría si el codo estuviera en posición de extensión.

El rango de pronación-supinación es alrededor de  $160^\circ$ - $170^\circ$  repartidos en la supinación con un ángulo de  $90^\circ$  y la pronación con un ángulo de  $77^\circ$  generando una rotación de  $167^\circ$ . Estos ángulos son medidos desde una posición  $0^\circ$  o intermedia donde el pulgar mira hacia arriba. En la ilustración 35 se pueden observar que el ángulo  $0^\circ$  o posición intermedia la imagen intermedia, la ejecución del movimiento de supinación dando como resultado un ángulo de  $90^\circ$  mientras que la

ejecución de la pronación da un ángulo de  $77^\circ$  que da como resultado  $167^\circ$  en pronosupinación el cual está dentro del rango establecido.



**Ilustración 35. Ángulos formados por los movimientos de pronación-supinación**  
Fuente: Autor





### 3.2. PLANTEAR UN MECANISMO QUE PERMITA REALIZAR LOS MOVIMIENTOS PASIVOS PARA LA REHABILITACIÓN DE ANTEBRAZO.

#### Síntesis de mecanismos

Las metodologías de proyecto de mecanismos se organizan por etapas de forma que se sistematice un proceso, hay diversas metodologías de un proceso de mecanismos, cada una de ellas presentan sus características diferenciales, pero en general las estructuras son similares, las metodologías de proyectos de mecanismos son más específicas, por lo tanto, son vistas con más detalles.

El procedimiento se inicia realizando el estado del arte, el objetivo de esta etapa es enumerar los dispositivos existentes que poseen una función similar deseada. Otro objetivo es entender el problema que se desea resolver, observando que características se tornan mejores para dar soluciones.

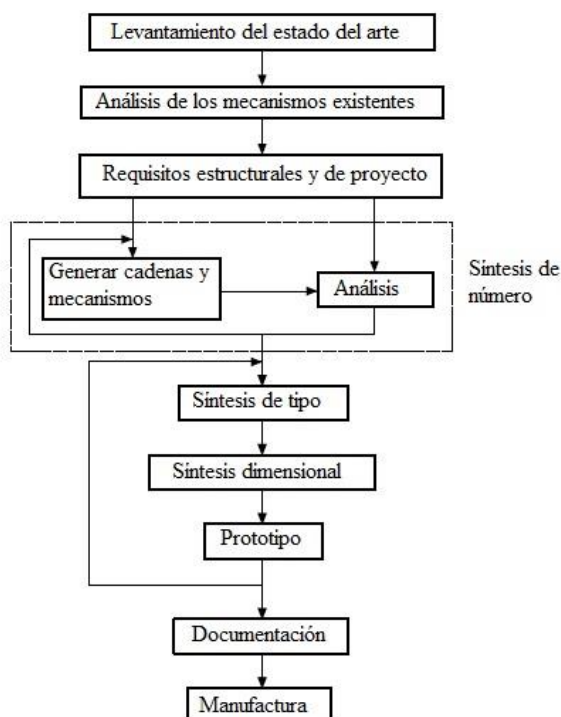


Ilustración 36. Metodología de proyecto de mecanismo

#### 3.2.1. SÍNTESIS DE NUMERO

Parte de un conjunto de requisitos estructurales para determinar la cantidad de eslabones, pares cinemáticos y cuales eslabones son conectados entre sí obteniendo diversos mecanismos que puedan satisfacer los requisitos estructurales, teniendo en cuenta los conceptos de movilidad e isomorfismo.

**Conceptos básicos de síntesis de numero:** Algunos conceptos básicos son necesarios para comprender la síntesis de numero:

- **Partición:** Es el conjunto de todos los eslabones que serán utilizados para montar una cadena cinemática, de esta forma una partición puede tener eslabones unitarios, binario, ternarios y en adelante. En la síntesis de mecanismos, los elementos de par cinemático deben ser distribuidos entre los eslabones. De esta forma, si un eslabón recibe tres elementos de par cinemático, el será un eslabón ternario, si recibe cuatro elementos será cuaternario.
- **Variación:** Es el modo en el cual los eslabones de una partición pueden ser conectados para generar una cadena cinemática, así dada la partición al conectar los eslabones de todos los modos posibles, se generan todas las variaciones posibles.
- **Inversión:** Es asociar un referencial fijo a uno de los eslabones de la cadena cinemática, así partiendo de una cadena cinemática determinar todas las inversiones de la misma, sería equivalente a determinar todos los mecanismos que pueden ser generados por la cadena.

**Procedimiento para la síntesis de numero:** La síntesis de numero parte de un conjunto de requisitos estructurales:

- Movilidad (M): Cuando se trata de una curva su valor es de 1, cuando se trata de un área de trabajo su valor es 2.
- Dimensión del espacio del trabajo ( $\lambda$ ): Cuando se trata de un plano su valor es de 3, cuando se trata del espacio su valor es de 6.
- Cantidad de circuitos independientes (V): Es el número de circuitos del mecanismo, dependiendo de las condiciones de diseño.

Con estos tres requisitos estructurales, se puede utilizar la ecuación de movilidad y la ecuación de Euler para determinar la cantidad de eslabones ( $\eta$ ).

$$M = -\lambda * V * j \quad (1)$$

Donde j corresponde al número de juntas, despejando j queda la siguiente ecuación:

$$j = M + \lambda V \quad (2)$$

Una vez obtenido nuestro número de juntas, se procede a calcular el número de eslabones de nuestro mecanismo y por ende el número de juntas de los eslabones:

$$\eta = -V + 1 + j \quad (3)$$

$$e = j * 2 \quad (4)$$

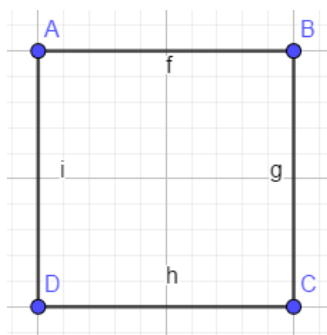
### 3.2.2. SÍNTESIS DE TIPO

Determina el tipo de cada par cinemático de un mecanismo. Inicialmente se debe enumerar todos los tipos de pares cinemáticos que puedan ser enumerados. Los factores que inviabilizan el uso de algunos tipos de pares cinemáticos son:

- **Espacio de trabajo:** Los pares cinemáticos deben satisfacer las restricciones del espacio del trabajo, por ejemplo, si el espacio de trabajo fuera planar podrán ser utilizados para inferiores de revolución, prismático y planar. No se debería usar un par cilíndrico debido a que este permite movimientos que no están en el plano.
- **Fabricación:** Procesos disponibles para la fabricación pueden afectar la selección de pares disponibles o viables económicamente.
- **Manutención:** El mecanismo debe ser de fácil manutención y en caso de falla, los pares deben ser de fácil sustitución.

Calculado la cantidad de eslabones y los elementos de un par cinemático, se determina todas las particiones posibles. Teniendo todas las particiones posibles se determinan todas las variaciones posibles. Una vez determinadas todas las cadenas cinemáticas posibles se puede obtener todas las inversiones posibles.

Como se puede observar en la ilustración 33 los puntos (A, B, C y D) corresponde a las juntas de nuestro mecanismo ( $j$ ). Y (f, i, g y h) corresponde a los eslabones de nuestro mecanismo ( $\eta$ ). Cuyos eslabones son binarios.



**Ilustración 37. Mecanismo de cuatro eslabones y cuatro barras**  
Fuente: Autor

#### 3.2.1.1. MECANISMO SIN TENER EN CUENTA EL MIEMBRO SUPERIOR

El análisis del mecanismo sin tener en cuenta el miembro superior se realiza con el fin de realizar una comparación de los dos mecanismos y para dar una explicación más detallada de cada uno de los métodos utilizados para el diseño de nuestro prototipo.

##### 3.2.1.1.1. SÍNTESIS DE NÚMERO (PRIMER CASO)

Cuando  $M=1$ ,  $\lambda=3$  y  $V=1$

Utilizando la “Eq. 2”, se encuentra el número de juntas:

$$j = 1 + (3)(1)$$

$$j = 4$$

Utilizando la “Eq. 3”, se encuentra el número de eslabones de nuestro mecanismo:

$$\eta = -3 + 1 + 4$$

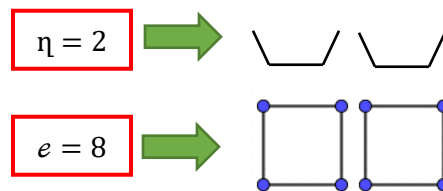
$$\eta = 2$$

Y por último utilizando la “Eq. 4”, se encuentra de juntas de los eslabones:

$$e = 4 * 2$$

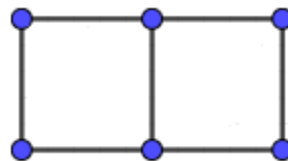
$$e = 8$$

Una vez obtenido el número de eslabones y el número de juntas de eslabones, se procede a graficar. Como se puede observar este mecanismo se conforma por dos eslabones cuaternarios, ya que el número de eslabones fueron dos, pero cada eslabón se conforma con cuatro juntas formando un eslabón cuaternario en cada uno.



**Ilustración 38. Síntesis de tipo primer caso sin tener en cuenta el miembro superior**

Según los valores hallados de las variables ( $j$ ,  $\eta$  y  $e$ ) da como resultado el siguiente mecanismo:



**Ilustración 39. Resultado de mecanismo conformado por dos eslabones cuaternarios**  
Fuente: Autor

El mecanismo encontrado en la ilustración 35 no sirve ya que su movimiento es limitado por cómo se unen sus juntas y por ende se forman los dos eslabones cuaternarios.

### 3.2.1.1.2. SÍNTESIS DE NÚMERO (SEGUNDO CASO)

Cuando  $M=2$ ,  $\lambda=3$  y  $V=1$

Utilizando la “Eq. 2”, se encuentra el número de juntas:

$$j = 2 + (3)(1)$$

$$j = 5$$

Utilizando la “Eq. 3”, se encuentra el número de eslabones de nuestro mecanismo:

$$\eta = -1 + 1 + 5$$

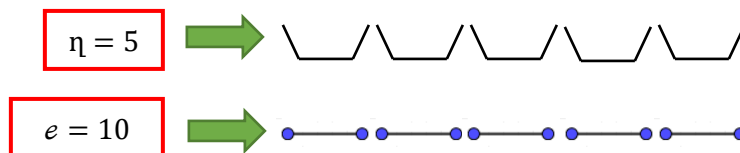
$$\eta = 5$$

Y por último utilizando la “Eq. 4”, se encuentra el número de juntas de los eslabones:

$$e = 5 * 2$$

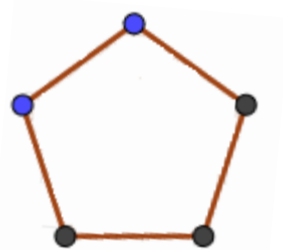
$$e = 10$$

Una vez obtenido el número de eslabones y el número de juntas de eslabones, se procede a graficar. Como se puede observar este mecanismo se conforma por cinco eslabones binarios, ya que el número de eslabones son cinco y cada eslabón se conforma con dos juntas



**Ilustración 40. Síntesis de tipo segundo caso sin tener en cuenta el miembro superior**

Debido a que no se forman eslabones ternarios, cuaternarios entre otros. Sino que solo se forman eslabones binarios, en el momento de anclar cualquiera de los eslabones del mecanismo a tierra siempre da como resultado el mismo mecanismo. En este caso el mecanismo resultante es el siguiente:



**Ilustración 41. Resultado de mecanismo conformado por cinco eslabones binarios**  
Fuente: Autor

### 3.2.1.1.3. SÍNTESIS DE NÚMERO (TERCER CASO)

Cuando  $M=1$ ,  $\lambda=6$  y  $V=1$

Utilizando la “Eq. 2”, se encuentra número de juntas:

$$j = 1 + (6)(1)$$

$$j = 7$$

Utilizando la “Eq. 3”, se encuentra el número de eslabones de nuestro mecanismo:

$$\eta = -1 + 1 + 7$$

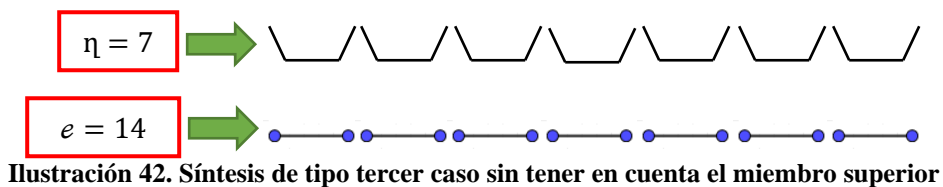
$$\eta = 7$$

Y por último utilizando la “Eq. 4”, se encuentra el número de juntas de los eslabones:

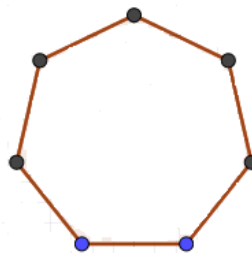
$$e = 7 * 2$$

$$e = 14$$

Una vez obtenido el número de eslabones y el número de juntas de eslabones, se procede a graficar. Como se puede observar este mecanismo se conforma por siete eslabones binarios, ya que el número de eslabones son siete y cada uno de ellos se conforma con dos juntas.



Ya que sucede lo mismo que en el segundo caso que se forman solo eslabones binarios, en el momento de anclar cualquiera de los eslabones siempre se obtiene el mismo mecanismo. El mecanismo resultante en este caso es el siguiente:



**Ilustración 43. Resultado de mecanismo conformado por siete eslabones binarios**

Fuente: Autor

El mecanismo de la ilustración 43 no se utilizó ya que en cuanto al espacio de trabajo se trata de trabajar en el espacio, y la idea de nuestro mecanismo es que su espacio de trabajo sea un plano para su mejor funcionamiento.

### 3.2.1.1.4. SÍNTESIS DE NÚMERO (CUARTO CASO)

Cuando  $M=2$ ,  $\lambda=6$  y  $V=1$

Utilizando la “Eq. 2”, se encuentra el número de juntas:

$$j = 2 + (6)(1)$$

$$j = 8$$

Utilizando la “Eq. 3”, se encuentra el número de eslabones de nuestro mecanismo:

$$\eta = -1 + 1 + 8$$

$$\eta = 8$$

Y por último utilizando la “Eq. 4”, se encuentra el número de juntas de los eslabones:

$$e = 8 * 2$$

$$e = 16$$

Una vez obtenido el número de eslabones y el número de juntas de eslabones, se procede a graficar. Como se puede observar este mecanismo se conforma por ocho eslabones binarios, ya que el número de eslabones son ocho y cada uno de ellos se conforma con dos juntas

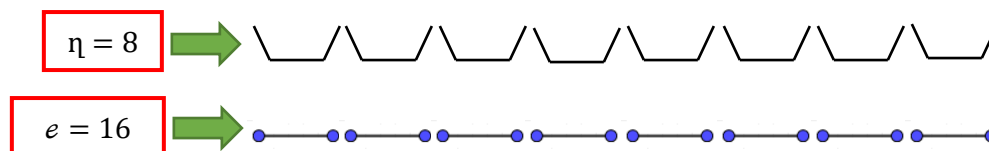


Ilustración 44. Síntesis de tipo cuarto caso sin tener en cuenta el miembro superior

Sucede lo mismo que en el segundo y tercer caso, se forman solo eslabones binarios, en el momento de anclar cualquiera de los eslabones siempre se obtiene el mismo mecanismo. El mecanismo resultante en este caso es el siguiente:

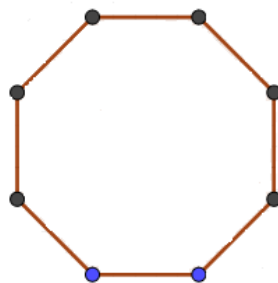


Ilustración 45. Resultado de mecanismo conformado por ocho eslabones binarios

Fuente: Autor

El mecanismo de la ilustración 45 no se utilizó ya que en cuanto al espacio de trabajo se trata de trabajar en el espacio, y la idea de nuestro mecanismo es que su espacio de trabajo sea un plano para su mejor funcionamiento.

### 3.2.1.2. MECANISMO TENIEDO EN CUENTA EL MIEMBRO SUPERIOR

A diferencia del análisis teniendo en cuenta el miembro superior, en el análisis que se va a realizar se tendrá en cuenta el miembro superior del paciente. Ya que como este será sujetado por el prototipo forma un circuito cerrado generando una cadena cinemática cerrada con dos o más circuitos dependiendo del mecanismo que dé como resultado.

#### 3.2.1.2.1. SÍNTESIS DE NÚMERO (PRIMER CASO)

Cuando  $M=2$ ,  $\lambda=3$  y  $V=2$

Utilizando la “Eq. 2”, hallamos nuestro número de juntas:

$$j = 2 + (3)(2)$$

$$j = 8$$

Utilizando la “Eq. 3”, se encuentra el número de eslabones de nuestro mecanismo:

$$\eta = -2 + 1 + 8$$

$$\eta = 7$$

Y por último utilizando la “Eq. 4”, se encuentra el número de juntas de los eslabones:

$$e = 8 * 2$$

$$e = 16$$

Una vez obtenido el número de eslabones y el número de juntas de eslabones, se procede a graficar. Como se puede observar este mecanismo se conforma por siete eslabones dos ternarios y cinco binarios.

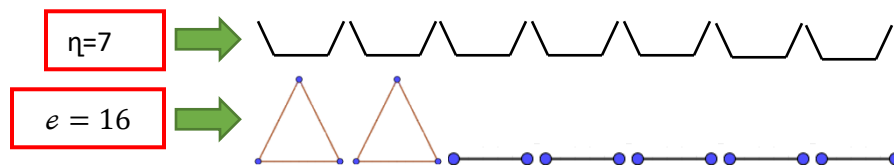
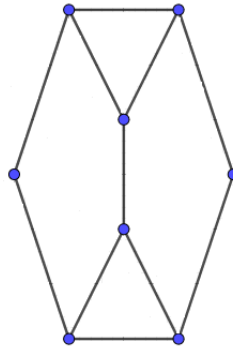


Ilustración 46. Síntesis de tipo segundo caso teniendo en cuenta el miembro superior



Dando como resultado el siguiente mecanismo:



**Ilustración 47. Resultado de mecanismo conformado por dos eslabones ternarios y cinco eslabones binarios**  
Fuente: Autor

El mecanismo de la ilustración 47 no se utilizó ya que su movilidad se basa en un área de trabajo y el objetivo de nuestro prototipo es realizar una trayectoria específica la cual se trata de una curva.

## SEGUNDO CASO CON $V=3$

Cuando  $M=2$ ,  $\lambda=3$  y  $V=3$

Utilizando la “Eq. 2”, se encuentra el número de juntas:

$$j = 2 + (3)(3)$$

$$j = 11$$

Utilizando la “Eq. 3”, se puede encontrar el número de eslabones de nuestro mecanismo:

$$\eta = -3 + 1 + 11$$

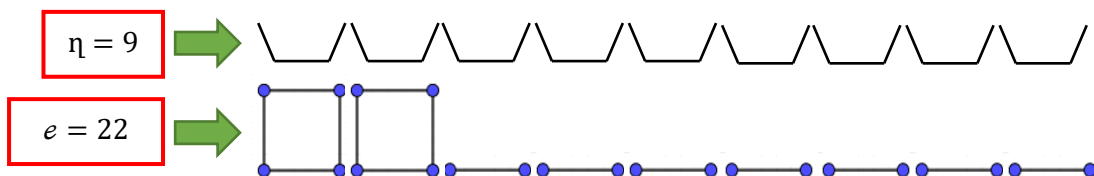
$$\eta = 9$$

Y por último utilizando la “Eq. 4”, se encuentra el número de juntas de los eslabones:

$$e = 11 * 2$$

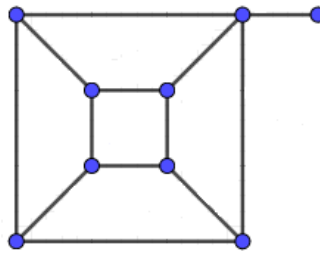
$$e = 22$$

Una vez obtenido el número de eslabones y el número de juntas de eslabones, se procede a graficar. En este caso resultan dos tipos de mecanismos ya que, como una primera opción, dos de los eslabones es de tipo cuaternario y el resto de eslabones binarios



**Ilustración 48. Síntesis de tipo segundo caso teniendo en cuenta el miembro superior**

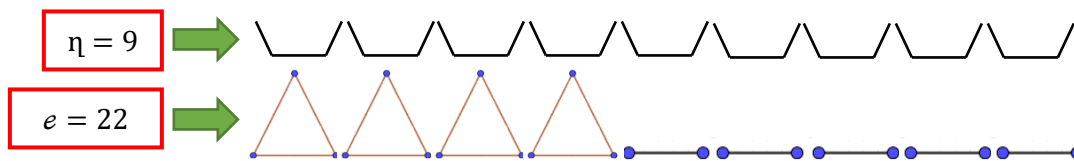
Dando como resultado el siguiente mecanismo:



**Ilustración 49. Resultado de mecanismo conformado por dos eslabones cuaternarios y siete eslabones binarios**  
Fuente: Autor

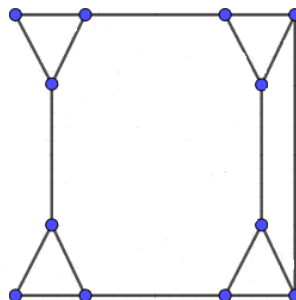
El mecanismo de la ilustración 49 no sirve ya que ninguna junta puede quedar sin conectarse a un eslabón por lo tanto esta configuración no es realizable, ya que debe cumplir con una cadena cinemática cerrada.

Como una segunda opción cuatro de los eslabones son tipo ternario y el resto de los eslabones son binarios



**Ilustración 50. Síntesis de tipo segundo caso teniendo en cuenta el miembro superior**

Dando como resultado el siguiente mecanismo:



**Ilustración 51. Resultado de mecanismo conformado por cuatro eslabones ternarios y cinco eslabones binarios**  
Fuente: Autor

El mecanismo de la ilustración 51 no sirve ya que ninguna junta puede quedar sin conectarse a un eslabón por lo tanto esta configuración no es realizable, ya que debe cumplir con una cadena cinemática cerrada.

### 3.2.1.2.2. SÍNTESIS DE NÚMERO (SEGUNDO CASO)

Cuando  $M=1$ ,  $\lambda=3$  y  $V=2$

Utilizando la “Eq. 2”, se encuentra el número de juntas:

$$j = 1 + (3)(2)$$

$$j = 7$$

Utilizando la “Eq. 3”, se encuentra el número de eslabones de nuestro mecanismo:

$$\eta = -2 + 1 + 7$$

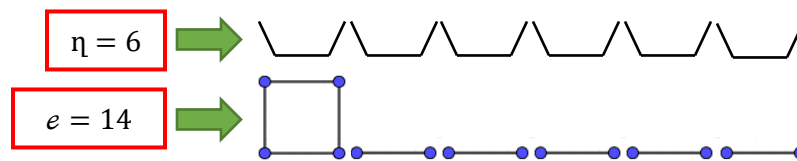
$$\eta = 6$$

Y por último utilizando la “Eq. 4”, se encuentra el número de juntas de los eslabones:

$$e = 7 * 2$$

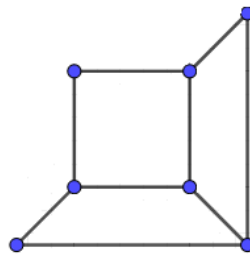
$$e = 14$$

Una vez obtenido el número de eslabones y el número de juntas de eslabones, se procede a graficar. En este caso resultan dos tipos de mecanismos ya que, como una primera opción, uno de los eslabones es de tipo cuaternario y el resto de eslabones binarios.



**Ilustración 52. Síntesis de tipo primer caso teniendo en cuenta el miembro superior**

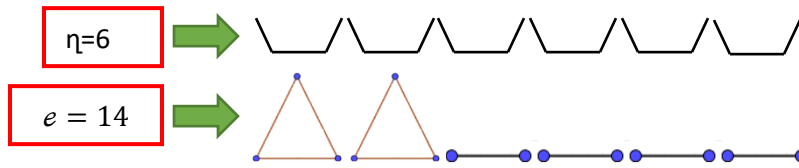
Dando como resultado el siguiente mecanismo:



**Ilustración 53. Resultado de mecanismo conformado por un eslabón cuaternario y cinco eslabones binarios**

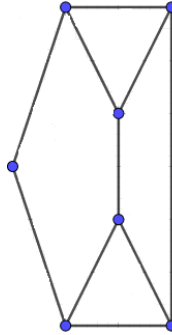
El mecanismo de la ilustración 53 no sirve ya que ninguna junta puede quedar sin conectarse a un eslabón por lo tanto esta configuración no es realizable, ya que debe cumplir con una cadena cinemática cerrada.

Como una segunda opción dos de los eslabones son tipo ternario y el resto de los eslabones son binarios.



**Ilustración 54. Síntesis de tipo primer caso teniendo en cuenta el miembro superior**

Dando como resultado el siguiente mecanismo



**Ilustración 55. Resultado de mecanismo conformado por dos eslabones ternarios y cuatro eslabones binarios**  
Fuente: Autor

El mecanismo obtenido en la ilustración 55 es la configuración escogida para ser probada.



### 3.3. SÍNTESIS DIMENSIONAL, HALLAR EL MODELO CINEMÁTICO DEL PROTOTIPO MECATRÓNICO

La síntesis dimensional puede ser clasificada en tres tipos:

- Generación de función: El objetivo de esta síntesis es determinar las dimensiones del mecanismo para que su comportamiento describa una función dada, de esta forma para un valor de ángulo de entrada, la barra de salida deberá retornar un valor deseado para el ángulo de salida, como una función matemática.
- Generación de trayectoria: El objetivo de esta síntesis es determinar las dimensiones del mecanismo que un punto de interés recorra una trayectoria específica al accionar el mecanismo. En este tipo de síntesis se especifica la trayectoria que el punto deberá recorrer y no se especifica la orientación del eslabón a lo largo de la trayectoria.
- Generación de movimiento: El objetivo de esta síntesis es determinar las dimensiones de un mecanismo dado un conjunto de posiciones homologadas de un plan. En este caso se controla la posición y la orientación en apenas una cantidad finita de posiciones. Este tipo de síntesis es utilizado cuando se desea que el mecanismo pase por las posiciones determinadas con una orientación determinada, en este caso que recorra una trayectoria.

#### 3.3.1. CINEMÁTICA DIRECTA DEL MECANISMO DE STEPHENSON I

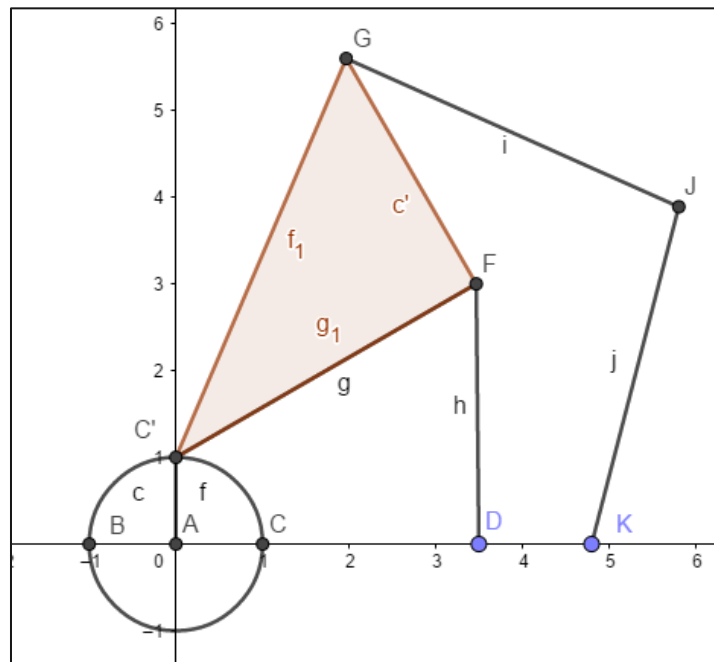


Ilustración 56. Mecanismo de Stephenson en posición  $A_x=0$  y  $A_y=0$   
Fuente: Autor

El sistema de referencia de nuestro mecanismo se encuentra en el punto A ( $A_x=0$  y  $A_y=0$ ).

### 3.3.1.1. CINEMÁTICA DIRECTA DE MECANISMO DE CUATRO BARRAS

A nuestro mecanismo lo conforma un mecanismo interno de cuatro barras más conocido como el mecanismo de Grashof, por lo tanto, se le realizara el análisis geométrico de forma independiente.

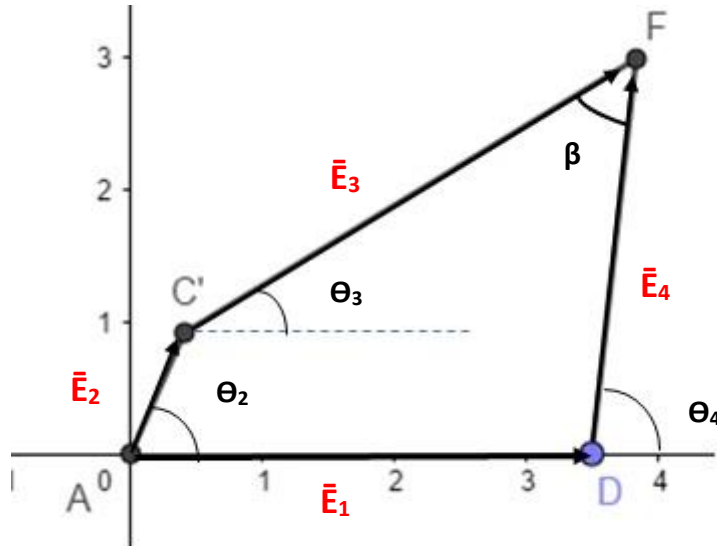


Ilustración 57. Análisis de mecanismo de cuatro barras  
Fuente: Autor

#### LEY DE GRASHOF

Nuestro mecanismo de cuatro barras corresponde a manivela-biela-balancín.

$$E_2 + E_3 \leq E_1 + E_4 \quad (5)$$

- E1 corresponde a la barra fija del mecanismo (tierra).
- E2 corresponde a la barra menor (manivela).
- E3 corresponde a la barra mayor (biela).
- E4 corresponde a la barra subyacente (balancín).

Donde  $E_1$ =eslabón 1,  $E_2$ =eslabón 2,  $E_3$ =eslabón 3 y  $E_4$ =eslabón 4.

Conociendo estos datos se inicia con el análisis matemático de este mecanismo.

Ecuación vectorial:

$$\vec{E}_2 + \vec{E}_3 = \vec{E}_1 + \vec{E}_4 \quad (6)$$

$$\vec{E}_2 + \vec{E}_3 - \vec{E}_1 - \vec{E}_4 = 0 \quad (7)$$

Reemplazando en "Eq. 6" ecuaciones escalares se obtiene:

$$\vec{E}_2 \cos \theta_2 + \vec{E}_3 \cos \theta_3 = \vec{E}_1 \cos \theta_1 + \vec{E}_4 \cos \theta_4 \quad \text{Ecuacion en X} \quad (8)$$

$$\vec{E}_2 \sin \theta_2 + \vec{E}_3 \sin \theta_3 = \vec{E}_1 \sin \theta_1 + \vec{E}_4 \sin \theta_4 \quad \text{Ecuacion en Y} \quad (9)$$

Para obtener el ángulo  $\beta$ :

$$\beta = \theta_4 - \theta_3 \quad (10)$$

Transformando “Eq. 10”, a la forma compleja se obtiene:

$$\bar{E}_2 e^{i\theta_2} + \bar{E}_3 e^{i\theta_3} = \bar{E}_1 + \bar{E}_4 e^{i\theta_4} \quad (11)$$

Ya que el ángulo  $\theta_1 = 0$  donde:

$$\bar{E}_1 \cos \theta_1 \longrightarrow \bar{E}_1 \cos(0) = \bar{E}_1$$

$$\bar{E}_1 \sin \theta_1 \longrightarrow \bar{E}_1 \sin(0) = 0$$

Utilizando la equivalencia de Euler se obtiene:

$$\bar{E}_1 + \bar{E}_4 \cos \theta_4 = \bar{E}_2 \cos \theta_2 + \bar{E}_3 \cos \theta_3$$

$$\bar{E}_4 \sin \theta_4 = \bar{E}_2 \sin \theta_2 + \bar{E}_3 \sin \theta_3$$

Las variables dependientes o incógnitas son:  $\theta_3$  y  $\theta_4$ . La variable independiente es  $\theta_2$  y las constantes son  $\bar{E}_1, \bar{E}_2, \bar{E}_3$  y  $\bar{E}_4$ .

$$\bar{E}_1 + \bar{E}_4 \cos \theta_4 - \bar{E}_2 \cos \theta_2 = \bar{E}_3 \cos \theta_3 \quad (12)$$

$$\bar{E}_4 \sin \theta_4 - \bar{E}_2 \sin \theta_2 = \bar{E}_3 \sin \theta_3 \quad (13)$$

Elevando al cuadrado y sumando las “Eq. 12” y “Eq. 13”, y por ende teniendo en cuenta la siguiente identidad trigonométrica:

$$\mathbf{sen^2\theta + cos^2\theta = 1}$$

$$\bar{E}_3^2 \cos^2 \theta_3 + \bar{E}_3^2 \sin^2 \theta_3 = (\bar{E}_1 + \bar{E}_4 \cos \theta_4 - \bar{E}_2 \cos \theta_2)^2 + (\bar{E}_4 \sin \theta_4 - \bar{E}_2 \sin \theta_2)^2$$

$$\bar{E}_3^2 = (\bar{E}_1^2 + \bar{E}_4^2 \cos^2 \theta_4 - \bar{E}_2^2 \cos^2 \theta_2 + \bar{E}_4^2 \sin^2 \theta_4 - \bar{E}_2^2 \sin^2 \theta_2) \quad (14)$$

Elevando al cuadrado “Eq. 14” da como resultado:

$$\bar{E}_2^2 = \bar{E}_1^2 + \bar{E}_2^2 + \bar{E}_4^2 \quad (15)$$

Sumando las ecuaciones “Eq. 12” y “Eq. 13”:

$$\bar{E}_3^2 = \bar{E}_1 + \bar{E}_4 \cos \theta_4 - \bar{E}_2 \cos \theta_2 + \bar{E}_4 \sin \theta_4 - \bar{E}_2 \sin \theta_2$$

$$\bar{E}_3^2 = -2\bar{E}_1\bar{E}_2 \cos \theta_2 + 2\bar{E}_1\bar{E}_4 \cos \theta_4 - 2\bar{E}_2\bar{E}_4((\cos \theta_4 \cos \theta_2) + (\sin \theta_4 \sin \theta_2)) \quad (16)$$

Sumando las ecuaciones “Eq. 15” y “Eq. 16”:



$$\bar{E}_3^2 = \bar{E}_1^2 + \bar{E}_2^2 + \bar{E}_4^2 - 2\bar{E}_1\bar{E}_2 \cos \theta_2 + 2\bar{E}_1\bar{E}_4 \cos \theta_4 - 2\bar{E}_2\bar{E}_4((\cos \theta_4 \cos \theta_2) + (\sin \theta_4 \sin \theta_2)) \quad (17)$$

Teniendo en cuenta las siguientes identidades trigonométricas:

$$\cos(x \pm y) = \cos(x) \cos(y) \pm \sin(x) \sin(y)$$

Aplicando la anterior identidad en la “Eq. 17”:

$$\bar{E}_3^2 = \bar{E}_1^2 + \bar{E}_2^2 + \bar{E}_4^2 - 2\bar{E}_1\bar{E}_2 \cos \theta_2 + 2\bar{E}_1\bar{E}_4 \cos \theta_4 - 2\bar{E}_2\bar{E}_4((\cos \theta_4 \cos \theta_2) + (\sin \theta_4 \sin \theta_2))$$

Dividiendo toda la ecuación por  $2\bar{E}_3\bar{E}_4$  se obtiene:

$$\frac{2\bar{E}_2\bar{E}_4(\cos \theta_4 - \cos \theta_2)}{2\bar{E}_2\bar{E}_4} = \frac{\bar{E}_1^2 + \bar{E}_2^2 + \bar{E}_4^2 - \bar{E}_3^2}{2\bar{E}_2\bar{E}_4} - \frac{2\bar{E}_1\bar{E}_2 \cos \theta_2}{2\bar{E}_2\bar{E}_4} - \frac{2\bar{E}_1\bar{E}_4 \cos \theta_4}{2\bar{E}_2\bar{E}_4}$$

$$(\cos \theta_4 - \cos \theta_2) = \frac{\bar{E}_1^2 + \bar{E}_2^2 + \bar{E}_4^2 - \bar{E}_3^2}{2\bar{E}_2\bar{E}_4} - \frac{\bar{E}_1 \cos \theta_2}{\bar{E}_4} - \frac{\bar{E}_1 \cos \theta_4}{\bar{E}_2} \quad (18)$$

Para reducir la complejidad de la ecuación se utilizan tres constantes:

$$K1 = \frac{\bar{E}_1}{\bar{E}_2} \quad K2 = \frac{\bar{E}_1}{\bar{E}_4} \quad K3 = \frac{\bar{E}_1^2 + \bar{E}_2^2 + \bar{E}_4^2 - \bar{E}_3^2}{2\bar{E}_2\bar{E}_4}$$

Reemplazando en la “Eq. 18” las constantes K1, K2 y K3 se obtiene la ecuación de Freudenstein:

$$K3 - K2 \cos \theta_2 + K1 \cos \theta_4 = \cos \theta_4 - \cos \theta_2 \quad (19)$$

Aplicando identidades trigonométricas:

$$\text{Sen } 2\theta_4 = 2\text{sen}\theta_4\text{Cos}\theta_4 \quad \text{Cos}2\theta_4 = \text{cos}^2\theta_4 - \text{sen}^2\theta_4$$

$$\text{Sen } 2\theta_4 = \frac{2\tan\theta_4}{1 + \tan^2\theta_4} \quad \text{Cos}\theta_4 = 2\text{cos}\theta_4 - 1,$$

$$\text{Cos}\theta_4 = 1 - \text{sen}^2\theta_4$$

$$\text{Sen}\theta_4 = \frac{2\tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}{1 + \tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right)^2} \quad \text{Cos}\theta_4 = \frac{1 - \tan^2\theta_4}{1 + \tan^2\theta_4}$$

$$\text{Sen}\theta_4 = \frac{2x}{1+x^2} \quad (20)$$

$$\text{Cos}\theta_4 = \frac{1-x^2}{1+x^2} \quad (21)$$

Reemplazando “Eq. 20” y “Eq. 21” en “Eq. 19” se obtiene:

$$\frac{1-x^2}{1+x^2} \cos\theta_2 + \frac{2x}{1+x^2} \sin\theta_2 = K3 - K2 \cos\theta_2 + K1 \frac{1-x^2}{1+x^2}$$

Da como resultado una ecuación de segundo grado. La cual depende de  $\theta_2$  cuyo ángulo es el que varía:

$$Ax^2 + Bx + C = 0$$

Donde:

$$A = \cos\theta_2 - K1 - K2\cos\theta_2 + K3$$

$$B = -2 \sin\theta_2$$

$$C = K1 - (k2 + 1)\cos\theta_2 + k3$$

$$\theta_4 = 2\arctan\left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}\right) \quad (22)$$

Si las soluciones son complejas los eslabones no se van a conectar, es decir forman una cadena cinemática cerrada para el valor de  $\theta_2$  seleccionado. Ahora se halla  $\theta_3$  por lo tanto se despeja  $\theta_4$  de “Eq. 23” y “Eq. 24”.

$$\bar{E}_4 \cos\theta_4 = \bar{E}_2 \cos\theta_2 + \bar{E}_3 \cos\theta_3 - \bar{E}_1 \quad (23)$$

$$\bar{E}_4 \sin\theta_4 = \bar{E}_2 \sin\theta_2 + \bar{E}_3 \sin\theta_3 \quad (24)$$

Elevando al cuadrado y sumando las “Eq. 23” y “Eq. 24”, y por ende teniendo en cuenta la siguiente identidad trigonométrica:

$$\begin{aligned} \bar{E}_4^2 \cos^2\theta_4 + \bar{E}_4^2 \sin^2\theta_4 &= (\bar{E}_2 \cos\theta_2 + \bar{E}_3 \cos\theta_3 - \bar{E}_1)^2 + (\bar{E}_2 \sin\theta_2 + \bar{E}_3 \sin\theta_3)^2 \\ \bar{E}_4^2 &= (\bar{E}_2^2 \cos^2\theta_2 + \bar{E}_3^2 \cos^2\theta_3 - \bar{E}_1^2 + \bar{E}_2^2 \sin^2\theta_2 + \bar{E}_3^2 \sin^2\theta_3) \end{aligned} \quad (25)$$

Elevando al cuadrado “Eq. 25”, da como resultado:

$$\bar{E}_4^2 = \bar{E}_2^2 + \bar{E}_3^2 - \bar{E}_1^2 \quad (26)$$

Sumando las ecuaciones “Eq. 23” y “Eq. 24”:

$$\begin{aligned} \bar{E}_4^2 &= -\bar{E}_1 + \bar{E}_2 \cos\theta_2 + \bar{E}_3 \cos\theta_3 + \bar{E}_2 \sin\theta_2 + \bar{E}_3 \sin\theta_3 \\ \bar{E}_4^2 &= -2\bar{E}_1\bar{E}_2 \cos\theta_2 - 2\bar{E}_1\bar{E}_3 \cos\theta_3 + 2\bar{E}_2\bar{E}_3((\cos\theta_3 \cos\theta_2) + (\sin\theta_3 \sin\theta_2)) \end{aligned} \quad (27)$$

Sumando las ecuaciones “Eq. 26” y “Eq. 27”:

$$\bar{E}_4^2 = -\bar{E}_1^2 + \bar{E}_2^2 + \bar{E}_3^2 - 2\bar{E}_1\bar{E}_2 \cos \theta_2 - 2\bar{E}_1\bar{E}_3 \cos \theta_3 + 2\bar{E}_2\bar{E}_3((\cos \theta_3 \cos \theta_2) + (\sin \theta_3 \sin \theta_2)) \quad (28)$$

Aplicando identidad trigonométrica en la “Eq. 28”:

$$\bar{E}_4^2 = -\bar{E}_1^2 + \bar{E}_2^2 + \bar{E}_3^2 - 2\bar{E}_1\bar{E}_2 \cos \theta_2 - 2\bar{E}_1\bar{E}_3 \cos \theta_3 + 2\bar{E}_2\bar{E}_3((\cos \theta_3 \cos \theta_2))$$

Dividiendo toda la ecuación por  $-2\bar{E}_2\bar{E}_3$  se obtiene:

$$\frac{-2\bar{E}_2\bar{E}_3(\cos \theta_3 - \cos \theta_2)}{-2\bar{E}_2\bar{E}_3} = \frac{-\bar{E}_4^2 - \bar{E}_1^2 + \bar{E}_2^2 + \bar{E}_3^2}{-2\bar{E}_2\bar{E}_3} - \frac{2\bar{E}_1\bar{E}_2 \cos \theta_2}{-2\bar{E}_2\bar{E}_3} - \frac{2\bar{E}_1\bar{E}_3 \cos \theta_3}{-2\bar{E}_2\bar{E}_3}$$

$$(\cos \theta_3 \cos \theta_2) = \frac{\bar{E}_4^2 - \bar{E}_1^2 - \bar{E}_2^2 - \bar{E}_3^2}{2\bar{E}_2\bar{E}_3} + \frac{\bar{E}_1 \cos \theta_2}{\bar{E}_3} + \frac{\bar{E}_1 \cos \theta_3}{\bar{E}_2} \quad (29)$$

Para reducir la complejidad de la ecuación se utilizan tres constantes:

$$K1 = \frac{\bar{E}_1}{\bar{E}_2} \quad K4 = \frac{\bar{E}_1}{\bar{E}_3} \quad K5 = \frac{\bar{E}_4^2 - \bar{E}_1^2 - \bar{E}_2^2 - \bar{E}_3^2}{2\bar{E}_2\bar{E}_3}$$

Reemplazando en la “Eq. 29” las constantes K1, K2 y K3 se obtiene la ecuación de Freudenstein:

$$K5 - K4 \cos \theta_2 + K1 \cos \theta_3 = \cos \theta_3 - \cos \theta_2 \quad (23)$$

Donde:

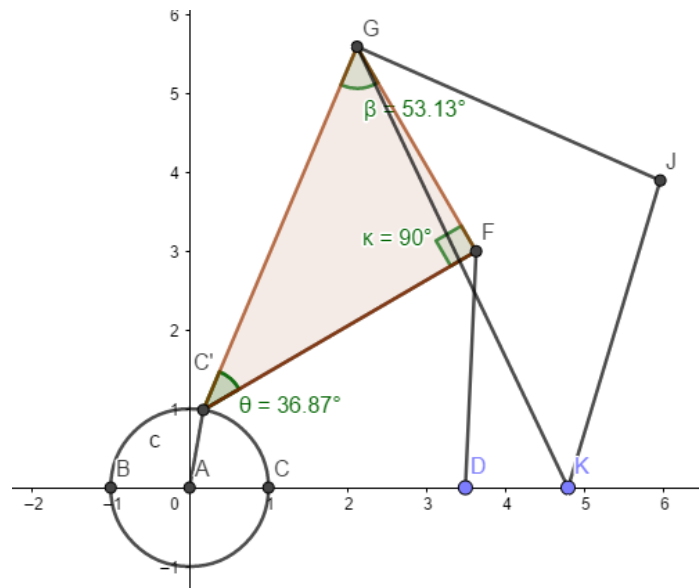
$$D = \cos \theta_2 - K1 + K4 \cos \theta_2 + K5$$

$$E = -2 \sin$$

$$F = K1 - (K4 - 1) \cos \theta_2 + K5$$

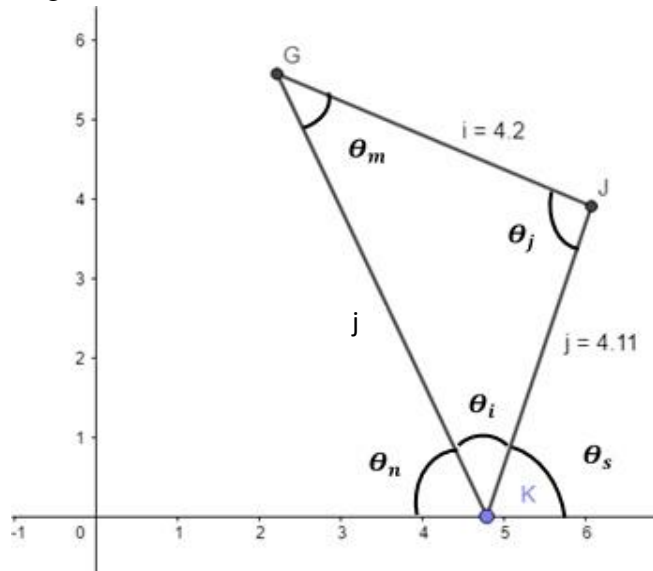
$$\theta_3 = 2 \arctan \left( \frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4DF}}{2D} \right) \quad (30)$$

### 3.3.1.2. CINEMATICA DIRECTA DEL TRIANGULO (G, J, K)



**Ilustración 58. Mecanismo de Stephenson para análisis del triángulo (G, J, K)**  
Fuente: Autor

Sacando nuestro triángulo (G, J, K) se obtiene:



**Ilustración 59. Análisis del triángulo (G, J, K)**  
Fuente: Autor

En primera instancia se halla la distancia  $j$ :

$$j = \sqrt{(Gx - Kx)^2 + (Gy - Ky)^2}$$

Aplicando la ley de cosenos:

$$A^2 = B^2 + C^2 - 2BC\cos\theta$$

$$\theta_i = \cos^{-1}\left(\frac{m^2 + j^2 - s^2}{2(m)(j)}\right) \quad (31)$$

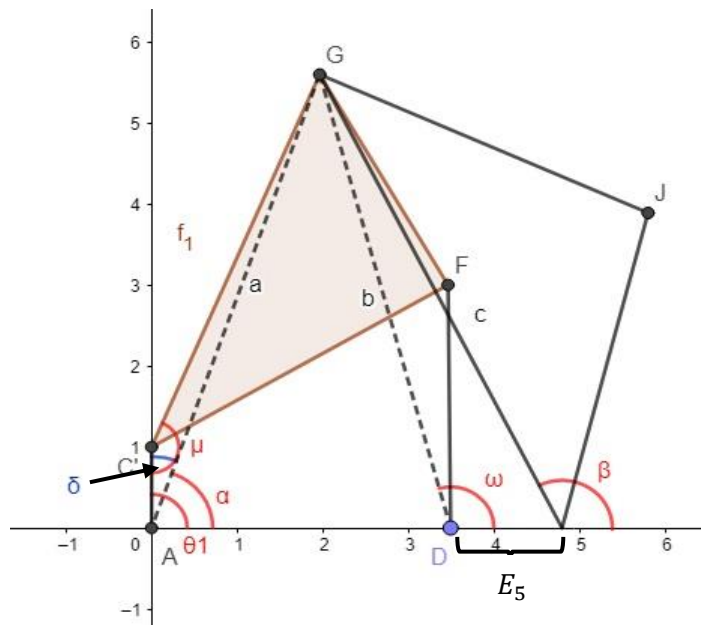
$$\theta_n = \tan^{-1}\left(\frac{Gy}{Kx - Gx}\right) \quad (32)$$

$$\theta_s = 180 - \theta_i - \theta_n \quad (33)$$

Se puede obtener los ángulos  $\theta_n$ ,  $\theta_s$  y  $\theta_i$ .

### 3.3.2. CINEMÁTICA INVERSA DEL MECANISMO DE STEPHENSON I

El mecanismo de Stephenson I tendrá un rango de trabajo en donde llevará a cabo la trayectoria realizada por la muñeca, este rango va desde  $0^\circ$  hasta  $90^\circ$ , el análisis matemático se realiza una vez situado el ángulo  $\theta_2$  a  $90^\circ$ .



**Ilustración 60. Análisis del mecanismo de Stephenson para sacar cinemática inversa**  
Fuente: Autor

Como se puede observar en la figura se trazaron unas líneas las cuales corresponden a la línea a, línea b y línea c. El hallar el valor de cada una de estas líneas permiten saber en qué posición se encuentra el codo de nuestro mecanismo y de este modo calcular si el codo es 1 o -1.

$$a = \text{norm}(G - A) \quad (34)$$

$$b = \text{norm}(G - D) \quad (35)$$

$$c = \text{norm}(G - K) \quad (36)$$

Para conocer cada uno de los ángulos que forman estas líneas con nuestro eslabón fijo se aplica las siguientes ecuaciones:

$$\alpha = \text{atan2}(Gy, Gx) \quad (37)$$

$$\omega = \text{atan2}(Gy, Gx - E_1) \quad (38)$$

$$\beta = \text{atan2}(Gy, Gx - (E1 + E5)) \quad (39)$$

Utilizando la ley de cosenos se halla el ángulo  $\delta$

$$\text{Cos}\delta = \frac{(e2^2 + a^2 - f1^2)}{(2 * e2 * a)} \quad (40)$$

$$\text{Sen}\delta = \sqrt{1 - \text{Cos}\delta^2} \quad (41)$$

$$\delta = \text{atan2}(\text{Sen}\delta, \text{Cos}\delta) \quad (42)$$

Utilizando la ley de cosenos se halla el ángulo  $\mu$

$$\text{Cos}\mu = \frac{(e2^2 + f1^2 - a^2)}{(2 * e2 * f1)} \quad (43)$$

$$\text{Sen}\mu = \sqrt{1 - \text{Cos}\mu^2} \quad (44)$$

$$\mu = \text{atan2}(\text{Sen}\mu, \text{Cos}\mu) \quad (45)$$

$$w = 180 - \delta - \mu \quad (46)$$

Ya sabiendo los ángulos  $\alpha$  y  $\delta$  se halla el ángulo  $\Theta 1$ :

$$\Theta 1 = \alpha + \delta \quad (47)$$

Donde nuestro  $\mu$  equivale a  $40^\circ$ . Una vez obtenido  $\delta$  se puede calcular la posición de nuestro punto G.

$$Gx = e2 - f1 * \text{Cos}\mu \quad (48)$$

$$Gy = f1 * \text{Sen}\mu \quad (49)$$

### 3.3.3. OPTIMIZACIÓN DEL MECANISMO

Para llevar a cabo la optimización del mecanismo se consideraron diferentes técnicas de inteligencia artificial, las cuales fueron algoritmos genéticos y enjambre de partículas, este último fue el método que se utilizó para la optimización del mecanismo de 6 barras. A continuación, se describe el funcionamiento del algoritmo de enjambre de partículas (PSO).

#### 3.3.3.1. PSO: Optimización por enjambre de partículas

Es una técnica de optimización/búsqueda, normalmente se usa en espacios de búsqueda con muchas dimensiones. Este método fue descrito alrededor de 1995 por James Kennedy y Russell C el cual se inspiró en el comportamiento de los enjambres de insectos en la naturaleza. Se puede pensar en un enjambre de abejas ya que en el momento de buscar el polen buscan la región del espacio en la que existe más densidad de flores, porque la probabilidad de que haya polen es mayor. Con esta misma idea fue trasladada al campo de la computación en forma de algoritmo y se emplea en la actualidad en la optimización de distintos tipos de sistemas (Caparrini, 2019).

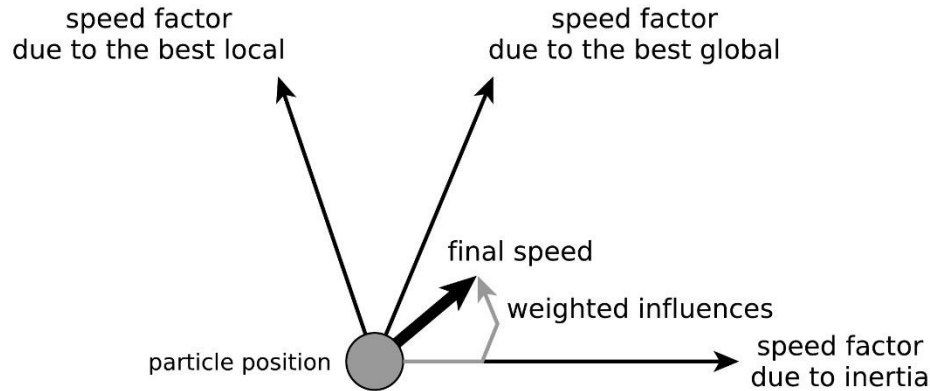
Se supone que se tiene una función desconocida,  $f(x, y)$  en la cual se puede evaluar en los puntos que queramos, pero a modo de caja negra, por lo que no se puede conocer su expresión. El objetivo principal en la optimización es encontrar los valores de  $x$  y los valores de  $y$  para los que la función  $f(x, y)$  sea máxima o mínima. Como ya se ha visto en otras entradas similares, a  $f(x, y)$  se suele llamar función de fitness o paisaje de fitness, esta va a determinar como de buena es la posición actual para cada partícula (Caparrini, 2019).

La idea principal del PSO comienza de forma similar, situando partículas al azar en el espacio de búsqueda, pero dándole la posibilidad de que se muevan a través de el de acuerdo a unas reglas que tienen en cuenta el conocimiento personal de cada partícula y el conocimiento global del enjambre (Caparrini, 2019).

#### ¿Cómo funciona?

Cada partícula (individuo) tienen una posición,  $\vec{p}$  en el espacio de búsqueda y una velocidad  $\vec{v}$  que determina su movimiento a través del espacio. Además, como partículas de un mundo real físico, tienen una cantidad de inercia, que los mantiene en la misma dirección en la que se movían, así como una aceleración (cambio de velocidad) que depende principalmente de dos características:

- Cada partícula es atraída hacia la mejor localización que ella, personalmente, ha encontrado en su historia (mejor personal).
- Cada partícula es atraída hacia la mejor localización que ha sido encontrada por el conjunto de partículas en el espacio de búsqueda (mejor global).



**Ilustración 61. Funcionamiento de la optimización por enjambres de partículas**  
**Fuente: (Caparrini, 2019)**

En la ilustración 61 se puede apreciar que la fuerza con que las partículas son empujadas en cada una de estas direcciones depende de dos parámetros que pueden ajustarse (atracción al mejor personal y atracción al mejor global) de forma que, a medidas que las partículas se alejan de estas localizaciones mejores, la fuerza de atracción es mayor. También se suele incluir un factor aleatorio que influye en como las partículas son empujadas hacia estas localizaciones (Caparrini, 2019).

Esto se puede escribir como:

$$v_i(t + 1) = v_i(t) + C1 * r1 * (P_{best} - P_i(t)) + C2 * r2 * (G_{best} - P_i(t)) \quad (50)$$

Donde:

$v_i$  es la velocidad de la partícula  $i$  en el instante  $t$

$C1$  y  $C2$  son las constantes de atracción al mejor personal y mejor global

Donde pueden existir estas condiciones:

- $C1 > 0$  y  $C2 = 0$  partículas independientes (importa más el comportamiento individual).
- $C1 = 0$  y  $C2 > 0$  partículas colectivas (importa más el comportamiento grupal)
- $C1 = C2 > 0$  Partículas atraídas por valor promedio.
- $C1 > C2$  experiencia propia mejor que la de grupo.
- $C1 < C2$  experiencia de grupo mejor que la propia.
- $C1$  y  $C2$  bajas trayectorias de desplazamiento suave.
- $C1$  y  $C2$  altas movimientos abruptos.

$$C1 = \frac{(C1_{min} - C1_{max})}{iter_{max}} iter + C1_{max} \quad (51)$$



Pasa de un valor grande a uno pequeño con el tiempo

$$\bullet \quad C2 = \frac{(C2_{max} - C2_{min})}{iter_{max}} iter + C2_{min} \quad (52)$$

Pasa de un valor pequeño a uno grande con el tiempo.

r1 y r2 son dos números aleatorios

$P_{best}$  es la mejor posición por la que ha pasado la partícula a lo largo de su historia

$G_{best}$  es la mejor posición global de todo el enjambre

Una vez actualizadas las velocidades de todas las partículas, sus posiciones se actualizan siguiendo una ley muy simple:

$$P_i(t + 1) = P_i(t) + v_i(t) \quad (53)$$

### 3.3.3.2. Optimización por enjambre de partículas del mecanismo de Stephenson I

Para realizar la optimización con Matlab, primero se tuvo que declarar los límites de las variables a optimizar en este caso son:

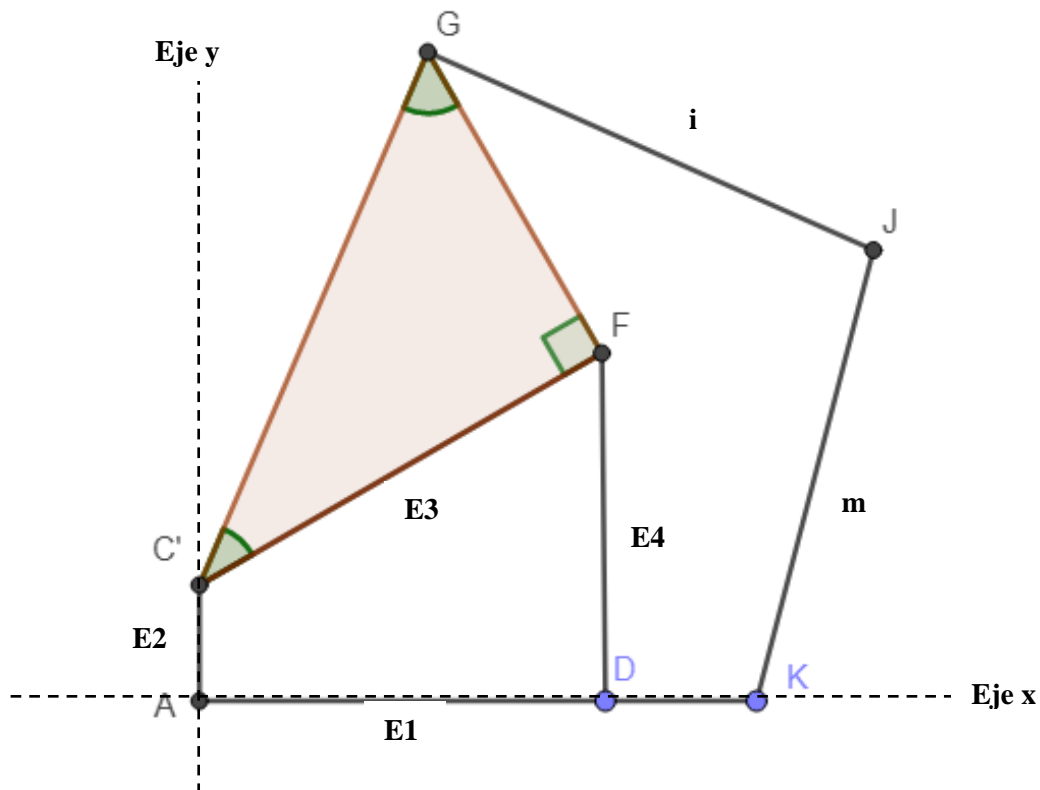


Ilustración 62. Nombre de eslabones del mecanismo de Stephenson I  
Fuente: Autor



Valor devuelto al algoritmo: [44.4417 22.2756 36.4103 23.2029 10.9780 37.4797 23.9085 26.9029 -32.1883] haciendo así entender al algoritmo que los valores dados satisfacen lo pedido y que debe ir en esa dirección según su funcionamiento como se describió anteriormente, de esta forma, se hallan las dimensiones más pequeñas posibles del mecanismo. Y de esta forma se completa la optimización del mecanismo. En estas optimizaciones se tuvieron en cuenta las variables dimensionales, haciendo del mecanismo lo más pequeño posible de modo que cumpliera con la trayectoria establecida.

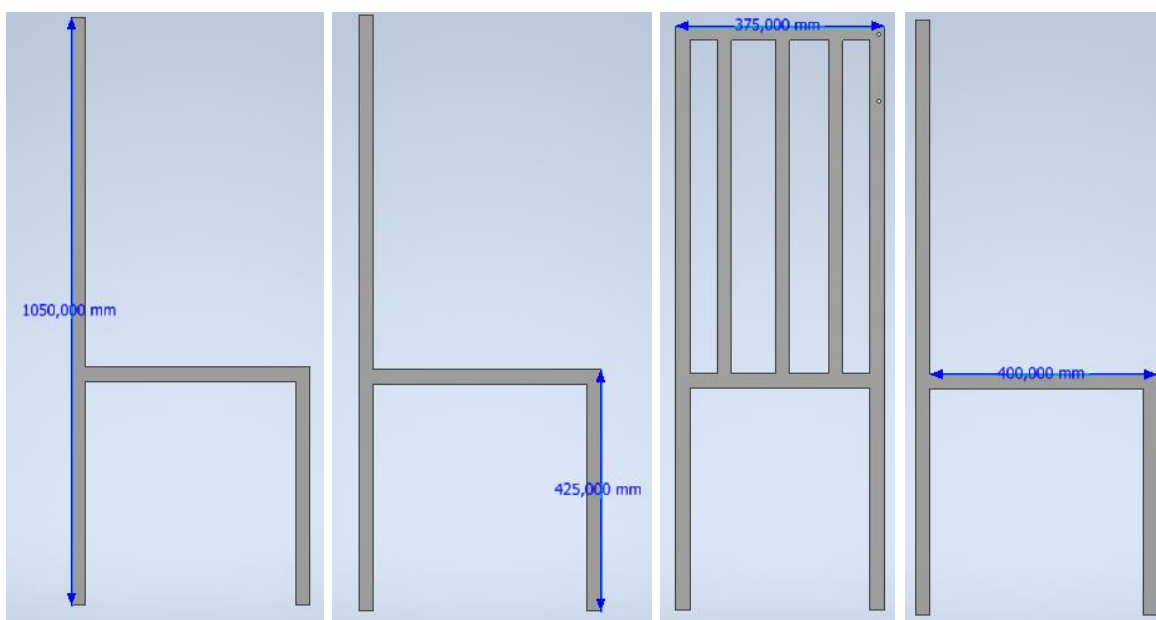


### 3.4. CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO MECATRÓNICO REHABILITADOR DE ANTEBRAZO

Teniendo en cuenta que los tres objetivos anteriores se realizaron de forma óptima en este último objetivo se desarrolla la construcción del prototipo robótico realizando la parte mecánica de control y ensamble electrónico necesario para automatizar el prototipo. En el caso de este prototipo se requirió realizar la construcción mecánica y electrónica de modo que el mecanismo permita realizar los ejercicios de flexión - extensión de antebrazo de la mejor forma.

#### 3.4.1. Construcción de la estructura mecánica del prototipo

Por medio de un software CAD se realiza el diseño de la estructura mecánica del mecanismo analizado con las dimensiones calculadas en nuestra optimización de modo que permite realizar los movimientos necesarios para la rehabilitación de antebrazo en este caso flexión – extensión, nuestro mecanismo será ubicado en una silla las cuales tiene unas dimensiones de alto de la base de la silla hasta la parte superior es de 1.05 metro, alto de la base de la silla hasta el asiento es de 42.5 centímetros, ancho de la silla 37.5 centímetros y largo de la silla 40 centímetros. Medidas las cuales son importantes para la ubicación del mecanismo para que el paciente se pueda sentar ubicando su brazo en el mecanismo y pueda comenzar con el movimiento de flexión – extensión de antebrazo.



**Ilustración 64. Medidas de la silla diseñado en Inventor**

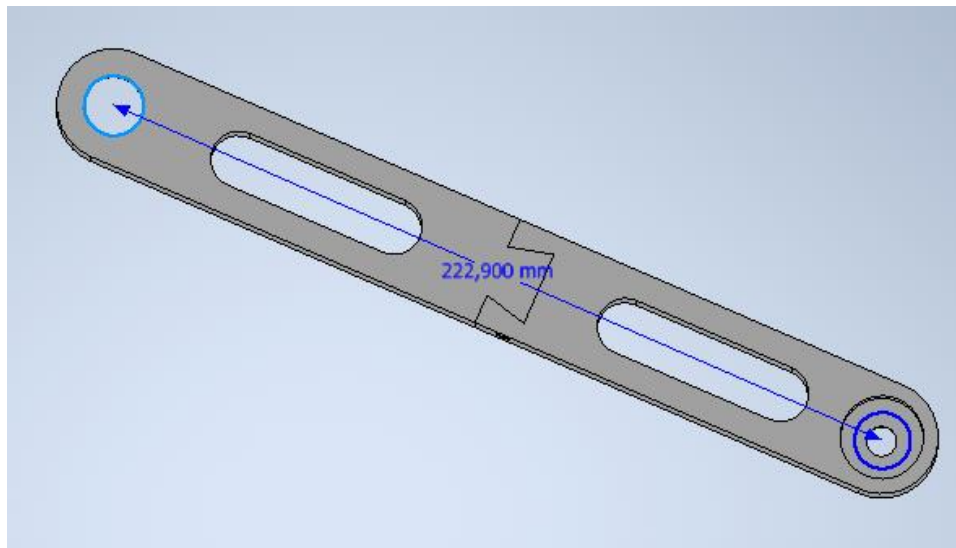
**Fuente: Autor**

Una vez diseñada se procedió a construirla con las medidas expuestas en la ilustración 64 esta se realizó con tubería de hierro, cuadrada de 1x1 en calibre 22, ya soldada cada una de las partes de la silla se pintó de blanco, por último, se procedió a realizar el asiento este se construyó en madera.



**Ilustración 65. Construcción de la silla**  
Fuente: Autor

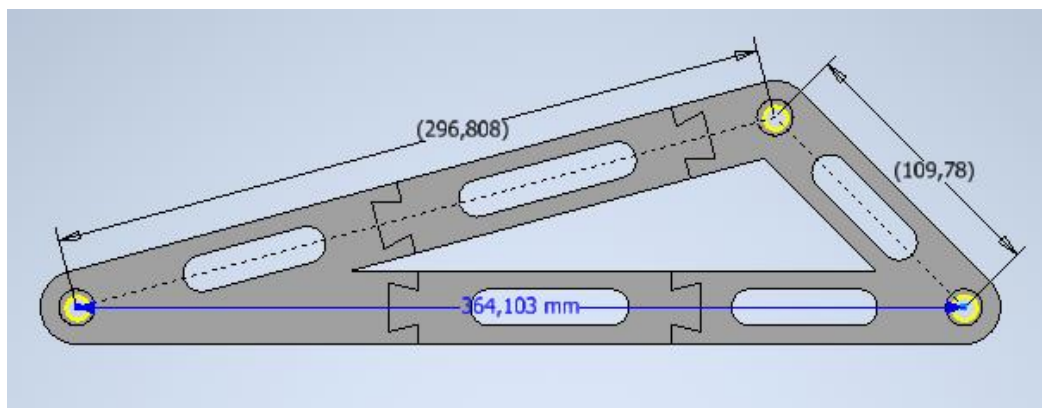
Después de realizar la optimización del mecanismo en donde se encontraron las medidas que más se ajustaba a la trayectoria, se realizó el diseño de cada uno de los eslabones. En la ilustración 66 se encuentra el diseño del eslabón 2 del mecanismo con una medida de 22.29 cm, cuenta con dos agujeros uno de ellos con 0.16 cm de diámetro y el otro 0.08 cm de diámetro en donde se localizarán los rodamientos que permiten la rotación. Uno de los extremos del eslabón es el eje de referencia de nuestro mecanismo por lo tanto irá ubicado el motor y el otro extremo irá conectado con el eslabón ternario del mecanismo.



**Ilustración 66. Diseño de eslabón 2 del mecanismo diseñado en Inventor**  
Fuente: Autor

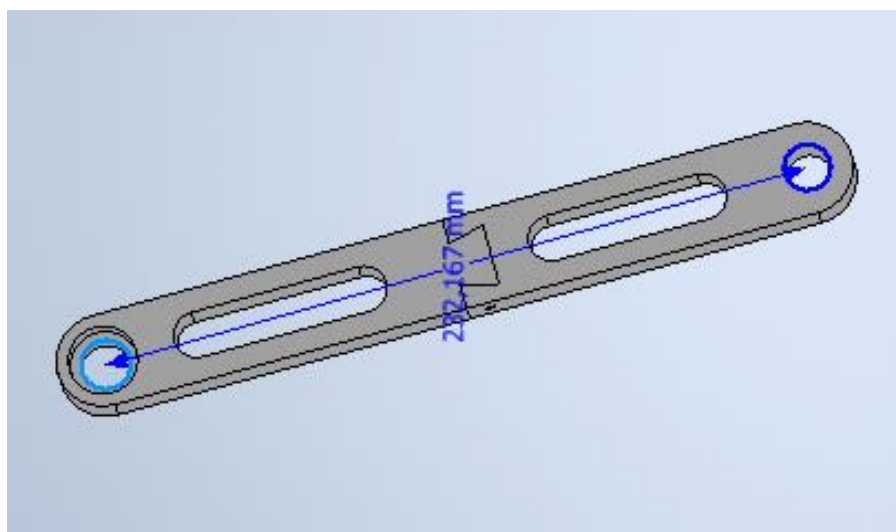
En una de las extremidades del eslabón 2 se encuentra conectado el eslabón ternario la cual consta de tres juntas, una de ellas va conectada al eslabón 4 y la otra junta va conectada al eslabón

i del mecanismo, en la junta del punto G ira ubicado una cinta de modo que se pueda acoplar al brazo del paciente, este será el punto de conexión del mecanismo con el brazo tratando de tener la muñeca a la medida en la que se encuentra el eje de salida del eslabón ternario. Este eslabón cuenta con tres agujeros de 0.10 cm de diámetro cada uno en donde se localizarán los rodamientos que permitan la rotación con los otros eslabones respectivamente, tienen una distancia entre cada uno de los ejes de las juntas de 29.68 cm, 36.41 cm y 10.97 cm todas estas medidas determinadas por la optimización del mecanismo.



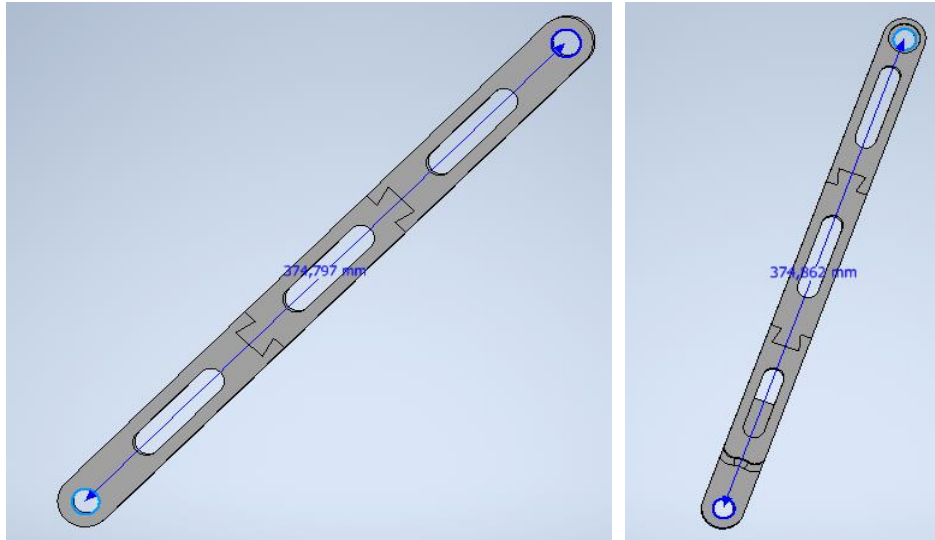
**Ilustración 67. Eslabón ternario del mecanismo diseñado en Inventor**  
Fuente: Autor

Ya ubicado el eslabón ternario se procede a conectar una de sus juntas al eslabón 4, este tiene una medida de 28.21 cm de longitud, cuenta con dos agujeros a sus extremos con un diámetro de 0.15 cm uno de ellos y el otro con 0.16 cm donde se localizarán los rodamientos que permiten la rotación. El otro eje del eslabón 4 ira ubicado a la base de la silla.



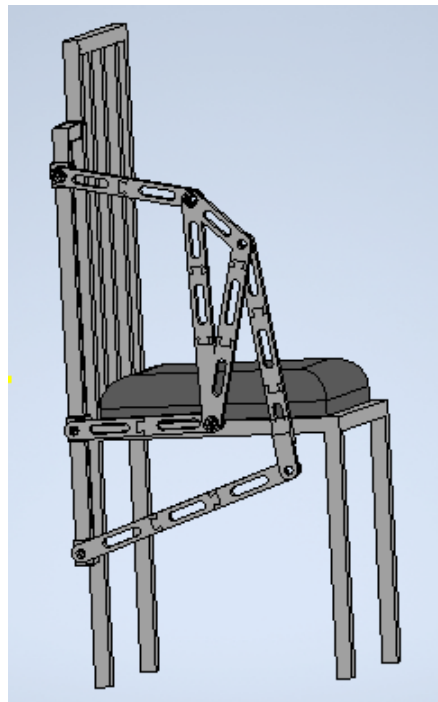
**Ilustración 68. Eslabón 4 del mecanismo diseñado en Inventor**  
Fuente: Autor

El eslabón 5 (eslabón m) y el eslabón 6 (eslabón i) del mecanismo cuentan con la misma medida de 37.48 cm, con dos agujeros en sus extremos con un diámetro de 0.16 cm en donde irán ubicados los rodamientos para la fácil rotación entre ellos. Uno de los eslabones ira conectado a uno de los ejes del eslabón ternario seguidamente el otro eslabón y en la extremidad final el eslabón ira conectada a la silla.



**Ilustración 69. Eslabón 5 y eslabón 6 del mecanismo diseñado en Inventor**  
Fuente: Autor

Una vez conectados todos los eslabones del mecanismo se tiene como resultado el ensamble final del mecanismo ubicado en la silla como se puede apreciar en la ilustración 70.



**Ilustración 70. Ensamble final del prototipo**  
Fuente: Autor



El material utilizado para la construcción del mecanismo fue PLA (Ácido poliláctico) trabajado con impresión 3D, los diseños y medidas de los eslabones son reescalables para ser trabajados con materiales como el aluminio y de este modo darle mayor resistencia al mecanismo.



**Ilustración 71. Prototipo final del mecanismo de Stephenson I**  
Fuente: Autor

### **3.4.2. Selección de componentes electrónicos para el mecanismo de rehabilitación de antebrazo.**

Para la construcción del circuito electrónico fueron necesarios una tarjeta Arduino uno, un motor DC, un motor shield VNH2SP30, dos finales de carrera, una fuente de alimentación, un potenciómetro y un interruptor. El mecanismo cuenta con un interruptor para iniciar el proceso de rehabilitación, el mismo interruptor cumple con la función de paro del movimiento, además se tiene un potenciómetro para variar la velocidad del movimiento del mecanismo. Los finales de carrera se ubican uno de ellos en la parte superior del mecanismo, cuando este llega a su límite de flexión activa un final de carrera enviando una señal a Arduino para cambiar el sentido del motor para que inicie el movimiento de extensión una vez llegue a su límite de extensión igualmente activa el otro final de carrera manda de nuevo la señal al Arduino y cambia de nuevo el giro del motor esto permitiendo realizar de manera continua el movimiento de flexión – extensión. Todo este circuito alimentado por una fuente.

#### **3.4.2.1. Motor DC**

El actuador usado para posicionar las barras del mecanismo es un motor DC, este fue escogido para poder llevar a cabo el trabajo requerido. Su construcción es la de un motor DC cuyo

eje se acopla a un mecanismo de transmisión sin fin el cual ofrece la posibilidad de una vez sea desconectado su fuente de alimentación conserve su posición angular.

Los motores cuentan con un mecanismo de reducción llamado sin fin el cual está constituido de un tornillo sin fin y un engranaje los cuales reducen el número de vueltas que da el motor y aumenta el torque de salida. Estas características no vienen especificadas en los motores por lo que se debe desarmar el motor y así poder medir el tornillo sin fin y la corona y determinar la reducción, esta se hace con un calibrador (pie de rey).

Largo del tornillo sin fin =  $12,2mm$

Diámetro de la corona =  $55,3 mm$

Altura del diente =  $2,25 mm$

La ecuación que describe la altura del diente es

$$H = 2,167 (M) \quad (54)$$

Por lo tanto,

$$M = \frac{2,25 mm}{2,167} \approx 1 \quad (55)$$

Se toma el módulo  $M = 1$

Ya que el paso del tornillo sin fin se calcula con la ecuación:

$$P = \pi M \quad (56)$$

Entonces

$$P = \pi(1) = 3,1416$$

Teniendo en cuenta la ecuación del largo del tornillo que depende del número de dientes de la corona  $N$ .

$$L = P \left( 4,5 + \frac{N}{50} \right) \quad (57)$$

De esta se despeja  $N$

$$N = \left( \frac{L}{P} - 4,5 \right) 50 = 64,66 \approx 65 \quad (58)$$

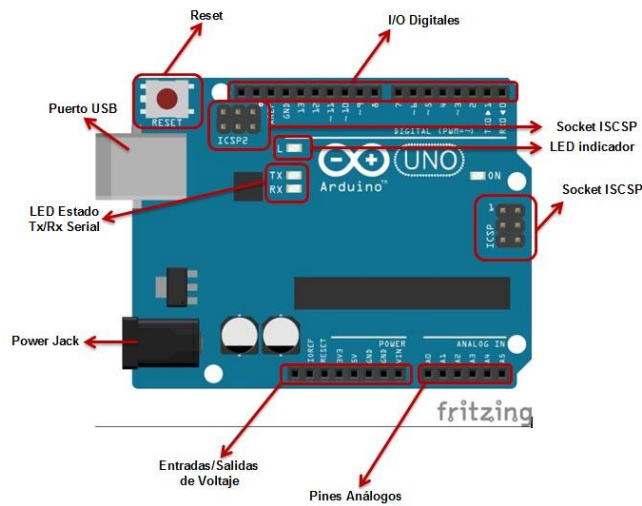


**Ilustración 72. Motor DC**

El motor de la ilustración 72 es el utilizado para poder mover el mecanismo, este fue elegido debido a que su construcción de sin fin corona proporciona un alto coeficiente de fricción que hace que al quedar des energizado este queda en la misma posición por lo tanto se puede decir que se desprecian las perturbaciones obtenidas por la carga en el mecanismo.

### 3.4.2.2. Arduino uno

La Arduino Uno es una tarjeta basada en un microcontrolador Atmega328. Tiene 14 pines de entrada/salida digital (de los cuales 4 pueden ser utilizados para salidas PWM), 6 entradas análogas, un resonador cerámico de 16 MHz, un conector para USB tipo hembra, un Jack para fuente de Poder, un conector ICSP y un botón reset.



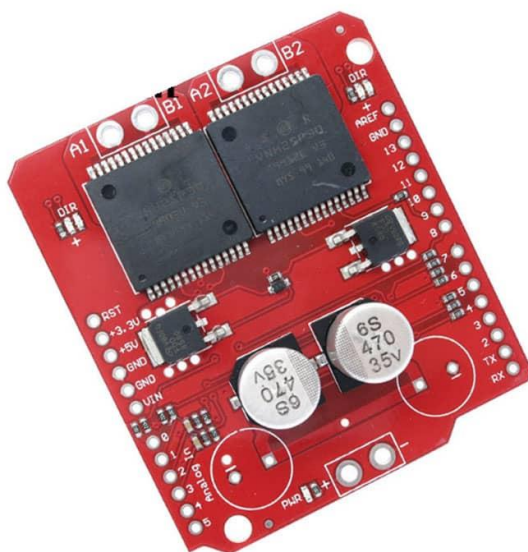
**Ilustración 73. Tarjeta Arduino uno**

## Características

- Microcontrolador: ATmega328
- Voltaje Operativo: 5v
- Voltaje de Entrada: 7 – 12 v
- Pines de Entradas/Salidas Digital: 14 (De las cuales 6 son salidas PWM)
- Pines de Entradas Análogas: 6
- Memoria Flash: 32 KB (ATmega328) de los cuales 0,5 KB es usado por Bootloader.
- SRAM: 2 KB (ATmega328)
- EEPROM: 1 KB (ATmega328)
- Velocidad del Reloj: 16 MHZ.

### 3.4.2.3. Motor shield VNH2SP30

El Monster moto Shield VNH2SP30 es controlador de motores programable. Posee circuitos de soporte reforzados para conducir un par de motores de alta corriente. La comunicación se hace a través de los puertos serie TX y RX. Una de sus funciones es para controlar motores de alta potencia, así como controlar la velocidad del motor a través de PWM utilizando una frecuencia hasta de 20 KHz.



**Ilustración 74. Monster Moto shield VNH2SP30 Puente H Doble 30A**

Se puede utilizar con un Arduino UNO y con el Mega 2560 el pin Vin y la salida del motor están diseñadas para las terminales de tornillo de 5m (bornera), lo que facilita la conexión de cables de mayor calibre, los pines de detección de corriente (CS) emitirán aproximadamente 0.13 voltios por amperio de corriente de salida. Tiene la capacidad de limitar la corriente del motor al reducir

el voltaje de la fuente de compuerta del interruptor del lado alto cuando se produce un cortocircuito a tierra. Se recomienda utilizar disipadores de calor cuando la tarjeta está operando con motores que le exigen más de 14 amperios.

### Especificaciones técnicas y características

- Tensión a nivel lógico 5 Volts
- Voltaje máximo 16 Volts
- Corriente máxima 30 Amp
- Corriente continua de trabajo 14 Amps
- Frecuencia de PWM 20 kHz
- Resistencia del mosfet 19 mOhms

#### 3.4.2.4. Final de carrera

Dentro del mundo de la automatización existen gran cantidad de dispositivos electrónicos que facilitan los procesos industriales de producción. Los finales de carrera hacen parte de los elementos usados para automatizar procesos industriales y son indispensables en muchos de los mecanismos empleados en cualquier tipo de industria.

Un final de carrera o interruptor de posición, es un sensor electromecánico que detecta la posición de un elemento móvil mediante accionamiento mecánico. Además de ser los sensores más instalados alrededor del mundo, no dejan de ser sensores de contacto que necesitan estar en contacto físico con el objeto para detectar la llegada de un elemento móvil a una determinada posición. Existen multitud de tipos de interruptores final de carrera que se suelen distinguir por el elemento móvil que genera la señal eléctrica de salida. Se tienen, por ejemplo, los de lengüeta, bisagra, palanca con rodillo, varilla, palanca metálica con muelle, de pulsador, etc

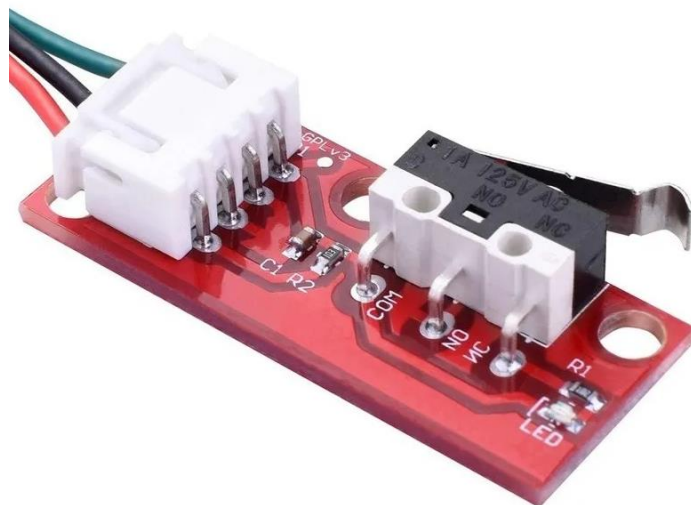


Ilustración 75. Final de carrera interruptor

### 3.4.2.5. Fuente de alimentación

El principal objetivo de la fuente de poder, es suministrar electricidad muy estable y con un voltaje que permita que el dispositivo conectado funcione sin inconveniente. Para ello, debe llevar la electricidad a un flujo de 12v, casi como si estuviese utilizando una batería. La fuente de poder convierte la corriente alterna en corriente directa, gracias al uso de rectificadores, fusibles y demás componentes que regulan, filtran y estabilizan la electricidad.



Ilustración 76. Fuente de alimentación

### 3.4.2.6. Potenciómetro

Un potenciómetro es un resistor eléctrico con un valor de resistencia variable y generalmente ajustable manualmente. Los potenciómetros utilizan tres terminales y se suelen utilizar en circuitos de poca corriente, para circuitos de mayor corriente se utilizan los reóstatos. En muchos dispositivos eléctricos los potenciómetros son los que establecen el nivel de salida. El valor de un potenciómetro viene expresado en ohmios (símbolo  $\Omega$ ) como las resistencias, y el valor del potenciómetro siempre es la resistencia máxima que puede llegar a tener. El mínimo lógicamente es cero.



**Ilustración 77. Potenciómetro**

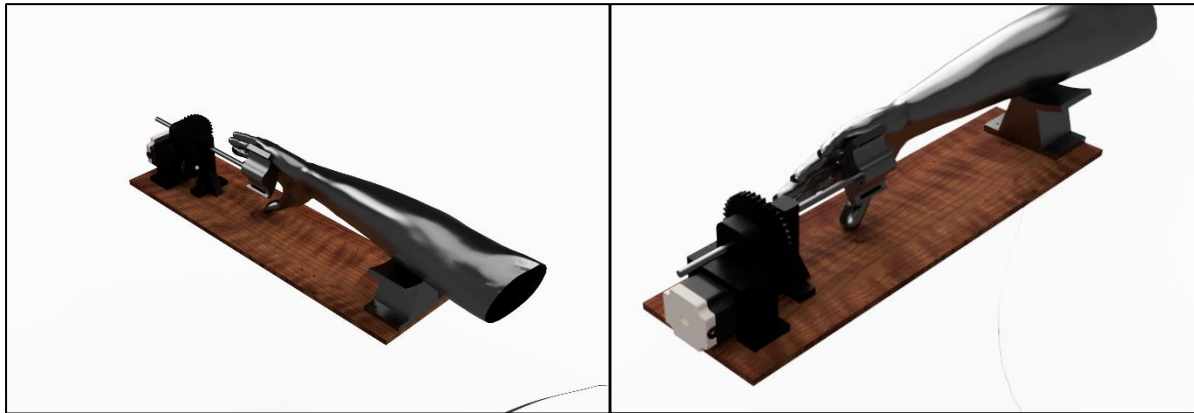
### **3.4.2.7. Interruptor**

Un interruptor eléctrico es un dispositivo que permite desviar o interrumpir el curso de una corriente eléctrica. Su expresión más sencilla consiste en dos contactos de metal inoxidable y el actuante. Los contactos, normalmente separados, se unen mediante un actuante para permitir que la corriente circule. El actuante es la parte móvil que en una de sus posiciones hace presión sobre los contactos para mantenerlos unidos.

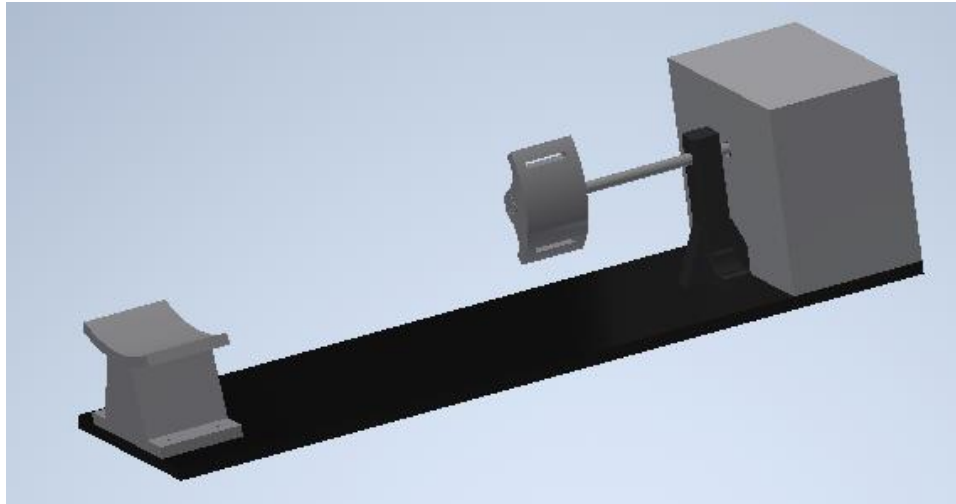


**Ilustración 78. Interruptor**

En cuanto a los movimientos de pronación – supinación se realizó el diseño mecánico en el software de Inventor, pero se plantea para un futuro utilizar una nema 23 para realizar los dos movimientos con ayuda de un par de finales de carrera que permita invertir el giro del motor realizando fácilmente los movimientos de la muñeca. Se pretendía imprimir en material PLA en impresión 3D.



**Ilustración 79. Render del mecanismo prono supinador**  
Fuente: Autor



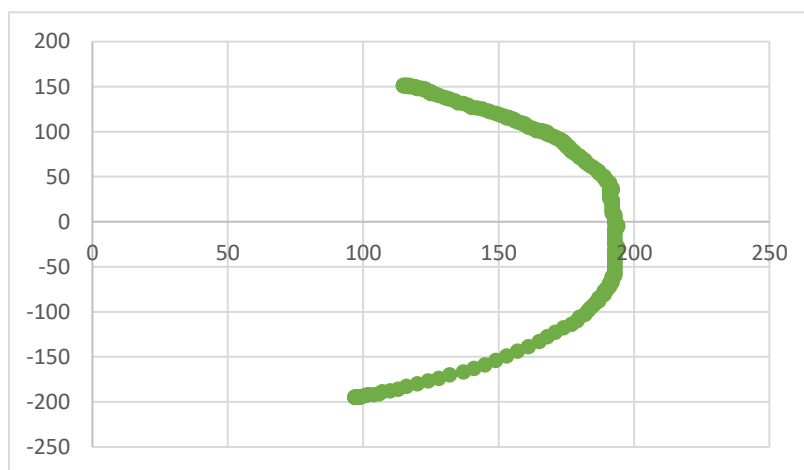
**Ilustración 80. Diseño prono supinador en Inventor**  
Fuente: Autor





## RESULTADOS

Se realizó el análisis biomecánico del antebrazo cuando este se encontraba extendido a lo largo del cuerpo, fueron supervisados por personas las cuales tienen conocimiento del tema. Se tomó a un paciente como referencia para realizar el análisis, este análisis se llevó a cabo colocando unas marcas redondas blancas en las articulaciones del miembro superior (hombro, codo y muñeca) ejecutando una serie de repeticiones del movimiento flexión – extensión los cuales fueron capturados en video para posteriormente determinar la trayectoria realizada, el punto de referencia se tomó en el codo del paciente, con ayuda del software Kinovea se pudieron exportar los datos obtenidos del movimiento y se logró observar de manera gráfica la trayectoria resultante.



**Ilustración 81. Trayectoria resultante con datos obtenidos con el codo como punto de referencia**  
Fuente: Autor

Una vez obtenida la trayectoria del paciente tomado como referencia, se observó que una limitante era el realizar todo un proceso para obtener las medidas y trayectoria por cada una de las personas que iban a ser analizadas, puesto que cada persona tiene sus dimensiones antropométricas diferentes a los demás, con el codo como punto de referencia no se necesitaba analizar a todas las personas, sino que al tener al primer paciente se sacó una ecuación con los datos de la trayectoria y con cada uno de los cálculos de las medidas del miembro superior de los demás pacientes se obtuvo cada una de las trayectorias personalizadas.

Para encontrar el mecanismo se manejó la metodología de síntesis de mecanismo que cuenta con tres etapas: Síntesis de número, síntesis de tipo y síntesis dimensional, dando como resultado dos tipos de mecanismos: un mecanismo sin tener en cuenta la extremidad superior y el otro mecanismo teniendo en cuenta el miembro superior. De estos tipos de mecanismos se observó varias configuraciones de las cuales unas no cumplieron con lo planteado por la síntesis de mecanismos y otras sí, una de estas configuraciones teniendo en cuenta el miembro superior fue la escogida, esta consta de seis eslabones uno de los cuales es un eslabón ternario.

Planteado el mecanismo a utilizar se realizó la cinemática directa e inversa determinando la posición de cada una de las articulaciones del mecanismo y la posición que alcanza su extremidad

final. El modelo fue desarrollado llevando a cabo el análisis geométrico del mecanismo escogido, este presenta dos soluciones por las articulaciones  $\theta_3$  y  $\theta_4$ , esta condición causa que la solución sea compleja de implementar, dado que se requiere un proceso de decisión para seleccionar una de las dos posibles respuestas; por otra parte, se analizó el modelo de la cinemática inversa en puntos que se encuentran fuera del espacio de trabajo, determinando que para estos valores el resultado es un número complejo.

Para lograr que el mecanismo obtenido cumpla con la trayectoria establecida se realizó la optimización en Matlab de modo que arroje las dimensiones del mecanismo y así permitir de forma óptima realizar la trayectoria efectuada por la muñeca.

En la construcción del prototipo, se realizó la estructura mecánica en un software CAD con las dimensiones arrojadas por la optimización para que permitiera llevar a cabo los movimientos necesarios para los ejercicios de rehabilitación, que en este caso son flexión – extensión de antebrazo, considerando que la silla usada para ubicar el mecanismo tiene unas dimensiones aproximadamente estándar, estas se tuvieron en cuenta a la hora de dimensionar la base del mecanismo.

## CONCLUSIONES

Se evaluó la parte anatómica y fisiológica del miembro superior para saber la biomecánica, las medidas antropométricas, peso y fuerza que tiene la articulación, para así tener una idea más clara de diseñar un dispositivo ergonómico, resistente y de fácil uso donde el paciente pueda realizar cómodamente su rehabilitación.

El prototipo desarrollado corresponde a un mecanismo de seis barras el cual uno de los eslabones es ternario, se realiza las rutinas de rehabilitación pasiva de antebrazo y muñeca de manera automática, dando la posibilidad al paciente de tener un proceso de rehabilitación más autónomo considerando que el especialista intervendrá para especificar las configuraciones y el modo de uso del prototipo para las rutinas.

Desarrollando todos los cálculos matemáticos para realizar la cinemática directa e inversa del mecanismo se pudo observar que según el ángulo que se le ingresara nos iba a arrojar la posición exacta de la muñeca en el plano de trabajo igualmente sucedía cuando se le ingresaba una posición, el mecanismo inmediatamente arrojaba el ángulo, así se pudo conocer y restringir las posiciones del prototipo para que solo trabajara en el plano especificado.

El uso del software Autodesk Inventor para modelar el prototipo y simular sus movimientos permite comprobar que se cumpla con las condiciones necesarias de movimientos para el proceso de rehabilitación, así como también determinar un correcto dimensionamiento de elementos para garantizar que no se produzcan fallos en la estructura. El modelamiento de cada una de las partes del mecanismo se llevó a cabo en impresión 3D.

Para hallar la trayectoria realizada por la muñeca surgió la limitante de realizar cada una de las mediciones de los pacientes involucrados en el estudio, es decir el mecanismo se debía acomodar a las medidas de ellos, pero así se volvería muy tedioso el proceso ya que según las medidas del paciente serían las medidas del mecanismo. Por ello gracias a la biomecánica al tomar el codo como punto de referencia no será necesario analizar a todas las personas, ya que al tener un paciente como referencia se sacó una ecuación con la trayectoria y con los cálculos obtenidos por las medidas del miembro superior se encuentra la trayectoria para cada uno de los pacientes dependiendo de sus dimensiones.

En el proceso de construcción del prototipo se observó un defecto en una de las piezas que transfieren el movimiento del motor al eslabón 2 debido a que se está utilizando materiales plásticos y por el tiempo el material tiende a ceder por lo que lo ideal sería reemplazar esa pieza por una metálica para evitar ese tipo de desgaste y futuros inconvenientes o paros imprevistos en el proceso de la rehabilitación.

## BIBLIOGRAFIA

- Angulo, T., Alvarez, A., & Fuentes, Y. (2011). Biomecánica clínica, Biomecánica de la extremidad superior, Exploración del hombr. *Reduca*, 1.
- Apuntes libra. (2014). *Anatomia miembro superior 2*.
- Avila, R., Prado, L., & González, E. (2007). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*.
- Beltrán, J. C. (2008). *Identificación de las personas con discapacidad en los territorios desde el rediseño del registro*.
- D'Freitas, N. A. (2016). Complejo Articular del Codo: Biomec-nica. *Revista de la Sociedad Venezolana de Ciencias MorfolÔgicas*, 46.
- Fundación once. (2007). *II C ongreso internacional sobre Robótica, Domótica, y teleasistencia para todos*.
- Guzman, D. E., & Londoño, J. (2016). Rehabilitación de miembro superior con ambientes virtuales: revisión. *Scielo*, 1-2.
- Kapandji, A. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: Medica Panamericana.
- María Guadalupe Contreras Calderón, E. C. (2019). Mecanismo de pronosupinación adaptable a dispositivos de rehabilitación de la extremidad superior. *Revista UIS Ingenierías*, 89-90.
- Mendez, D. S., Montiel, M. A., & Gonzalez, E. L. (2017). Design of an Exoskeleton Prototype for Shoulder Rehabilitation. *SciELO Analytics*, 2.
- Moore, K., Dalley, A., & Agur, A. (2007). *Anatomia con orientación clinica*.
- Myomo. (2012). *Informe de exesqueleto*. Obtenido de <https://exoskeletonreport.com/product/myopro/>
- Nariño, R., Alonso, A., & Hernández, A. (2016). Antropometría. Análisis comparativo de las tecnologías para la captación de las dimensiones antropométricas. 48-49.
- Organización mundial de la salud, M. C. (2011). *Resumen informe mundial sobre la discapacidad*.
- Pehlivan, A. U., & Pehlivan, K. (2019). *Houston Bionics*. Obtenido de <https://www.houstonbionics.com/exorehab-x>
- Richardson, R., Brownb, M., Bhakta, B., & Levesly, M. (2005). Impedance control for a pneumatic robot-based around pole-placement,joint space controllers. *Elsevier*, 2.
- Sanchez, B. d., Montiel, M. A., & Gonazales, E. L. (2018). Diseño y Construcción de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación de hombro. *SOMIB sociedad Mexicana de Ingenieria Biomedica*, 1.
- Sugar, T. (2007). Diseño y control de RUPERT: un dispositivo para la terapia repetitiva robótica de las extremidades superiores. *IEEE explore*, 8.
- Thomson, E. A. (7 de junio de 2000). *Mit news on campus and around the word*. Obtenido de <https://news.mit.edu/2000/manus-0607>

Valdivia, C. H., Ortega, A. B., & Salazar, M. O. (2013). Entendiendo la mecatronica en rehabilitación. *CIINDET*, 3.

Yin, M., & Agrawal, S. (2012). Design of a Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX) for Neural Rehabilitation. *IEEE*, 2-3.

## ANEXOS

### Anexo 1 Función Código Trayectorias Matlab

```

%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO

function [xx,yy]=trayectoria_antebrazo_fun

L1=25.58; %Distancia entre el codo y la muñeca

a=0;
b=0;

y=linspace(-25,15.1,40);
x=sqrt((L1^2)-((y-b).^2))-a;
p=[0 0];
xx(1)=0;
yy(1)=L1;
for i=2:40;
    v1=[x(1) y(1)];
    v2=[x(i) y(i)];
    mv1=norm(v1-p);
    mv2=norm(v2-p);
    AM(1)=0;
    AM(i)=acosd(dot(v1,v2)/(mv1*mv2));
    xx(i)=x(i);
    yy(i)=y(i);
    i=i+1;
end

plot(x,y)

```

## Anexo 2 Función Transformar Trayectorias Matlab

```
%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO

function trayectoria=F_transformar_trayectoria(Zx,Zy, xx, yy)
Zx=0;
Zy=0;
Zz=0;
A=MTHtrasy(Zy)*MTHtrasx(Zx)*MTHRotz(Zz*pi/180);
[xx,yy]=trayectoria_antebrazo_fun;
P=[xx; yy; zeros(1,length(xx)) ; ones(1,length(xx))];
trayectoria=A*P;

plot(trayectoria)
```



### Anexo 3 Trayectoria de muñeca

```

%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO

L1=25.58; %distancia entre el codo y la muñeca

a=0;
b=0;

y=linspace(-25,15.1,40);
x=sqrt((L1^2)-((y-b).^2))-a;
p=[0 0];
xx(1)=0;
yy(1)=L1;
for i=2:40;
    v1=[x(1) y(1)];
    v2=[x(i) y(i)];
    mv1=norm(v1-p);
    mv2=norm(v2-p);
    AM(1)=0;
    AM(i)=acosd(dot(v1,v2)/(mv1*mv2));
    xx(i)=x(i);
    yy(i)=y(i);
    i=i+1;
end

plot(x,y)

```

## Anexo 4 Función Cinemática Directa Matlab

```

%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO

function F_cinematica_directa( magnitud_robot)

title('MECANISMO DE STEPHENSON');

e1 = magnitud_robot(1); %Medida de eslabón 1
e2 = magnitud_robot(2); %Medida de eslabón 2
e3 = magnitud_robot(3); %Medida de eslabón 3
e4 = magnitud_robot(4); %Medida de eslabón 4
f = magnitud_robot(5); %Distancia del triángulo entre el punto C' y G
m = magnitud_robot(6); %Medida eslabón 5
s = magnitud_robot(7); %Medida eslabón 6
e5 = magnitud_robot(8);

yeta = 36.87; %Primer ángulo del triángulo (C'GF)
theta2 = 0:2:360; %Variabilidad del ángulo

k=1;
k1=e1/e2;
k2=e1/e4;
k3=((e1^2-e2^2+e4^2+e3^2)/(2*e2*e4));
k4=e1/e3;
k5=((e4^2-e1^2-e2^2-e3^2)/(2*e2*e3));

for i = 1:length(theta2)

    A=cosd(theta2)-k1-k2*cosd(theta2)+k3;
    B=(-2*sind(theta2));
    C=k1-(k2+1)*cosd(theta2)+k3;
    theta4(i)=2*atand((-B(i)+sqrt((B(i)^2)-4*A(i)*C(i)))/(2*A(i)));
    % theta4(i)=2*atand((-B(i)-sqrt((B(i)^2)-4*A(i)*C(i)))/(2*A(i)));

    D=cosd(theta2)-k1+k4*cosd(theta2)+k5;
    E=(-2*sind(theta2));
    F=k1+(k4-1)*cosd(theta2)+k5;
    % theta3(i)=2*atand((-E(i)+sqrt((E(i)^2)-4*D(i)*F(i)))/(2*D(i)));
    theta3(i)=2*atand((-E(i)-sqrt((E(i)^2)-4*D(i)*F(i)))/(2*D(i)));

    Zx(i) = 0;
    Zy(i) = 0;

    Cx(i)= (Zx(i) + e2*cosd(theta2(i)));
    Cy(i)= (Zx(i) + e2*sind(theta2(i)));

    Fx(i)= (Zx(i) + Cx(i) + e3*cosd(theta3(i)));
    Fy(i)= (Zy(i) + Cy(i) + e3*sind(theta3(i)));

    Dx(i)=e1;

```

```

Dy(i)=0;

Gx(i)=(Cx(i) + f*cosd(yeta + theta3(i)));
Gy(i)=(Cy(i) + f*sind(yeta + theta3(i)));

Diagonal_c(i)= sqrt( (Gx(i)-(e1+e5))^2+ (Gy(i))^2);
alpha_eslabones (i)= acosd( (m^2+Diagonal_c(i)^2-
s^2)/(2*m*Diagonal_c(i)));
theta_digaonal(i)= atand(Gy(i)/((e1+e5)-Gx(i)))
theta_5(i)=180-alpha_eslabones(i)- theta_digaonal(i);

R6x=(e1+e5)+m*cosd(theta_5);
R6y= m*sind(theta_5);

plot( [Zx(i) Cx(i)], [Zy(i) Cy(i)], [Cx(i) Fx(i)], [Cy(i) Fy(i)], ...
      [Fx(i) Dx(i)], [Fy(i) Dy(i)], 'LineWidth',1)

hold on;
plot( [Cx(i) Gx(i)], [Cy(i) Gy(i)], [Fx(i) Gx(i)], [Fy(i) Gy(i)], ...
      'LineWidth',1)

hold on;
plot( [Gx(i) R6x(i)], [Gy(i) R6y(i)], [R6x(i) (e1+e5)], [R6y(i) 0], ...
      'LineWidth',1)

% hold on;
% plot( [Gx(i) Jx(i)], [Gy(i) Jy(i)], [Jx(i) Kx(i)], [Jy(i) Ky(i)], ...
%      'LineWidth',1)

grid on;
axis equal;
axis ([-2 8 -2 8]);
drawnow;
hold off;
pause(0.00001);
end

end

```

## Anexo 5 Función Cinemática Inversa Matlab

```

%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO

function [v,theta2]=F_cinematica_inversa(magnitud_robot, Gx, Gy)

e1 = magnitud_robot(1); %Medida de eslabon 1
e2 = magnitud_robot(2); %Medida de eslabon 2
e3 = magnitud_robot(3); %Medida de eslabon 3
e4 = magnitud_robot(4); %Medida de eslabon 4
f = magnitud_robot(5); %Distancia del triangulo entre el punto C' y G
m = magnitud_robot(6); %Medida eslabon 5
s = magnitud_robot(7); %Medida eslabon 6
e5 =10;

r=length(Gx);
G=[Gx(1),Gy(1)];
Z=[0,0];
G1=[Gx(r),Gy(r)];
a = norm(G-Z);
a1 = norm(G1-Z);

v=1;

k=1;
k1=e1/e2;
k2=e1/e4;
k3=((e1^2-e2^2+e4^2+e3^2)/(2*e2*e4));
k4=e1/e3;
k5=((e4^2-e1^2-e2^2-e3^2)/(2*e2*e3));

alfa=atan2d(Gy,Gx);

cosphy=(e2^2+a^2-f^2)/(2*e2*a);
senphy=sqrt(1-cosphy^2);
if(isreal(cosphy) || isreal(senphy))
    v=0;
    theta2=0;
    return;
end
phy=atan2d(senphy,cosphy);

theta2=0;
y1=40;
cosbeta=((e2^2)+(f^2)-(a^2))/(2*e2*f);
senbeta=sqrt(1-cosbeta^2);
if(isreal(cosbeta) || isreal(senbeta))
    v=0;
    theta2=0;
    return;
end

```

```

beta=atan2d(senbeta,cosbeta);
w=180-beta-y1;
gx=e2-f*cosd(beta);
gy=f*sind(beta);
cosw1=((e3^2)+((e1-e2)^2)-(e4^2))/(2*e3*(e1-e2));
senw1=sqrt(1-cosw1^2);
if(isreal(cosw1) || isreal(senw1))
    v=0;
    theta2=0;
    return;
end
w1=atan2d(senw1,cosw1);
c=sqrt((f^2)+(e3^2)-(2*f*e3*cosd(y1)));

if (Gx(1)==gx && Gy(1)==gy && w==w1)
    v=1;
else
    v=0;
    theta2=0;
    return;
end

gx1=a1*cosd(alfa);
gy1=a1*sind(alfa);
theta1=atand(e2/e1);
L=[(e1+e5),0];
g=[gx1,gy1];
i=norm(g-L);
cosalfal=((m^2)+(s^2)-(i^2))/(2*m*s);
senalfal=sqrt(1-cosalfal^2);
if(isreal(cosalfal) || isreal(senalfal))
    v=0;
    theta2=0;
    return;
end
alfal=atan2d(senalfal,cosalfal);
theta2=alfa+phy;
if(theta2==90 && Gx(46)==gx1 && Gy(46)==gy1 && alfa1>=120)
    v=1;
else
    v=0;
    theta2=0;
    return;
end
end
v

```

## Anexo 6 Función Matriz de Transformación Homogénea Rotación en Z Mecanismo Matlab

```
%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA  
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA  
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO  
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO  
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO
```

```
function MTH = MTHRotz(angulo)
```

```
MTH = [cos(angulo),      -sin(angulo),      0      ,0 ;...  
       sin(angulo),      cos(angulo),      0      ,0 ;...  
       0,                 0,                 1      ,0 ;...  
       0,                 0,                 0      ,1];
```

## Anexo 7 Función Matriz de Transformación Homogénea Traslación Y Mecanismo Matlab

```
%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA  
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA  
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO  
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO  
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO
```

```
function MTH = MTHtrasy(distancia)
```

```
MTH = eye(4);  
MTH(2,4) = distancia;
```

## Anexo 8 Función Matriz de Transformación Homogénea Traslación X Mecanismo Matlab

```
%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA  
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA  
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO  
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO  
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO
```

```
function MTH = MTHtrasx(distancia)
```

```
MTH = eye(4);  
MTH(1,4) = distancia;
```



## Anexo 9 Optimización Mecanismo Matlab

```

%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO

%MAXIMOS Y MINIMOS DE LA FUNCIÓN FITNESS
%Calcular la fortaleza (fitness) de cada individuo de la población.
%El fitness está relacionado con el valor de la función para cada individuo.
%Si se quiere maximizar, cuanto mayor sea el valor de la función para el
individuo, mayor su fitness.
%En el caso de minimización, ocurre lo contrario.
clear all
close all
clc

Maxe1 = 50;
Mine1 = 20;
Maxe2 = 50;
Mine2 = 20;
Maxe3 = 50;
Mine3 = 20;
Maxe4 = 50;
Mine4 = 20;
Maxm = 40;
Minm = 10;
Maxs = 40;
Mins =10;
Maxe5 = 50;
Mine5= 10;
MaxZx = 50;
MinZx = -50;
MaxZy = 50;
MinZy = -50;

%SE OPTIMIZA LAS DIMENSIONES DEL ROBOT POR MEDIO DEL ENJAMBRE DE PARTICULAS
FitnessFunction = @F_verificacion_trayectoria;
numberOfVariables = 9; %Cantidad de variables las cuales se van a optimizar
rng default

%Utilizando la función de optimización
[x , fval, exitflag, output] = particleswarm(FitnessFunction,...
    numberOfVariables, [Mine1, Mine2, Mine3, Mine4, Minm, Mins, Mine5, MinZx,
MinZy],...
    [Maxe1, Maxe2, Maxe3, Maxe4, Maxm, Maxs, Maxe5, MaxZx, MaxZy]);

figure(2); , cla;

%Se dibujan los valores arrojados por la otimización
plot(x, fval, 'x');

x

```

## Anexo 10 Función verificación trayectoria Matlab

```

%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO

function f=F_verificacion_trayectoria(magnitud_robot)

% e1 = 3.49; %Medida de eslabon 1
% e2 = 1;    %Medida de eslabon 2
% e3 = 4;    %Medida de eslabon 3
% e4 = 3;    %Medida de eslabon 4
% m = 4.02; %Medida eslabon 5
% s = 4.02; %Medida eslabon 6
% e5 = 1.3;
% magnitud_robot = [e1, e2, e3, e4, m, s, e5]
% magnitud_robot = [3.49, 1, 4, 3, 4.02, 4.02, 1.3]
% magnitud_robot=[i_e1, i_e2, i_e3, i_e4, i_f, i_m, i_s, i_e5, i_Gx, i_Gy]
% magnitud_robot=[e1, e2, e3, e4, f, m, s, e5,Gx, Gy]

ANIMAR=0;
% magnitud_robot = [magnitud_robot, 0];
[xx,yy]=trayectoria_antebrazo_fun;

    trayectoria=F_transformar_trayectoria(xx, yy);

    %for i = 1:length(trayectoria)
    [v,theta2] =
F_cinematica_inversa(magnitud_robot,trayectoria(1,:),trayectoria(2,:));

        if v==0
            f = 10e10;
            return;
        end

        if ANIMAR==2
            A = MTHtrasy(Zy)*MTHtrasx(Zx);%se traslada la posicion del robot
            trayectoria_org = transformar_trayectoria(0,0);%se deja la trayectoria
original
            figure(1);, cla;
            Robot_dibujo = F_cinematica_directa(magnitud_robot);
            plot (trayectoria_org(1,:),trayectoria_org(2,:), '-b', 'LineWidth', 3)%se
dibuja la trayectoria
            view(0,9);
            pause(0.1);
            grid on
        end
    %end
    f =
(magnitud_robot(1)*4)+(magnitud_robot(2))+(magnitud_robot(3)*4)+(magnitud_robot(4))+(magnitud_robot(5))+(magnitud_robot(6))+(magnitud_robot(7));%+(magnitud_robot(8));

```

## Anexo 11 Cinemática directa con medidas arrojadas por la optimización

```

%UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
%FACULTAD DE INGENIERIAS Y ARQUITECTURA
%TESIS DE TRABAJO DE GRADO PARA OBTENER TITULO DE INGENIERO MECATRÓNICO
%DIRECTOR: JORGE ENRIQUE ARAQUE ISIDRO
%ESTUDIANTE: YESSENIA CATHERINE LEAL GAFARO

clear all
close all
clc

title('MECANISMO DE STEPHENSON');

%mag=[40.9215 4.7169 27.8034 6.2313 2.5974 45.8836 18.0379 26.9029 -32.1883];
%mag=[42.5889 13.0342 31.8804 14.2705 11.3040 46.6396 23.9085
26.9029 -32.1883];
%mag=[42.5889 13.0342 31.8804 14.2705 11.3040 46.6396 -15.2287
26.9029 -643.7661];
%mag=[44.4417 22.2756 36.4103 23.2029 10.9780 37.4797 20.4314
26.9029 -32.1883];
%mag=[44.4417 22.2756 36.4103 23.2029 10.9780 46.6396 23.9085
26.9029 -32.1883];
%mag=[44.4417 22.2756 36.4103 23.2029 10.9780 42.0597 23.9085
26.9029 -32.1883];
mag=[44.4417 22.2756 36.4103 23.2029 10.9780 37.4797 23.9085
26.9029 -32.1883];
e1 = mag(1);%3.49; %Medida de eslabon 1 F
e2 = mag(2);%1; %Medida de eslabon 2 A
e3 = mag(3);%4; %Medida de eslabon 3 D
e4 = mag(4);%3; %Medida de eslabon 4 E
f = mag(5);%5; %Distancia del triangulo entre el punto C' y G B
m = mag(6);%4.02; %Medida eslabon 5 M
s = mag(6);%4.02; %Medida eslabon 6 K
e5 = 20;%26.9029;%1.3; %F+e5=L

yeta = 45; %Primer angulo del triangulo (C'GF)
theta2 = 0:2:90; %Variabilidad del angulo
k=1;
k1=e1/e2;
k2=e1/e4;
k3=((e1^2-e2^2+e4^2+e3^2)/(2*e2*e4));
k4=e1/e3;
k5=((e4^2-e1^2-e2^2-e3^2)/(2*e2*e3));

for i = 1:length(theta2)

    A=cosd(theta2)-k1-k2*cosd(theta2)+k3;
    B=(-2*sind(theta2));
    C=k1-(k2+1)*cosd(theta2)+k3;
    theta4(i)=2*atand((-B(i)+sqrt((B(i)^2)-4*A(i)*C(i)))/(2*A(i)));
    % theta4(i)=2*atand((-B(i)-sqrt((B(i)^2)-4*A(i)*C(i)))/(2*A(i)));

    D=cosd(theta2)-k1+k4*cosd(theta2)+k5;
    E=(-2*sind(theta2));
    F=k1+(k4-1)*cosd(theta2)+k5;

```

```

% theta3(i)=2*atand((-E(i)+sqrt((E(i)^2)-4*D(i)*F(i)))/(2*D(i)));
theta3(i)=2*atand((-E(i)-sqrt((E(i)^2)-4*D(i)*F(i)))/(2*D(i)));

Zx(i) = 0;
Zy(i) = 0;

Cx(i)= (Zx(i) + e2*cosd(theta2(i)));
Cy(i)= (Zx(i) + e2*sind(theta2(i)));

Fx(i)= (Zx(i) + Cx(i) + e3*cosd(theta3(i)));
Fy(i)= (Zy(i) + Cy(i) + e3*sind(theta3(i)));

Dx(i)=e1;
Dy(i)=0;

Gx(i)=(Cx(i) + f*cosd(yeta + theta3(i)));
Gy(i)=(Cy(i) + f*sind(yeta + theta3(i)));

j(i)= sqrt( (Gx(i)-(e1+e5))^2+ (Gy(i))^2);
thetai(i)= acosd( (m^2+j(i)^2-s^2)/(2*m*j(i)));
thetan(i)= atand(Gy(i)/((e1+e5)-Gx(i)));
theta_5(i)=180-thetai(i)- thetan(i);

R6x=(e1+e5)+m*cosd(theta_5);
R6y= m*sind(theta_5);

plot( [Zx(i) Cx(i)], [Zy(i) Cy(i)], [Cx(i) Fx(i)], [Cy(i) Fy(i)], ...
      [Fx(i) Dx(i)], [Fy(i) Dy(i)], 'LineWidth',1)

hold on;
plot( [Cx(i) Gx(i)], [Cy(i) Gy(i)], [Fx(i) Gx(i)], [Fy(i) Gy(i)], ...
      'LineWidth',1)

hold on;
plot( [Gx(i) R6x(i)], [Gy(i) R6y(i)], [R6x(i) (e1+e5)], [R6y(i) 0], ...
      'LineWidth',1)
hold on
plot(Gx(:),Gy(:))

% hold on;
% plot( [Gx(i) Jx(i)], [Gy(i) Jy(i)], [Jx(i) Kx(i)], [Jy(i) Ky(i)], ...
%      'LineWidth',1)

grid on;
axis equal;
%axis ([-2 8 -2 8]);
drawnow;
hold off;
pause(0.1);
end
figure(2)
plot(Gx(:),Gy(:))
save('Gx.mat','Gx');
save('Gy.mat','Gy');

```

## Anexo 12 Código final del mecanismo

```

#define en1 1
volatile bool sen1 =1;
volatile bool sen2 =0;
int B_int=2;
int B_back=3;
volatile int dir1=1;
volatile int dir2=0;

//////////Anti rebote//////////
volatile const int tiempoAntirebote = 10;
volatile int cuenta = 0; //Guarda el numero de veces que el boton ha sido presionado
volatile bool estadoBoton_int;
volatile bool estadoBoton_back;
volatile int estadoBotonAnterior1;
volatile int estadoBotonAnterior2;
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  pinMode(7,OUTPUT); //da el sentido de giro del motor 1
  pinMode(8,OUTPUT); //da el sentido de giro del motor 1
  pinMode(5,OUTPUT); // genera la salida pwm del motor 1
  pinMode(2, INPUT); // boton inicio marcha del proceso;
  pinMode(3, INPUT); // final de carrera 1
  pinMode(4, INPUT); // final de carrera 2
  Serial.begin(9600);
  attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(B_int), sensor_1, RISING);// interrupcion sobre pin A con
  attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(B_back), sensor_2, HIGH);// interrupcion sobre pin A
  con

}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  // analogWrite(5,255);
  //digitalWrite(7,1);
  //digitalWrite(8,0);
  //delay(5000);
  //digitalWrite(8,1);
  //digitalWrite(7,0);
  //delay(5000);

```

```
///  
//analogWrite(7,255);  
//analogWrite(8,0);  
//delay(5000);  
//analogWrite(8,255);  
//  
//analogWrite(7,0);  
  
int final_2=digitalRead(3);  
int inicio=digitalRead(4);  
float sensor=analogRead(A5);  
int val = map(sensor, 0, 1023, 0, 255);  
  
if(inicio==HIGH){  
  analogWrite(5,val);  
  digitalWrite(7,dir1);  
  digitalWrite(8,dir2);  
  
  Serial.print( dir1);  
  Serial.print( " ");  
  Serial.print( dir2);  
  Serial.print( " ");  
  Serial.print( inicio);  
  Serial.print( " ");  
  Serial.print( val);  
  Serial.println( " ");  
  delay(100);  
  
}  
  
else {  
  analogWrite(5,0);  
}  
  
//Serial.print( final_1);  
//Serial.print( " ");  
//Serial.print( final_2);  
//Serial.print( " ");  
//Serial.print( inicio);  
  
}
```

```
void sensor_1(){
  estadoBoton_int = !digitalRead (B_int);
  antirebote_int();
  delay(100);
  estadoBotonAnterior1 = estadoBoton_int;
}
```

```
void sensor_2(){
  estadoBoton_back = !digitalRead (B_back);
  antirebote_back();

  delay(100);
  estadoBotonAnterior2 = estadoBoton_back;
}
```

### Anexo 13 Código de Arduino anti - rebote

```

boolean antirebote (int pin ) {
  int contador =0;
  boolean estado;          // guarda el estado del boton
  boolean estadoAnterior; // guarda el ultimo estado del boton

  do {

    estado = digitalRead (pin);
    if (estado != estadoAnterior){ // comparamos el estado actual
      contador = 0;                // reiniciamos el contador
      estadoAnterior = estado;
    }

    else{
      contador = contador +1;      // aumentamos el contador en 1
    }

    delay (1);

  }

  while (contador < tiempoAntirebote);
  return estado;
}

void antirebote_int(){
  if (estadoBoton_int != estadoBotonAnterior1 ) { //si hay cambio con respeto al estado
    if (antirebote (B_int)) { //cheamos si esta preionado y si lo esta

    }

    sen1=estadoBoton_int ;
    dir1=1;
    dir2=0;

  }

}

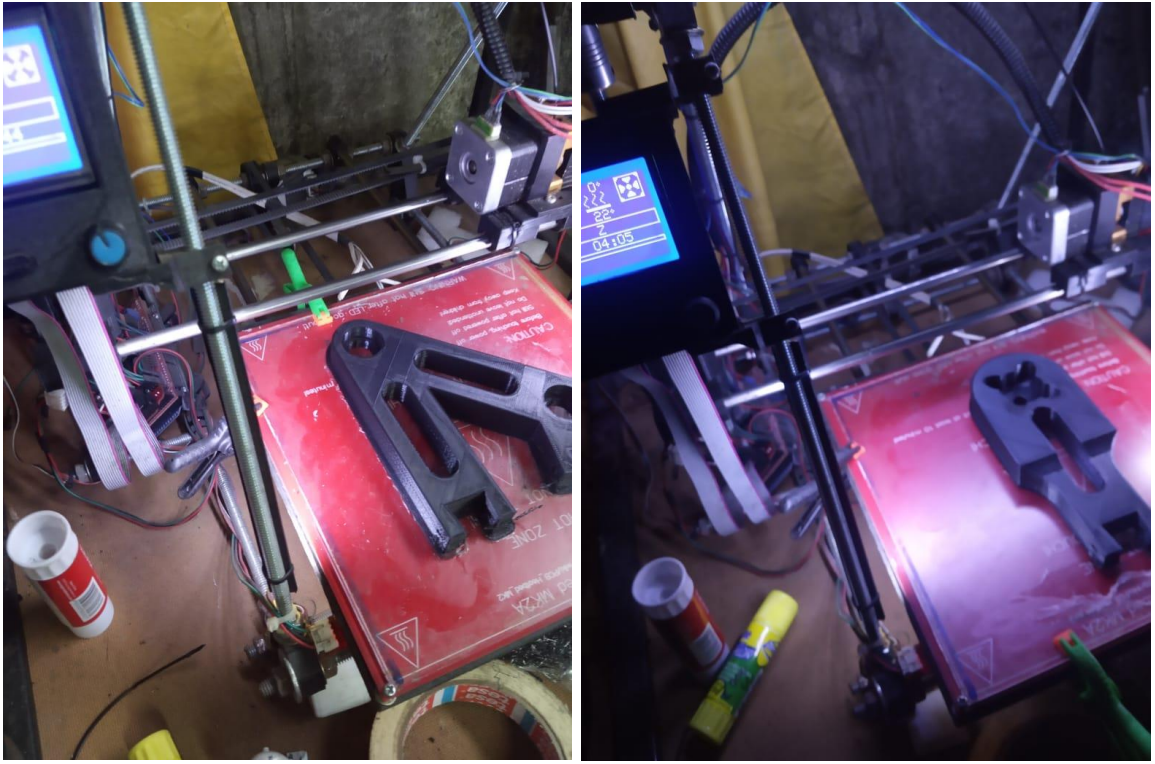
void antirebote_back(){
  if (estadoBoton_back != estadoBotonAnterior2 ) { //si hay cambio con respeto al estado
    if (antirebote (B_back)) { //cheamos si esta preionado y si lo esta

```



```
                //aumentamos la cuenta
            }
            sen2=estadoBoton_back;
            dir2=1;
            dir1=0;
        }
    }
```

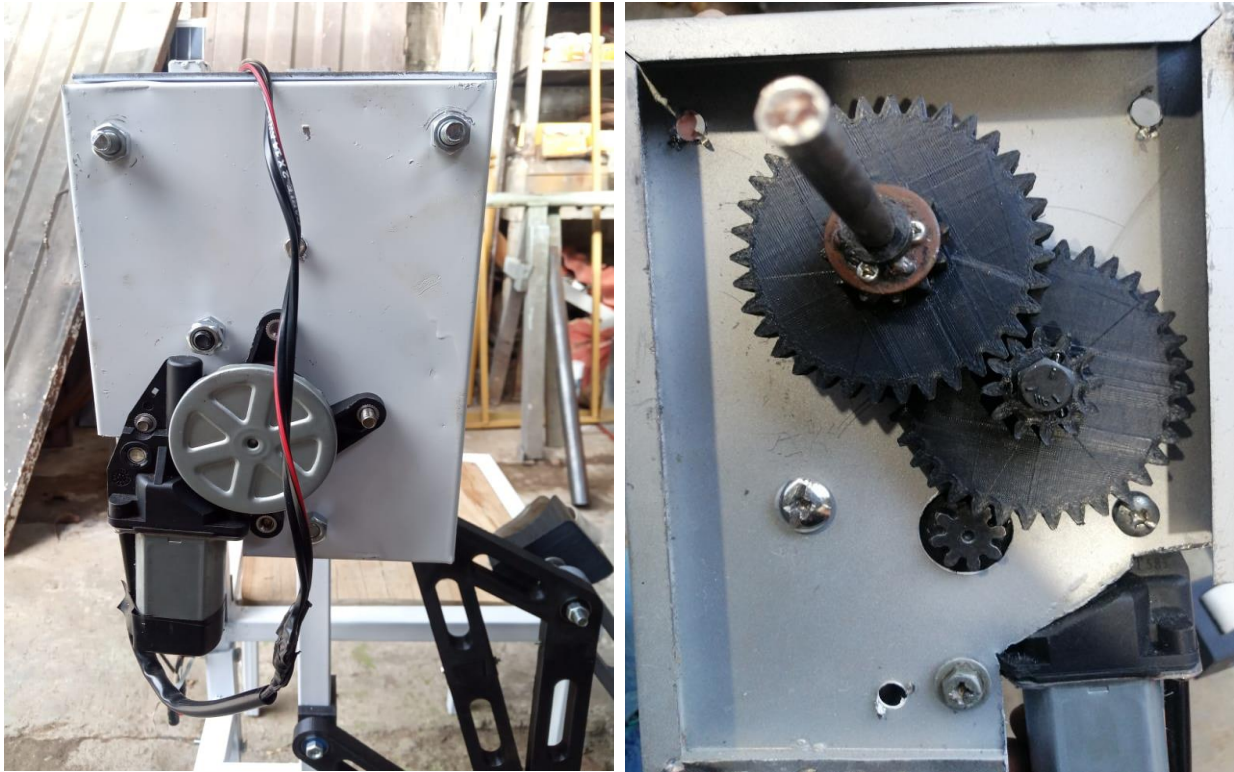
## Anexo 14 Evidencias de construcción del mecanismo



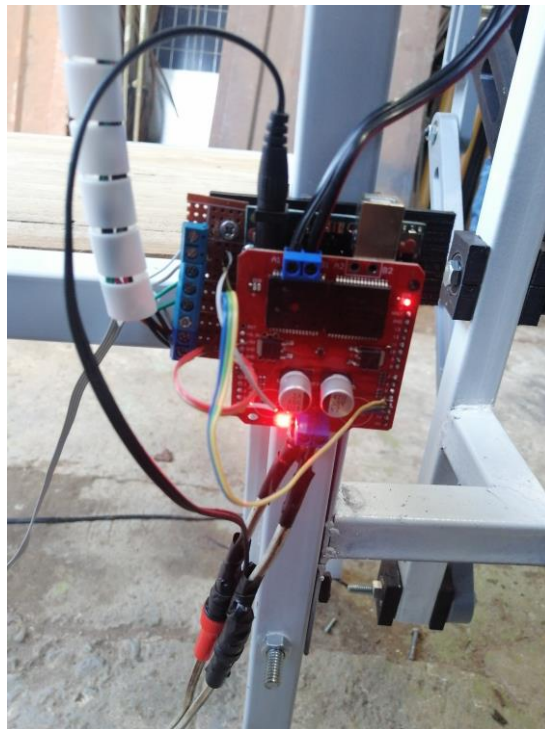
**Ilustración 82. A1 Impresión de piezas en 3D**



**Ilustración 83. A2 control de mando del mecanismo**



**Ilustración 84. A3 Caja reductora del motor**



**Ilustración 85. A4 Circuito electrónico del mecanismo**