

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE UN
EXOESQUELETO DE BRAZO PARA PACIENTES CON LESIÓN EN EL PLEXO
BRAQUIAL

JOHAN ENRIQUE GALLO CHACÓN

OLIVER FABIAN ÁVILA TAMAYO

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA

2018

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE UN
EXOESQUELETO DE BRAZO PARA PACIENTES CON LESIÓN EN EL PLEXO
BRAQUIAL

JOHAN ENRIQUE GALLO CHACÓN
OLIVER FABIAN ÁVILA TAMAYO

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Mecánico

DIRECTOR
DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMUDEZ
Ingeniero Mecánico, PhD

CO-DIRECTOR
HANS YESID GARCÍA
Ingeniero Electrónico

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA

2018

DEDICATORIAS

*Mi proyecto se lo dedico a las personas más maravillosas que tengo en la vida,
mis padres. A ustedes por ser mi guía, por ser el brazo extendido en todo momento, el oído siempre pendiente, por el amor y el orgullo que veo en sus ojos.
Me alegra la vida inmensamente celebrar con ustedes.*

A mis hermanos por su apoyo y su amor verdadero en todo momento.

A Jesús Alberto Marín, por ser la base y la inspiración del proyecto, por su nobleza, su solidaridad, su paciencia y su apoyo.

A Oliver Fabián Ávila, una persona apasionada, inmensamente humilde y por su entrega durante el proyecto.

JOHAN ENRIQUE GALLO CHACON

AGRADECIMIENTOS

Eternamente agradecido contigo Muñeca, gracias por tu apoyo, por ser la mujer que lidió con mis malos días y que compartió mi felicidad en los buenos momentos. Gracias Carol Mesa por la compañía que me has brindado, por ser una mujer maravillosa, invaluable y por todo el amor que me has dado.

A mi compañero fiel, mi ardilla, mi gordito hermoso que siempre me acompañó y a su pelaje, donde apacigüé mis malos momentos.

Al profesor Diego Fernando Villegas, por ser nuestro tutor y motivarnos a entregar más de nosotros mismos.

A Camilo Ávila, gracias por tu paciencia, por tus buenos consejos y por siempre estar dispuesto ayudar (en la mayoría de los casos, cuando no preferías dormir).

A Jaime Grajales, Natalia Gaviria y el talento SENNOVA que estuvieron siempre pendiente del proyecto y por el cual, trabajaron para hacerlo realidad.

A las personas que hacen que la vida valga la pena, que mi estadía en la U sea inolvidable, a ustedes, Julián Ibarra, Jorge Mantilla, Diego Sepúlveda, la liebre “hincha” del búcaros, Julián Cadena y todos los demás, los adoro en cantidades industriales.

JOHAN ENRIQUE GALLO CHACON

DEDICATORIAS

*Mi proyecto se lo dedico a mi padre Oliverio Avila Montañez, tu siempre has creído en mí, me has apoyado y respaldado toda mi vida, tanto en los momentos buenos como en los momentos difíciles que he afrontado, por ejemplo, aquella vez que decidí abandonar los estudios de ingeniería mecánica estando 6 semestre, jamás me lo reprochaste y me seguiste apoyando. Tiempo después, en esas charlas de padre e hijo, me confesabas lo difícil que había sido afrontar mi decisión. Cuando tenía siete años me dijiste: “**Que no se te olvide, Querer es Poder**”. Esa frase viene a mi mente cada vez que enfrento un momento crucial en mi vida y me sigue dando fuerzas para continuar, siempre queriendo cumplir mis sueños.*

A Jesus Alberto Marín, mi gran amigo desde hace más de diez años y a quien está destinado este proyecto. Por su paciencia, apoyo e incondicionalidad. Espero en un futuro, crear un exoesqueleto que devuelva la mayoría de los movimientos a su extremidad.

OLIVER FABIAN AVILA TAMAYO

AGRADECIMIENTOS

A mi compañero de grado, Johan Enrique Gallo Chacón, por haber soportado los momentos más difíciles del proyecto, las distintas discusiones que tuvimos y mis crisis al momento de manejar el estrés. Así mismo, agradezco por todo lo que me enseñó, en cuanto a la organización, formación del carácter y disciplina, conceptos de los cuales antes no era consciente de su importancia para lograr todo aquello que te propones en esta vida.

A Jaime Grajales, que aunque éramos dos desconocidos, me brindó estadía en la ciudad de Manizales, donde se fabricó el prototipo. Este noble gesto, me permitió vivir una de las mejores experiencias de mi vida. Durante un mes de trabajo exhaustivo, logramos materializar aquello que veíamos en nuestras mentes, disfrutar y sentirnos orgullosos de lo que hacíamos.

A Hanns Garcia, quien creyó en nosotros desde la primera vez que le preguntamos si quería trabajar en el proyecto. Se convirtió en el electrónico de nuestro equipo, y aunque tenía grandes ocupaciones como terminar la maestría, se entregó fuertemente al desarrollo del montaje electrónico, programación de la manilla Myo y asumió sus responsabilidades como si fuera él quien fuera a obtener el título de ingeniero mecánico.

A mi director de proyecto Diego Villegas y al profesor Octavio, quienes siguen trabajando fuertemente por impulsar los estudiantes en la escuela de ingeniería mecánica, gracias a ellos, pudimos obtener un convenio con la entidad SENNOVA, la cual financió este proyecto de grado.

Finalmente a todas las personas que estuvieron ahí en los momentos difíciles, en especial a mi primo Camilo Ernesto Avila y grandes amigos como Julian David Cadena y Sergio Polanco, quienes presenciaron el avance y desarrollo de este proyecto.

OLIVER FABIAN AVILA TAMAYO

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	29
1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO	31
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	31
1.2 JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA	34
1.3 OBJETIVOS DEL PROYECTO	35
1.3.1 Objetivo general.	35
1.3.2 Objetivos específicos.	35
1.4 DISEÑO DE RESTRICCIONES	37
1.5 DISEÑO DE OBJETIVOS CON CRITERIO DE IMPORTANCIA	38
1.6 ESTADO DEL ARTE	39
1.6.1 Exoesqueleto para la flexión del brazo por medio de fes en pacientes con niveles de lesión medular c5-c7.	39
1.6.2 Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora.	40
1.6.3 Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 gdl para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho.	41
1.6.4 Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo	42
1.6.5 Myopro-orthosis	43
1.6.6 Exoesqueleto desarmable e inteligente para rehabilitación.	44
1.7 METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN	45
1.7.1 Pre-fase A. Elaboración del plan	45

1.7.2 Fase A: Diseño conceptual.	46
1.7.3 Fase B: Diseño paramétrico	46
1.7.4 Fase C: Diseño detallado	46
1.7.5 Fase D: Construcción y pruebas	46
1.8 PLAN DE EVALUACIÓN	47
2. EXTREMIDAD SUPERIOR	48
2.1 DESCRIPCIÓN GENERAL	48
2.2 MUSCULOS	49
2.3 BIOMECÁNICA DE LA EXTREMIDAD	51
2.3.1 Hombro.	51
2.3.2 Codo.	52
2.4 SELECCIÓN DE MOVIMIENTOS DEL EXOESQUELETO	53
2.4.1 Planimetría del cuerpo humano	53
2.4.2 Movimientos de la extremidad superior.	55
3. LESIÓN DEL PLEXO BRAQUIAL	57
3.1 ANATOMÍA DEL PLEXO BRAQUIAL	57
3.2 LESIONES DEL PLEXO BRAQUIAL	58
3.2.1 Tipos anatomopatológicos.	59
3.2.1.1 Avulsión radicular o lesión preganglionar.	59
3.2.1.2 Lesión postganglionar	59
3.2.2 Etiología de las lesiones en el plexo braquial.	59
3.2.2.1 Accidentes de tránsito o caídas.	60
3.2.2.2 Partos en recién nacidos	61
3.2.2.3 Deportes de contacto	61

3.2.2.4	Armas de fuego.	61
3.3	TRATAMIENTO CLINICO DE LA LESIÓN DE PLEXO BRAQUIAL	62
3.4	PACIENTE DEL PROYECTO	64
4.	EXOESQUELETOS	65
4.1	CLASIFICACIÓN GENERAL DE EXOESQUELETOS	65
4.1.1	Exoesqueletos portables	65
4.1.2	Exoesqueletos no portables.	65
4.1.3	Exoesqueletos activos.	66
4.1.4	Exoesqueletos pasivos.	66
4.2	CLASIFICACION DE LOS EXOESQUELETOS SEGÚN SU APLICACIÓN.	67
4.2.1	Exoesqueletos De Amplificación.	67
4.2.2	Exoesqueletos de rehabilitación.	68
4.2.3	Exoesqueletos de asistencia.	69
4.3	FUNCIONAMIENTO ESQUEMÁTICO DE UN EXOESQUELETO MIOELÉCTRICO.	70
4.3.1	Electromiografía.	71
4.3.2	Señal Mioeléctrica.	71
4.4	COMPONENTES DE UN EXOESQUELETO PORTABLE MIOELECTRICO	71
4.4.1	Marco.	72
4.4.1.1	Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS).	73
4.4.1.2	Titanio.	74
4.4.1.3	Aluminio	75

4.4.1.4 VeroBlue RGD840.	76
4.4.2 Sensores mioeléctricos.	76
4.4.2.1 MyoWare Muscle Sensor	77
4.4.2.2 Brazaletes MYO	78
4.4.3 Baterías.	80
4.4.4 Actuadores.	81
4.4.4.1 Actuadores neumáticos	81
4.4.4.2 Actuadores hidráulicos	81
4.4.4.3 Actuadores eléctricos	82
4.4.4.4 Resumen sobre actuadores.	82
4.4.5 Microcontrolador.	83
4.5 ACTUADORES ELÉCTRICOS	84
4.5.1 Clasificación de los actuadores eléctricos.	84
4.5.2 Motores de corriente continua	85
4.5.3 Motores paso a paso	85
4.5.4 Servomotores.	85
4.5.5 Criterios de selección.	86
4.6 CONCLUSIONES	87
5. DISEÑO CONCEPTUAL	88
5.1 DESCRIPCIÓN FUNCIONAL DEL EXOESQUELETO	88
5.2 DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN CALIDAD	88
5.2.1 Requisitos del futuro usuario.	88

5.3	ALTERNATIVAS DE DISEÑO	92
5.4	SELECCIÓN DE LAS ALTERNATIVAS DE DISEÑO	93
5.4.1	Lista de criterios.	94
5.5	SUMARIO	97
6.	ANÁLISIS CINEMÁTICO	98
6.1	ANÁLISIS CINEMÁTICO DIRECTO	99
6.1.1	Procedimiento de Denavit-Hartenberg	101
6.2	ANÁLISIS CINEMÁTICO INVERSO	103
7.	DISEÑO MECÁNICO DEL EXOESQUELETO	105
7.1	DATOS ANTROPOMÓRFICOS DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR	105
7.2	DISEÑO GENERAL DEL MARCO	108
7.2.1	Flexión-extensión del codo.	108
7.2.2	Rotación interna del hombro.	109
7.2.3	Flexión-extensión del hombro.	109
7.3	CÁLCULO DE TORQUES DE SERVOMOTORES	111
7.3.1	Cálculo del peso de cada segmento de la extremidad superior	111
7.3.2	Peso respectivo a cada segmento del exoesqueleto	113
7.3.3	Cálculo torque del servomotor en codo (Flexión-Extensión).	114
7.3.4	Cálculo torque-servomotor rotación interna	116
7.3.5	Especificaciones de los servomotores seleccionados.	122
7.4	DISEÑO DE LOS COMPONENTES DEL EXOESQUELETO	123
7.4.1	Mecanismo de flexión-extensión de codo	123

7.4.2 Mecanismo de rotación interna.	125
7.4.2.2 Cálculo del espesor de los engranajes sometidos a esfuerzos.	128
8. ANÁLISIS DINÁMICO Y ESTÁTICO ESTRUCTURAL	132
8.1 FLEXIÓN-EXTENSIÓN DEL CODO EN PLANO SAGITAL.	133
8.2 ROTACIÓN INTERNA DEL CODO EN PLANO TRANSVERSAL.	135
8.3 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS	137
8.4 ANALISIS ESTÁTICO ESTRUCTURAL POR EL METODO DE ELEMENTOS FINITOS	138
8.4.1 Análisis de la pieza sujeción antebrazo.	140
8.4.2 Análisis del mecanismo flexión-extensión codo.	144
8.4.3 Análisis del pasador.	150
8.4.4 Análisis de la pieza conexión hombro-codo.	152
8.4.5 Análisis del piñón de rotación interna.	155
8.4.6 Conclusiones del análisis por MEF.	157
9. FABRICACIÓN Y PRUEBAS	158
9.1 FASE DE CONSTRUCCIÓN	158
9.1.1 IMPRESIÓN 3D.	159
9.1.1.1 Proceso de fotopolimerización.	160
9.2 ENSAMBLAJE	163
9.3 MONTAJE ELECTRÓNICO	163
9.3.1 Barazalete Myo.	164
9.3.2 Servomotores.	165
9.3.3 Montaje general de los componentes electrónico.	165
9.4 PRUEBAS CON EL PACIENTE	166
9.5 RESULTADOS	170

10.	CONCLUSIONES	173
10.1	CONCLUSIONES POR OBJETIVOS	173
10.1.1	Primer objetivo.	173
10.1.2	Segundo Objetivo.	173
10.1.3	Tercer Objetivo.	173
10.1.4	Cuarto Objetivo	174
10.2	CONCLUSIONES GENERALES	174
11.	RECOMENDACIONES	177
	BIBLIOGRAFÍA	179
	ANEXOS	184

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Estructura del plexo braquial	32
Figura 2. Modelo exoesqueleto AutoCad	40
Figura 3. Exoesqueleto para rehabilitación de codo	41
Figura 4. Exoesqueleto ecuatoriano para rehabilitación	42
Figura 5. Exoesqueleto de rehabilitación con brazalete MYO	43
Figura 6. Exoesqueleto Myomo	44
Figura 7. Exoesqueleto desarmable desarrollado por INDI y Wearobot	45
Figura 8 Extremidad superior	49
Figura 9. Músculos del hombro. A) Vista posterior del hombro. B) Vista anterior del hombro. C) Manguitos rotadores	50
Figura 10. Músculos del brazo y antebrazo	50
Figura 11. Abducción-aducción del hombro	51

Figura 12. Flexión-extensión del hombro	51
Figura 13. Rotación interna-externa de antebrazo	52
Figura 14. Flexión-extensión del codo	52
Figura 15. Pronación-supinación del antebrazo	53
Figura 16. Planos del cuerpo humano	54
Figura 17. Posiciones del cuerpo humano. a) Posición anatómica y b) posición de referencia cero	55
Figura 18. Plexo braquial	57
Figura 19. Lesión de los nervios por movimiento forzado	61
Figura 20. Lesión en jugadores de futbol americano	62
Figura 21. Exoesqueleto no portable y portable	65
Figura 22. Ejemplo de exoesqueleto de amplificación	67
Figura 23. Exoesqueleto en las instalaciones de AUDI	68
Figura 24. Exoesqueleto RiceWrist	69
Figura 25. MyoWare Muscle Sensor	77
Figura 26. Brazaletes Myo	78

Figura 27. Prótesis controlada por dos brazaletes Myo	79
Figura 28. Clasificación de los actuadores eléctricos	84
Figura 29. Motores paso a paso	85
Figura 30. Posiciones comunes de un servomotor	86
Figura 31. Diagrama de funcionamiento del exoesqueleto mioeléctrico	90
Figura 32. Interpretación geométrica de la matriz de transformación homogénea	100
Figura 33. Modelo de cadena cinemática para brazo izquierdo	101
Figura 34. Simulación de la cinemática directa del brazo izquierdo	103
Figura 35. Medidas del paciente	106
Figura 36. Dimensiones antropométricas para hombres colombianos entre 20 y 29 años	107
Figura 37. Modelo CAD de la extremidad superior izquierda	108
Figura 38. Modelo CAD para movimiento en el codo	109
Figura 39. Modelo CAD del movimiento de rotación en el codo	109
Figura 40. Modelo CAD para el movimiento de flexión-extensión del hombro	110
Figura 41. Materiales del exoesqueleto	110

Figura 42. Parámetros inerciales del cuerpo humano	112
Figura 43. Diagrama estático para antebrazo y modelamiento por medio de barras	114
Figura 44. Diagrama estático del antebrazo del exoesqueleto	115
Figura 45. Diagrama para análisis de torque en el servomotor de rotación: a) Posición a 90°. b) Esquema inercial	117
Figura 46. (a) Diagrama estático del mecanismo de flexión-extensión en el instante del inicio de la rotación, (b) Distancia de la fuerza de fricción al centro de rotación en milímetros.	119
Figura 47. Posición de flexión del brazo en plano sagital	121
Figura 48. Diagrama estático de la pieza 4 visto desde la parte inferior.	121
Figura 49. Montaje del servomotor en articulación del codo.	123
Figura 50. Montaje del eje en articulación del codo.	124
Figura 51. Acople de la barra del antebrazo y el acople del servomotor de rotación.	124
Figura 52. Acople axial del mecanismo de flexión del codo	125
Figura 53. Mecanismo final flexión-extensión codo.	125

Figura 54. Montaje del servomotor del codo	128
Figura 55. Acople del mecanismo de flexión extensión a la pieza 4	131
Figura 56. Diseño final de la pieza 4	131
Figura 57. Simulación dinámica flexión-extensión del codo	133
Figura 58. Resultados de simulación: a). Velocidad angular vs tiempo. b) Torque motor vs. Tiempo. c) Velocidad angular vs. Tiempo. d) Desplazamiento angular vs tiempo	134
Figura 59. Simulación rotación interna codo	135
Figura 60. Resultados simulación rotación interna del codo: a) Desplazamiento angular Vs. Tiempo. b) Velocidad Angular Vs. Tiempo. c). Aceleración angular Vs. Tiempo. d) Torque motor Vs. Tiempo	136
Figura 61. Resultados de las pruebas realizadas a las probetas de VeroBlue RGD840	139
Figura 62. Propiedades del material Veroblue creadas en Solidworks	140
Figura 63. Condiciones de contorno establecidas para la pieza de sujeción	141
Figura 64. Resultados del análisis MEF para la pieza de sujeción	142
Figura 65. Características de la malla basada en curvatura generada.	143
Figura 66. Distribución de desplazamientos.	143

Figura 67. Distribución del factor de seguridad.	144
Figura 68. Análisis MEF mecanismo flexión-extensión Codo. a) Relación de posición de los dientes y b) relación de posición con pieza del antebrazo	145
Figura 69. Condiciones de contorno para el mecanismo flexión extensión del codo.	146
Figura 70. Resultados del análisis de tensiones de Von Mises en el eje del cod	146
Figura 71. Esfuerzos de tensiones de Von Mises en el eje	147
Figura 72. Esfuerzo máximo en las estrías del eje	148
Figura 73. Resultados del análisis de desplazamiento para el mecanismo del codo	149
Figura 74. Resultados del estudio de distribución del factor de seguridad en el mecanismo del codo	149
Figura 75. Pasador y tope en exoesqueleto	150
Figura 76. Tensiones de Von Mises en pasador	151
Figura 77. Distribución de desplazamientos para el pasador	151
Figura 78. Factor de seguridad para el pasador	152
Figura 79. Condiciones de contorno para la pieza superior	153

Figura 80. Análisis MEF para la pieza superior con diferentes calidades de mallado	154
Figura 81. Distribución de desplazamiento para pieza superior	154
Figura 82. Distribución del factor de seguridad de la pieza superior	155
Figura 83. Resultados de tensiones de Von Mises para el piñón de rotación interna	156
Figura 84. Resultados de los desplazamientos del piñón de rotación interno	156
Figura 85. Distribución del factor de seguridad del piñón de rotación interna	157
Figura 86. Proceso de construcción	159
Figura 87. Piezas en material de prototipado rápido (blanco) y en el material final VeroBlue RGD840 (azul).	160
Figura 88. Impresora Object Eden 260v	161
Figura 89. Ensamblaje de la articulación del codo	163
Figura 90. Posición del brazalete Myo en el paciente	164
Figura 91. Montaje electrónico del exoesqueleto	165
Figura 92. Captación de señales EMG del paciente en el software del Brazalete Myo	166

Figura 93. Montaje del exoesqueleto en el paciente	167
Figura 94. Señales electromiográficas del paciente durante la flexión del codo.	168
Figura 95. Señales electromiográficas del paciente captadas durante la extensión del codo	169
Figura 96. Señales electromiográficas del paciente captadas durante la rotación interna del antebrazo	169
Figura 97. Señales electromiográficas captadas en el paciente durante la rotación externa del antebrazo	170

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Restricciones del proyecto	37
Tabla 2. Diseño de objetivos con criterio	38
Tabla 3. Selección de movimientos a reproducir en exoesqueleto	56
Tabla 4. Conformación y distribución motora de los nervios del plexo braquial	58
Tabla 5 Propiedades según producto del ABS	73
Tabla 6. Especificaciones generales del brazalete Myo	80
Tabla 7. Características de los tres principales actuadores	83
Tabla 9 Matriz QFD	91
Tabla 10. Criterios de diseño	92
Tabla 11. Posibles configuraciones de exoesqueleto mioeléctrico	92
Tabla 12. Tabla Pugh. Etapa 1: Marco	95
Tabla 13. Tabla Pugh. Sistema de adquisición de señales	96
Tabla 14. Parametros de Denavit-Hartenberg	101
Tabla 15. Comparación de medidas antropométricas entre las del paciente y las promedio para la población colombiana.	107
Tabla 16. Masa por segmentos de la extremidad del paciente	113
Tabla 17. Peso de las piezas del exoesqueleto	113
Tabla 18. Selección de servomotores	122
Tabla 19. Factor de servicio	129
Tabla 20. Factor de forma	130
Tabla 21. Centros de gravedad para el brazo según Clauser	132
Tabla 22. Comparación de resultados de torques en servomotores	137
Tabla 23. Piezas en VeroBlue RGD840 para la articulación del hombro	161
Tabla 24. Piezas en VeroBlue RGD840 para la articulación del codo	162
Tabla 25. Resultados de los rangos de movimiento del exoesqueleto con el paciente	171

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Consentimiento informado del paciente	141
Anexo B. Historia clínica del paciente	143
Anexo C. Fases del diseño	146
Anexo D. Alternativas de diseño	147
Anexo E. Rondas de la matriz pugh	156
Anexo F. Análisis de Costos	157
Anexo G. Diseño del movimiento de flexión-extensión del hombro	161
Anexo H. Metodología de Denavit-Hartenberg para el análisis cinemático	166
Anexo I. Código desarrollado en Matlab para el análisis cinemático usando el toolbox de Peter Corke	170
Anexo J. Planos del exoesqueleto	175
Anexo K. Cotización de materiales	190
Anexo L. Componentes electrónicos	192
Anexo M. Encuesta de satisfacción realizada al paciente	195

RESUMEN

TÍTULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE UN EXOESQUELETO DE BRAZO PARA PACIENTES CON LESIÓN EN EL PLEXO BRAQUIAL*

AUTORES: GALLO CHACON JOHAN ENRIQUE
AVILA TAMAYO OLIVER FABIAN**

PALABRAS CLAVE: Exoesqueleto, plexo braquial, Brazo, Extremidad superior, Myo, Servomotores, VeroBlue, Biomecanica.

DESCRIPCIÓN:

La presente investigación comprende el diseño y construcción de un prototipo funcional de miembro superior izquierdo para un paciente con lesión de plexo braquial. El prototipo busca recrear los movimientos más comunes del miembro en los planos sagital y transversal, mediante el uso de actuadores eléctricos que emulan el comportamiento de las articulaciones del miembro. Para lograrlo, se inició con un estudio de la anatomía de la extremidad, así como una investigación del plexo braquial y las lesiones asociadas a esta zona. Al término de la investigación, se procede al planteamiento de un exoesqueleto de asistencia controlado por señales de electromiografía captadas en el brazo del paciente. En el caso de estudio, el paciente tiene un peso 90 kg, una estatura de 170 cm, en su extremidad presenta movilidad disminuida en la articulación del codo e inmovilización total de la articulación del hombro. Adicionalmente, el modelado del exoesqueleto es realizado en Solidworks 2015 para posteriormente, ser construido en material de impresión 3D, usando la técnica de fotopolimerización. Para realizar la adquisición de las señales de electromiografía, se utilizó el brazalete Myo desarrollado por Thalmics Labs. Finalmente, el prototipo requiere de un entrenamiento continuo del paciente para el manejo óptimo del exoesqueleto.

*Proyecto de grado

**Facultad: Físico-Mecánicas Escuela: Ingeniería Mecánica Director: Diego Villegas

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A FUNCTIONAL PROTOTYPE OF AN ARM EXO-SKELETON FOR PATIENTS WITH INJURY IN THE PLEXUS BRAQUIAL*

AUTHORS: GALLO CHACON JOHAN ENRIQUE

AVILA TAMAYO OLIVER FABIAN**

INDEX TERMS: Exoskeleton, Brahial Plexus, Arm, Upper Limb, Myo, Servomotors, VeroBLue, Biomechanics.

DESCRIPTION:

The present work covers the design and construction of a functional prototype of the left upper limb for a patient with brachial plexus injury. The prototype seeks to recreate the most common movements of the limb in the sagittal and transverse planes, through the use of electric actuators that emulate the behavior of the limb joints. To achieve this goal, it began with a study of the anatomy of the limb, as well as an investigation of the brachial plexus and the lesions associated with this area. At the end of the investigation, an exoskeleton of assistance controlled by electromyography signals captured in the patient's arm is presented.

In the case of the study, the patient has a weight of 90 kg, a height of 170 cm, at his limb he has decreased mobility at the elbow joint and total immobilization of the shoulder joint. Additionally, the modeling of the exoskeleton is done in Solidworks 2015 and later, it will be built in 3D printing material, using the photopolymerization technique. To perform the acquisition of the electromyography signals, the Myo Armband developed by Thalmics Labs was used. Finally, the prototype requires continuous patient training for optimal exoskeleton handling.

*Degree Project

**Faculty: Physic Mechanics Career: Mechanical Engineering Director: Diego Villegas

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo de investigación tiene como objetivos el diseño y la construcción de un exoesqueleto de asistencia para mejorar la movilidad de un paciente que padeció lesión de plexo braquial. El plexo braquial se refiere a las raíces ubicadas en el miembro superior, encargadas de la inervación cutánea y muscular, por lo tanto una lesión en esta zona puede provocar la pérdida de los movimientos naturales y al mismo tiempo, puede provocar el detrimento de la sensibilidad del miembro superior.

Generalmente los pacientes después del tratamiento médico llegan a presentar movilidad parcial en la extremidad afectada, resultando en un impedimento para realizar las actividades cotidianas y un cambio drástico en el entorno laboral, social y familiar. Por tal motivo, el objetivo superior del proyecto se basa en el mejoramiento de la calidad de vida del paciente y en consecuencia, una reestructuración de los entornos en los que se encuentra habitualmente.

Por otra parte, el crecimiento tecnológico y la generación de proyectos de exoesqueletos en diferentes aplicaciones, han motivado al trabajo colaborativo de diversas profesiones, con el fin de dar solución a las problemáticas de la sociedad. En el caso del presente proyecto, la integración de la ingeniería electrónica, la ingeniería mecánica y la medicina, convergen para proponer una solución a un sector de la sociedad: pacientes con lesión de plexo braquial sin posibilidades de progreso médico con los procedimientos actuales.

Teniendo en cuenta estas consideraciones, la investigación del proyecto se realizó con el interés de mejorar la calidad de vida de un paciente y tratar de comprender su perspectiva del entorno al sufrir una lesión de gravedad. Cuando se logra

solidarizarse con la persona se llega a un proceso de co-creación de soluciones que se encamina hacia una ingeniería humana, comprometida con la sociedad.

En el ámbito académico, resulta relevante la investigación realizada debido a la incorporación de componentes nuevos en el mercado y escasamente aplicados a exoesqueletos. Por lo tanto, el proceso llevado a cabo por los investigadores determina la viabilidad y la importancia de las nuevas tecnologías, además, abrir nuevos campos de investigación e incentivar a futuros profesionales en el desarrollo de productos enfocados al bien común de la sociedad.

En el marco del desarrollo del proyecto, se llevó a cabo un proceso ordenado mediante fases y diseño sistemático de ingeniería. En dicho proceso se centró especial interés tanto en la voz del paciente como en las expectativas que él tenía de mejorar su condición actual.

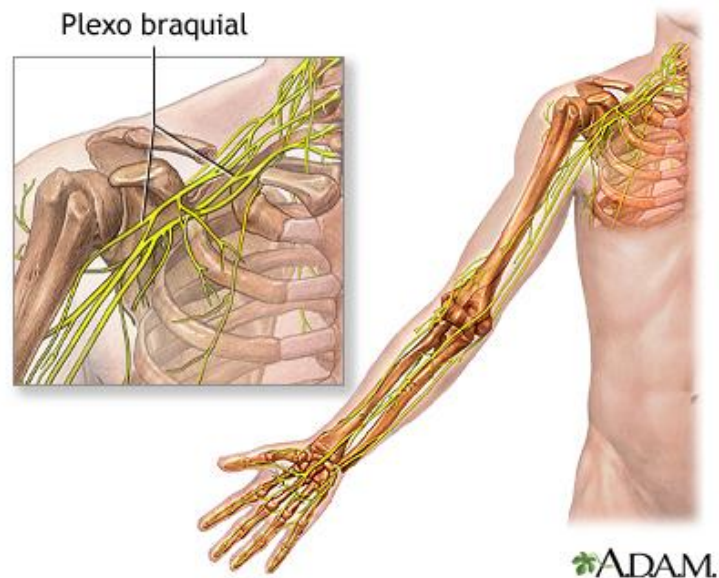
Para concluir, debe mencionarse que el proceso se llevó a cabo con un convenio entre la Universidad Industrial de Santander y el Sistema de Investigación, Desarrollo Tecnológico e Investigación (SENNOVA –nodo Manizales). La participación y financiación de SENNOVA fueron factor determinante para la creación del exoesqueleto MyoPlexo.

1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En el campo de la medicina, la lesión de plexo braquial (figura 1) consiste en el daño causado a las fibras nerviosas de la extremidad superior. Estas fibras o raíces cumplen la función de motricidad y movilidad en el brazo. Hoy día, con el conocimiento de la patología y los avances en medicina, se han desarrollado procedimientos y tratamientos capaces de restablecer, en lo más próximo, el funcionamiento natural del miembro superior. Sin embargo, aún existen casos en los cuales la recuperación es desalentadora y otros casos en los que un diagnóstico erróneo deja a los sufrientes sin otra alternativa que una extremidad disfuncional. Ahora bien, ¿cuál sería la siguiente fase de un paciente el cual el tratamiento adoptado no ha sido exitoso? Desde el campo de la ingeniería y la medicina se puede brindar un enfoque y una interesante alternativa a ésta patología, no obstante, se debe conocer en primer lugar el estado actual de la patología a nivel nacional.

Figura 1. Estructura del plexo braquial



Fuente: MEDLINEPLUS. Lesiones del plexo braquial [en línea]. National Library of Medicine [citado 13 de octubre de 2016]; Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/brachialplexusinjuries.html>

Siguiendo con la investigación de la lesión de plexo braquial, se han observado que los accidente de tránsito, accidentes con arma blanca o de fuego y complicaciones en el parto, representan las principales causas de lesión. Aunque en Colombia no existen datos estadísticos para los pacientes con lesiones del plexo braquial, según Vergara Amador¹ “se tasa que alrededor del 90% de las lesiones de plexo braquial, tienen como causa un accidente de motocicleta”. De igual forma, las exiguas estadísticas a nivel internacional confirman que en la mayoría de los casos se debe

¹ VERGARA AMADOR, Enrique. Qué hacer en el trauma del plexo braquial. Conceptos actuales. En: Salud Uninorte, 2014, vol. 30, no. 3, p. 483–484. [consultado 13 de Octubre de 2016]. Disponible en: <http://www.revistacmfr.org/index.php/rcmfr/article/download/86/77>

a accidentes de motocicleta como lo estipula Garozzo ² y agrega que “el paciente típico con lesión de plexo braquial normalmente es un varón joven, generalmente entre los 15 y 35 años de edad”.

Por otra parte, cuando el paciente es diagnosticado con lesión de plexo braquial se inicia una etapa de observación y evaluación de las raíces nerviosas involucradas y el tipo y severidad de la lesión. Cuando el paciente ha recibido el tratamiento médico completo, existe la posibilidad que su extremidad quede afectada y presente una disminución parcial o total en los rangos de movimiento del miembro. Vergara Amador³ concluye que “los pacientes con lesión de la parte superior del tronco muestran buenos resultados en un 70%, mientras que los de lesión total del plexo tienen buenos resultados en solo 20% de los casos”. Cuando esto sucede el paciente debe afrontar las actividades cotidianas de forma limitada afectando su desarrollo profesional, social y psicológico.

En este orden de ideas, se busca una coalición entre el campo medico e ingenieril para plantear el presente proyecto de investigación, que busca potenciar la movilidad en el brazo de un paciente con lesión de plexo braquial que después de haber realizado el tratamiento médico no ha logrado los resultados esperados. El paciente presenta parálisis parcial en el miembro izquierdo y sensibilidad reducida. Para cumplir con el propósito mencionado, se plantea desarrollar un prototipo de exoesqueleto funcional de brazo izquierdo.

² Garozzo, D. Las lesiones de plexo braquial. Cómo diagnosticarlas y cuándo tratarlas[en línea].En: Medigraphic, 2012,vol. 8, p. 2. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2012/ot121c.pdf>.

³ VERGARA AMADOR, Enrique. Op. cit. p.15.

1.2 JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

Cuando se investiga sobre exoesqueletos en Colombia, se encuentran diversos prototipos y productos para diferentes aplicaciones. Sin embargo, cuando se indaga sobre exoesqueletos de asistencia, los resultados son relativamente bajos. Ahora, si se buscan exoesqueletos de asistencia para una patología en particular como el plexo braquial, los resultados son prácticamente inexistentes. Debido a la complejidad y a la variabilidad de lesión de plexo braquial en cada paciente, resulta en una tarea laboriosa acoplar un exoesqueleto diseñado a lo general para aplicarlo a lo particular. Más no se trata tan solo de reducir las posibilidades sino de abrir (o retomar) nuevas líneas de investigación encaminadas a mejorar la calidad de vida de los pacientes con la patología tratada (o similares) por medio de la aplicación de los conocimientos adquiridos en ingeniería junto con el campo de la medicina.

Cabe señalar que los pacientes después de conocer el diagnóstico médico, pueden desencadenar problemas de depresión y autoestima. Esto se debe a que los pacientes asumen que su desarrollo personal y laboral se ve limitado por la discapacidad que padecen. Además, el entorno social y familiar de la persona se afecta debido a la pérdida de confianza en sí mismo y en la autoestima. Razones para concluir que el hecho de sufrir una lesión de plexo braquial no involucra solo un problema físico, también afecta en la vida personal del paciente y en cómo perciben el entorno que los rodea. Por tal motivo, investigar en un exoesqueleto que sea capaz de emular los movimientos del miembro superior es una alternativa prometedora para los pacientes que ya han agotado los recursos médicos.

En cuanto a las soluciones brindadas por los exoesqueletos actualmente en Colombia presentan diferentes obstáculos para los pacientes como la difícil adquisición o los elevados costos. Como ya se mencionó, los exoesqueletos se enfocan en rehabilitación o amplificación de la fuerza y son minoría los

exoesqueletos activos para mejorar la movilidad (como se puede deducir de la sección de Estado del Arte) quedando la población en cuestión con pocas alternativas.

En este orden de ideas, el diseño y construcción de un prototipo funcional de un exoesqueleto de brazo para pacientes con lesión en el plexo braquial contribuirá con conocimientos importantes que incentivarán al desarrollo de futuros proyectos en este campo de investigación de la ingeniería mecánica. Además, estimulará a futuros ingenieros a la investigación y la optimización de este prototipo y el desarrollo de nuevos proyectos donde la ingeniería y el campo de la medicina sean concurrentes.

1.3 OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.3.1 Objetivo general. Diseñar y construir un prototipo funcional de un exoesqueleto de brazo para mejorar la movilidad en pacientes que hayan sufrido una lesión en la red de nervios del plexo braquial, con el fin de contribuir a la realización de los ejes misionales de la Escuela de Ingeniería Mecánica en cuanto al desarrollo del sector investigativo y tecnológico de la región.

1.3.2 Objetivos específicos.

- Investigar a nivel nacional proyectos de exoesqueletos portátiles para pacientes con lesión de red de nervios del plexo braquial.
- Diseñar un exoesqueleto mioeléctrico de brazo izquierdo para pacientes con movilidad parcial como producto de lesiones de la red de nervios del plexo braquial. Adicionalmente, el diseño se creará en el software Solidworks 2015.

Debe considerarse para la realización del exoesqueleto mioeléctrico que el paciente:

- Haya sufrido una lesión de plexo braquial y que haya recibido tratamiento médico y aun así, presente movilidad disminuida en su brazo izquierdo.
 - No se encuentre afectado de gravedad (sin movilidad) en las raíces que inervan los músculos de la mano.
 - No se encuentre afectado de gravedad (sin movilidad) en las raíces que intervienen en el movimiento de flexión y extensión del codo en el plano sagital partiendo de la posición anatómica del cuerpo humano.
- Construir un prototipo funcional con dos grados de libertad que realice los siguientes movimientos:
- Flexión-extensión del codo de 90° partiendo de la posición de referencia cero. Movimiento realizado en el plano frontal.
 - Rotación interna y externa de 45° partiendo de la posición neutra o aducción. Éste movimiento se realiza en el plano transversal.
- Implementar el prototipo funcional en un paciente que haya sufrido una lesión en el plexo braquial con las condiciones planteadas anteriormente.

1.4 DISEÑO DE RESTRICCIONES

En la tabla 1 se listan las limitantes del proyecto. Esta tabla se actualizó a medida que se avanzaba en el proyecto. Por lo mencionado, la tabla a continuación es la última modificada.

Tabla 1. Restricciones del proyecto

RESTRICCIÓN	METODO DE MEDIDA	BLANCO	LIMITES ACEPTABLES
Estatura del paciente	Centímetros	172	±5
Extensión-Flexión del codo en el plano sagital	Grados	90	≥90
Rotación interna del hombro en plano transversal con antebrazo paralelo a tierra.	Grados	45	≥45
Costo	COP	\$9000000	\$16000000
Grados de libertad	GDL	2	≥2
Peso del exoesqueleto	Kilogramo	3	≤5
Tiempo de operación	Horas	4	≥1
Movimiento funcional del exoesqueleto	Tipo	Secuencial	Secuencial (sin movimientos combinados)
Peso de trabajo del exoesqueleto	Kilogramo	1,5	≤2
Velocidad del movimiento del codo	Grados por segundo	30°/s	20°/s < GDS < 35°/s
Velocidad del movimiento del codo en rotación interna	Grados por segundo	25°/s	15°/s < GDS < 35°/s

1.5 DISEÑO DE OBJETIVOS CON CRITERIO DE IMPORTANCIA

En el diseño de objetivos con criterio mostrados en la tabla 2, se listan los objetivos con un nivel de importancia, estos son evaluados cualitativamente en nivel de importancia Alta, Media o Baja.

Tabla 2. Diseño de objetivos con criterio

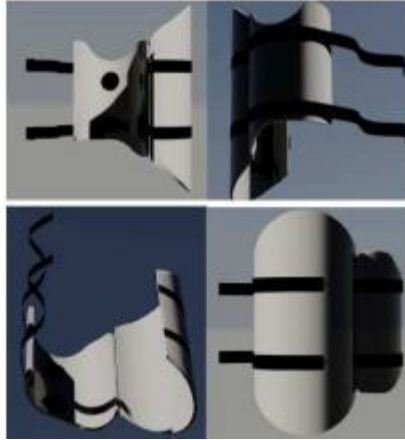
OBJETIVO	NIVEL DE IMPORTANCIA	MODO DE ESTIMACIÓN	BLANCO
Bajo costo	ALTO	El costo total del prototipo en cuanto a fabricación y pruebas	<6'000.000
Bajo peso	ALTO	Peso total del exoesqueleto incluyendo componentes electrónicos	<3 kg
Prueba del exoesqueleto	ALTO	Probar el exoesqueleto en personas de diferente estatura	≥2
Grados de libertad	MEDIO	Grados de libertad por articulación	2≤GDL≤4
Nota del proyecto de grado	BAJO	Calificación del proyecto de grado	5.0

1.6 ESTADO DEL ARTE

En la sección actual se presentan los proyectos más relevantes sobre exoesqueletos para la extremidad superior. La investigación y conocimiento de los proyectos provee la información necesaria para complementar el caso de estudio del presente proyecto de grado. Se presentan cinco proyectos de los cuales, uno es a nivel nacional y los restantes, a nivel internacional.

1.6.1 Exoesqueleto para la flexión del brazo por medio de fes en pacientes con niveles de lesión medular c5-c7. En esta tesis de grado se diseñó y construyó un exoesqueleto portable para rehabilitar la extremidad superior de pacientes que han sufrido una lesión medular en donde han sido afectadas las raíces C5-C7 del plexo braquial. El dispositivo se encarga de estimular el bíceps y el tríceps, aplicando la técnica conocida como estimulación eléctrica funcional. Debido al estímulo inducido, el brazo del paciente reproduce los movimientos de flexión y extensión de la extremidad superior, incentivando la recuperación del movimiento natural de la misma. Este exoesqueleto se desarrolló en Bucaramanga, Colombia y se muestra en la figura 2.

Figura 2. Modelo exoesqueleto AutoCad

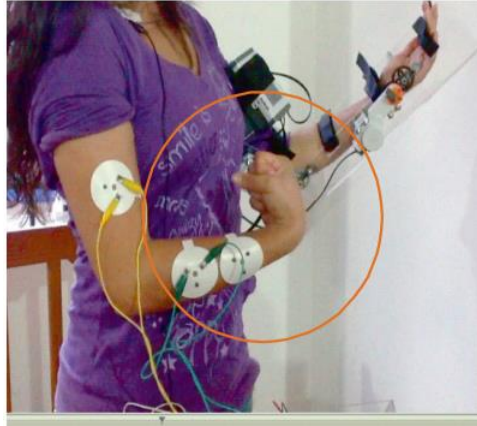


Fuente: RINCÓN G, Laura, AMAR P., Francy y TORRES R., Andrea.

Exoesqueleto para la Flexión del Brazo por medio de FES en pacientes con niveles de Lesión Medular C5-C7. p.2.

1.6.2 Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora. El proyecto de grado se diseñó y construyó un exoesqueleto para miembro superior caracterizado por ser de bajo costo, con esto permite ser replicado fácilmente. El material seleccionado para la construcción es el acrílico, lo que plantea que aparte de ser de bajo costo es bastante ligero. Cuenta con dos grados de libertad (Flexión-Extensión del codo y de la mano) funcionando bajo la detección de las señales mioeléctricas. Este proyecto aporta conocimientos del control electrónico y del tratamiento de las señales mioeléctricas que se debe implementar en exoesqueletos. Exoesqueleto desarrollado en Venezuela y mostrado en la figura 3.

Figura 3. Exoesqueleto para rehabilitación de codo



Fuente: AGUIRRE GIL, Iñaki y BALZA, Maria. Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora. p. 103.

1.6.3 Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 gdl para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho. Este proyecto de grado está basado en el Titan arm, el cual es uno de los exoesqueletos portables más representativos que se encuentran actualmente en el mercado. El exoesqueleto desarrollado cuenta con 6 grados de libertad, 6 pertenecen al hombro (flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y rotación externa) y los restantes pertenecen al codo (flexión, extensión, pronación y supinación). Funciona bajo la detección de señales mioeléctricas, por ende, trabaja en base a la intención de movimiento del paciente. El proyecto de grado sirvió de base en cuanto al diseño mecánico que se obtuvo. Por otra parte, brindó conocimientos fundamentales sobre el cálculo de torques y selección de servomotores. El diseño en CAD se ilustra en la figura 4.

Figura 4. Exoesqueleto ecuatoriano para rehabilitación



Fuente: MOLINA MENA, Mariela Anabel y SANCHO CULCAY, Johana Jazmina. Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho. p. 85

1.6.4 Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo. En este proyecto de grado se diseñó y construyó un exoesqueleto de rehabilitación que funciona bajo el control del brazalete Myo. Cuenta con 2 grados de libertad en el plano sagital, flexión- extensión del codo y pronación-supinación del antebrazo. Estos movimientos son dirigidos por un fisioterapeuta por medio del brazalete Myo en su antebrazo. Este dispositivo detecta las señales mioeléctricas del profesional y entrega dos tipos de datos: gestual y espacial. Los datos gestuales interpretan los movimientos que realiza la mano de la persona que dirige la terapia y los datos espaciales detectan la posición y orientación del brazo de la misma. Debido a esto, el exoesqueleto replica los movimientos en el brazo del paciente. El aporte significativo de este proyecto es el conocimiento acerca del funcionamiento y programación del brazalete Myo ya que

se implementará en el desarrollo de este proyecto de grado. En la figura 5 puede notarse el brazalete Myo.

Figura 5. Exoesqueleto de rehabilitación con brazalete MYO



Figura 6.2: (a) Posición exoesqueleto. (b) Posición brazalete

Fuente: MACAO CAMPOVERDE, Carlos Israel. y NACIPUCHA NACIPUCHA, Juan Marcelo. Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo. p. 96.

1.6.5 Myopro-orthosis. Ha sido desarrollado por la empresa Myomo como una solución a pacientes que carecen de movilidad en la extremidad superior. Permite el movimiento de flexión y extensión del codo mediante la detección de señales mioeléctricas. Se caracteriza por ser portable y permite realizar las siguientes actividades al usuario: preparación de comida, cargar objetos, fuerza de levantamiento y de estabilización. Este exoesqueleto fue escogido como la alternativa de comparación en las tablas pugh desarrolladas en el proyecto y se muestra una toma en la figura 6..

Figura 6. Exoesqueleto Myomo



Fuente: <http://myomo.com/what-is-a-myopro-orthosis/>

1.6.6 Exoesqueleto desarmable e inteligente para rehabilitación. Ha sido desarrollado por las empresas mexicanas INDI (Ingeniería y Diseño) y Wearobot. El exoesqueleto se adapta al cuerpo y es capaz de otorgar soporte y mejorar el movimiento en pacientes que han sufrido alguna lesión o aumentar la fuerza física para tareas pesadas. El objetivo de este proyecto es lograr que se desarrollen exoesqueletos modulares, es decir, el exoesqueleto puede venderse por partes. Con esto se logra ofrecer un producto económico y asequible a los usuarios. El mecanismo que reproduce la rotación interna del codo implementado en el trabajo de grado actual, está basado en el mismo que utilizan estos exoesqueletos desarmables. En la figura 7 se observa el exoesqueleto.

Figura 7. Exoesqueleto desarmable desarrollado por INDI y Wearobot



Fuente: <https://webadictos.com/2016/09/16/innovan-exoesqueleto-desarmable-e-inteligente/>

1.7 METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

La metodología del diseño seguida en el presente proyecto, está basada en el libro NASA ESMD Capstone Design del Ph.D John K gershenson. Es una procedimiento sistemático, organizado y estructurado en 5 etapas. A continuación se hace una concisa descripción de cada etapa. En el anexo C se plantea el procedimiento a seguir.

1.7.1 Pre-fase A. Elaboración del plan Esta primera fase se basa en la detección de un problema sin solución o resuelto de forma ineficiente. Una vez identificado el problema se justifica su solución, se establecen los objetivos del proyecto y se realiza el proceso de investigación para evaluar el estado del arte, tanto a nivel nacional como a nivel internacional del producto implicado. Además, se desarrolla el plan de trabajo y la asignación de compromisos del grupo de trabajo. Toda esta

información es recopilada junto con los requerimientos del usuario en un documento formal denominado *Plan del proyecto*.

1.7.2 Fase A: Diseño conceptual. El objetivo de la Fase A es obtener la mejor propuesta conceptual de diseño; en otras palabras, el mejor prototipo de exoesqueleto. Para lograr el objetivo de la fase se recurre a las herramientas de encuestas, matriz de la función de calidad, tablas pugh y los requerimientos del cliente. Se generan las alternativas y luego se evalúan con las herramientas mencionadas.

1.7.3 Fase B: Diseño paramétrico La Fase B corresponde a la etapa de diseño paramétrico. De la fase anterior se obtuvo la mejor alternativa de exoesqueleto, por consiguiente, en la Fase B se realiza el detalle de la alternativa. Se deben realizar los dibujos detallados del concepto y definir cada función del exoesqueleto. Al final de la fase, se tendrá la lista de materiales, los dibujos de ensamble y construcción.

1.7.4 Fase C: Diseño detallado El propósito de la Fase C radica en realizar los planos detallados y especificaciones del exoesqueleto. Ésta es la fase previa a la construcción del prototipo, por tal motivo, la Fase C se centra en optimizar el diseño. Se debe agregar que el plan de evaluación consiste en la creación de un prototipo para determinar el correcto funcionamiento, posibles errores y mejoras a realizar antes de la construcción.

1.7.5 Fase D: Construcción y pruebas Es la fase final y en la que se da el inicio de la construcción del producto y el ensamblaje. El objetivo es la entrega del producto final y a su vez, la realización de las pruebas pertinentes y la revisión de los objetivos de investigación planteados.

1.8 PLAN DE EVALUACIÓN

En la culminación de la Fase A se elaborará una simulación en Solidworks de la mejor alternativa. Esta simulación no tendrá en cuenta el diseño ergonómico ni la estética de la estructura. Con este, se busca comprobar que el mecanismo emule correctamente los movimientos previstos. En paralelo, se probará el correcto funcionamiento de la transmisión de la señal proporcionada mediante la manilla Myo a los actuadores eléctricos.

Durante la Fase B se realiza la simulación virtual del prototipo y las pruebas de funcionalidad de los mecanismos, estas se evalúan con respecto a los objetivos definidos. Al término de esta fase se realizará un prototipo con las medidas antropomórficas de una persona. En el prototipo se evaluará la estructura mecánica y la captación de las señales de electromiografía de la persona y la respuesta de los actuadores eléctricos.

Al término de la fase C se hace la revisión crítica de las piezas diseñadas y se elaboran los planos finales. Además, se hace el plan de fabricación y ensamblaje del producto.

En la Fase D, se probará el exoesqueleto en mínimo 2 pacientes con el fin de evaluar el comportamiento mioeléctrico y mecánico del prototipo. Se elabora el análisis comparativo entre los objetivos planteados y los resultados obtenidos en los pacientes. Consecutivamente se hacen los ajustes necesarios en el exoesqueleto y se plantean las conclusiones y recomendaciones.

Finalmente, el exoesqueleto es evaluado por el director del proyecto y sustentado ante los calificadores.

2. EXTREMIDAD SUPERIOR

Esta sección corresponde a la fase de investigación de la anatomía y biomecánica del miembro superior del cuerpo humano. Los músculos, articulaciones y huesos que conforman el miembro son de gran interés para comprender el comportamiento biomecánico de la extremidad. De la misma manera, se describe la planimetría del cuerpo humano y las posiciones que adopta el mismo para el estudio anatómico y goniométrico. Finalmente, se documenta la selección de los movimientos que ejecutará el exoesqueleto.

2.1 DESCRIPCIÓN GENERAL

La extremidad superior, mostrada en la figura 8, comprende las regiones del hombro, brazo y antebrazo y se encuentra ubicada en los laterales del cuerpo humano. Por medio de los músculos, el miembro se une a la pared torácica y por la articulación esternoclavicular, se une la clavícula y el esternón. El hombro, que es la región proximal del miembro está unida al tronco por medio de la articulación glenohumeral; el brazo y el antebrazo se articulan con el codo y la mano se une al antebrazo en la articulación de la muñeca.

Figura 8 Extremidad superior



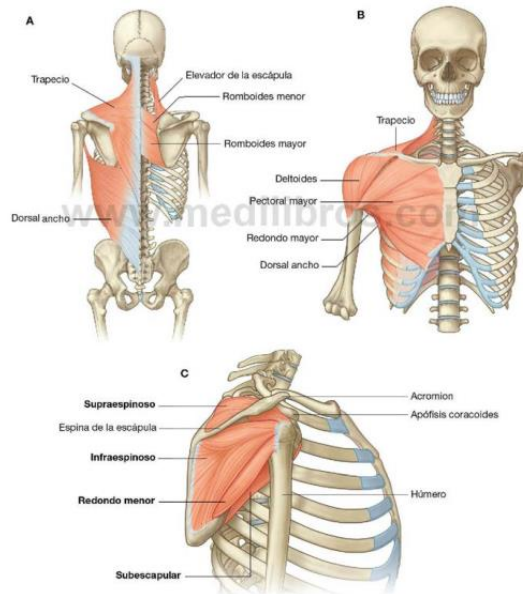
Fuente: https://www.google.com.co/search?q=extremidad+superior&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjuo-G-_I3ZAhWN7IMKHX-NBEMQ_AUICigB&biw=1517&bih=707#imgrc=mXMG7ahGmByuxM:ARTICULACIONES

Las articulaciones son las encargadas de la unión de los huesos y permiten el movimiento relativo entre las diferentes partes del brazo asimismo, los grados de libertad del miembro. Las articulaciones existentes en el brazo son: la articulación glenohumeral, el codo, la muñeca y las articulaciones de los dedos.

2.2 MUSCULOS

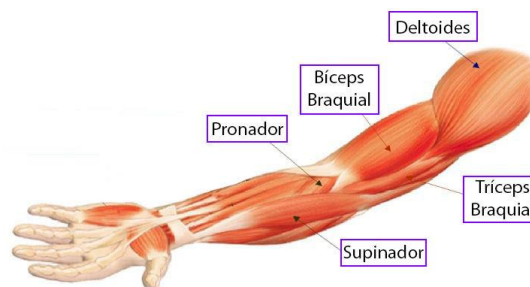
Los músculos son tejidos blandos unidos al esqueleto por medio de los tendones. Su función consiste en dar movimiento corporal por la contracción o expansión y sostener las articulaciones. En la extremidad superior los músculos principales son los mostrados en la figura 9 y figura 10

Figura 9. Músculos del hombro. A) Vista posterior del hombro. B) Vista anterior del hombro. C) Manguitos rotadores



Fuente: DRAKE, Richard L., VOGL, A. Wayne y MITCHELL, Adam W. M. Anatomía para estudiantes. p. 692.

Figura 10. Músculos del brazo y antebrazo



Fuente: <https://www.entrenador.fit/wp-content/uploads/Musculos-del-brazo.jpg>

2.3 BIOMECÁNICA DE LA EXTREMIDAD

2.3.1 Hombro. En el hombro, como ya se mencionó, se encuentra la articulación glenohumeral, responsable del movimiento del brazo en 3 ejes diferentes. A continuación se detallan los movimientos que permite la referida articulación en las figuras 11,12 y 13.

Figura 11. Abducción-aducción del hombro

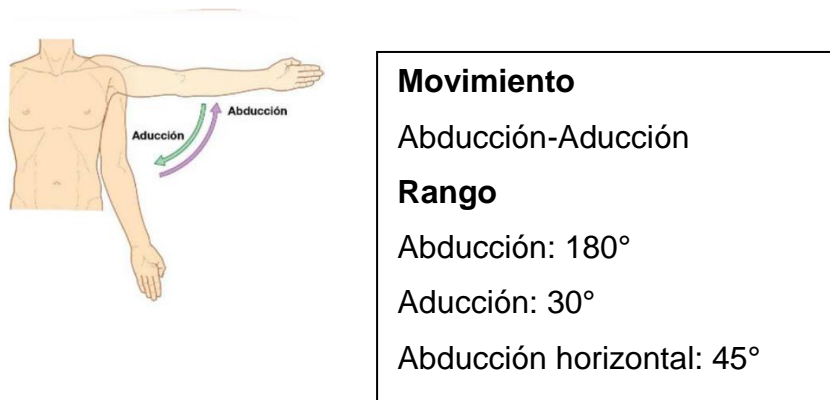


Figura 12. Flexión-extensión del hombro

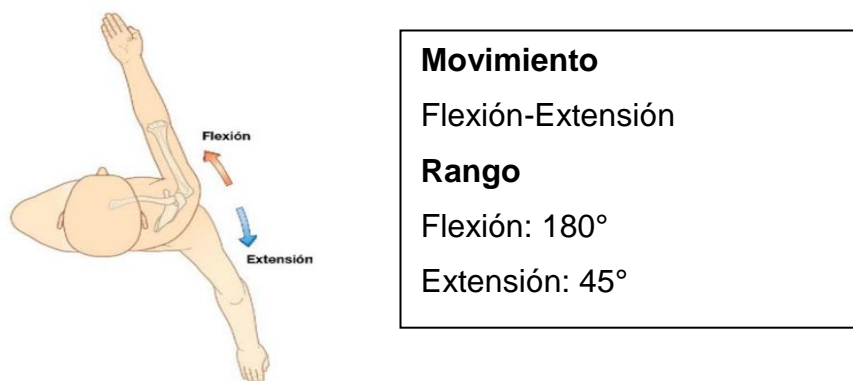


Figura 13. Rotación interna-externa de antebrazo



Movimiento

Rotación interna-Rotación externa

Rango

Rotación interna: 70°

Rotación externa: 90°

2.3.2 Codo. La articulación del codo posee dos grados de libertad por lo cual, permite realizar los movimientos de flexión-extensión del codo (figura 14) y la pronación supinación del antebrazo (figura 15).

Figura 14. Flexión-extensión del codo



Movimiento

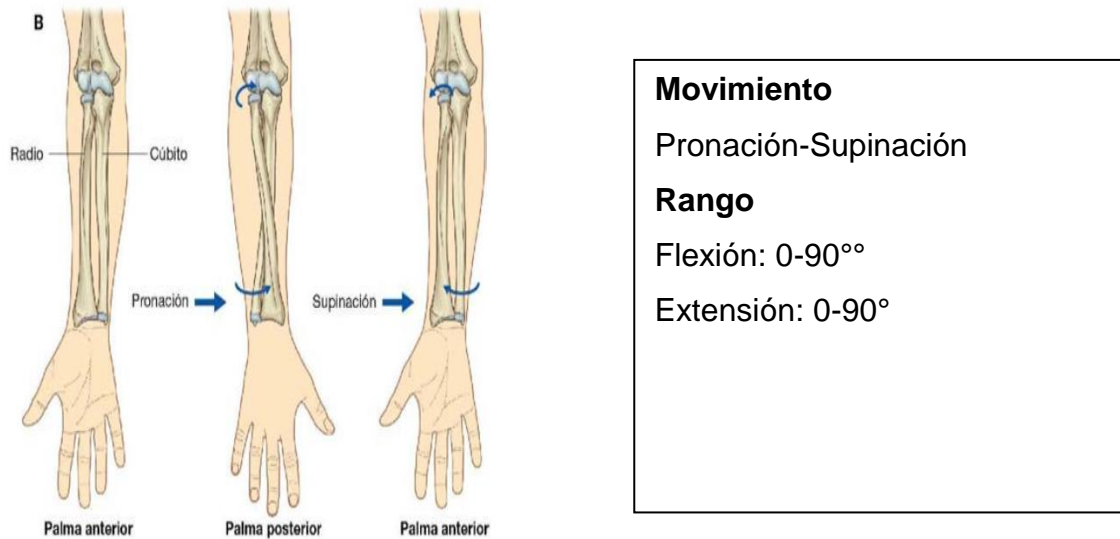
Flexión-Extensión

Rango

Flexión: 145-160°

Extensión: 0°

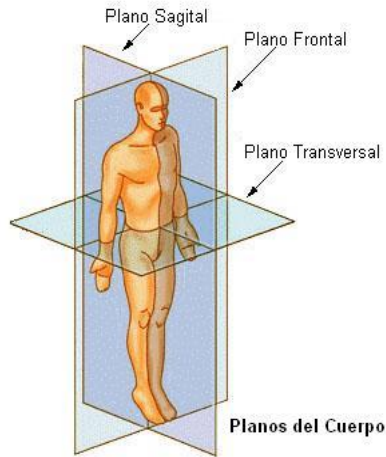
Figura 15. Pronación-supinación del antebrazo



2.4 SELECCIÓN DE MOVIMIENTOS DEL EXOESQUELETO

2.4.1 Planimetría del cuerpo humano. En primer lugar, resulta necesario el conocimiento de planimetría del cuerpo humano para poder especificar los movimientos de la extremidad superior. El cuerpo humano posee tres planos conocidos como sagital, frontal y transversal, como se muestra en la figura 16.

Figura 16. Planos del cuerpo humano



Fuente:<http://1.bp.blogspot.com/-iPGvKdeAwnM/Tz1F2w6MBOI/AAAAAAAAABX8/20IAGoTdb6M/s1600/BodyPlanes.jpg>

No solo es importante el conocimiento de los planos del cuerpo, sino también las posiciones del cuerpo humano. Con la posición anatómica y la posición de referencia cero mostradas en la figura 17, se caracterizan los movimientos de las articulaciones y además, el posicionamiento del exoesqueleto. La posición anatómica del cuerpo humano es la base para el estudio de anatomía. En esta posición el cuerpo está alineado con el plano frontal y las palmas se encuentran relajadas a los costados del tronco y paralelas al abdomen. La posición de referencia cero es usada para estudiar la goniometría del cuerpo. Esta posición permite la medición de los rangos de movilidad de las articulaciones partiendo de la posición de cero grados para cada articulación. La postura exige que las extremidades superiores se encuentren relajadas en los costados del tronco con las palmas de la mano orientadas hacia la cadera. En la siguiente gráfica se puede detallar cada una de las posturas.

Figura 17. Posiciones del cuerpo humano. a) Posición anatómica y b) posición de referencia cero



Fuente: MACAO CAMPOVERDE, Carlos Israel y NACIPUCHA NACIPUCHA, Juan Marcelo. Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo. p. 39.

2.4.2 Movimientos de la extremidad superior. El siguiente apartado tiene como finalidad la selección de los movimientos del brazo de mayor beneficio para el paciente. Cabe resaltar que la selección de movimientos se basó en el estudio resumido de la tabla 3 y en conjunto con el paciente con lesión de plexo braquial. Los movimientos de mayor relevancia son los resaltados en la tabla.

Tabla 3. Selección de movimientos a reproducir en exoesqueleto

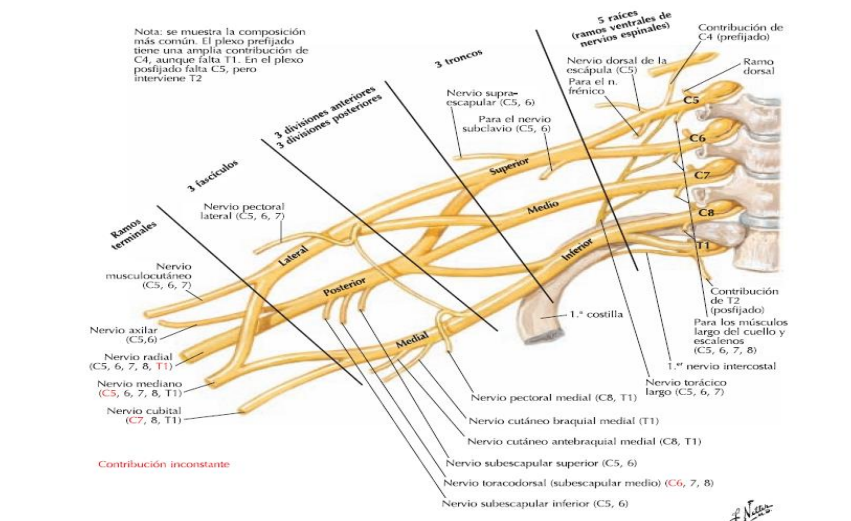
EXTREMIDAD SUPERIOR	MOVIMIENTOS	PLANO	EJEMPLOS	NIVEL DE IMPORTANCIA
HOMBRO	Abducción- Aducción	Plano frontal	Levantamiento objetos Abrazo Señalar	Medio
	Abducción horizontal	Plano transversal	Señalar Mover objetos Abrazar	Bajo
HOMBRO	Rotación interna-externa	Plano transversal	Mover objetos Limpiar Digitación	Medio
	Flexión- Extensión	Plano sagital	Levantamiento de objetos Señalar Alcanzar objetos	Alto
CODO	Flexión- Extensión	Plano sagital	Levantamiento objetos Saludar Tareas comunes	Alto
	Pronación - Supinación		Saludar Girar objetos	Medio

3. LESIÓN DEL PLEXO BRAQUIAL

3.1 ANATOMÍA DEL PLEXO BRAQUIAL

Se denomina plexo braquial a la red o unión de diferentes nervios de la extremidad superior que son los responsables de la inervación muscular y cutánea. Está conformado por las raíces **C5, C6, C7 y C8** y el nervio torácico **T1**. En la figura 18 se muestra la distribución de los nervios en el plexo braquial y en la tabla 4 la función de cada raíz. Se observa que las 4 raíces cervicales (C5, C6, C7 y C8) y la raíz torácica (T1) se encuentran unidas al cuello para luego formar los tres troncos: superior, medio e inferior. Se debe agregar que cuando la raíz **C4** hace parte de la red de nervios se denomina plexo braquial prefijado.

Figura 18. Plexo braquial



Fuente: HANSEN, John T. Anatomía clínica. 3 ed. Barcelona: Masson, 2014. p. 338.

Tabla 4. Conformación y distribución motora de los nervios del plexo braquial

Raíz	Tronco	Fascículo	Nervio	Músculo
C5			Dorsal de la Escápula	Elevador de la Escápula, Romboides Mayor y Menor
C5-C7			Torácico Longo	Serrato Anterior
C5,C6	Superior		Supraescapular	Supraespinoso, Infraespinoso
C5-C7	Superior y Medio División Anterior	Lateral	Musculocutáneo	Braquial, Biceps Braquial, Coracobraquial
	Superior División Anterior		Pectoral Lateral	Pectoral Mayor
C5 C6 C7 C8 T1	Superior e Inferior División Anterior	Lateral y Medial	Mediano	Pronador Terete, Flexor Superficial de los Dedos, Palmar Longo, Flexor Radial del Carpo, Abductor Breve del Pulgar, Flexor Breve del Pulgar Cabeza Superficial, Lumbricales I y II, Oponente del Pulgar
			Mediano Interóseo Anterior	Flexor Profundo del Segundo y Tercer Dedo, Flexor Longo del Pulgar, Pronador Cuadrado
C7 C8 T1	Inferior División Anterior	Medial	Ulnar	Flexor Profundo del Cuarto y Quinto Dedo, Flexor Ulnar del Carpo, Abductor del Pulgar, Cabeza Profunda Flexor Breve del Pulgar, Abductor del Quinto Dedo, Adductor del pulgar, Oponente del Quinto Dedo, Flexor Propio del Quinto Dedo, Interóseos Palmares, Interóseos Dorsales, Lumbricales III y IV
			Pectoral Medial	Pectoral Menor
C5 C6 C6 C7 C8 T1	Superior, Medio, Inferior División Posterior	Posterior	Axilar	Terete Menor, Deltoides
			Subescapular Inferior	Terete Mayor
			Toraco Dorsal	Latisimo del Dorso
			Radial	Braquiorradial, Extensor Radial Longo y Breve del Carpo, Triceps, Ancóneo
			Radial Interóseo Posterior	Supinador, Extensor Ulnar del Carpo, Extensor Común de los Dedos, Extensor del Quinto Dedo, Abductor Longo del Pulgar, Extensor Longo y Breve del Pulgar y Extensor del Segundo Dedo.

Fuente: HERRERA VILLABONA, Esperanza, *et al.* Descripción anatómica del plexo braquial [En línea]. p. 105 [consultado 24 de enero de 2018]. Disponible en: <http://revistas.uis.edu.co/index.php/revistasaluduis/article/view/16/1411>

3.2 LESIONES DEL PLEXO BRAQUIAL

Las lesiones del plexo braquial se generan cuando existe un desprendimiento total o parcial de las raíces que conforman el plexo braquial, este tipo de lesiones producen una pérdida parcial o total, sensitiva o motora, de las extremidades

superiores. Este tipo de lesiones se producen en la mayoría de los casos por mecanismos de tracción aunque también ocurren por fenómenos de compresión. Se debe mencionar que en las lesiones del plexo es habitual que no se presente daño en todas las raíces.

3.2.1 Tipos anatomopatológicos. En esta sección se describe los tipos de avulsiones que se pueden generar en el plexo braquial. Cuando se habla de avulsión se hace referencia a desgarros o pérdidas, en este caso particular, de raíces del plexo braquial.

3.2.1.1 Avulsión radicular o lesión preganglionar. Las lesiones de tipo preganglionar representan el peor de los casos para el paciente. Esta lesión se produce cuando ocurre un arrancamiento del nervio proximal al ganglio raquídeo. Las lesiones de este tipo son irreparables con mayores consecuencias si se deja evolucionar. Actualmente, existen técnicas de transferencias nerviosas y reimplantaciones medulares radiculares, aunque el éxito no es asegurado.

3.2.1.2 Lesión postganglionar. Se ubica distal al ganglio raquídeo. Son las lesiones de mayor frecuencia y son abordables por cirugía. En contraste con la lesión preganglionar, estas representan un mayor índice de recuperación y de tratamientos clínicos eficaces, aunque depende del diagnóstico acertado en fases tempranas.

3.2.2 Etiología de las lesiones en el plexo braquial. Cuando existe un movimiento forzado, un impacto en la región clavicular o un movimiento de la extremidad superior y el cuello en direcciones contrarias es factible que se produzcan fracturas

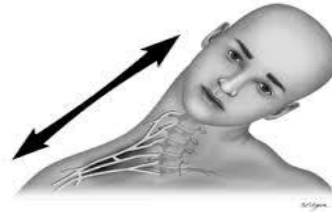
en las diferentes raíces del plexo y de acuerdo con Debora Garozzo⁴, “la mayor frecuencia de avulsiones registradas en la clínica corresponde a las raíces T1 y C8”. Las causas más comunes halladas en los centros hospitalarios se describen brevemente a continuación.

3.2.2.1 Accidentes de tránsito o caídas. Cuando existe un accidente de tránsito entre un vehículo y un peatón o un motorizado, la energía del impacto puede provocar un movimiento forzado y opuesto entre el cuello y el tronco, que provocaría un estiramiento anormal de los nervios del plexo, como se muestra en la figura 19. Dependiendo de la cantidad de energía liberada en el choque pueden verse afectadas diferentes raíces, aunque habitualmente las raíces C5,C6 y T1 son las perjudicadas. Rosson⁵, en un estudio de 102 pacientes con lesión del plexo braquial tras un accidente de motocicleta en Inglaterra, observó que la edad media era de 21 años, que la mayoría eran varones, la cilindrada del motor era inferior a 125 cc y con más frecuencia quedaba afectada la mano dominante.

⁴ GAROZZO, Deborah. Cómo diagnosticarlas y cuándo tratarlas [en línea]. En: Medigraphic. Enero-marzo, 2012, vol 8. No. 1, p. 8. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2012/ot121c.pdf>.

⁵ ROSSON, J.W. Closed traction lesions of the brachial plexus – an epidemic among young motor cyclists. EN: Injury. 1988 p. 19: 4-6. Citado por: GARCÍA LOPEZ, Antonio, et al. Lesiones del plexo braquial.Generalidades [en línea].Disponible en: http://www.plexobraquial.es/wp-content/documentos/Cap1_Generalidades.pdf

Figura 19. Lesión de los nervios por movimiento forzado



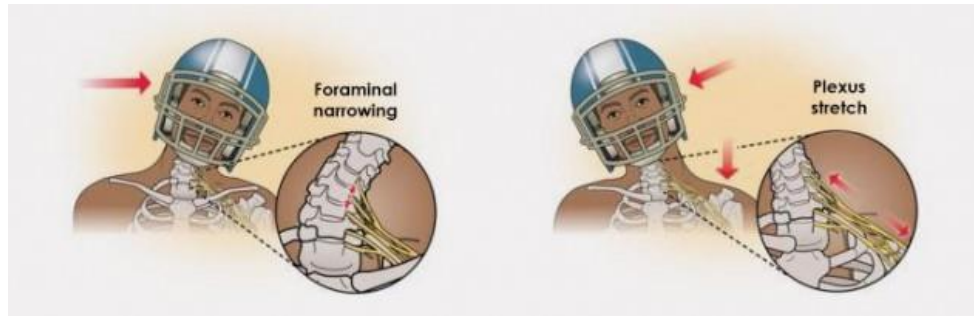
Fuente: https://www.google.com.co/search?q=accidente+moto&espv=2&biw=1304&bih=629&site=webhp&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjyq6WS1PTPAhVIFT4KHQ9oD2oQ_AUIBigB#tbn=isch&q=moto+plexo+braquial&imgc=O5PUOs265N_HzM%3

3.2.2.2 Partos en recién nacidos. Algunas veces se presentan casos en recién nacidos donde el parto se vuelve complicado. Cuando se produce un parto cefálico y el recién nacido sufre un estiramiento en los hombros o cuando el neonato tiene un parto de nalgas puede sufrir una presión en los brazos provocando lesiones en el plexo braquial. En suma, cualquier movimiento de tracción que experimente el recién nacido en el cuello, cabeza y extremidades superiores puede provocar traumatismos en las ramificaciones braquiales.

3.2.2.3 Deportes de contacto. En algunos deportes como el fútbol americano en los cuales los atletas están sometidos a impactos en la cabeza, cuello y los hombros como se esquematiza en la figura 20.

3.2.2.4 Armas de fuego. Las armas de fuego o arma blanca pueden ocasionar estos tipos de avulsiones cuando se impacta en la zona cerca del hombro y el cuello.

Figura 20. Lesión en jugadores de futbol americano



Fuente: <http://ceir.cl/?product=master-03>

Las causas mostradas son las de mayor frecuencia. Ahora, se debe agregar un dato relevante, el 90% de las lesiones de plexo braquial en Colombia son de accidentes con motocicletas. De acuerdo con Narakas⁶, “el 7% se deben a accidentes de tráfico y el 70% de estas concierne a accidentes de motocicleta o ciclomotor.”

3.3 TRATAMIENTO CLINICO DE LA LESIÓN DE PLEXO BRAQUIAL

Durante la evaluación médica de la lesión de plexo braquial García Lopez⁷ describe que “el especialista debe centrarse en 3 factores importantes: la extensión, la

⁶ NARAKAS AO. Lesions found when operating traction injuries of the brachial plexus. EN: Clin Neurol Neurosurg. 1993, vol. 95 p.56-84. Citado por: BARTOLOME MARTÍN, J. L. y RODRÍGUEZ FERNANDEZ, A. Lesiones del plexo braquial. A propósito de un caso [en línea]. Fisioterapia. 2007, vol. 29, no. 4, p. 2. Disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-fisioterapia-146-articulo-lesiones-del-plexo-braquial-a-13107546#elsevierItemBibliografias>.

⁷ GARCÍA LOPEZ, Antonio, PEREA TROTOSA, D. Lesiones del plexo braquial. EN: Manual SECOT DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA. 2ed. Madrid: Médica Panamericana, 2009 Madrid 2009; pag. 701.

localización y la severidad. El especialista mediante examen físico, inicialmente, determina el estado del brazo”. De este examen inicial se debe concluir la **extensión** de la lesión anticipando las raíces afectadas. Luego se evalúa la **localización** de la lesión, se debe determinar si es preganglionar o posganglionar. Finalmente, se valora la **severidad** de la lesión neurológica. Este factor establece si el nervio es recuperable o si existe avulsión.

Es necesario destacar que los especialistas tienen a su alcance herramientas fundamentales para la valoración de la lesión como la resonancia magnética, radiografía convencional, TC-miografía, arteriografía, entre otras. Una vez se tiene el diagnóstico debe evaluarse el tipo de procedimiento a seguir. En todo caso, el paciente debe ser valorado y el médico determinará el procedimiento adecuado según las raíces afectadas y el tipo de lesión.

Eventualmente, la recuperación del paciente depende de un diagnóstico acertado y del tiempo transcurrido desde la lesión a la operación (si es necesaria). Aunque la cirugía tiene malos resultados después del noveno mes, Vergara⁸ afirma que “sin importar el tiempo transcurrido, todos los pacientes tienen una oportunidad de cirugía”. Todas estas observaciones se realizan con el fin de evidenciar las posibilidades del paciente, no obstante si el paciente no ha tenido una recuperación satisfactoria el exoesqueleto mioeléctrico resulta ser una alternativa más al tratamiento médico.

⁸ VERGARA, Op. cit. p. 9.

3.4 PACIENTE DEL PROYECTO

El paciente al cual se le destinará el exoesqueleto es un hombre de 170 cm de altura, con un peso de 80 kg y de 24 años de edad. El paciente sufrió un accidente en motocicleta en el año 2013 y se vio afectado en las raíces del plexo braquial. La historia clínica del paciente se puede revisar en el Anexo B.

El paciente, era una persona activa deportivamente con especial gusto en el ciclismo. También, participaba en obras teatrales, tenía afinidad e interés por la danza y expresión corporal. Sin embargo, después de la lesión las actividades que solía practicar se limitaron y algunas, quedan como recuerdos debido a la discapacidad en su brazo izquierdo. En palabras del paciente “en la rutina diaria cosas como bañarme, cocinar, vestirme, amarrar los zapatos, alistar cosas, digitar, peinarme y demás, me costaba mucho más tiempo que antes y otras eran muy tediosas de hacer. En lo personal simplemente no me sentía completo, no podía expresar muchas cosas (el lenguaje corporal para mi tenía y tiene una gran importancia y eso sencillamente fue como una mutilación de mi lenguaje), me sentía observado, victimizado, víctima, era un revuelto de toda una gama de situaciones incómodas en el transcurrir de mi vida diaria.” La esperanza, la investigación y la aplicación de los conocimientos pueden mejorar la calidad de vida de los pacientes.

Para terminar, el paciente inicialmente presentaba movimiento disminuido en los dedos y pérdida total de movimiento en el resto de la extremidad. Luego de realizar el proceso de rehabilitación, el paciente realiza, aunque con dificultad, el movimiento de flexión-extensión del codo en menos de 90° y apertura-cierre de mano.

4. EXOESQUELETOS

Un exoesqueleto robótico, según Pons⁹, “es un mecanismo estructural externo cuyos segmentos y articulaciones corresponden con las del cuerpo humano (estructura antropomórfica). Se adapta o se acopla a una persona de modo que el contacto físico entre el operador y el exoesqueleto permite una transmisión directa de potencia mecánica y señales de información”. Hay que mencionar que un exoesqueleto puede ser portable o no portable, e independientemente de su portabilidad, puede ser activo o pasivo.

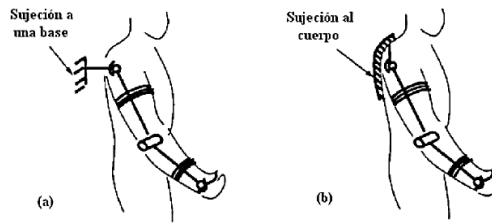
4.1 CLASIFICACIÓN GENERAL DE EXOESQUELETOS

4.1.1 Exoesqueletos portables. Reciben este nombre, porque son diseñados para que el paciente pueda trasladarse por distintos lugares haciendo uso del mismo. Cabe señalar que se caracterizan por ser fabricados en materiales ligeros puesto que, su diseño debe ser ergonómico y compacto.

4.1.2 Exoesqueletos no portables. A diferencia de los exoesqueletos portables, el paciente no puede trasladarse mientras hace uso de este tipo de exoesqueletos. Se caracterizan por estar sujetos a una base fija y generalmente, son de grandes proporciones. La figura 21 muestra los exoesqueletos mencionados.

Figura 21. Exoesqueleto no portable y portable

⁹ PONS, José Luis. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeleton*. Chichester: John Wiley & Sons, 2008 p. 1-15.



Fuente: MENA YEPEZ, Nelson Patricio y VELOZ CAIZA, Paúl Cristobal. Diseño e implementación de un exoesqueleto mecánico lateral izquierdo para la rehabilitación humana. p. 13

4.1.3 Exoesqueletos activos. En este tipo, los movimientos del exoesqueleto son dirigidos por el paciente y trabajan bajo intención de movimiento. Para esto, se debe captar una señal de entrada proveniente del usuario, seguidamente, se asigna una respuesta por parte del exoesqueleto a dicha señal. Las señales de entrada pueden ser biológicas, por ejemplo, mioeléctricas (proveniente de la contracción de los músculos), neuronal (proveniente de los impulsos eléctricos de las neuronas), entre otras.

La principal ventaja de los exoesqueletos activos es que el modo de operación se adapta a los deseos del usuario, permitiendo autonomía en los movimientos deseados, siempre y cuando el diseño del exoesqueleto lo permita.

4.1.4 Exoesqueletos pasivos. En este tipo de exoesqueletos no existe una comunicación humano-maquina. Los exoesqueletos pasivos son programados de tal forma que cuando el usuario hace uso del mismo, basta simplemente con activar el dispositivo y se realicen los movimientos preconfigurados. Por ende, el usuario no cuenta con autonomía de movimiento.

En la actualidad, se han desarrollado exoesqueletos con aplicaciones en distintos campos de acción. A continuación, se explica las más relevantes.

4.2 CLASIFICACION DE LOS EXOESQUELETOS SEGÚN SU APLICACIÓN.

4.2.1 Exoesqueletos De Amplificación. Desde un principio, la industria militar ha estado muy interesada en el desarrollo de exoesqueletos, siendo la principal inversionista en el desarrollo e investigación de nuevos prototipos. Su objetivo, es obtener un exoesqueleto que amplifique las capacidades físicas de un soldado común, como aumentar su fuerza, velocidad o resistencia como el caso de la figura 22, el exoesqueleto Hulc de la compañía Lockheed Martin..

Figura 22. Ejemplo de exoesqueleto de amplificación



Fuente: http://2.bp.blogspot.com/-UvcNWYu3aLI/USVqJ_ZPNal/AAAAAAtHm/50VQUKueAR4/s1600/13.

Otra campo de acción que encuentran este tipo de exoesqueletos se ubica en el sector industrial. Su principal objetivo es aumentar el rendimiento de los operarios y preservar la salud del mismo. El exoesqueleto permite que el operario trabaje con menor esfuerzo, por lo cual, puede realizar una misma actividad a ritmo constante

durante mayor tiempo y con la disminución de riesgos de accidentes y lesiones. La figura 23 muestra una operaria con el exoesqueleto en funcionamiento.

Figura 23. Exoesqueleto en las instalaciones de AUDI



Fuente: https://www.muycomputer.com/wp-content/uploads/2015/05/exoesqueletos_audi.jpg

4.2.2 Exoesqueletos de rehabilitación. Cuando una persona sufre un accidente donde la movilidad de alguna de sus extremidades se ve afectada, debe someterse a una terapia de rehabilitación intensiva con el fin de recuperar el movimiento. Las terapias consisten en repetir un número extenso de ejercicios orientados a restablecer la funcionalidad natural de la extremidad afectada. El tiempo y la intensidad con que un paciente debe someterse a rehabilitación dependen de la gravedad del accidente. El éxito de recuperación, depende en mayor parte de la calidad del fisioterapeuta o centro de rehabilitación.

Los exoesqueletos han aparecido en este campo como una alternativa para facilitar, estandarizar y optimizar las terapias de rehabilitación. Un ejemplo de este tipo de exoesqueleto es el de la figura 24, nombrado como RiceWrist, que define Mena

Yepez¹⁰ como “un exoesqueleto totalmente articulado que imita las articulaciones del miembro desde el hombro hasta la mano. Su acción consiste en asistir al usuario en la realización de los movimientos específicos del brazo; cualquier dificultad con el movimiento de un brazo durante la rehabilitación hará que el RiceWrist se accione suavemente y mueva el brazo en la dirección deseada”.

Figura 24. Exoesqueleto RiceWrist



Fuente:https://3c1703fe8d.site.internapcdn.net/newman/gfx/news/hires/2011/0404_hand.jpg

Como se puede apreciar, los exoesqueletos que se desarrollan en este campo, se caracterizan por ser del tipo activo-pasivo, y en su mayoría, no portables.

4.2.3 Exoesqueletos de asistencia. A diferencia de los exoesqueletos de rehabilitación, este tipo de exoesqueletos han surgido para pacientes que debido a

¹⁰ MENA YEPEZ, Nelson Patricio y VELOZ CAIZA, Paúl Cristobal. Diseño e implementación de un exoesqueleto mecánico lateral izquierdo para la rehabilitación humana. Trabajo de grado de Ingeniero Electrónico y Control. Quito: Escuela Politécnica Nacional. Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, 2013. p. 13

la gravedad de la lesión, las extremidades del cuerpo afectado pierden parcial o totalmente el movimiento incluso, después de un tratamiento médico. Los exoesqueletos de asistencia, prometen ser la solución al problema planteado y su principal objetivo debe ser mejorar la calidad de vida

Actualmente, se desarrollan investigaciones y avances en exoesqueletos para extremidades superiores e inferiores, así mismo exoesqueletos de cuerpo total. Un ejemplo relevante de este tipo, es el exoesqueleto Rewalk, el cual ha sido desarrollado durante 7 años de trabajo por el ingeniero israelí Amit Goef junto con la empresa “ARGO Medical Technologies”, que se dedica al desarrollo de tecnología robótica para beneficio de pacientes con paraplejia. Este exoesqueleto fue diseñado para extremidades inferiores, dando movilidad a personas que han sufrido parálisis en las mismas. Cuenta con una mochila de entre 3 a 6 kilos que carga el usuario, donde se ubican las baterías y el ordenador. El movimiento es suministrado mediante el uso de motores ubicados a lo largo de la estructura. El paciente debe usar un brazalete en la muñeca, de la cual se toman las señales de entrada. Así mismo, es necesario el uso de muletas. El exoesqueleto es controlado mediante cambios en el centro de gravedad y movimientos en las extremidades superiores. Permite hacer seis movimientos diferentes: ponerse en pie, caminar, ascender y descender escaleras, mantenerse de pie y sentarse.

4.3 FUNCIONAMIENTO ESQUEMÁTICO DE UN EXOESQUELETO MIOELÉCTRICO.

Antes de esquematizar el funcionamiento de un exoesqueleto mioeléctrico, es de vital importancia definir conceptos, tales como: electromiografía, señales mioeléctricas, y así, entender cómo estas últimas pueden ser utilizadas para el control de esta tecnología.

4.3.1 Electromiografía. El cuerpo humano genera diferentes tipos de señales eléctricas, dependiendo de la parte que la genere, estas pueden clasificarse en oculográficas, electroencefalográficas, electrocardiográficas y electromiográficas. Estas últimas generadas por la contracción de los músculos del cuerpo, en brazos, piernas, abdomen, entre otras y son producidas por el intercambio de iones a través de las membranas musculares. Una vez definida la electromiografía se contextualiza en el área de investigación donde se encarga de la captación de señales mioeléctricas y el estudio del comportamiento de las mismas.

4.3.2 Señal Mioeléctrica. La señal mioeléctrica representa el delta de actividades eléctricas que es producido por las fibras musculares cuando sufren un proceso de excitabilidad causado por la contracción muscular. Cuando se desea realizar un movimiento, el cerebro humano envía un pulso eléctrico que viaja a través del sistema nervioso central, a lo largo de la espina dorsal. Luego, esta es replicada por las motoneuronas, las cuales, se conectan con las fibras musculares, haciendo que estas se expandan o contraigan. El conjunto de una única motoneurona unida a varias fibras musculares, recibe el nombre de unidad motora. Cabe destacar, que para poder realizar un solo movimiento (Flexión-extensión del brazo por ejemplo) deben actuar distintas unidades motoras y sensoriales.

4.4 COMPONENTES DE UN EXOESQUELETO PORTABLE MIOELECTRICO

Un exoesqueleto robótico está conformado por los siguientes componentes:

- Marco.
- Sensores.
- Baterías.

- Actuadores.
- Controlador.

4.4.1 Marco. Es la parte estructural del sistema. Se caracteriza por ser fabricado en materiales ligeros, con el fin de que el usuario no deba soportar un peso excesivo que ocasione maltrato o lesiones a las articulaciones o que induzca posturas no naturales del cuerpo. Es importante que el material del exoesqueleto sea capaz de soportar el peso de la extremidad del paciente y también los componentes que hacen parte del exoesqueleto.

En este apartado se listan los materiales frecuentemente usados para la construcción de exoesqueletos en aplicaciones biomédicas. Además, sirve como base para seleccionar los 2 materiales más convenientes para el proyecto, valiéndose de los siguientes requisitos del diseñador:

- Costo.
- Disponibilidad en Colombia.
- Resistencia a la tracción, compresión y fatiga.
- Densidad.
- Permeabilidad.
- Manufacturabilidad.
- Desgaste.
- Vida útil.
- Conductividad eléctrica.

4.4.1.1 Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS). El ABS es un termoplástico amorfo, conocido como plástico de ingeniería debido a su complejo procesamiento respecto a los otros plásticos frecuentes. Consta de los monómeros Acrilonitrilo, butadieno y estireno. El ABS existe en diferentes grados dependiendo de la composición de sus monómeros. Además, cada uno de estos productos agrega diferentes propiedades para formar finalmente un material resistente y liviano. En la tabla 5 se especifican las propiedades típicamente agregadas por cada producto.

Tabla 5 Propiedades según producto del ABS

COMPONENTE	PROPIEDAD
ACRILONITRILO	Resistencia química Incremento dureza superficial Resistencia fatiga Resistencia a la fusión Rigidez
BUTADIENO	Resistencia de impacto Dureza Ductilidad a bajas temperaturas
ESTIRENO	Facilita características de proceso Brillo Dureza Rigidez

Siguiendo con la descripción de este material, se mencionan las características más relevantes de forma cualitativa:

- Impermeable al agua, no tanto al vapor.
- Se puede barrenar, fresar, torneear, aserrar y troquelar.
- Material rígido y resistente al calor.
- Resistente al impacto.
- Material reciclable y no tóxico.
- Es un material liviano con buenas propiedades mecánicas.
- Es un material que en condiciones ambientales puede perder brillo, presentar decoloración e incluso reducción en la resistencia a la flexión.
- Resistente a ataques químicos.
- Tenacidad a cualquier temperatura.
- Aunque mantiene la combustión puede ser aplicado un retardante de llama.

4.4.1.2 Titanio. El titanio es un metal de transición y uno de los elementos más abundantes en la tierra. El titanio inicialmente se usaba exclusivamente en aplicaciones aeronáuticas debido a su excelente resistencia en especial, en condiciones extremas. Hoy en día su uso se ha extendido a diferentes industrias incluyendo el campo de la biomédica.

El titanio comercialmente puro existe en 4 grados que dependen de las impurezas presentes. En estado puro el elemento es liviano pero, presenta una pobre resistencia y una alta ductilidad. Sin embargo, el titanio forma aleaciones con elementos como el aluminio, hierro, vanadio, molibdeno y el cromo entre otros. Cada aleación presenta diferentes propiedades y depende de la aplicación la selección de la aleación óptima.

Las aleaciones de titanio generalmente exhiben las siguientes cualidades:

- Resistentes a la corrosión y oxidación.
- Es un material biocompatible e inerte.
- Es paramagnético, es decir, no se imanta.
- Reciclable.
- Posee poca conductividad térmica y eléctrica.
- Tiene propiedades similares a las del acero inoxidable.
- Es más costoso que el acero, convirtiéndolo en un material de gran uso en biomédica pero inadecuado para proyectos de bajo presupuesto.
- Es maleable, dúctil, y muy resistente a la tracción.
- Alta dureza.
- Gran tenacidad.
- Es mecanizado por arranque de viruta.
- Es un material ligero y con una buena relación de resistencia/peso respecto a otros metales como el aluminio.

4.4.1.3 Aluminio. El aluminio es el tercer elemento más abundante en la corteza terrestre. No se puede encontrar puro en la naturaleza, se extrae de la bauxita, la cual está conformada por 62-65% de alúmina (Al_2O_3), hasta un 28% de hierro (Fe_2O_3), 8% de sílice (SiO_2) y 12-30% de agua de hidratación (H_2O). Las principales características del aluminio son:

- Es un metal ligero (bajo peso específico).

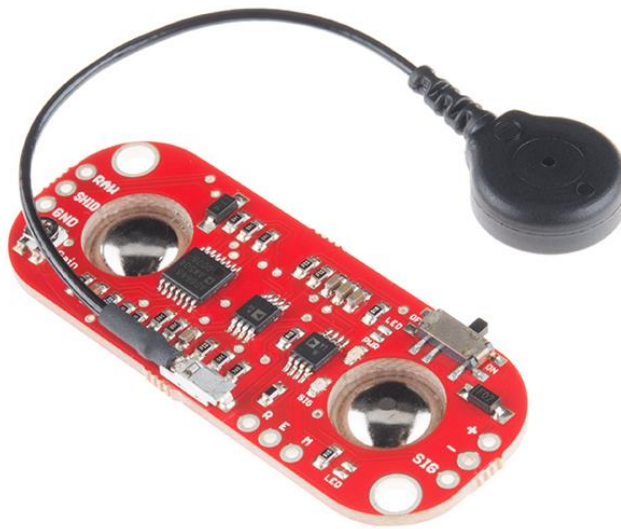
- Buen conductor de electricidad, su conductividad eléctrica es el 60% de la del cobre.
- Tiene buena conductividad térmica.
- Es maleable y dúctil lo cual permite la fabricación de piezas por fundición, forja y extrusión.
- Al contacto con el aire se recubre de una delgada capa de óxido que lo protege de la oxidación.
- De fácil mecanizado.
- Material soldable.
- Baja resistencia mecánica.
- Reciclable.

4.4.1.4 VeroBlue RGD840. Es un compuesto acrílico para impresión 3D. Es usado para el prototipado rápido y se clasifica como rígido y opaco. Entre sus características más relevantes están su alta rigidez, estabilidad dimensional, detalle fino que simula la apariencia del producto final, buen acabado superficial, entre otras.

4.4.2 Sensores mioeléctricos. Los sensores mioeléctricos son los encargados de detectar la señal muscular que después será enviada a una computadora para ser analizada y traducida en una orden en los actuadores del exoesqueleto. Generalmente, los sensores son electrodos ubicados en las partes del miembro con mayor actividad muscular y de gran amplitud para obtener optimas señales electromiograficas. Para esta adquisición de datos existen las siguientes opciones en el mercado: MyoWare Muscle Sensor y Myo ArmBand.

4.4.2.1 MyoWare Muscle Sensor. El MyoWare es un kit de adquisición de señales eléctricas de los músculos. Incorpora los electrodos y la tarjeta procesadora. En la figura 25 se muestra el kit y seguidamente se detallan las especificaciones del fabricante.

Figura 25. MyoWare Muscle Sensor



Fuente: <https://www.sparkfun.com/products/13723>

CARACTERISTICAS

- Dimensiones: 0.82" x 2.06".
- Diseño ajustable.
- Alimentación simple: 2.9V hasta 5.7V.
- Diseñada especialmente para microcontroladores.
- Amplificación de la señal eléctrica ajustable.

- Indicadores led.
- Conector de 3.5 mm.
- Compatibilidad con protoboard.
- Precio estimado: COP \$160.000.

4.4.2.2 Brazaletes MYO. El brazalete Myo mostrado en la figura 26, fue desarrollado por Thalmics Lab. Es una banda que se ajusta al antebrazo y tiene la capacidad de detectar una serie de movimientos de la mano establecidos de fábrica. Entonces dependiendo del gesto realizado con la mano se pueden controlar, por medio de bluetooth, gadgets compatibles con este dispositivo. Se debe agregar que el código está abierto a desarrolladores para crear nuevos gestos y controlar diferentes dispositivos. Actualmente, se desarrollan proyectos para controlar drones, robots, manos y brazos robóticas con el uso de este brazalete. La tabla 6 resume las características del brazalete.

Figura 26. Brazaletes Myo



Fuente: <http://www.idgconnect.com/IMG/293/30293/myo.jpg>

Uno de los proyectos más destacados realizados con el brazalete Myo es el desarrollado en la Universidad John Hopkins. Un grupo de investigadores crearon un brazo biónico para Johnny Matheny, que perdió la extremidad superior en la lucha contra el cáncer. El brazo biónico, que se muestra en la figura 27, es controlado por dos brazaletes Myo que captan la intención del movimiento del paciente, envían la señal a una computadora y seguidamente, la orden es enviada a la prótesis. En la tabla 6 se presentas las características del brazalete Myo.

Figura 27. Prótesis controlada por dos brazaletes Myo



Fuente: http://i.dailymail.co.uk/i/pix/2016/01/13/15/3022223600000578-0-image-a-2_1452699043462.jpg

Tabla 6. Especificaciones generales del brazalete Myo

Color	Negra o blanca
Conexión Inalámbrica	Buletooth 4.0
Peso	93 gramos
Espesor	1.14 cm
Compatibilidad	Win 7/8/10-Mac OS X 10.8 – IPad – Android 4.3 (Jelly Bean)
Materiales Sensores	Acero inoxidable
Batería	Micro USB. Ion-Litio. 1 día de duración
Precio	COP \$600.000

4.4.3 Baterías. Las baterías son las encargadas de almacenar la energía eléctrica que alimenta el sistema. Se hace necesario el uso de baterías cuando se desea diseñar un exoesqueleto portable.

La capacidad de almacenamiento de las baterías debe ser tal, que el exoesqueleto pueda funcionar correctamente durante el tiempo de trabajo, para el cual fue diseñado. De igual forma, se debe tener en cuenta el peso de las baterías, normalmente deben caracterizarse por ser ligeras, con el fin de no aumentar excesivamente el peso total del exoesqueleto.

Las baterías pueden ser o no recargables. El tiempo de recarga de las baterías no debe ser tan grande, con el fin de que el exoesqueleto esté disponible cuando el

usuario lo requiera. En el caso de no ser recargables, estas deben ser fáciles de reemplazar.

4.4.4 Actuadores. Los actuadores son los que generan el movimiento del exoesqueleto después de ser recibida la señal mioeléctrica. Se distinguen tres clases principales de actuadores: neumáticos, hidráulicos y eléctricos. En los siguientes párrafos se realiza una breve descripción de cada actuador y sus ventajas y desventajas respecto al presente proyecto.

4.4.4.1 Actuadores neumáticos. Los actuadores neumáticos se subdividen en lineales, de giro y espaciales. Sin embargo, solo se tendrán en cuenta los lineales. Los actuadores de este tipo requieren de aire como fluido de trabajo y necesitan una presión mínima que es suministrada por un compresor.

Los factores relevantes de los actuadores de accionamiento neumático son las altas velocidades que alcanzan y la limpieza, en contraparte, se requiere un circuito cerrado conformado por un compresor, válvulas y un secador (para retirar la posible humedad en el aire), lo que conlleva a un circuito complejo para ser portable. Además, se requieren diámetros relativamente grandes de los cilindros para la presión mínima de trabajo y la fuerza teórica que deben soportar.

4.4.4.2 Actuadores hidráulicos. Los actuadores de accionamiento hidráulico funcionan con un fluido de trabajo como el aceite. El aceite es impulsado por una bomba hidráulica y direccionado y controlado por válvulas. Esta clase de accionamiento requiere de presiones mayores que el accionamiento neumático y suministran grandes fuerzas.

Es razonable deducir que los actuadores hidráulicos no son óptimos para un exoesqueleto portable. Aunque brindan mayores fuerzas, requieren un circuito cerrado con una bomba hidráulica y válvulas. Otros factores negativos son las fugas de aceite y la limpieza requerida por el mismo. De esta forma queda descartado el mencionado sistema de accionamiento.

4.4.4.3 Actuadores eléctricos. Los actuadores eléctricos transforman energía eléctrica en energía mecánica y son ampliamente usados en proyectos mecánicos. No necesitan de un circuito complejo como el hidráulico o el neumático y para su funcionamiento solo requieren una PLC y el montaje del actuador.

Las ventajas que poseen estos tipos de actuadores son la portabilidad al usarse baterías como fuente de energía (se descartan los motores de corriente alterna por portabilidad). También se consiguen velocidades adecuadas y la fuerza requerida por el proyecto. No necesitan de un mantenimiento tan periódico como el sistema hidráulico o neumático.

4.4.4.4 Resumen sobre actuadores. Llegado a este punto se requiere seleccionar uno de los actuadores mencionados. Con las descripciones realizadas previamente, las ventajas y desventajas recopiladas en la tabla 7, se concluye que los actuadores eléctricos son la mejor opción para el exoesqueleto de miembro superior. Por consiguiente, se amplía la teoría sobre actuadores eléctricos y en capítulos posteriores se realiza una tabla de decisión para optar por el actuador eléctrico ideal.

Tabla 7. Características de los tres principales actuadores

	Neumático	Hidráulico	Eléctrico
Energía	-Aire a presión (5-10 bar)	-Aceite mineral (50.100 bar)	Corriente eléctrica
Opciones	-Cilindros -Motor de paletas -Motor de pistón	-Cilindros -Motor de paleta -Motor de pistones axiales	-Corriente continua -Corriente alterna -Motor paso a paso
Ventajas	- Baratos - Rápidos - Sencillos - Robustos	- Rápidos - Alta relación potencia-peso - Autolubricantes - Alta capacidad de carga	- Precisos - Fiabes - Fácil control - Sencilla instalación
Desventajas	-Dificultad de control continuo -Instalación espacial (compresor, filtros)	-Difícil mantenimiento -Instalación especial (filtros, eliminación aire) -Frecuentes fugas	-Potencia limitada

Fuente:<http://www.uhu.es/rafael.sanchez/ingenieriamaquinas/carpetaapuntes.htm/Apuntes%20Tema%206%20nuevo%20formato.pdf>

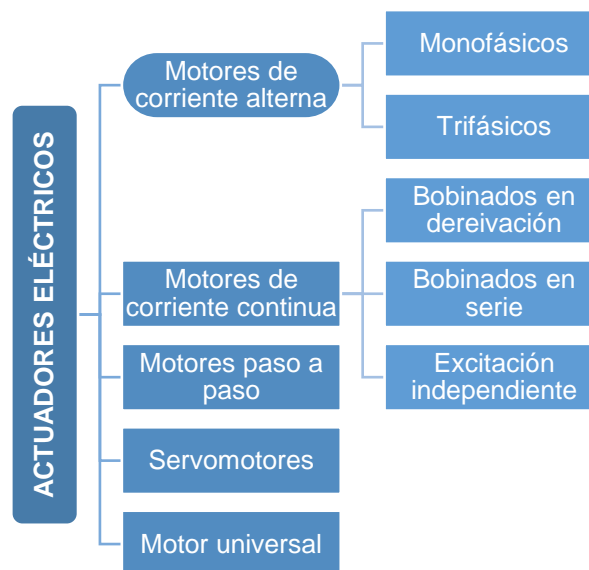
4.4.5 Microcontrolador. Un microcontrolador es un circuito integrado que es capaz de ejecutar determinadas órdenes que hayan sido guardadas en la memoria. Los microcontroladores poseen una Unidad Procesadora, la memoria y los periféricos para las diferentes conexiones. En un exoesqueleto puede ser el encargado de enviar las ordenes de ejecución a los actuadores eléctricos una vez haya recibido las instrucciones del proceso de captación de señales.

4.5 ACTUADORES ELÉCTRICOS

De acuerdo al análisis realizado de los actuadores, los eléctricos son los ideales para el exoesqueleto. No obstante, se descartaron los actuadores eléctricos de corriente alterna por necesitar de un transformador. Los de corriente alterna incrementarían la complejidad, el costo y harían más voluminoso el exoesqueleto. Por lo tanto, se describirán detalladamente los actuadores de corriente continua y subsiguientemente se enumeran los criterios de selección de un actuador eléctrico.

4.5.1 Clasificación de los actuadores eléctricos. En la figura 28 se ilustran las diferentes clases de actuadores.

Figura 28. Clasificación de los actuadores eléctricos

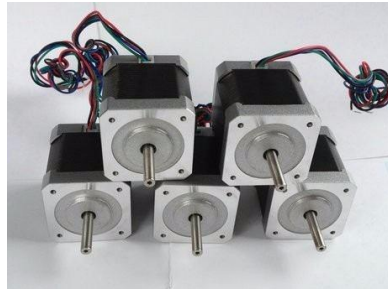


Fuente: SÁNCHEZ SÁNCHEZ, Rafael. Accionamientos y actuadores eléctricos. p. 5.

4.5.2 Motores de corriente continúa. Son motores costosos, pesados y de mantenimiento periódico. Se subdividen en motores de corriente continua de bobinado en serie, bobinado en derivación y de excitación independiente. Aunque son bastante útiles para el control de velocidad debido a su peso no son compatibles con los requerimientos del actual proyecto.

4.5.3 Motores paso a paso. Los motores paso a paso (figura 29) son actuadores electromecánicos, rotativos, precisos y de bajo coste que funcionan mediante la conversión de pulsos digitales en rotación mecánica. La velocidad de rotación depende de la frecuencia de los pulsos y estos actuadores se usan en conjunto con dispositivos programables. Entre sus aplicaciones se destacan la robótica, automatización, impresoras digitales, drones, fotocomponedoras, entre otras.

Figura 29. Motores paso a paso

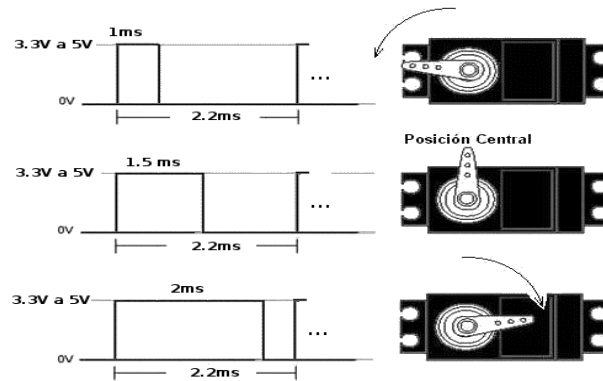


Fuente: https://http2.mlstatic.com/a-motor-paso-a-paso-nema-17-impresora-3d-cnc-torno-D_NQ_NP_264211-MCO20511366224_122015-F.jpg

4.5.4 Servomotores. Un servomotor no es más que un motor de corriente continua con un reductor de velocidad y multiplicador de torque. El servomotor funciona en circuito cerrado y es controlado por medio de pulsos de duración y frecuencia específicos. Los servomotores generalmente funcionan entre un rango de 0° a 180°,

y puede ser posicionado en cualquier valor de este rango manteniéndose estable, lo que las hace precisos. En la imagen 30 se indica las posiciones comunes del servo, el ancho y la frecuencia del pulso

Figura 30. Posiciones comunes de un servomotor



Fuente:http://profesores.fi-b.unam.mx/maixx/Biblioteca/Librero_Computacion/Libro_DigitalDesign/ServoMotor/figures/MotorServo_posiciones.png

4.5.5 Criterios de selección. De acuerdo con Rafael Sánchez¹¹ los siguientes son los factores determinantes en el momento de la selección de un motor.

- Par resistente de la carga.
- Velocidad de funcionamiento.
- Potencia. $Pot = Par \text{ nominal} * Velocidad \text{ nominal}$.

¹¹ SANCHÉZ SANCHÉZ, Rafael. Accionamientos y actuadores eléctricos [en línea]. Huelva, 16 p. Disponible en: http://www.uhu.es/rafael.sanchez/ingenieriamaquinas/carpetaapuntes.htm/Apuntes_Tema_6_nuevo_formato.pdf.

- Variaciones en la carga y la velocidad.
- Par de arranque.
- Ciclo de trabajo.
- Voltaje de operación.
- Factores ambientales.
- Tipo de energía disponible.

4.6 CONCLUSIONES

En cuanto al exoesqueleto debe ser portable y activo debido al propósito de mejorar la movilidad del paciente. Como se detalló, será de tres grados de libertad los cuales corresponden a los movimientos seleccionados en apartados anteriores. Sobre la selección del brazalete Myo se profundizará en el capítulo siguiente.

Acerca de los actuadores, se puede deducir de las comparaciones realizadas que el actuador idóneo para el exoesqueleto es el eléctrico. Ahora bien, la selección de los servomotores sobre los demás actuadores eléctricos se seleccionó de acuerdo a los conocimientos previos de los investigadores sobre éste tipo de actuador.

Por lo mencionado, se concluye que el exoesqueleto para lesión de plexo braquial será de asistencia, portable, activo y de 3 grados de libertad. El sistema de adquisición de la señal mioeléctrica será efectuado por el brazalete Myo de ThalmicsLabs, los actuadores serán eléctricos, específicamente servomotores y el suministro de energía eléctrico.

5. DISEÑO CONCEPTUAL

El diseño conceptual corresponde a la Fase A de la metodología del diseño. Este capítulo tiene como finalidad detallar el camino seguido para llegar a la mejor alternativa de diseño del prototipo.

5.1 DESCRIPCIÓN FUNCIONAL DEL EXOESQUELETO

En la descripción funcional de la figura 31 se obtiene una visión general del prototipo. Esta descripción se hace por medio de bloques y relaciona la parte mecánica, electrónica y mioeléctrica requerida en el proyecto. Se realiza una vez se haya establecido en el grupo de trabajo las funciones del prototipo, las características de operación y una vez se haya esclarecido las limitantes y los objetivos.

5.2 DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN CALIDAD

La matriz QFD permite transformar las necesidades del cliente en factores relevantes del producto final. Esta sección desarrolla todo el proceso, partiendo de la lista de requerimientos del cliente y siguiendo con los requisitos del diseñador. Finalmente, se hace la matriz que compara y pondera la relevancia de cada requisito del cliente con los requisitos de ingeniería.

5.2.1 Requisitos del futuro usuario. A seguir se muestran los requerimientos de los pacientes potenciales mediante las encuestas realizadas a pacientes con lesión de plexo braquial o con inmovilidad de la extremidad superior. En la matriz QFD (Tabla 9) se listan los requerimientos según su importancia definida por el cliente.

- Que sea económico.
- Que sea resistente a golpes.
- Que sea atractivo a la vista.
- Que sea de fácil montaje y desmontaje.
- Que no cause maltrato ni lesiones a la extremidad.
- Que sea cómodo.
- Que permita realizar movimientos básicos de la extremidad.
- Que sea fácil de operar.
- Que no sea ruidoso.
- Que sea seguro.
- Que sea duradero.
- Que funcione varias horas.
- Que se ajuste a la medida.
- Que no sea tan voluminoso.
- Que no se vean muchos cables.

Figura 31. Diagrama de funcionamiento del exoesqueleto mioeléctrico

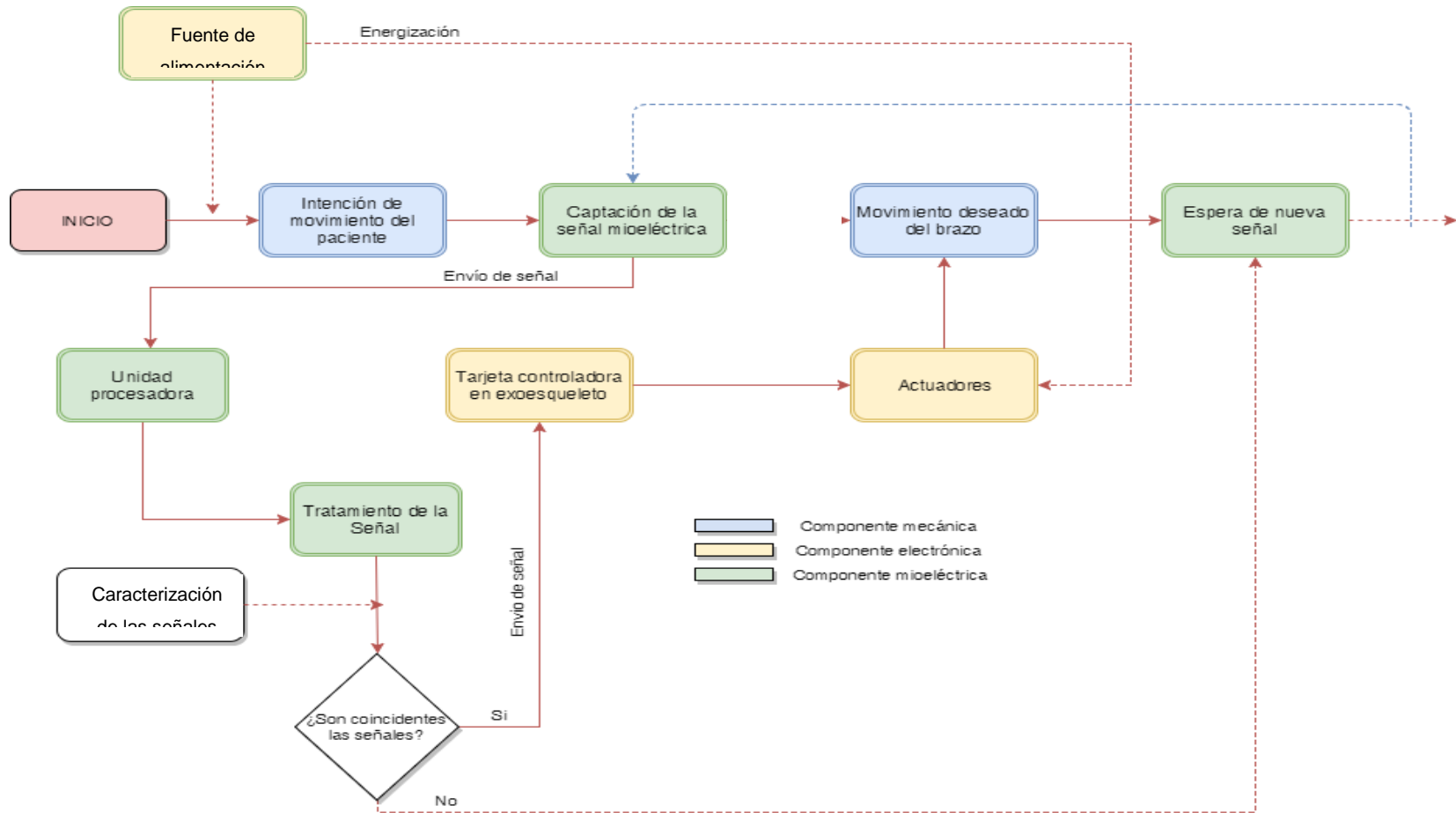


Tabla 8 Matriz QFD

CRITERIOS DEL DISEÑADOR →	PRIORIDAD	REQUERIMIENTOS DEL CLIENTE ↓																	
		1 RENTABILIDAD	2	MANTENIBILIDAD	3	INNOVACION	4	OPERATIVIDAD	5	CONFIABILIDAD	6	COMPLEJIDAD ELECTRONICA	7	DIMENSIONAMIENTO	8	PESO	9	MANUFACTURABILIDAD	10
· Que permita realizar movimientos básicos de la extremidad	15	9	135	1	15	1	15	9	135	9	135	9	135	3	45	9	135	3	45
· Que no cause maltrato ni lesiones a la extremidad	14	3	42	0	0	0	0	1	14	3	42	0	0	1	14	0	0	3	42
· Que sea seguro	13	0	0	0	0	0	0	3	39	9	117	3	39	0	0	9	117	1	13
· Que sea cómodo	12	3	36	0	0	9	108	0	0	1	12	0	0	3	36	9	108	3	36
· Que sea fácil de operar	12	1	12	0	0	9	108	9	108	9	108	9	108	0	0	1	12	0	0
· Que sea de fácil montaje y desmontaje	10	0	0	3	30	3	30	3	30	1	10	0	0	0	0	1	10	9	90
· Que se ajuste a la medida	9	1	9	1	9	1	9	1	9	0	0	0	0	3	27	1	9	3	27
· Que funcione varias horas	8	9	72	1	8	3	24	9	72	9	72	0	0	1	8	3	24	0	0
· Que sea económico	7	9	63	3	21	9	63	0	0	0	0	3	21	1	7	3	21	9	63
· Que sea duradero	6	3	18	9	54	0	0	1	6	3	18	0	0	0	0	0	0	0	0
· Que sea resistente a golpes	5	3	15	0	0	0	0	0	0	9	45	0	0	0	0	0	0	1	5
· Que no sea ruidoso	4	0	0	0	0	0	0	9	36	3	12	9	36	0	0	0	0	0	0
· Que no sea tan voluminoso	3	1	3	0	0	9	27	0	0	0	0	0	0	9	27	9	27	9	27
· Que sea atractivo a la vista	2	9	18	0	0	3	6	0	0	0	0	0	0	3	6	9	18	9	18
· Que no se vean muchos cables	1	1	1	1	1	3	3	1	1	0	0	9	9	3	3	0	0	1	1
			424		138		393		450		571		348		173		481		367

Según los resultados de la matriz QFD los criterios primordiales para el diseño de las alternativas del prototipo son los mostrados en la tabla 9. Es de suma importancia señalar que como el prototipo va ser usado por un paciente, el criterio ingenieril fundamental y primordial es la **seguridad del paciente**. Por tal motivo, se omite la evaluación de este criterio.

Tabla 9. Criterios de diseño

CRITERIOS	VALOR	% IMPORTANCIA
CONFIABILIDAD	571	17,1 %
PESO	481	14,4 %
OPERATIVIDAD	450	13,5 %
RENTABILIDAD	424	12,7 %

5.3 ALTERNATIVAS DE DISEÑO

Al generar las alternativas de diseño se tienen múltiples opciones para cada una de las funciones secundarias. En la tabla 10 se exponen las diferentes opciones. De esta tabla se concluye que existen 256 diferentes formas de exoesqueletos.

Tabla 10. Posibles configuraciones de exoesqueleto mioeléctrico

FUNCIÓN	OPCIONES			
CONTROL	Circuitos lógicos y analógicos	Sistemas embebidos	Microcontroladores	FPGA
SISTEMA ADQUISICIÓN DE DATOS	Brazalete MYO	Electrodos	Sensor	MyoWare Muscle Sensor
ACTUADOR	Eléctrico	Hidráulico	Motor CD	Motor CA
ELEMENTOS DE TRANSMISIÓN	Correas	Cadenas	Engranajes	Acople flexible

De la tabla anterior se observa que algunas opciones ya se han seleccionado en capítulos anteriores. Del capítulo 4 se seleccionaron como actuadores los motores CD, específicamente, los servomotores y los microcontroladores como el sistema de control. En este orden de ideas, las combinaciones posibles de exoesqueleto son 16, puesto que deben seleccionarse los demás elementos para llegar a un único diseño óptimo.

5.4 SELECCIÓN DE LAS ALTERNATIVAS DE DISEÑO

Para la selección del modelo óptimo de exoesqueleto se realiza una matriz de decisión Pugh. Este método consiste en seleccionar una de las alternativas o un producto en el mercado como referencia (denominada DATUM) y compararla con las otras alternativas en base a los criterios de los diseñadores. La forma de calificación es asignando valores, **1** si la alternativa evaluada cumple mejor que el DATUM en el objetivo a evaluar, **0** si la alternativa no representa mejoría con la referencia y **-1** si la alternativa no supera el modelo base. Al final se hace la suma de cada alternativa y se selecciona la que cumpla con la mayoría de requisitos de diseño.

Cabe señalar que la finalidad del método de evaluación Pugh es encontrar la alternativa que tenga puntuación de **1** en todos los requisitos del diseñador. Al final de la evaluación se analiza los resultados obtenidos y se realizan las mejores y si es necesario, se crean alternativas nuevas o combinación de las mismas y se repite el proceso con el fin de llegar al mejor modelo posible. En este apartado solo se muestran las primeras rondas en las tablas 11 y 12, para el marco y la adquisición de señales respectivamente.

5.4.1 Lista de criterios. Para la evaluación por el método Pugh se han puesto como base los siguientes ítems:

- **Costos:** Tiene en cuenta los costos de fabricación, materiales, actuadores, piezas de sujeción y demás componentes.
- **Ergonomía:** Evalúa la adaptación del exoesqueleto al paciente. Además, comprende el desalineamiento de las articulaciones y la adaptabilidad a las diferentes proporciones antropomórficas de la población Colombiana.
- **Manufacturabilidad:** Tasa la complejidad del proceso de fabricación de las piezas, el tiempo requerido y los posibles defectos del proceso seleccionado.
- **Operatividad:** Valora el funcionamiento del exoesqueleto al recibir las señales mioeléctricas. Tiene en cuenta la dificultad que representa para el paciente el manejo del equipo y su puesta en marcha.
- **Confiabilidad:** Evalúa que el exoesqueleto cumpla exitosamente con su función de la manera prevista.
- **Peso:** Califica que tan pesado es el exoesqueleto.
- **Estética:** Analiza que tan atractivo es el exoesqueleto.

Tabla 11. Tabla Pugh. Etapa 1: Marco

CRITERIOS	MYOPRO	ALTERNATIVA 1	ALTERNATIVA 2	ALTERNATIVA 3
Facilidad de realizar movimientos	D	-	-	+
Versatilidad		+	-	+
No sea voluminoso		-	-	-
Confiabilidad	A	+	-	=
Atractivo a la vista	T	-	=	=
Comodidad	U	-	-	=
Manufacturabilidad	M	=	=	=
Estabilidad		-	-	=
TOTAL +		2	0	2
TOTAL -		5	6	1

De la primera ronda se obtienen las conclusiones listadas. Para las demás rondas realizadas debe remitirse al Anexo E.

- Se descarta la alternativa 2 y 1 por no cumplir con ningún criterio adecuadamente.
- Se proponen 2 nuevas alternativas (alternativa 4 y 5).
- Se mejora la alternativa 3 y se establece como el nuevo Datum.
- Se agregan los criterios de Antropomorfía, ergonomía y sujeción de las piezas.

- Sujeción del exoesqueleto no debe ocasionar fricción ni calor excesivo en el brazo.

Tabla 12. Tabla Pugh. Sistema de adquisición de señales

CRITERIOS	KIT MUSCLE SENSOR	BRAZALETE MYO	ELECTRODOS (montaje manual)
Facilidad de realizar movimientos	D	-	=
Versatilidad		+	=
No sea voluminoso		=	=
Confiabilidad	A	+	-
Atractivo a la vista	T	+	-
Comodidad	U	+	-
Manufacturabilidad	M	=	-
Estabilidad		+	-
Innovación		+	-
TOTAL +		6	0
TOTAL -		1	5

De la tabla 12 se evidencia que la mejor alternativa para el sistema de adquisición de datos es el brazalete Myo. El brazalete es superior al kit Muscle Sensor en todos los aspectos a excepción de la *facilidad de realizar movimientos*, ya que el brazalete viene prediseñado con 6 movimientos. No obstante, en capítulos posteriores se aborda el problema de los movimientos prediseñados con el paquete de desarrollador de Thalmics Labs.

5.5 SUMARIO

Para concluir el actual apartado, se presentan los resultados relevantes obtenidos. Se seleccionó la alternativa 4 como la mejor propuesta conceptual (ver Anexo D). El brazalete Myo será el elemento de adquisición de señales y los actuadores serán servomotores de corriente continua. El elemento de transmisión serán engranajes.

6. ANÁLISIS CINEMÁTICO

Cuando se habla de describir el movimiento geométrico de un sistema mecánico, se refiere al comportamiento cinemático del mismo. La cinemática, una de las ramas de la mecánica, no tiene en cuenta al momento de caracterizar el movimiento las fuerzas que originan el movimiento sino que busca determinar datos como posición, velocidad y aceleración del sistema. Para poder obtener los datos mencionados debe crearse una cadena cinemática compuesta de eslabones y articulaciones.

En este orden de ideas, la extremidad superior se modela como un compuesto de eslabones con la correspondiente longitud y articulaciones que emulan los grados de libertad del miembro superior. Ahora, cada articulación definida entre los eslabones posee un sistema de referencia fijo que es comparado con un sistema de referencia en la base o soporte de la cadena cinemática (en el posterior análisis de cinemática directa se representa el modelo cinemático).

Para realizar el análisis cinemático existen 2 problemas a tratar: el análisis cinemático directo y el análisis cinemático inverso. A grandes rasgos, el análisis cinemático directo relaciona el sistema de coordenadas unido a los elementos de la cadena cinemática respecto a un sistema de referencia fijo. Por el contrario, el análisis cinemático inverso permite conocer las variables articulares si se conoce la posición y orientación del extremo de la cadena cinemática, es decir, del efector final.

6.1 ANÁLISIS CINEMÁTICO DIRECTO

El análisis cinemático directo lo define Reyes Cortes¹² como el estudio analítico del movimiento del robot con respecto a un sistema de referencia cartesiano fijo $\Sigma(x,y,z)$ relacionando la dependencia que existe con las coordenadas articulares o generalizadas $\mathbf{q} \in \mathbb{R}^n$, sus parámetros geométricos y las coordenadas cartesianas $[x, y, z]^T \in \mathbb{R}^3$ y de orientación $[\theta, \phi, \psi]^T \in \mathbb{R}^3$ del extremo final del robot. Razón por la cual para iniciar el modelo directo debe definirse, en primer lugar, las articulaciones y sus respectivos sistemas de referencia y el sistema de referencia fijo de la base y del efector final.

Para realizar el análisis cinemático se siguió el procedimiento de Denavit-Hartenberg¹³ que resulta en una simplificación al momento de hallar las ecuaciones cinemáticas del movimiento. El procedimiento tiene como finalidad hallar la solución de la matriz de transformación homogénea mediante una tabla de parámetros relacionada con los eslabones y las articulaciones; esta matriz de transformación homogénea es una matriz de 4x4 que convierte un vector expresado en un sistema de coordenadas a otro sistema de coordenadas.

La matriz de transformación homogénea se representa:

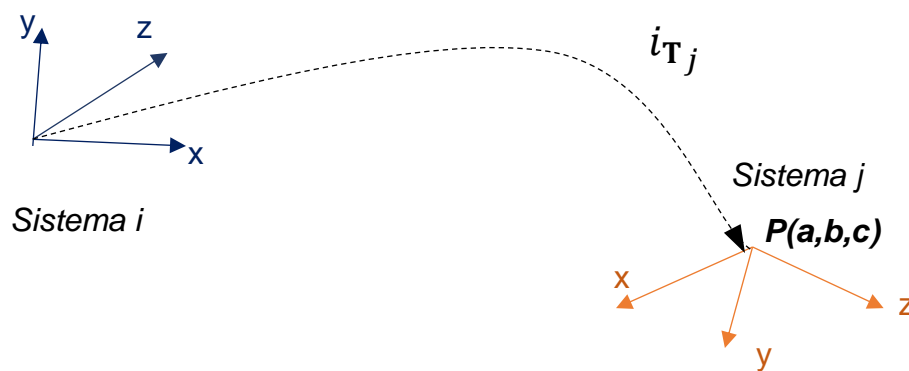
¹² REYES CORTÉS, Fernando. Robótica. Control de robot manipuladores. México: Alfaomega, 2011. p. 210

¹³ DENAVIT, J y HARTENBERG, R.S. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. EN: ASME. Journal of Applied Mechanics. 1955, vol. 22, p. 215-221

$$T = \begin{bmatrix} \text{matriz de rotación} & \text{vector de posición} \\ f_{1 \times 3} & \text{escalado} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{n}_x & \mathbf{s}_x & \mathbf{a}_x & \mathbf{p}_x \\ \mathbf{n}_y & \mathbf{s}_y & \mathbf{a}_y & \mathbf{p}_y \\ \mathbf{n}_z & \mathbf{s}_z & \mathbf{a}_z & \mathbf{p}_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

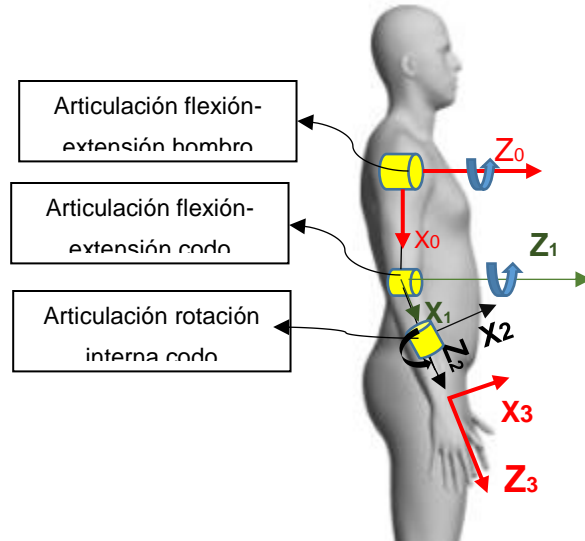
La matriz de rotación viene representada por los vectores ortogonales unitarios \mathbf{n} , \mathbf{s} y \mathbf{a} . Lo siguiente es el vector de posición \mathbf{p} y describe la posición x , y , z del origen del sistema inicial respecto al sistema de referencia definido. Para comprender la matriz, la figura 32 muestra una interpretación de estos vectores.

Figura 32. Interpretación geométrica de la matriz de transformación homogénea



Continuando con el procedimiento, debe realizarse el diagrama de eslabones y articulaciones del miembro superior como se muestra en la figura 33. Además, antes de entrar en detalle al procedimiento de Denavit-Hartenberg se deben realizar los pasos y observaciones mostrados en el Anexo H.

Figura 33. Modelo de cadena cinemática para brazo izquierdo



6.1.1 Procedimiento de Denavit-Hartenberg. Una vez se tiene el diagrama con el eje de referencia fijo en el hombro, los sistemas de referencia de cada articulación y la longitud de los eslabones, se crea la tabla de parámetros de Denavit-Hartenberg. Los resultados son mostrados en la tabla 13.

Tabla 13. Parametros de Denavit-Hartenberg

Articulación	θ	d	a	α
1	q_1	0	L_a	0
2	q_2	0	0	$-\frac{\pi}{2}$
3	q_3	L_b	0	$\frac{\pi}{2}$

L_a : es la distancia del eslabón del bíceps
 L_b : es la distancia del codo al efector final

Después de determinar los parámetros, se procede a encontrar la solución a la matriz de transformación homogénea dada por la ecuación matricial $T = {}^{i-1}A_i$, en la cual i representa el eslabón actual y $i-1$ hace referencia al eslabón anterior. La matriz de transformación homogénea entre dos sistemas de coordenadas consecutivos está dado por la matriz a continuación presentada.

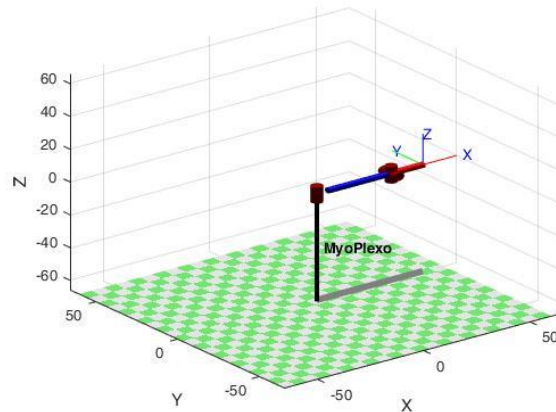
$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \text{sen} \theta_i & \text{sen} \alpha_i \text{sen} \theta_i & \alpha_i \cos \theta_i \\ \text{sen} \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\text{sen} \alpha_i \cos \theta_i & \alpha_i \text{sen} \theta_i \\ 0 & \text{sen} \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

El cálculo de la matriz de transformación homogénea se realizó en Matlab usando el complemento de Robotics Toolbox creado por Peter Corke¹⁴ para manipuladores robóticos. En este apartado se muestran los resultados de la matriz en forma numérica (figura) y la imagen de la simulación elaborada (figura 34). El código escrito para llegar a la solución se encuentra en el Anexo I.

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 50 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

¹⁴ CORKE, Peter. Robotics Toolbox for Matlab. Disponible en: <http://petercorke.com/wordpress/toolboxes/robotics-toolbox#Introduction>

Figura 34. Simulación de la cinemática directa del brazo izquierdo



Los resultados de la matriz de transformación homogénea determinan el cálculo para la posición mostrada en la figura 34. Para conocer el modelo matricial que sigue el brazo durante todo el movimiento, deben conservarse los ángulos articulares como variables. Esta matriz es conocida como la matriz simbólica de transformación homogénea y puede consultarse igualmente en el Anexo I.

6.2 ANÁLISIS CINEMÁTICO INVERSO

La finalidad de la cinemática inversa es hallar las variables articulares $q = [q_1, q_2, \dots, q_n]^T$ una vez se conoce la posición y orientación del extremo de la cadena cinemática. Entonces, para poder encontrar la matriz inversa se necesita hallar la matriz de transformación homogénea, lo que implica que el modelo inverso se obtiene del modelo directo. No obstante, a diferencia del problema cinemático directo, el proceso es más complejo al ser un problema no lineal y que no siempre se puede ejecutar, puesto que, se pueden presentar diversas soluciones o no haber solución analítica alguna.

Con la matriz de transformación homogénea debe hallarse su inversa. Para realizar el procedimiento debe declararse los valores articulares como variables y del procedimiento del análisis cinemático directo se evidenció que ${}^0A_3 = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3$. De la expresión anterior se deduce la ecuación siguiente:

$$({}^0A_1)^{-1}T = {}^1A_2 {}^2A_3$$

De la relación anterior, los elementos de la matriz **T** son conocidos y las demás matrices (${}^{i-1}A_i$) se encuentran en función de las variables articulares q1, q2 y q3. Cabe resaltar que el análisis cinemático inverso se realiza al conocer en cualquier momento la posición del efector final y aun conociendo la posición del efector, la configuración que puede tomar el exoesqueleto no es única. El proceso llevado a cabo y el código para realizar la simulación en Matlab se encuentran en los anexos citados en el apartado anterior.

7. DISEÑO MECÁNICO DEL EXOESQUELETO

El presente capítulo corresponde a la *fase B* y *fase C* del diseño, relacionada al diseño paramétrico y el diseño detallado respectivamente. En consecuencia, se evidencian las mejoras y evoluciones del exoesqueleto durante esta fase, asimismo, se detalla el proceso de diseño llevado a cabo para la construcción del marco del exoesqueleto, la selección de los servomotores y el diseño de los componentes del exoesqueleto.

La mejor alternativa resultante del capítulo anterior es diseñada en Solidworks con el fin de obtener una estructura general y poder tener un peso aproximado de cada sección del exoesqueleto. Seguidamente, se lleva a cabo la selección de servomotores y se procede al diseño detallado de cada uno de los mecanismos que reproducen los movimientos.

Para poder realizar un diseño general de la estructura, es necesario conocer las medidas antropomórficas de la extremidad superior, a continuación, se explica el proceso realizado para obtención de las mismas.

7.1 DATOS ANTROPOMÓRFICOS DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR

Las medidas de la extremidad superior del paciente se obtuvieron midiendo directamente las mismas (figura 35). Con el objetivo de evitar errores humanos inducidos en la toma de datos, los valores obtenidos se compararon con las medidas promedio de la población de Colombia según el estudio de Avila Chaurand¹⁵. En

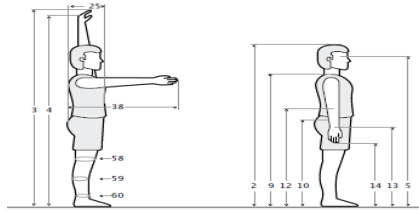
¹⁵ AVILA-CHAURAND, Rosalio, PRADO LEON, Lilia R y GONZÁLEZ MUÑOZ, E. L. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. 2 ed. México D.F: D.R Universidad de Guadalajara, 2007. p. 163-219.

esta investigación se relacionan las medidas de la población colombiana en percentiles para un grupo de hombres entre 20 y 39 años de edad (ver figura 36). En la tabla 15, se puede observar la comparación de las medidas respectivas.

Figura 35. Medidas del paciente



Figura 36. Dimensiones antropométricas para hombres colombianos entre 20 y 29 años



Dimensiones	20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)				
	x̄	D.E.	Percentiles			x̄	D.E.	Percentiles		
			5	50	95			5	50	95
1 Masa corporal (Kg)	66.9	10.45	52.3	66.0	85.3	71.2	9.87	55.8	70.4	87.7
2 Estatura (cm)	170.1	6.52	159.5	169.4	181.1	168.9	6.27	158.3	169.4	178.5
3 Alcance vertical máximo	214.8	8.81	201.7	214.1	230.6	213.3	8.70	198.2	213.8	226.1
4 Alcance vertical con asimiento	199.8	8.17	187.5	199.5	213.9	198.2	8.07	184.2	198.7	210.8
5 Altura de los ojos	159.1	6.36	148.8	158.6	170.4	158.2	6.19	148.0	158.4	167.6
9 Altura acromial	138.6	5.72	128.8	138.2	148.2	138.1	5.76	129.2	138.4	147.4
10 Altura cresta ilíaca medial	101.6	4.78	94.1	101.4	109.6	100.4	4.69	92.6	100.8	107.6
12 Altura radial	107.0	4.57	99.1	106.9	115.0	106.6	4.68	99.7	107.0	114.4
13 Altura estrioldea	81.7	3.90	75.6	81.6	88.4	81.7	4.02	75.5	81.9	88.2
14 Altura dactílea dedo medio	63.8	3.44	58.4	63.7	69.9	63.9	3.51	58.4	64.2	69.4
25 Anchura del tórax	19.5	1.74	16.8	19.5	22.5	20.5	1.70	17.9	20.5	23.4
38 Alcance anterior brazo	71.4	3.39	66.4	71.3	77.1	71.2	3.23	65.7	71.3	76.7
58 Perímetro rodilla media	36.1	2.37	32.3	36.0	40.0	36.8	2.28	33.2	36.7	40.8
59 Perímetro pierna media	35.3	2.59	31.4	35.2	39.9	36.3	2.38	32.4	36.2	40.3
60 Perímetro supramaleolar	21.6	1.35	19.6	21.6	24.0	21.9	1.28	19.9	22.0	24.1

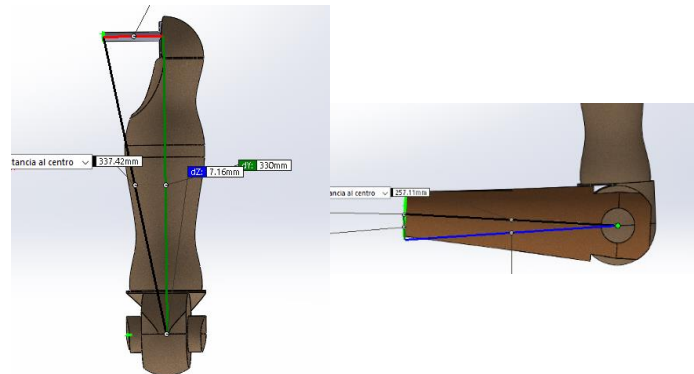
Fuente: AVILA-CHAURAND, Rosalio, PRADO LEON, Lilia R. y GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. p.200.

Tabla 14. Comparación de medidas antropométricas entre las del paciente y las promedio para la población colombiana.

Segmento de la extremidad	Longitud respectiva del paciente [cm]	Longitud promedio [cm]
Brazo (L_{Brazo})	33	35,2
Antebrazo ($L_{\text{Antebrazo}}$)	25	25,3
Mano (L_{Mano})	20	17,9

Con las medidas anteriores, se modela la extremidad superior del paciente en Solidworks. La figura 37 muestra el modelo guía al momento de diseñar las piezas que componen el exoesqueleto.

Figura 37. Modelo CAD de la extremidad superior izquierda

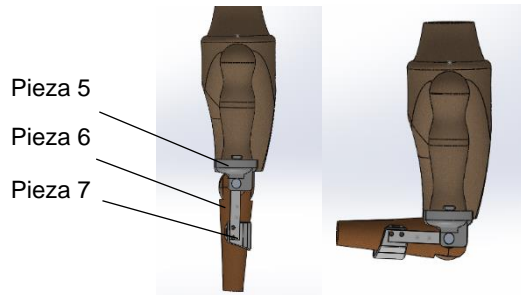


7.2 DISEÑO GENERAL DEL MARCO

Conocidas las medidas antropomórficas del paciente, se procede a diseñar la estructura mecánica general del exoesqueleto. Se debe tener en cuenta que las articulaciones del exoesqueleto deben coincidir con las del paciente para evitar el desalineamiento entre ejes de rotación y así evitar a largo plazo la inducción de esfuerzos en las articulaciones del paciente.

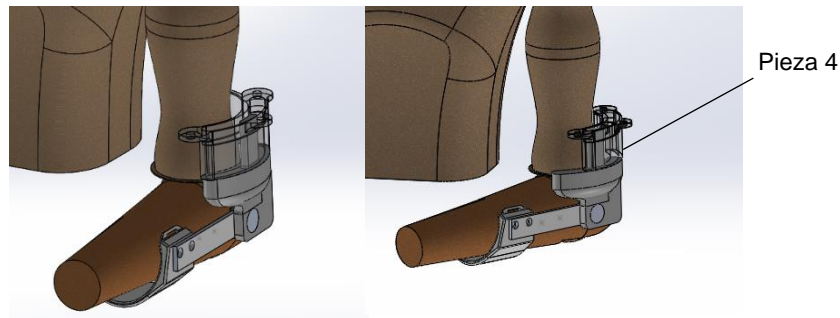
7.2.1 Flexión-extensión del codo. El mecanismo propuesto consta de tres piezas. La pieza 5 funciona como soporte y permite a la pieza 6 pivotar en uno de sus extremos. También se diseña una pieza de sujeción (Pieza 7), que funciona como acople del exoesqueleto al antebrazo del paciente. La figura 38 muestra las diferentes piezas.

Figura 38. Modelo CAD para movimiento en el codo



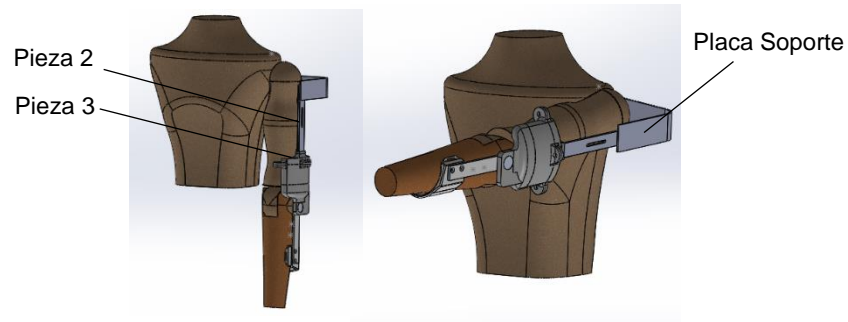
7.2.2 Rotación interna del hombro. A diferencia de la alternativa ganadora (Capítulo 5), se decidió reproducir este movimiento haciendo rotar el mecanismo de flexión-extensión del codo alrededor del eje transversal del brazo. Para lograr esto, se diseña la pieza 4, la cual cuenta con una guía que se encarga de direccionar la trayectoria circular del mecanismo flexión-extensión, como lo muestra la imagen 39.

Figura 39. Modelo CAD del movimiento de rotación en el codo



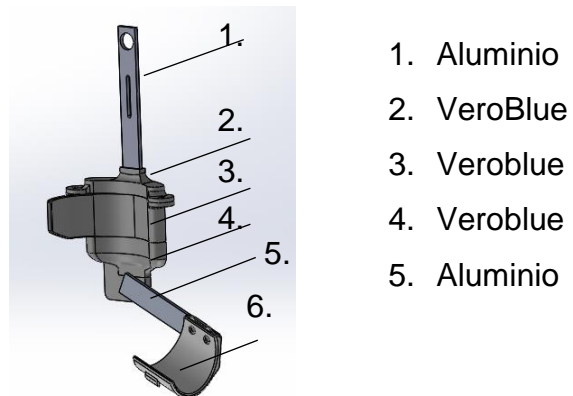
7.2.3 Flexión-extensión del hombro. Para lograr reproducir este movimiento se diseñaron las piezas 3 y 2. Así mismo, se propone una placa de soporte que conecta con un espaldar (diseñado posteriormente) y se encarga de soportar todo el peso del exoesqueleto. La pieza 2 es pivotada en esta placa, permitiendo la extensión del hombro, como lo muestra la imagen 40.

Figura 40. Modelo CAD para el movimiento de flexión-extensión del hombro



Los materiales escogidos para la construcción del exoesqueleto son aluminio 6061 y el material de impresión 3d para prototipado rápido, VeroBlue RGD840. En la imagen 41 se puede observar con cual material se fabricará cada una de las piezas diseñadas anteriormente.

Figura 41. Materiales del exoesqueleto



7.3 CÁLCULO DE TORQUES DE SERVOMOTORES

En este apartado se calcularán los valores nominales de los servomotores que se deben ubicar en el exoesqueleto con el objetivo de reproducir exitosamente los movimientos en el paciente. Dicho esto, es crucial calcular los siguientes datos:

- Peso equivalente a cada segmento perteneciente a la extremidad superior del paciente.
- Peso equivalente a cada segmento perteneciente al exoesqueleto diseñado.

7.3.1 Cálculo del peso de cada segmento de la extremidad superior. Para obtener estos datos de una manera precisa, se utilizan los valores obtenidos en el estudio realizado por Clauser¹⁶ los cuales, son datos tomados por desmembramiento de cadáveres y se exponen en la figura 42. En este, se presentan los porcentajes respectivos de cada segmento de la extremidad superior con respecto al peso total de una persona. Cabe resaltar que el paciente ha sufrido una disminución en la masa corporal de su extremidad, por lo cual, al utilizar estos datos se está sobredimensionando el peso real que van a soportar los servomotores, razón por la cual se asume como un factor de seguridad con el fin de asegurar el

¹⁶ CLAUSER, Charles E., McCONVILLE, John T. y YOUNG, J. W. (1969) Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. En: AMRL-TR-69-70. Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. 1969. p. 60. Disponible en: http://www.smpp.northwestern.edu/save_dLiterature/ClauserEtAl.1969.pdf. Citado por: MOLINA MENA, M. y SANCHO CULCAY, J. Y. Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho. Trabajo de grado Ingeniero Mecánico. Latacunga: Universidad de las Fuerzas Armadas. Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica, 2015. p.60

éxito de la selección de los mismos. En la tabla 15 se aprecian los valores obtenidos para el paciente con una masa de 90 kg.

Figura 42. Parámetros inerciales del cuerpo humano

Parámetros Inerciales generados por (Clauser, 1969)

SEGMENTO	MASA	CG
Cabeza y cuello	7.3 %	46.4 %
Tronco	50.7 %	38.03 %
Brazo	2.6 %	51.30 %
Antebrazo y mano	2.3 %	
Antebrazo	1.6 %	38.96 %
Brazo completo	5 %	
Mano	0.7 %	82.0 %
Muslo	10.3 %	37.19 %
Pie	1.5 %	44.9%

Fuente: Clauser, C., Mcconville, J., Young, J., 1969.

Fuente: MOLINA MENA, M. y SANCHO CULCAY, J. Y. Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho. p.60

Tabla 15. Masa por segmentos de la extremidad del paciente

Segmento de la extremidad	Masa [kg]
Brazo (W_{Brazo})	2,34
Antebrazo ($W_{\text{Antebrazo}}$)	1,44
Mano (W_{Mano})	0,63

7.3.2 Peso respectivo a cada segmento del exoesqueleto. Para los materiales de construcción del exoesqueleto, VeroBlue y Aluminio 6061, la densidad equivale a 2700 y 1180-1190 kg/m³ respectivamente. Del modelo CAD en Solidworks se extraen los volúmenes respectivos de cada pieza, multiplicando estos por la densidad, se obtiene la masa y al multiplicar el resultado de la masa por la gravedad se obtiene el peso de cada una. Los resultados son resumidos en la tabla 16.

Tabla 16. Peso de las piezas del exoesqueleto

Pieza	Volumen (m ³) x10 ⁻⁵	Densidad (kg/m ³)	Masa (kg)	Peso (N)
1	1,91	2700	0,0515	0,5052
2	4,69	1185	0,0556	0,5454
3	9,14	1185	0,1083	1,0624
4	10,56	1185	0,1251	1,2272
5	2,28	2700	0,0615	0,6033
6	5,31	1185	0,0629	0,6170

7.3.3 Cálculo torque del servomotor en codo (Flexión-Extensión). El torque del servomotor del codo se calcula cuando el antebrazo forma un ángulo de 90° con respecto al bíceps, como se muestra en la figura 43. En esta posición, las fuerzas son perpendiculares al vector posición respecto al codo generando el torque máximo con el que trabajará este servomotor. En primer lugar, se modela el brazo por medio de barras con las propiedades inerciales y geométricas como se ilustra en la figura 43. Luego se calcula la fuerza necesaria para mantener el conjunto antebrazo-mano horizontalmente a una distancia de 15 cm (longitud de la pieza 5), acto seguido se calculan las reacciones que se producen en el exoesqueleto.

Figura 43. Diagrama estático para antebrazo y modelamiento por medio de barras

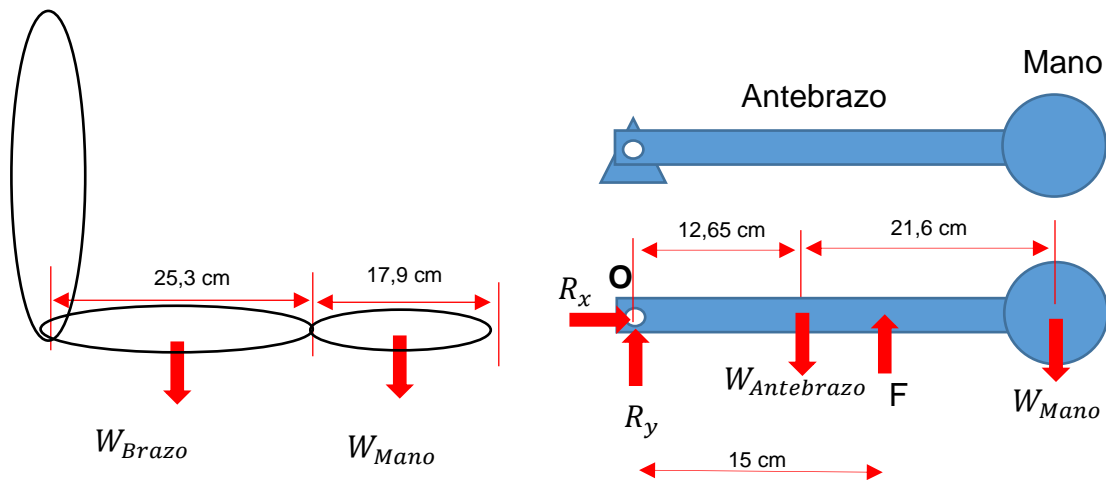
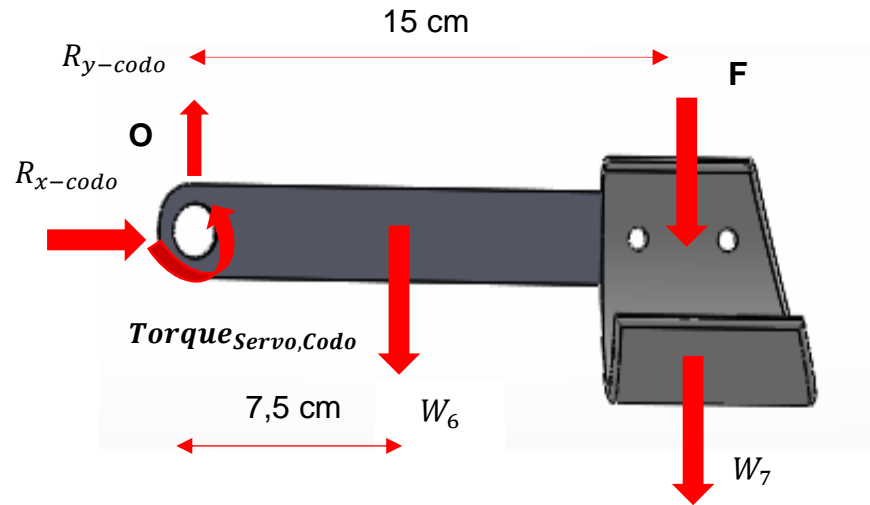


Figura 44. Diagrama estático del antebrazo del exoesqueleto



$$+\zeta \sum M_o = 0; \text{ Sumatoria de momentos en el punto } o.$$

$$F = \frac{W_{\text{Brazo}} * 12,65 + W_{\text{Mano}} * (21,6 + 12,65)}{15}$$

$$F = \frac{1,44 * 12,65 + 0,63 * (21,6 + 12,65)}{15}$$

$F = 2,65 \text{ (kgf)}$; **F** : fuerza de reacción en antebrazo por pieza de sujeción

$$+\zeta \sum M_o = 0; \text{ sumatoria de momentos alrededor del punto } O$$

W_6 : Peso del exoesqueleto en antebrazo

W₇: Peso de la pieza de sujeción del antebrazo

$$\text{Torque}_{\text{Servo,Codo}} = W_6 * 7,5 + F * 15 + W_7 * 15$$

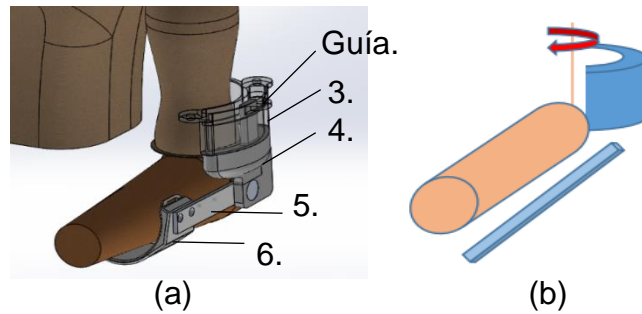
$$\text{Torque}_{\text{Servo,Codo}} = 0,0615 * 7,5 + 2,65 * 15 + 0,0629 * 15$$

$$\text{Torque}_{\text{Servo,Codo}} = \mathbf{41,154 \text{ (kgf * cm)}}$$

7.3.4 Cálculo torque-servomotor rotación interna. Para lograr calcular este servomotor se analiza el exoesqueleto en dos posiciones (A y B). La primera se logra cuando el codo del paciente se encuentra flexionado a 90 grados. La segunda cuando la extremidad superior se encuentra en flexión a 90° en el plano sagital.

Para la *posición A*, mostrada en la figura 45(a), el paciente reposa el peso del antebrazo y de la mano en la pieza de sujeción. Para que el servomotor pueda mover las piezas del exoesqueleto y la extremidad, este debe vencer el torque inercial del sistema, el cual se obtiene multiplicando la inercia del sistema por la aceleración angular del mismo. Dicho esto, se modela la extremidad del paciente como un cilindro con radio igual a 4,85 cm y masa igual a la suma del antebrazo y la mano. Las piezas 5 y 6 se modelan como una barra, mientras que la pieza 4 y el servomotor del codo, se modelan como medio cilindro hueco. Todo el sistema rota respecto al eje longitudinal del brazo del paciente, como se muestra en la figura 46(b). Finalmente, se calcula la aceleración angular.

Figura 45. Diagrama para análisis de torque en el servomotor de rotación: a) Posición a 90°. b) Esquema inercial



Hay que mencionar, además que en el mecanismo propuesto, las piezas 4,5 y 6 reposan sobre la pieza 3 (ver figura 45(a)). Estas piezas deslizan sobre la guía que tiene la misma, por lo tanto existe una fuerza de fricción la cual genera un torque respecto al eje longitudinal del sistema. El torque total que debe tener el servomotor según la posición A, será igual a la suma del torque inercial más el torque producido por la fricción. A continuación se muestra el procedimiento para el cálculo del torque inercial.

$$I_{\text{antebrazo-mano}} = \frac{1}{4}(M)R^2 + \frac{1}{3}(M)l^2 ; \quad I: \text{momento de inercia}$$

$$I_{\text{antebrazo-mano}} = \frac{1}{4}(2,07)(0,0485)^2 + \frac{1}{3}(2,07)(0,432)^2;$$

$$I_{\text{antebrazo mano}} = 0,129 \text{ Nm}^2$$

$$I_{barra} = \frac{1}{3}(M)l^2 = (M_6 + M_7)l^2; \quad l_2: \text{longitud de la pieza 5} = 0,15 \text{ m}$$

$$I_{barra} = \frac{1}{3}(0,0615 + 0,0629)(0,15)^2$$

$$I_{barra} = 9,33 * 10^{-4} \text{ Nm}^2$$

$$I_{cilindro-hueco} = \frac{1}{4}M(R_1^2 + R_2^2);$$

R_1 y R_2 son el radio externo e interno de la pieza 4 respectivamente

$$I_{cilindro-hueco} = \frac{1}{4}(0,1251 + 0,280)(0,085^2 + 0,065^2);$$

$$I_{cilindro-hueco} = 1,159 * 10^{-3} \text{ Nm}^2;$$

$$I_{Total} = 0,129 + 9,33 * 10^{-4} + 1,159 * 10^{-3}$$

$$I_{Total} = 0,1311 \text{ Nm}^2$$

Una vez se halla la inercia total del sistema, se procede a calcular la aceleración angular. Se asume que la velocidad angular del servomotor será $\omega = 30^\circ/s$

$$\alpha = \frac{\omega}{t}$$

$$\alpha = \frac{30}{1,5} * \frac{2\pi}{360}$$

$$\alpha = 0,340 \text{ s}^{-2}$$

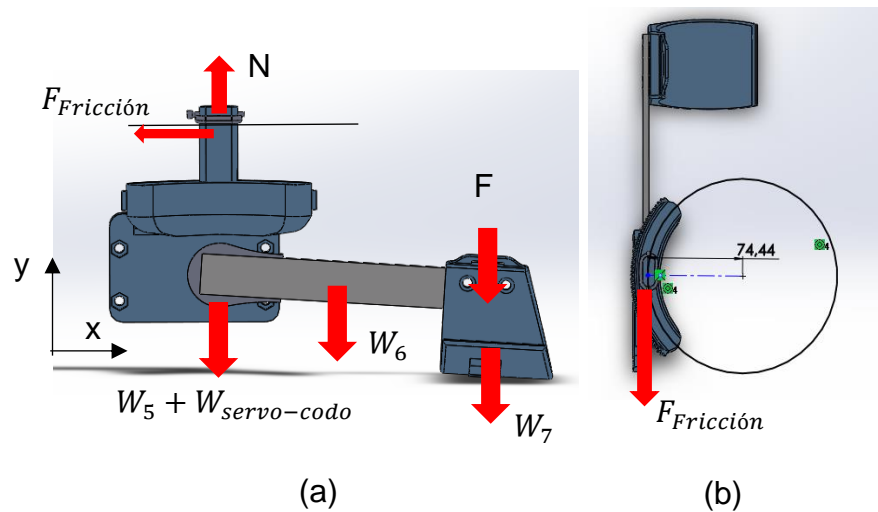
$$\text{Torque}_{\text{Inercial}} = I_{\text{Total}} * \alpha$$

$$\text{Torque}_{\text{Inercial}} = (0,1311)(0,340) = 0,0477 \text{ Nm}$$

$$\text{Torque}_{\text{Inercial}} = 0,486 \text{ (kgf * cm)}$$

Con el cálculo del torque inercial se procede a calcular el torque debido a la fricción existente en el mecanismo. La figura 46 muestra el diagrama estático con las fuerzas de fricción.

Figura 46. (a) Diagrama estático del mecanismo de flexión-extensión en el instante del inicio de la rotación, (b) Distancia de la fuerza de fricción al centro de rotación en milímetros.



Realizando la sumatoria de fuerzas y reemplazando los valores de las cargas y despejando la normal (N), se obtiene un valor de la fuerza normal $N=3,1795$ kgf.

$\mu_s = 0,25$; *Coeficiente de fricción estática asumido*

$$F_{fricción} = \mu_s * N = 0,25 * 3,1795 = 0,795 \text{ kgf}$$

$$\mathbf{Torque}_{Fricción} = 0,795 * 7,44$$

$$\mathbf{Torque}_{Fricción} = 5,91 \text{ (kgf * cm)}$$

$$\mathbf{Torque}_{Servo-rotación} = \mathbf{Torque}_{Inercial} + \mathbf{Torque}_{Fricción};$$

$$\mathbf{Torque}_{Servo-rotación} = \mathbf{23,65} + \mathbf{0,48} = \mathbf{24,136 \text{ (kgf * cm)}}$$

Una vez se halla el torque para la posición A, se inicia el cálculo para la *posición B*. Como se mencionó anteriormente, la pieza 4 desliza sobre la pieza 3. Debido a esto, cuando el brazo del paciente está extendido (ver figura 47) el peso del antebrazo del paciente reposará sobre la pieza de sujeción y esta fuerza generará una reacción en la pieza 4, equivalente a la reacción R_y hallada anteriormente en el cálculo del torque del servomotor del codo. Así mismo, actúa el peso de la propia pieza y del servomotor. Estas tres fuerzas provocan que la pieza 4 rote respecto a su centro de giro, para que no suceda esto, el servomotor debe ejercer una fuerza tangencial que compense la misma como se muestra en la figura 48.

Figura 47. Posición de flexión del brazo en plano sagital

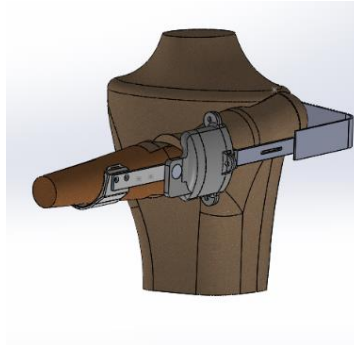
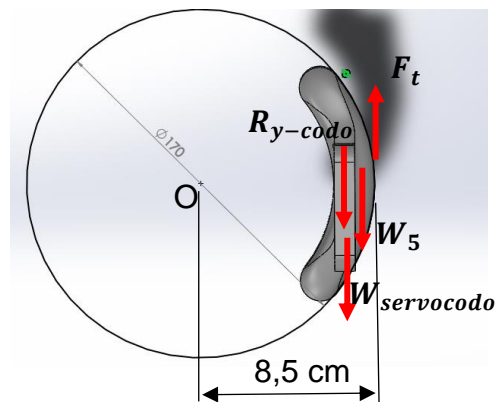


Figura 48. Diagrama estático de la pieza 4 visto desde la parte inferior.



$\sum M_o = 0$; *sumatoria de momentos alrededor del punto O*




$$F_t(8,5) = (W_{servocodo} + W_5 + R_{y-codo})(8,5); \text{ todas las fuerzas actuan en el diametro externo}$$

$$F_t = (0,28 + 0,1251 + 2,77) = 3,1751 \text{ kgf}; F_t: \text{ fuerza tangencial en el piñon}$$

$$Torque_{Servo-rotación} = 3,1751 (8,5) = 26,98 \text{ kgf} * \text{cm}$$

7.3.5 Especificaciones de los servomotores seleccionados. Con los valores de los torques hallados se procede a seleccionar los servomotores. La tabla 17 muestra en resumen los servomotores adquiridos y para qué movimiento del exoesqueleto se usarán.

Tabla 17. Selección de servomotores

Movimiento	Flexión-extensión codo	Rotación Interna	Flexión Hombro
Fabricante	Seiko	Hitec	Hitec
Captura			
Modelo	Power Servo 050	HS-7980TH	HS-1005sgt
Velocidad	0,29 sec/60 deg @ 6 V 0,21 sec/60 deg @ 8,4 V	0,21 sec/60 deg @ 6 V 0,17 sec/60 deg @ 6 V	0,26 sec/60 deg @ 6 V 0,19 sec/60 deg @ 6 V
Torque	65,31 kgf/cm @ 6 V 91,52 kgf/cm @ 8,4 V	36 kgf/cm @ 6 V 44 kgf/cm @ 7,4 V	84 kgf/cm @ 11,1 V 110 kgf/cm @ 14,8 V
Dimensiones	100mm x 44mm x 93mm	43,8mm x 22,4mmx40mm	64mm x33mm x73mm
Peso	280 g	78,2 g	310g

7.4 DISEÑO DE LOS COMPONENTES DEL EXOESQUELETO

En este apartado, se detalla el diseño de cada una de las piezas que componen los distintos mecanismos mencionados anteriormente, el montaje de los servomotores y el diseño de los distintos acoples.

7.4.1 Mecanismo de flexión-extensión de codo. Es necesario que el movimiento rotatorio del servomotor se transmita al eje de potencia (ubicado en el codo), acto seguido este eje debe transmitir el movimiento a la pieza 5, haciendo rotar el antebrazo y la mano del paciente.

En primer lugar, se diseña el montaje del servomotor del codo, este debe quedar fijo y acoplarse correctamente al eje de potencia con el fin de que se transmita el movimiento correctamente. El servomotor se acopla a la pieza 4 por medio de tornillos y bujes, asimismo, la pieza 4 se fabrica con espacios donde se ubicarán los tornillos como se muestra en la figura 49. El eje propuesto tiene un diámetro externo de 15 mm que encaja con un rodamiento de igual diámetro interno y de 24 mm de diámetro externo, para asegurar el montaje del rodamiento, se diseña una cavidad donde se incrusta un anillo de retención. En la figura 50 se puede apreciar el montaje del eje.

Figura 49. Montaje del servomotor en articulación del codo.

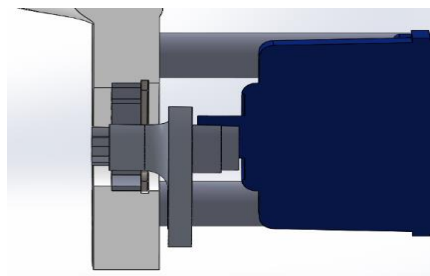
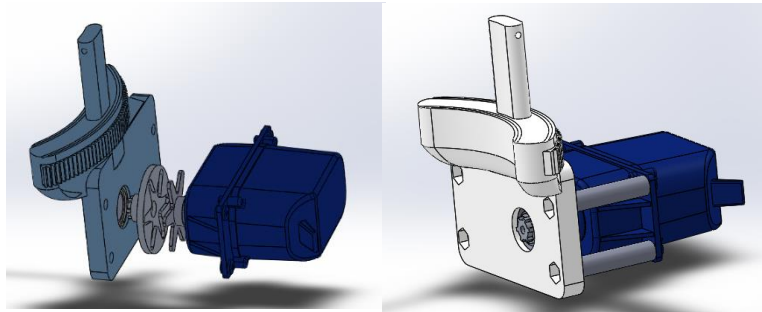


Figura 50. Montaje del eje en articulación del codo.



El acople entre la barra del antebrazo y el eje de potencia se logra diseñando la pieza que se muestra en la figura 51. Para impedir el movimiento relativo en el sentido de giro, se diseñan estrías en el eje y el acople. Finalmente, para asegurar la pieza 6 al eje de manera axial se decide utilizar un tornillo pasante de 4 mm a través del eje. Para que el tornillo pueda enroscar correctamente se hace necesario diseñar una cavidad donde se ubica la tuerca del mismo (figura 52). Según el montaje, se espera que el tornillo funcione como un refuerzo en el eje (fabricado en VeroBlue), frente a los esfuerzos que va a soportar el mismo.

Figura 51. Acople de la barra del antebrazo y el acople del servomotor de rotación.

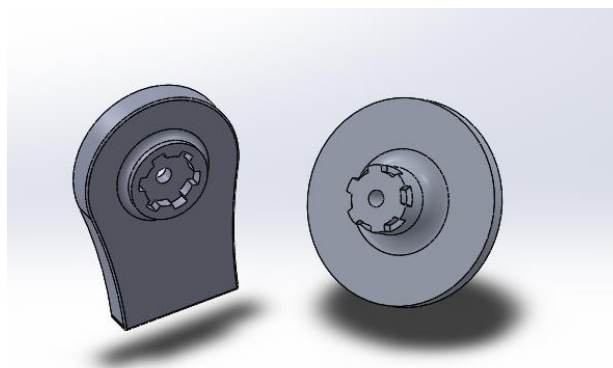
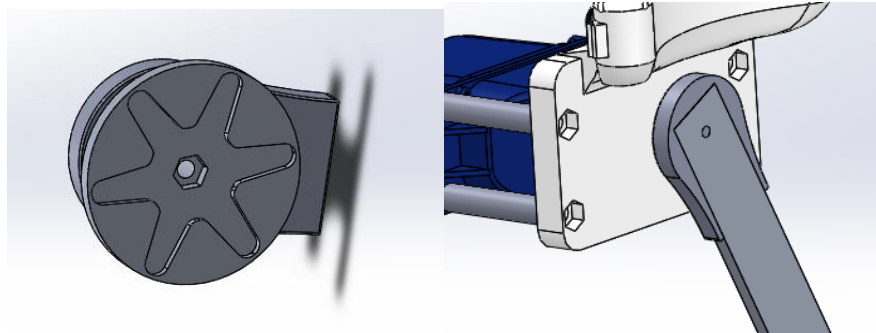
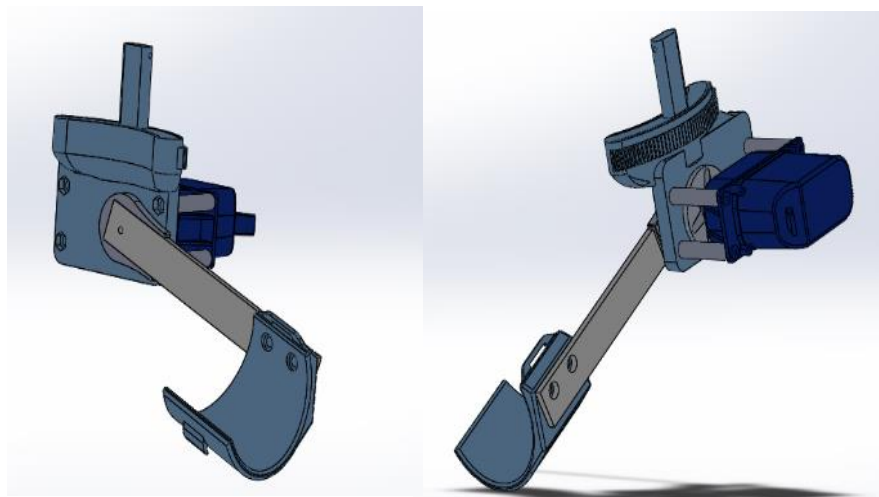


Figura 52. Acople axial del mecanismo de flexión del codo



Eventualmente, se agregan orificios en la pieza de sujeción al antebrazo y la barra, donde se ubicarán tornillos M6x15 con el fin de asegurar ambas piezas. En la figura 53 se observa el montaje final del mecanismo flexión-extensión del codo.

Figura 53. Mecanismo final flexión-extensión codo.



7.4.2 Mecanismo de rotación interna. Primero se diseña el montaje del servomotor que produce la rotación interna del mecanismo de flexión-extensión del codo. Para determinar la posición del servomotor, se debe determinar el diámetro

primitivo de la cremallera que se fabricará sobre la pieza 4. Es muy importante que el sistema de engranajes y piñón-cremallera, genere el contacto en el diámetro primitivo con la finalidad que la transmisión de fuerzas sea correcta.

7.4.2.1 Diseño del engranaje y el piñón. El mecanismo de rotación interna debe cumplir con la rotación del antebrazo en 45° tanto interna como externa. Para poder cumplir con el objetivo debe calcularse la transmisión del sistema engrane-piñón, teniendo en cuenta que el servomotor tiene un rango de movilidad de 0° A 180°. Para el cálculo de la transmisión de engranajes debe buscarse una relación en la que se obtengan diámetros pequeños para el engrane y el piñón, y así, no afectar la portabilidad del exoesqueleto. Una consideración a tener en cuenta, es que el diámetro externo de la pieza 4 es de 170 mm, por ende, el diámetro del engranaje debe ser mayor a este valor.

$$\frac{\Phi_{Engranaje}}{\Phi_{Piñón}} = \text{relación de transmisión} = N ; \quad \Phi: \text{Diámetro primitivo}$$

$$\frac{\Phi_{Engranaje}}{\Phi_{Piñón}} = 4;$$

Se asume un diametro primitivo del engranaje $\Phi_{Engranaje} = 173 \text{ mm}$

$$\Phi_{Piñón} = \frac{173}{4},$$

$$\Phi_{Piñón} = \mathbf{43,25 \text{ mm};}$$

Una vez supuesto los diámetros primitivos, se debe calcular el número de dientes de cada uno y determinar el módulo. El módulo debe ser igual tanto en el engranaje

como en el piñón para que puedan engranar correctamente. Esta vez, el modulo se supuso igual a 1.

$$Z = Q * M; \quad Z: \text{Numero de dientes}; \quad M: \text{Módulo}$$

$$Z_{\text{Engranaje}} = Q_{\text{Engranaje}} * M; \quad \text{Numero de dientes del engranaje}$$

$$Z_{\text{Engranaje}} = 173(1) = 173 \text{ dientes.}$$

$$Z_{\text{Piñón}} = Q_{\text{Piñón}} * M; \quad \text{Numero de dientes del piñón.}$$

$$Z_{\text{Piñón}} = 43.25(1) = 43,25 \text{ dientes.}$$

El número de dientes de un engranaje debe ser entero, por lo tanto se asume el número de dientes del piñón como 43 y se recalcula la relación de transmisión, la cual debe ser aproximada a 4 para que sea correcta y se cumpla con los requerimientos de diseño.

$$\text{relación de transmisión} = \frac{Q_{\text{Engranaje}}}{Q_{\text{Piñón}}} = \frac{Z_{\text{Engranaje}}}{Z_{\text{Piñón}}};$$

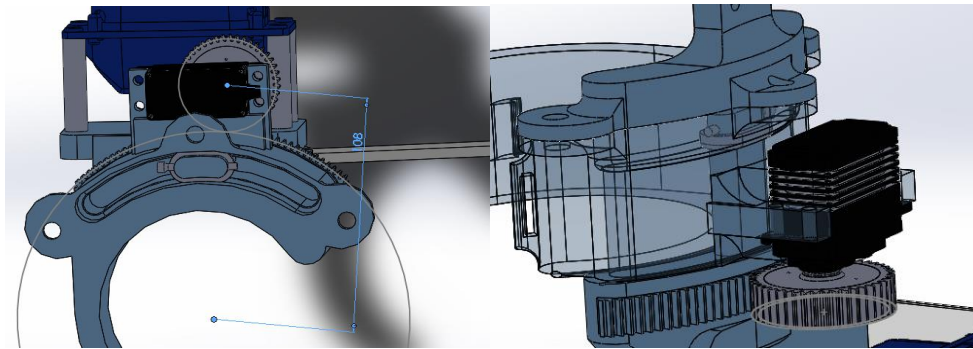
$$\text{relación de transmisión} = \frac{173}{43};$$

$$\text{relación de transmisión} = 4,023;$$

Por último, se calcula la distancia entre centros de los engranajes y se procede al diseño del montaje del servomotor de rotación. En la figura 55 se puede apreciar el montaje propuesto.

$$\text{Distancia entre centros} = \frac{173 + 43}{2} = 108 \text{ mm.}$$

Figura 54. Montaje del servomotor del codo



7.4.2.2 Cálculo del espesor de los engranajes sometidos a esfuerzos. Para iniciar el cálculo debe conocerse la fuerza tangencial que actúa sobre el diente del engranaje. La fuerza tangencial ya fue hallada en los cálculos del torque de rotación interna para la posición de flexión de hombro y su valor es de 3.18 kgf. Con el valor de la fuerza se analizan los dientes del engranaje sometidos a falla por flexión y se decide usar la metodología de Moya Rodríguez¹⁷ para el cálculo de engranajes plásticos.

¹⁷ MOYA RODRÍGUEZ. J.L. y VÉLAZQUEZ PÉREZ. J.A. Cálculo de engranajes plásticos. EN: Ingeniería Mecánica. Septiembre-Diciembre, 2007, vol. 10, 8 p. Disponible en: <http://www.ingenieriamecanica.cujae.edu.cu/index.php/revistaim/article/view/136/469>

$$\text{Esfuerzo} = \frac{F_t C_s}{m * b * Y * n} \leq \text{Esfuerzo Admisible del material};$$

F_t = Fuerza tangencial;

C_s = Factor de servicio según la tabla 18;

m = Módulo del engranaje

Y = Factor de Lewis según la tabla 19

B = Ancho del diente

n = Factor de seguridad

Tabla 18. Factor de servicio

Tipo de Carga	8-10 h/día	24 h/día	Intermitente (3 h/día)	Ocasional (0,5 h/día)
Constante	1	1,25	0,80	0,50
Choques ligeros	1,25	1,50	1	0,80
Choques medios	1,50	1,75	1,25	1
Choques fuertes	1,75	2	1,50	1,25

Fuente: MOYA RODRÍGUEZ. J.L. y VÉLAZQUEZ PÉREZ. J.A. Cálculo de engranajes plásticos. p.6.

Tabla 19. Factor de forma

Número de dientes	Diente de involuta de 20°	Diente de involuta de 20° cortos.
12	0,245	0,311
14	0,276	0,339
16	0,295	0,361
18	0,308	0,377
20	0,320	0,393
22	0,330	0,405
26	0,346	0,424
30	0,358	0,437
34	0,371	0,446
38	0,383	0,456
43	0,396	0,462
50	0,408	0,474

Fuente: MOYA RODRÍGUEZ. J.L. y VÉLAZQUEZ PÉREZ. J.A. Cálculo de engrajes plásticos. p. 6.

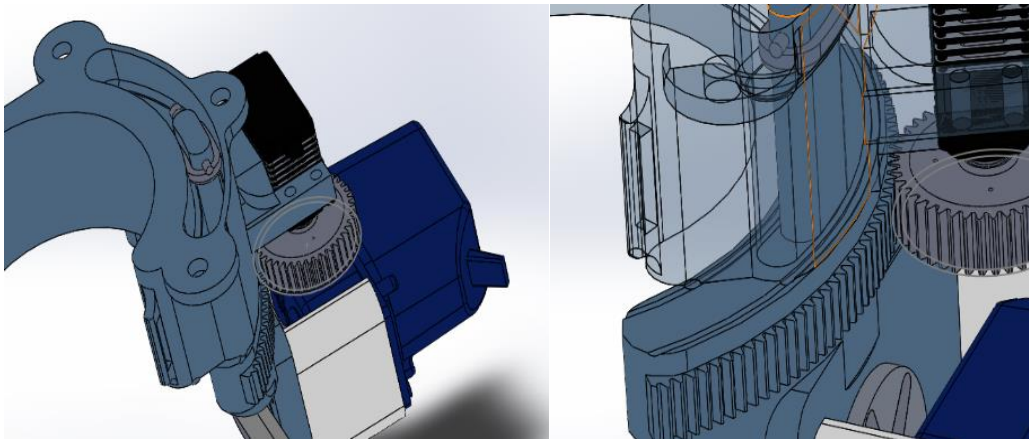
Con un Factor de servicio de 0,5 (carga constante y ocasional) y un factor de forma de 0,325 (ángulo de presión de 20 grados, y 21 dientes), módulo igual a 1 y suponiendo un espesor de diente de 12 mm, se calcula el esfuerzo a flexión que soportaran los dientes en el piñón. Cabe resaltar que el análisis se hace en el piñón porque es el que tiene un factor de Lewis menor, por lo tanto, el esfuerzo será mayor.

$$Esfuerzo_{\text{piñón}} = \frac{(3,1751 * 9,81)(0,5)}{\left(\frac{1}{1000}\right) * \left(\frac{12}{1000}\right) * 0,396} = 3277328,59 \text{ PA} = 3,277 \text{ Mpa.}$$

En definitiva, el mecanismo de flexión-extensión del codo se acopla a la pieza 4 mediante un pasador y es soportado por un tope, que será el que desliza sobre la guía, también se agregan pestañas en la parte inferior de la pieza 4 con el fin de

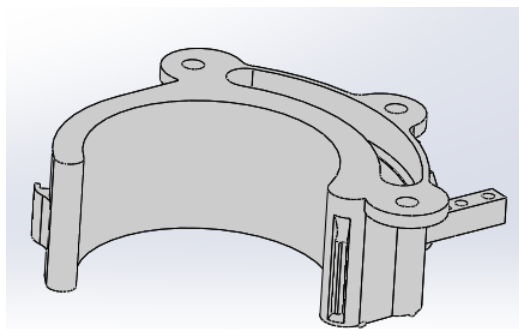
mejorar el deslizamiento y la unión entre ambas piezas. En la figura 56 se puede apreciar el montaje final.

Figura 55. Acople del mecanismo de flexión extensión a la pieza 4



La pieza 4 es diseñada para que sirva como soporte al antebrazo del paciente cuando se realiza la flexión y extensión del hombro (Ver figura 56).

Figura 56. Diseño final de la pieza 4



8. ANÁLISIS DINÁMICO Y ESTÁTICO ESTRUCTURAL

El análisis dinámico consiste en evaluar el exoesqueleto teniendo en cuenta las fuerzas que originan su movimiento. Además, describe las velocidades y aceleraciones a las que está sujeto los diferentes elementos del mecanismo. Cabe mencionar que, el análisis dinámico resulta útil para poder comparar los torques resultantes del análisis estático y de esta forma, seleccionar los motores.

Para el análisis dinámico se utilizó la herramienta de *Análisis de movimiento* de Solidworks Motion. Con el modelo CAD del exoesqueleto previamente desarrollado y un modelo de brazo humano se realizaron las simulaciones por cada movimiento diseñado del exoesqueleto. Para cada movimiento se especifican las condiciones asumidas y los parámetros con los cuales se ejecutó la animación. Se debe decir también, que el modelo del brazo humano se diseñó con los pesos de la tabla 14 y se usaron los centros de masa propuestos por Clauser¹⁸ y mostrados en la tabla 20.

Tabla 20. Centros de gravedad para el brazo según Clauser

SEGMENTO	MASA	CG	Pt. proximal	Pt. distal
Brazo	1.6%	38.96%	Radial	Radial
Antebrazo	0.7%	82%	Articulación muñeca	Art. Muñeca
Mano	10.3%	37.19%	Art. cadera	Art. cadera

¹⁸ CLAUSER, Op. cit. p. 70.

8.1 FLEXIÓN-EXTENSIÓN DEL CODO EN PLANO SAGITAL.

Para este movimiento se tiene en cuenta el peso del exoesqueleto, del antebrazo y la mano. Se agrega un servomotor y se establece un contacto entre la pieza de sujeción y el antebrazo. En la figura 57 se muestra la simulación y en las gráficas de la figura 58 los resultados.

Figura 57. Simulación dinámica flexión-extensión del codo

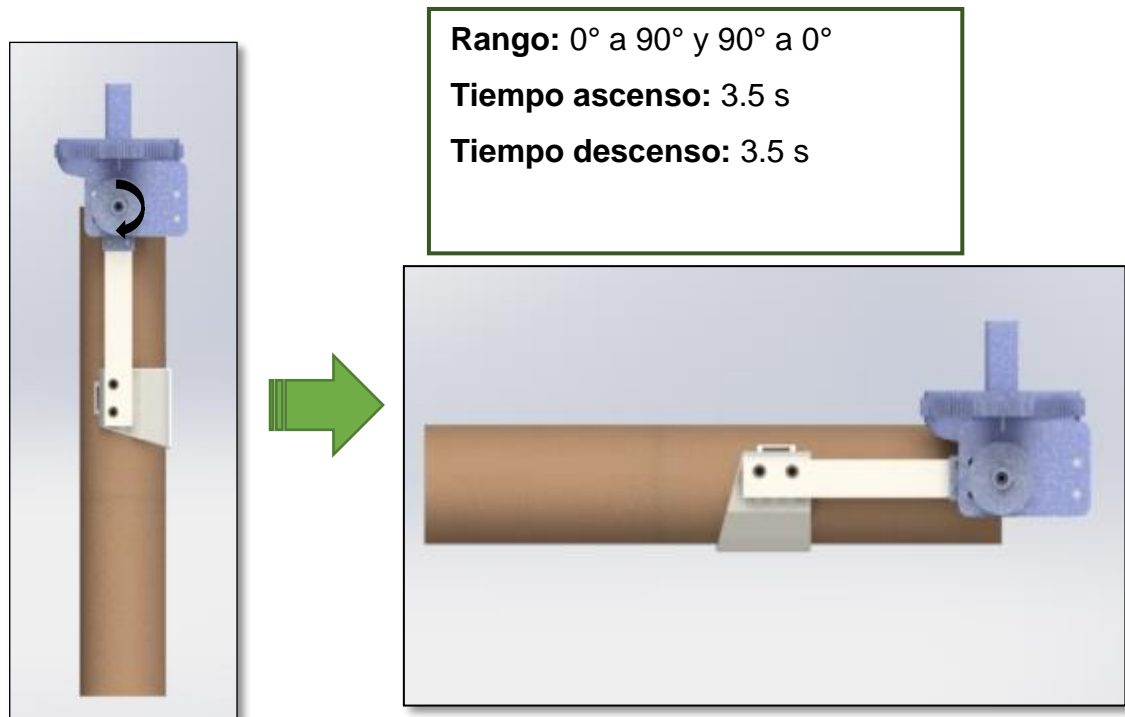
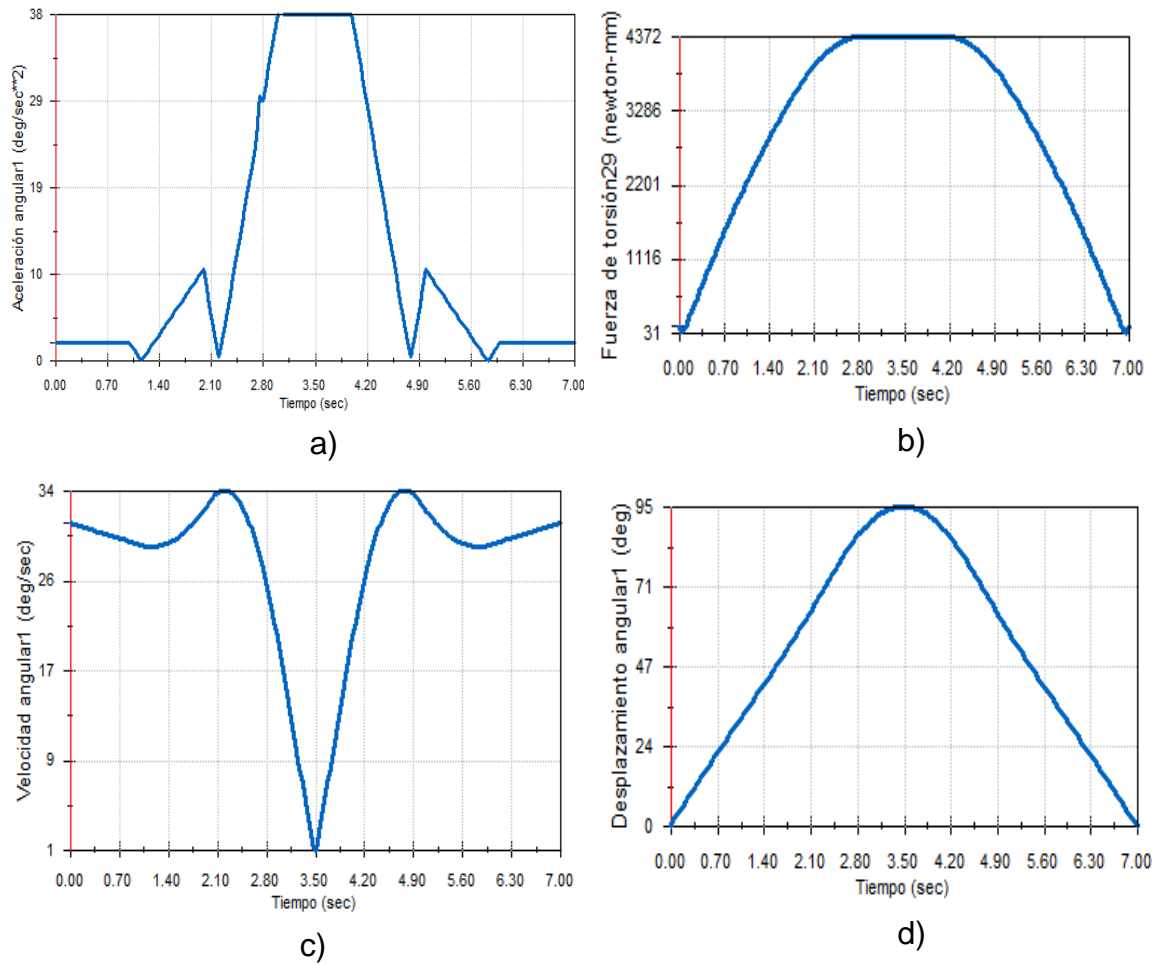


Figura 58. Resultados de simulación: a). Velocidad angular vs tiempo. b) Torque motor vs. Tiempo. c) Velocidad angular vs. Tiempo. d) Desplazamiento angular vs tiempo



De los resultados de la simulación, se puede concluir que el torque máximo requerido por el servomotor del codo es de 4372 N.mm para una aceleración angular máxima de 38 °/s².

8.2 ROTACIÓN INTERNA DEL CODO EN PLANO TRANSVERSAL.

Para la simulación de la figura 59 correspondiente al movimiento de rotación, se agregó el modelo CAD del antebrazo y la mano con sus correspondientes pesos y centros de masa. Además, se agregó el contacto de la sujeción en el antebrazo, el contacto de los dientes de la cremallera-piñón y se tuvo en cuenta la fricción existente en el mecanismo con ranura. Cabe resaltar, que los contactos se asumieron como acrílico-acrílico en SolidWorks. Los resultados de la simulación se detallan en las gráficas de la figura 60.

Figura 59. Simulación rotación interna codo

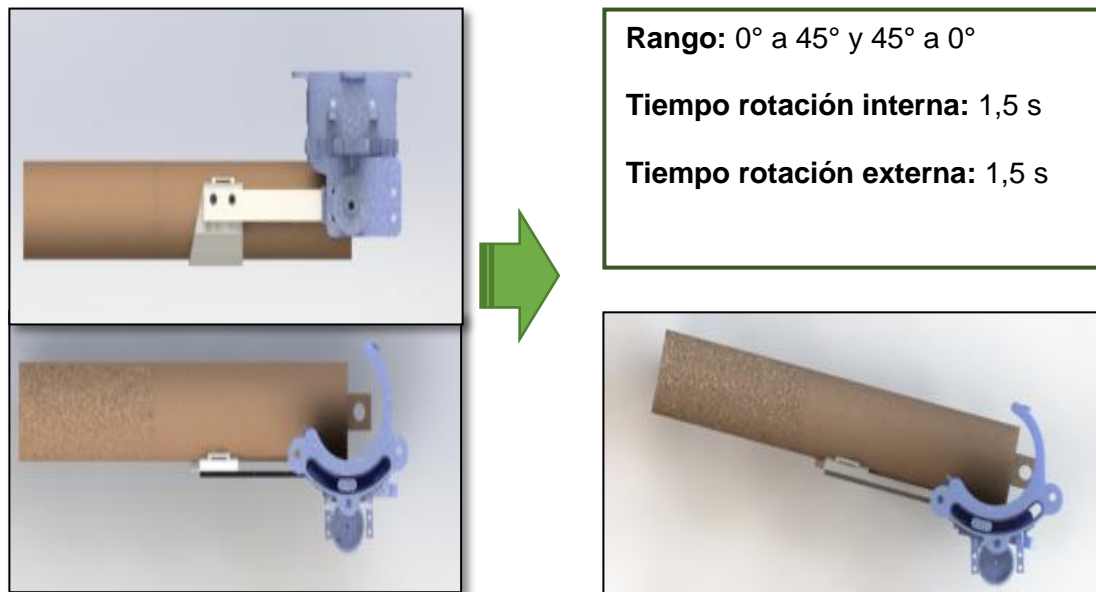
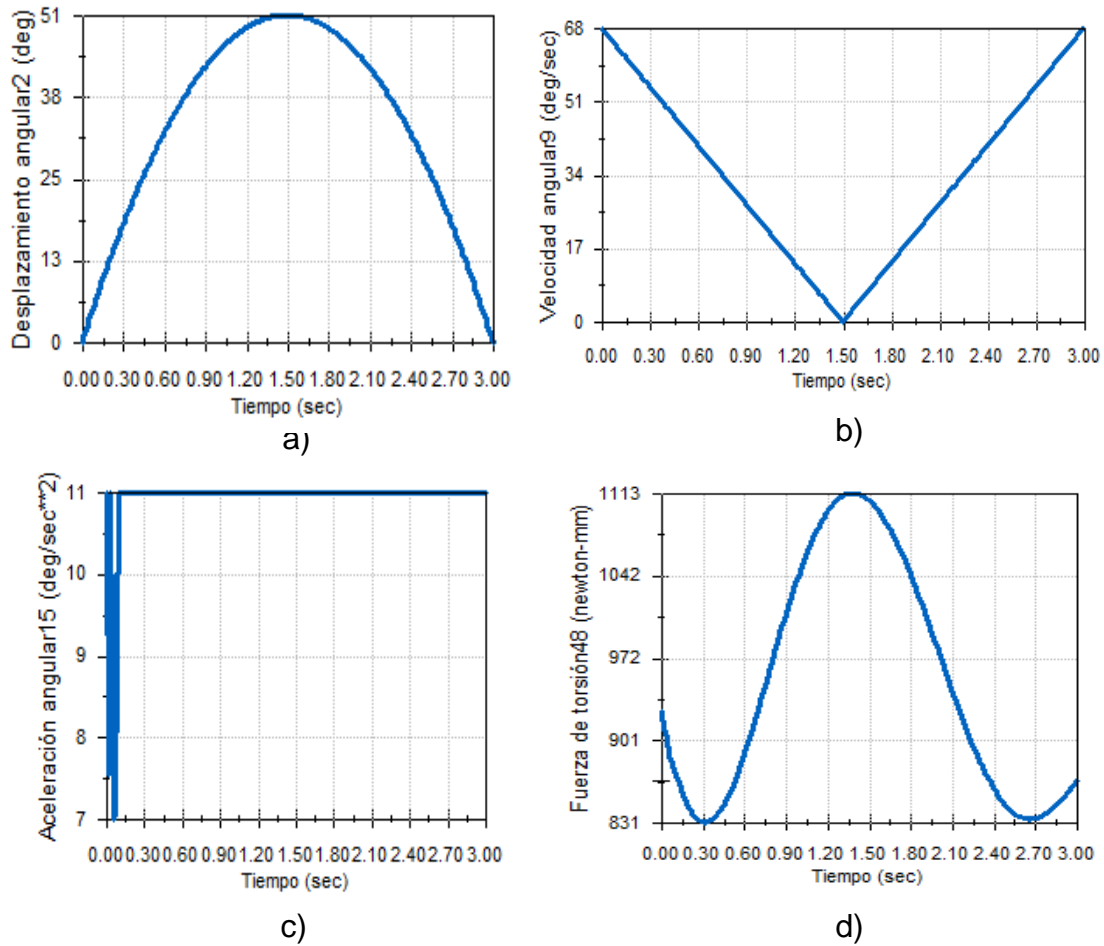


Figura 60. Resultados simulación rotación interna del codo: a) Desplazamiento angular Vs. Tiempo. b) Velocidad Angular Vs. Tiempo. c). Aceleración angular Vs. Tiempo. d) Torque motor Vs. Tiempo



Se observa de las gráficas, que en el momento de arranque del servomotor, debe vencerse la inercia producida por el antebrazo y el peso del exoesqueleto. Esto se ve reflejado en la gráfica de aceleración angular (figura 60 (c)) por los cambios instantáneos de la aceleración hasta alcanzar su valor constante de 11 °/seg².

8.3 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Los resultados obtenidos, específicamente los resultados de torque de los servomotores, son comparados en la tabla 21. En la tabla se comparan los resultados de los torques máximo del análisis estático, el análisis dinámico y el torque de los servomotores seleccionados.

Tabla 21. Comparación de resultados de torques en servomotores

Movimiento	Torque estático máximo [kgf*cm]	Torque dinámico máximo [kgf*cm]	Torque del servomotor [kgf*cm]
Flexión – extensión del codo	41.15	44.58	65
Rotación interna-externa del codo	26	11.35	36

De la tabla 21 se puede concluir que los servomotores seleccionados cumplen con los torques requeridos por el análisis estático y dinámico. Por lo tanto, los servomotores podrán soportar la estructura del exoesqueleto y capaces de realizar los movimientos definidos en el exoesqueleto.

8.4 ANALISIS ESTÁTICO ESTRUCTURAL POR EL METODO DE ELEMENTOS FINITOS

Cuando se realiza un diseño mecánico, es de gran utilidad conocer de antemano las posibles fallas que tendrá el producto final para poder corregir antes de construir. Para prever estos posibles errores, existe un método numérico usado en ingeniería denominado *Análisis por el Metodo de Elementos Finitos (MEF)*. El método se usa en el presente proyecto, para determinar el comportamiento estructural del exoesqueleto cuando se encuentra en operación y así, poder determinar las secciones críticas que deben rediseñarse.

Antes de proseguir con el estudio, es necesario conocer los materiales que conformarán el exoesqueleto, como se mencionó, el exoesqueleto será construido en VeroBlue RGB840 y aluminio 6061. El VeroBlue RGB840 es un fotopolímero, rígido y no es isotrópico. Dicho esto, las propiedades mecánicas varían según la orientación de las fibras que componen al material, lo que conlleva a determinar en primer lugar, sus propiedades mecánicas, las cuales se tomaron del estudio realizado por Fragassa¹⁹ en Bertinoro, Italia. En el referido estudio, se hicieron ensayos de tensión con probetas fabricadas en VeroBlue con las fibras orientadas a lo largo de los 3 ejes (x,y,z), concluyendo que el material se comporta isotrópicamente a lo largo del plano x-y, pero varía su comportamiento a lo largo del

19 Fragassa, C y Minak, G. Standard characterization for mechanical properties of photopolymer resins for rapid prototyping [en línea]. EN: 1 Symposium on Multidisciplinary Studies Of Design in Mechanical Engineering (25-28, junio,2008: Bertinoro, Italia). Bertinoro: Universidad de Bologna. 2 p. Disponible en: https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/34044109/24_MSDesign__Pedrini__paper_.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1518541178&Signature=Ynswi4IFRQHj1yMdgQm7CCVGuX0%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DStandard_characterization_for_mechanical.pdf

plano z. En la figura 61, se puede apreciar los resultados obtenidos, según dicho estudio.

Figura 61. Resultados de las pruebas realizadas a las probetas de VeroBlue RGD840

	FullCure		PA		MK3		VeroBlu	
	x-y	Z	x-y	z	x-y	z	x-y	z
Tensile stress (MPa)	59.5	44.9	50.6	38.3	40.4	28.9	48.6	33.8
Elongation at Tensile Yield (%)	14-19	4-5	8-9	3-4	3-4	2-3	12-19	2-4
Modulus of Elasticity (MPa)	3285	3411	2416	2188	5342	5131	3342	3408
Flexural stress (MPa)	53.0	46.9	65.5	-	54	-	59.8	31.8
Elongation at Flexural Yield(%)	4	2	4	-	2.5	-	5	2
Flexural Elasticity (MPa)	2357	2473	3205	-	5127	-	2606	2200
Compressive stress (MPa)	106		66		67		101	
Compressive Elasticity (MPa)	2021		-		-		1911	
Elongation Compres.Yield(%)	6-8%		7%		30-40%		7-9%	

Fuente: Fragassa, C y Minak, G. Standard characterization for mechanical properties of photopolymer resins for rapid prototyping.p. 2.

Para encontrar un valor exacto del esfuerzo último de este material y módulo de elasticidad, se optó por seguir la metodología utilizada en la tesis de Haro Gonzalez²⁰, en esta tesis de maestría, el autor diseña así como también, construye un inyector de aceite utilizando el sinterizado laser como medio de manufactura. Para calcular el esfuerzo último y el módulo de elasticidad del material, el autor fábrica dos grupos de probetas, en el primer grupo se orienta las fibras de manera

²⁰ HARO GONZALEZ, Juan Vicente. Desarrollo de un proceso óptimo para fabricación de componentes mediante tecnologías aditivas [en línea]. Trabajo de Maestría en Ingeniería Mecánica y Materiales. Valencia: Universidad Politecnica de Valencia. 2012. 149 p.

vertical y en el segundo de manera horizontal. Luego se obtiene un promedio del esfuerzo último y módulo de elasticidad para ambos grupos, finalmente calcula el promedio del esfuerzo último y módulo de elasticidad, siendo estos últimos valores los relevantes para realizar el diseño.

Utilizando los resultados del estudio, se obtiene un esfuerzo último de 41,2 Mpa y un módulo de elasticidad de 3375 GPa. Ahora, para el límite elástico del material, se decide utilizar el valor que se obtiene al dividir en dos el esfuerzo último calculado, es decir 20,6 Mpa. El coeficiente de Poisson a utilizar es de 0,35. A continuación, se crea el material en la librería de Solidworks, con los datos mencionados (Ver figura 62).

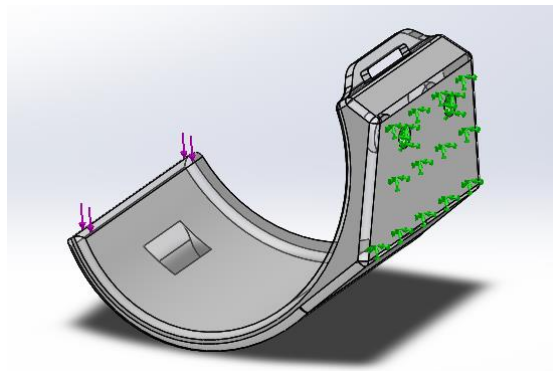
Figura 62. Propiedades del material Veroblue creadas en Solidworks

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	3375000000	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.35	N/D
Módulo cortante		N/m ²
Densidad de masa	1185	kg/m ³
Límite de tracción	41200000	N/m ²
Límite de compresión		N/m ²
Límite elástico	20600000	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica		/K
Conductividad térmica	0.2618	W/(m·K)
Calor específico	1900	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

8.4.1 Análisis de la pieza sujeción antebrazo. Esta pieza debe ser capaz de soportar el conjunto antebrazo y mano del paciente a 90 grados, cuando se realiza el movimiento flexión del codo. Cuando se calculó el valor nominal del torque del

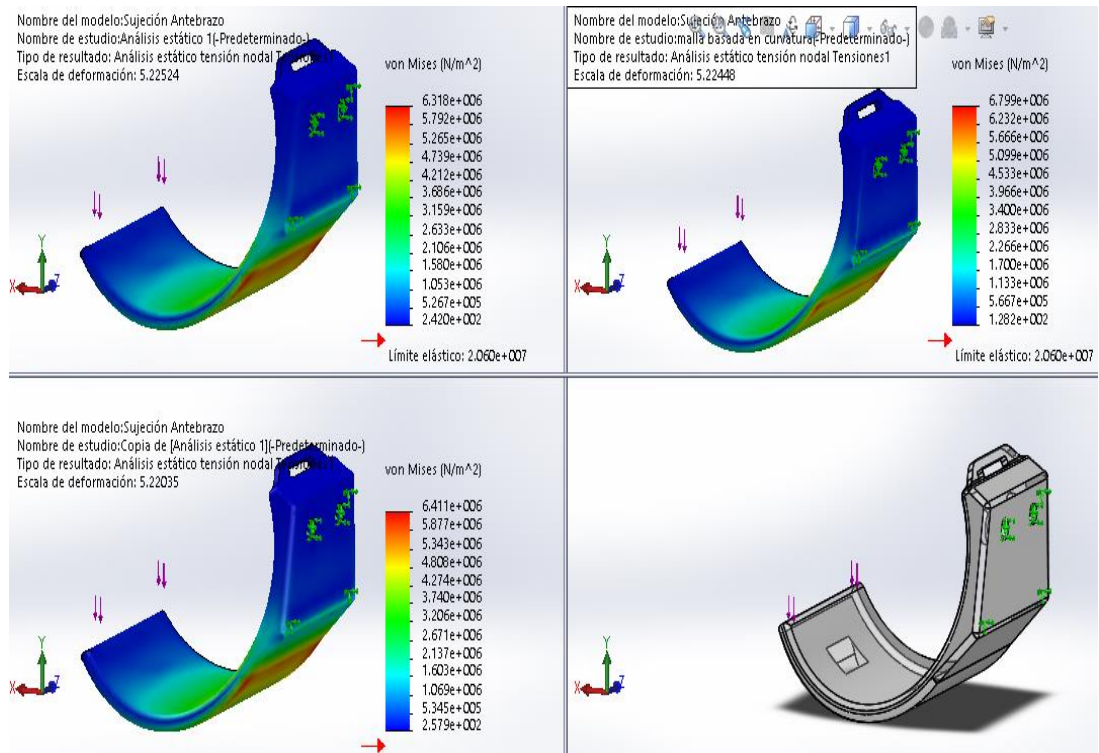
servomotor que genera este movimiento, se pudo observar que se genera una reacción de 2,65 kgf (25,99 N) sobre esta pieza. Con el objetivo de asegurar que esta pieza no falle, se decide analizar con la premisa de que la carga a soportar se encuentra concentrada en uno de sus extremos (donde se genera el mayor momento flector, ver figura 63), por ende, si la pieza no presenta fallas para este análisis, indica que soportará cuando esta carga se encuentre distribuida.

Figura 63. Condiciones de contorno establecidas para la pieza de sujeción



Como se puede apreciar en la figura 64, se analizó el comportamiento de la pieza variando la calidad de la malla. El resultado mostrado en la parte superior izquierda de la figura, se obtuvo utilizando la malla estándar que viene predeterminada en el software, obteniéndose un esfuerzo máximo de 6,318 Mpa. El de la parte inferior izquierda, se obtuvo al refinar la densidad de malla un esfuerzo máximo de 6,41 MPa. Finalmente, se realiza el último análisis utilizando malla basada en curvatura, la cual se adapta con mayor precisión a la geometría de la pieza, donde se obtuvo un esfuerzo máximo de 6,79 Mpa.

Figura 64. Resultados del análisis MEF para la pieza de sujeción



Según el estudio realizado, se puede concluir que la pieza de sujeción no fallará al momento de soportar la carga generada por el conjunto antebrazo y mano del paciente, ya que no supera el límite elástico del material VeroBlue RGB 840. En la figura 65,66 y 67 se presentan las características para la malla basada en curvatura generada, la distribución de desplazamientos y del factor de seguridad obtenidos con la misma respectivamente.

Figura 65. Características de la malla basada en curvatura generada.

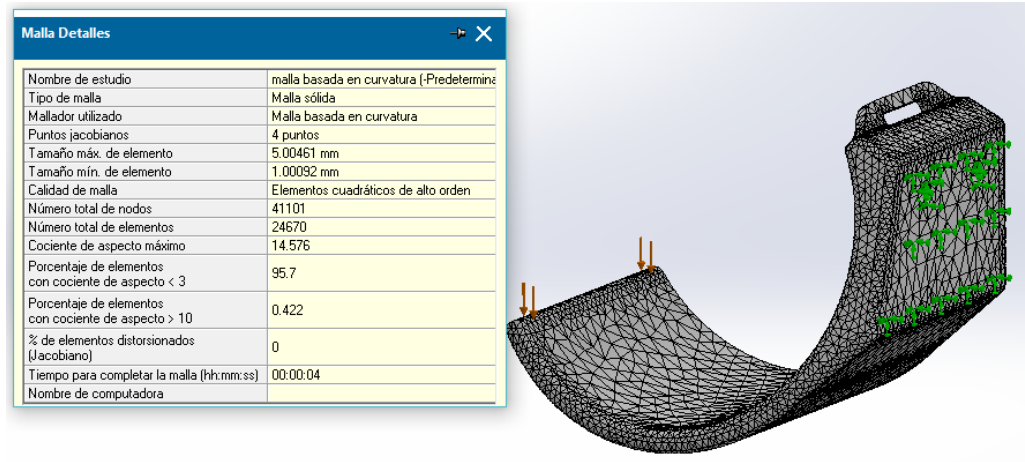


Figura 66. Distribución de desplazamientos.

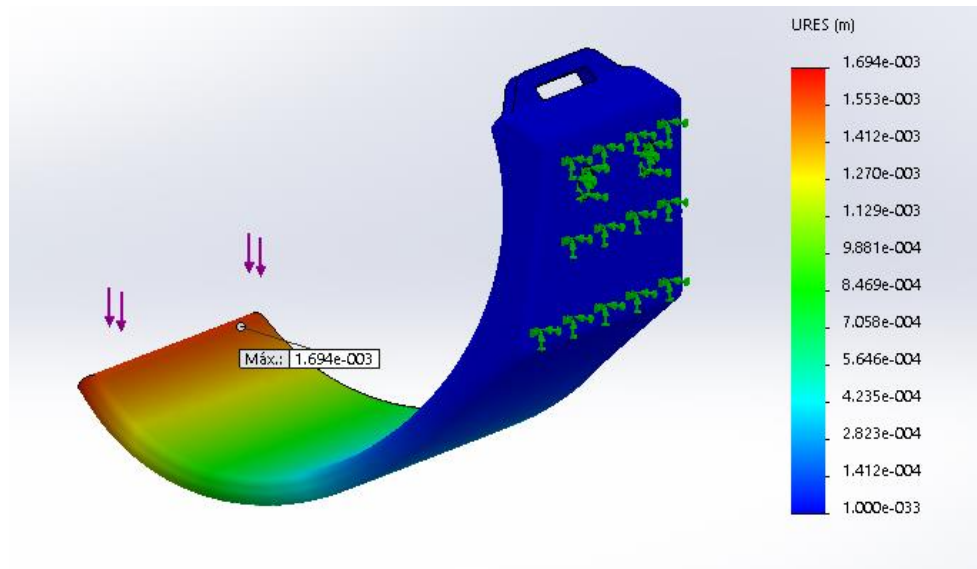
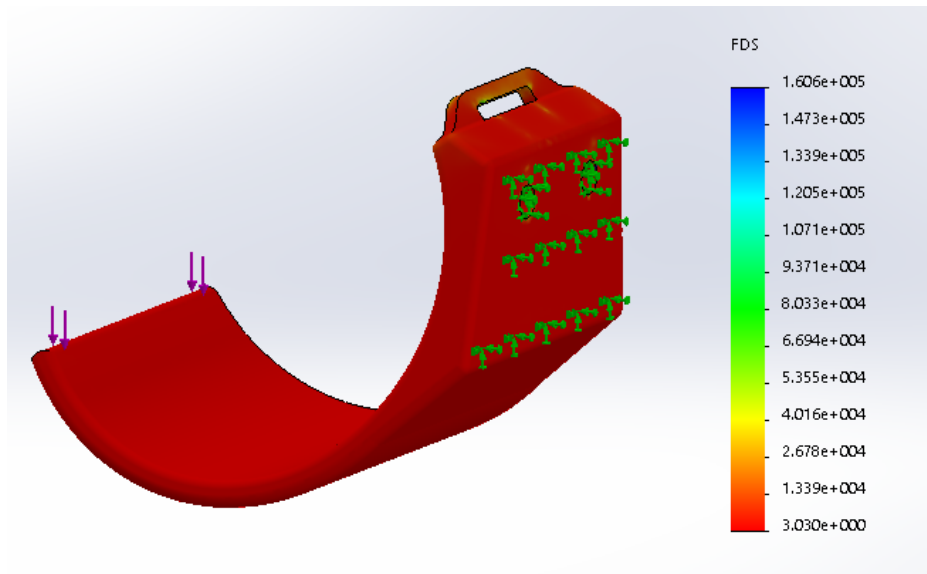
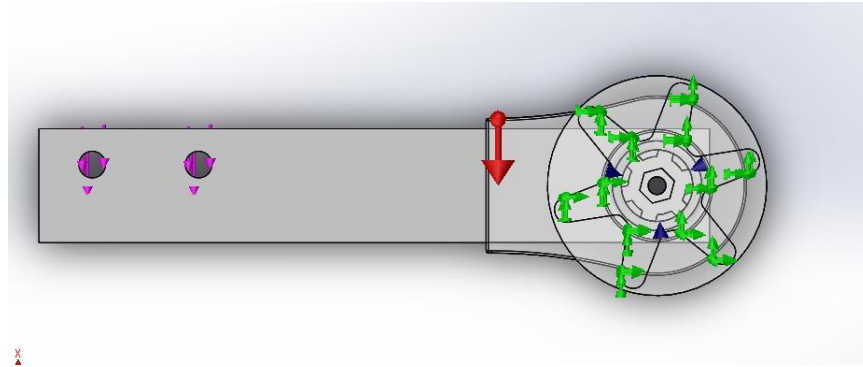


Figura 67. Distribución del factor de seguridad.



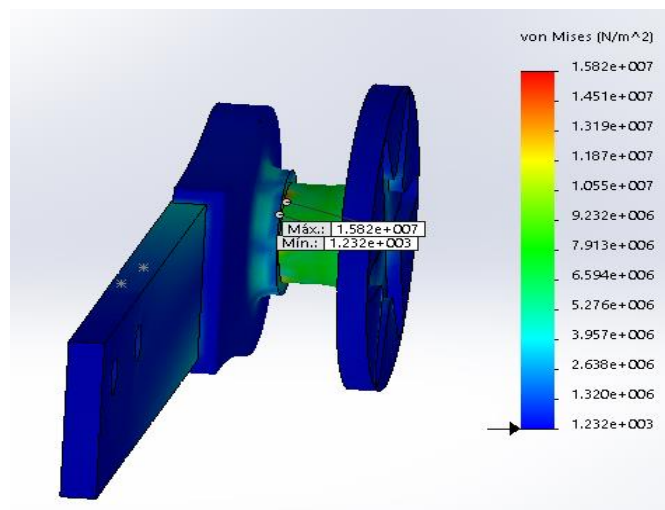
8.4.2 Análisis del mecanismo flexión-extensión codo. Para poder llevar a cabo un adecuado análisis, es primordial entender las condiciones de contorno que gobiernan a cada pieza que compone este mecanismo: Barra antebrazo, acople barra-eje y finalmente el eje. Primero se deben establecer las relaciones de contacto entre los dientes del eje y el acople, donde se define una relación de contacto de unión rígida (Ver figura 68(a)), esto se debe a que siempre estarán acoplados entre sí y no habrá deslizamiento relativo entre los mismos. La barra antebrazo y el acople se conectan mediante un tornillo pasante, por lo cual también se define una unión rígida (Ver figura 68(b)).

Figura 69. Condiciones de contorno para el mecanismo flexión extensión del codo.



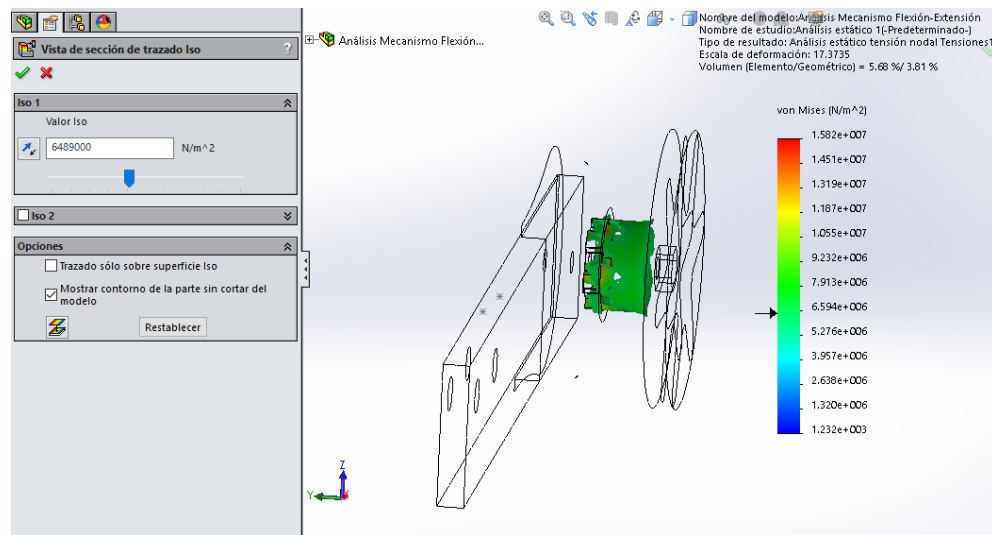
Una vez puestas las condiciones de contorno, se procede a la ejecución de la simulación, de la misma manera como se analizó la pieza sujeción antebrazo. Los resultados obtenidos del análisis de tensiones de Von Mises son los mostrados en la figura 70.

Figura 70. Resultados del análisis de tensiones de Von Mises en el eje del cod



En la figura 71, se analizan los esfuerzos a los cuales se someterá el eje del codo, como se puede observar, gran parte del eje soporta un esfuerzo de 6,48 MPa, valor que puede ser corroborado mediante el cálculo teórico de los esfuerzos utilizando la ecuación de Von Mises.

Figura 71. Esfuerzos de tensiones de Von Mises en el eje



$$\sigma_{\text{Von-Mises}} = \sqrt{\sigma_x + 3\tau_{xy}^2}$$

$$\tau_{xy} = \frac{T * C}{J};$$

donde T es torque, C distancia a la fibra más lejana y J momento polar de inercia

$$J = \frac{\pi}{32} * D_{\text{ext}}^4 - D_{\text{int}}^4; \quad \text{donde } D_{\text{ext}} = 16 \text{ mm y } D_{\text{int}} = 4 \text{ mm}$$

$$\tau_{xy} = \frac{(3N*m)*(8*10^{-3}m)}{6,4088*10^{-9} m^4};$$

$$\tau_{xy} = 3744850,83 Pa;$$

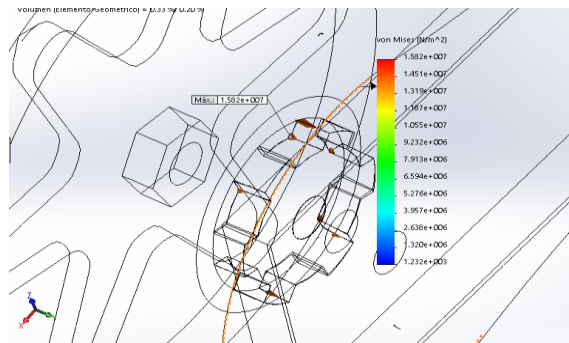
Reemplazando:

$$\sigma_{\text{Von-Mises}} = \sqrt{3(3744850,83)^2};$$

$$\sigma_{\text{Von-Mises}} = 6486271,904 pa$$

En la figura 72, se aprecia que el esfuerzo máximo que se genera en el eje se encuentra en la base de las estrías, debido a que en este punto existe un concentrador de esfuerzos. Cabe señalar, que el esfuerzo no supera el límite elástico del material, motivo por el cual, se concluye que el eje no falla y soportará las cargas por torsión.

Figura 72. Esfuerzo máximo en las estrías del eje



En último lugar, se muestran las figuras 73 y 74 correspondientes a los resultados del estudio de desplazamiento máximo del mecanismo del codo, así como el estudio del factor de seguridad mínimo.

Figura 73. Resultados del análisis de desplazamiento para el mecanismo del codo

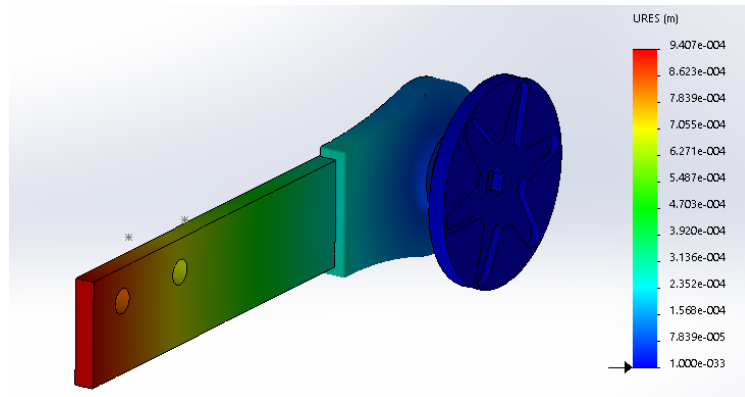
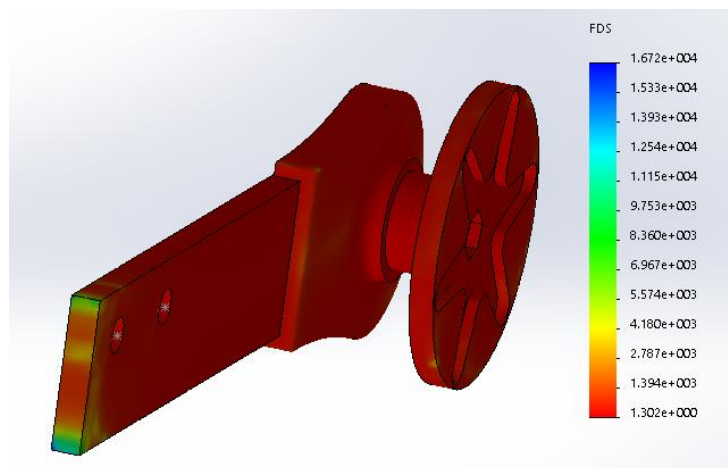


Figura 74. Resultados del estudio de distribución del factor de seguridad en el mecanismo del codo



8.4.3 Análisis del pasador. Esta pieza será la encargada de conectar el mecanismo de flexión-extensión codo con la sección superior del exoesqueleto. Como se muestra en la figura 75, el pasador debe ser capaz de soportar: la reacción que se genera sobre la pieza de sujeción, el peso de pieza de sujeción, el peso de laplatina del antebrazo, el peso del servomotor del codo y de la pieza. En seguida, en las figuras 76, 77 y 78 se muestran las simulaciones realizadas en el software Solidworks para el pasador.

Figura 75. Pasador y tope en exoesqueleto

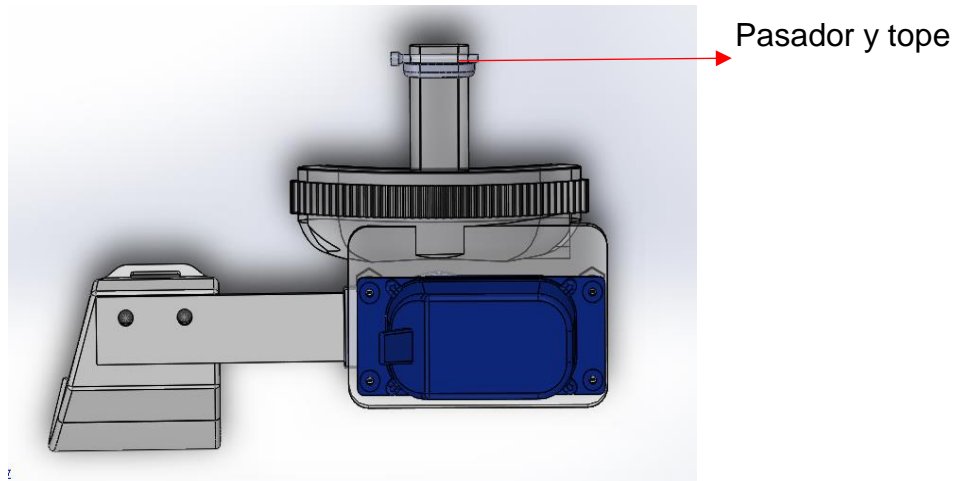


Figura 76. Tensiones de Von Mises en pasador

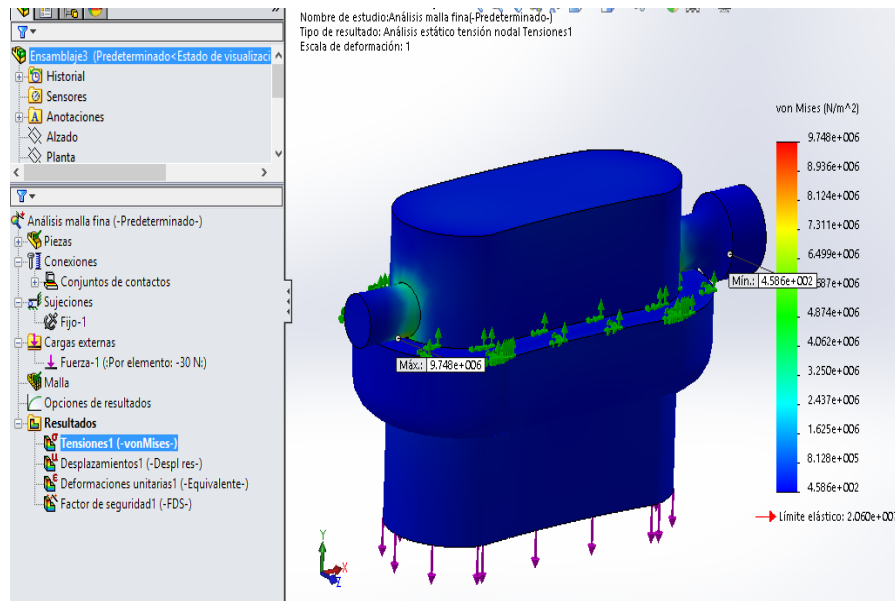


Figura 77. Distribución de desplazamientos para el pasador

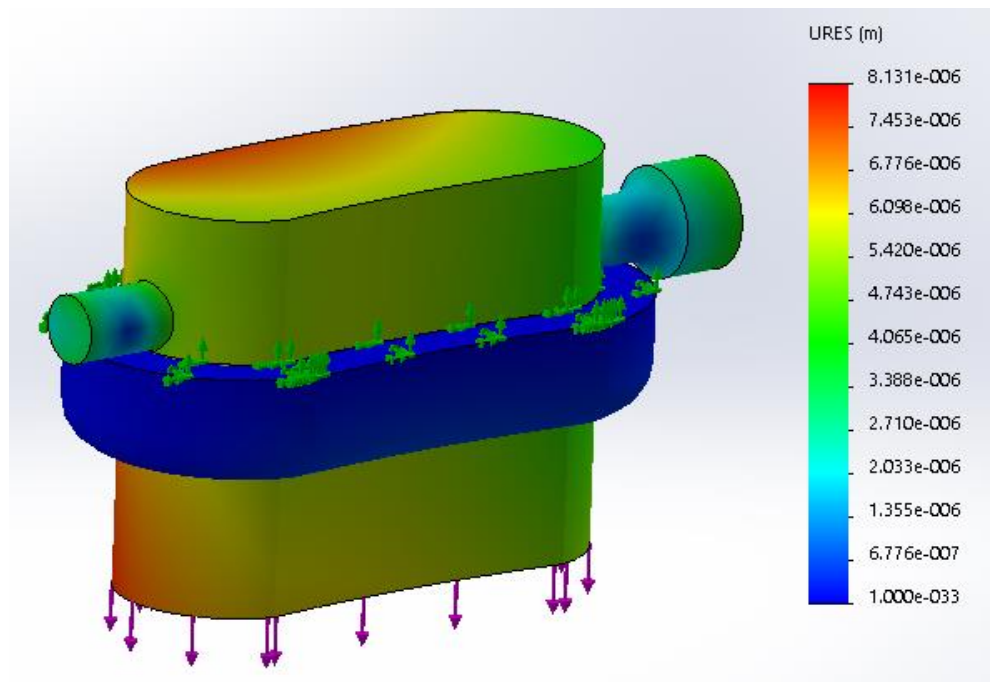
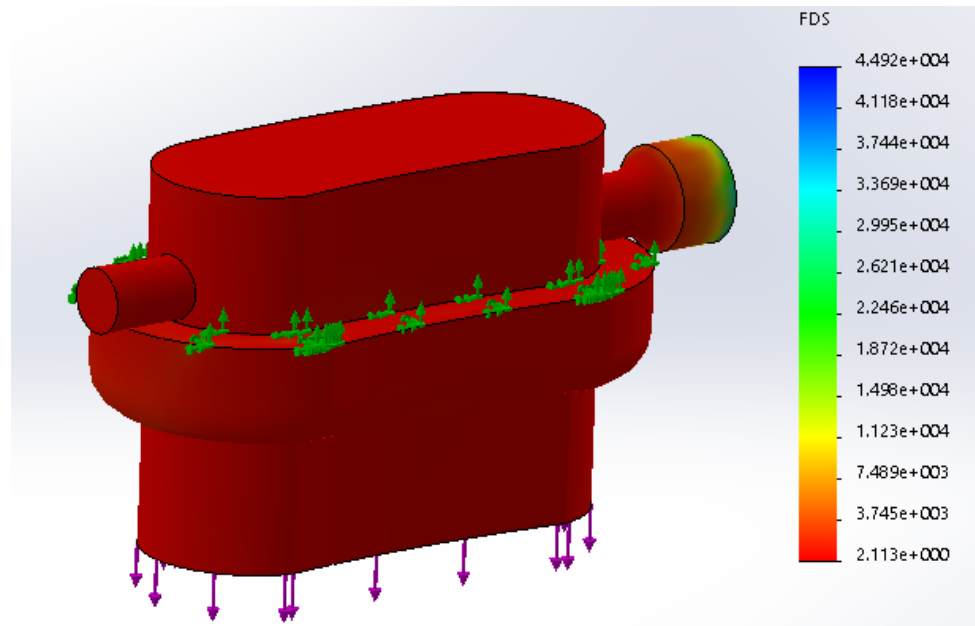
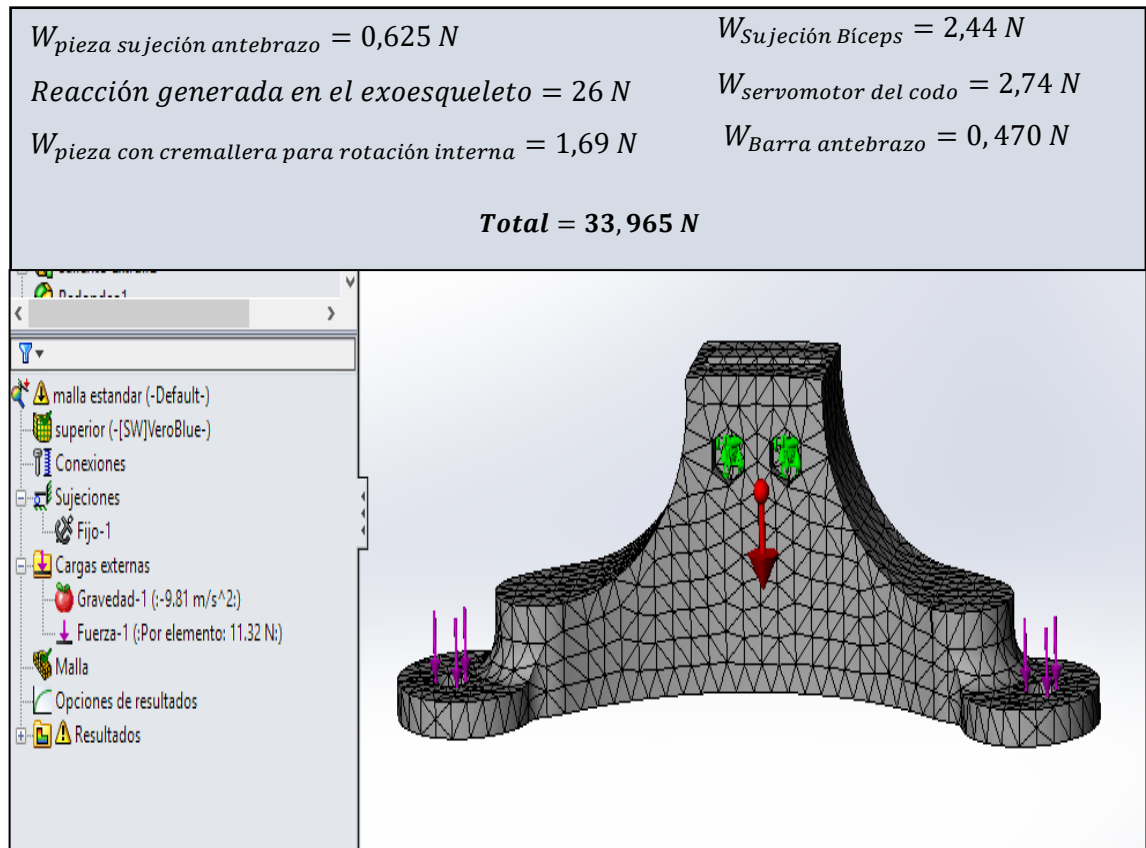


Figura 78. Factor de seguridad para el pasador



8.4.4 Análisis de la pieza conexión hombro-codo. Cuando se realizan los movimientos de flexión-extensión del codo y rotación interna del hombro, la pieza superior se encarga de soportar toda la estructura. La pieza se sujeta a la barra proveniente del hombro mediante pernos, por lo tanto es necesario analizar si será capaz de soportar las cargas durante su funcionamiento. En la figura 79, se puede apreciar las condiciones de contorno que se establecen para llevar a cabo el análisis: geometría fija en los orificios superiores y cargas de 11,32 N sobre cada orificio inferior.

Figura 79. Condiciones de contorno para la pieza superior



En la figura 80, se observa los resultados de los estudios realizados. Como se puede observar el punto de máximo esfuerzo se ubica en los puntos de sujeción, con un esfuerzo máximo de 15,89 MPa, valor que indica que la pieza no falla ya que no supera el valor del límite elástico. En las figuras 81 y 82, se exponen los resultados del estudio de deformación y la distribución del factor de seguridad respectivamente.

Figura 80. Análisis MEF para la pieza superior con diferentes calidades de mallado

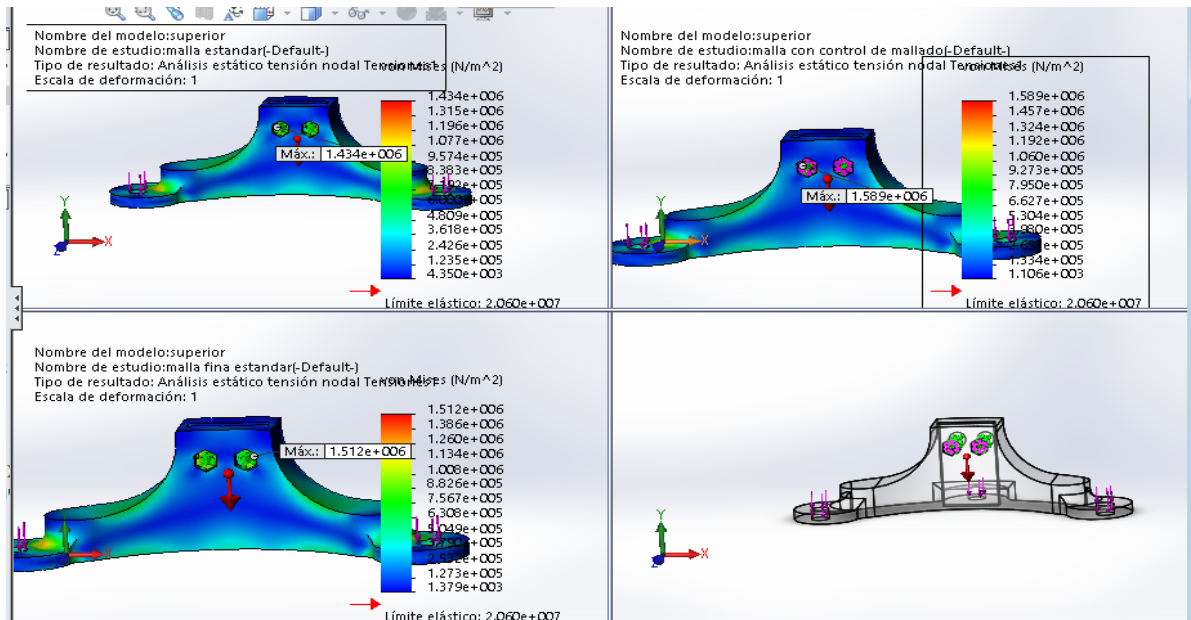


Figura 81. Distribución de desplazamiento para pieza superior

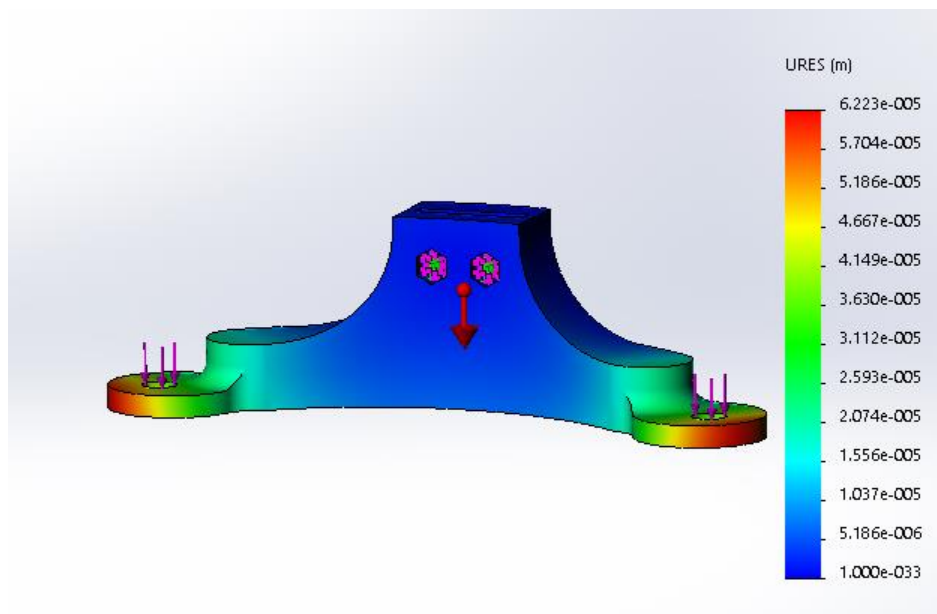
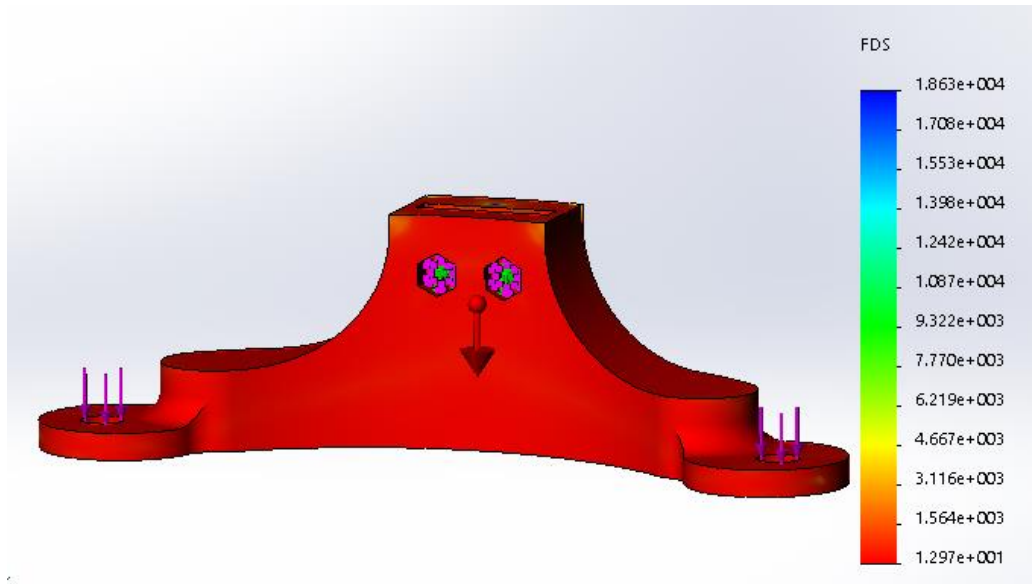


Figura 82. Distribución del factor de seguridad de la pieza superior



8.4.5 Análisis del piñón de rotación interna. En el piñón se analiza el esfuerzo que soportará el diente del piñón para poder soportar el mecanismo de flexión-extensión del codo cuando el brazo del paciente se encuentra de en posición horizontal. Según se expone en la figura 83, el esfuerzo máximo que se obtiene es de 3,54 MPa. Este esfuerzo es relativamente cercano al calculado en la sección *7.4.2.2 Cálculo del espesor de los engranajes sometidos a esfuerzos*. En las figuras 84 y 85 se muestra el desplazamiento mínimo del diente y la distribución del factor de seguridad respectivamente.

Figura 83. Resultados de tensiones de Von Mises para el piñón de rotación interna

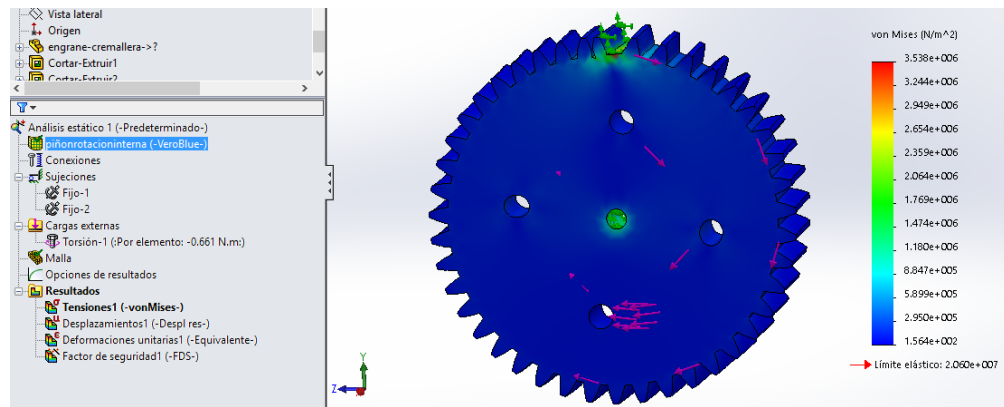


Figura 84. Resultados de los desplazamientos del piñón de rotación interno

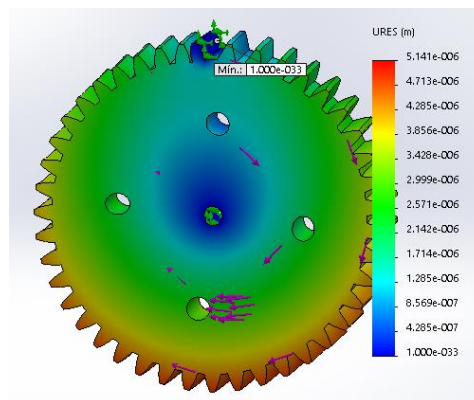
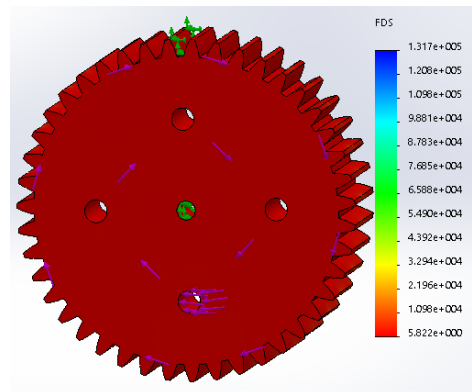


Figura 85. Distribución del factor de seguridad del piñón de rotación interna



8.4.6 Conclusiones del análisis por MEF. Debe considerarse que durante el análisis CAE se tomaron los datos de una persona con su brazo sin patologías. En el caso del paciente, su brazo presenta una disminución de la masa muscular debido a la inactividad por lo tanto, los cálculos prevén cierto factor de seguridad.

9. FABRICACIÓN Y PRUEBAS

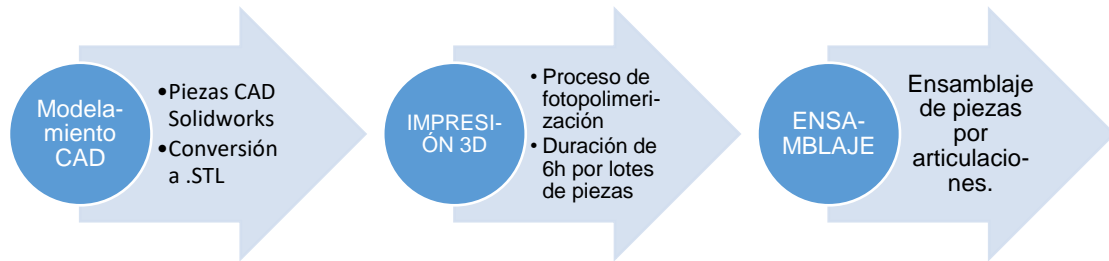
En este capítulo se presente la *Fase D* referida al proceso de fabricación del exoesqueleto mioeléctrico para brazo izquierdo, del mismo modo las pruebas realizadas en el paciente. En la construcción se muestra las piezas de impresión 3D y el montaje electrónico del exoesqueleto. En las pruebas se evalúan los objetivos propuestos y se estudia el comportamiento del exoesqueleto en el paciente.

9.1 FASE DE CONSTRUCCIÓN

En primer lugar, debe aclararse que todo el proceso de construcción se llevó a cabo en el Tecnoparque Nodo Manizales de acuerdo con el convenio con SENNOVA Nodo Manizales. Por lo tanto, se utilizaron los equipos de Tecnoparque, se obtuvo la ayuda de los profesionales y aprendices del SENA.

La fase de construcción inicia con el modelo CAD, ya que las piezas en Solidworks(.sldprt) son exportadas al tipo de archivo que requiere la impresora 3D (.STL), luego se procede a la impresión de las piezas y posteriormente, a la limpieza y mejora del acabado de las piezas. Finalmente, se ensambla el exoesqueleto, empezando por el marco y después, se realiza el montaje electrónico como se resume en la gráfica 86.

Figura 86. Proceso de construcción



Es importante destacar que las piezas no impresas y componentes del exoesqueleto como servomotores, tornillos, pernos, correas, entre otros, fueron adquiridos por el SENA con previa cotización de materiales (Anexo K) por parte de los investigadores del proyecto. Durante el proceso con SENNOVA se estipuló que se harían únicamente dos pedidos de materiales a lo largo de la fase de construcción.

9.1.1 IMPRESIÓN 3D. El prototipado rápido representa una simplificación en la fase de construcción debido a la conexión directa diseño-construcción. Por ende, inicialmente se hizo un prototipado rápido con resina de vidrio para verificar la geometría y comportamiento de los mecanismos. Una vez finalizado el prototipado rápido, se imprimen las piezas en el material final VeroBlue RGD840. Un ejemplo de las piezas en cada tipo de material se presenta en la figura 87.

Figura 87. Piezas en material de prototipado rápido (blanco) y en el material final VeroBlue RGD840 (azul).



De acuerdo con los planos del exoesqueleto (Anexo J), la mayoría de las piezas son en VeroBlue RGD840 a excepción de tornillos, tuercas, rodamientos, arandelas y platinas de aluminio. Estas piezas fueron creadas en la impresora de fotocurado *Object Eden 260v* mostrada la figura 81. Por otra parte, las piezas finales son mostradas en la tabla 22 y 23.

9.1.1.1 Proceso de fotopolimerización. El proceso de fotopolimerización, que realiza la impresora de la figura 88, consiste en un proceso químico en el que existe solidificación por medio de rayos ultravioleta. El proceso inicia con la conversión del archivo CAD realizado en Solidworks a un archivo de extensión .STL, una vez se inicia el proceso, se coloca el líquido en un compartimento de la impresora y esta, proyecta una luz capa a capa mientras se va formando la pieza. El proceso se va realizando por capas, ya que al iniciar la siguiente capa, la anterior ya se ha solidificado.

Figura 88. Impresora Object Eden 260v



Tabla 22. Piezas en VeroBlue RGD840 para la articulación del hombro

CONJUNTO DE PIEZAS EN LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO		
Piñón	Engrane	Sujeción de servomotor
		

Tabla 23. Piezas en VeroBlue RGD840 para la articulación del codo

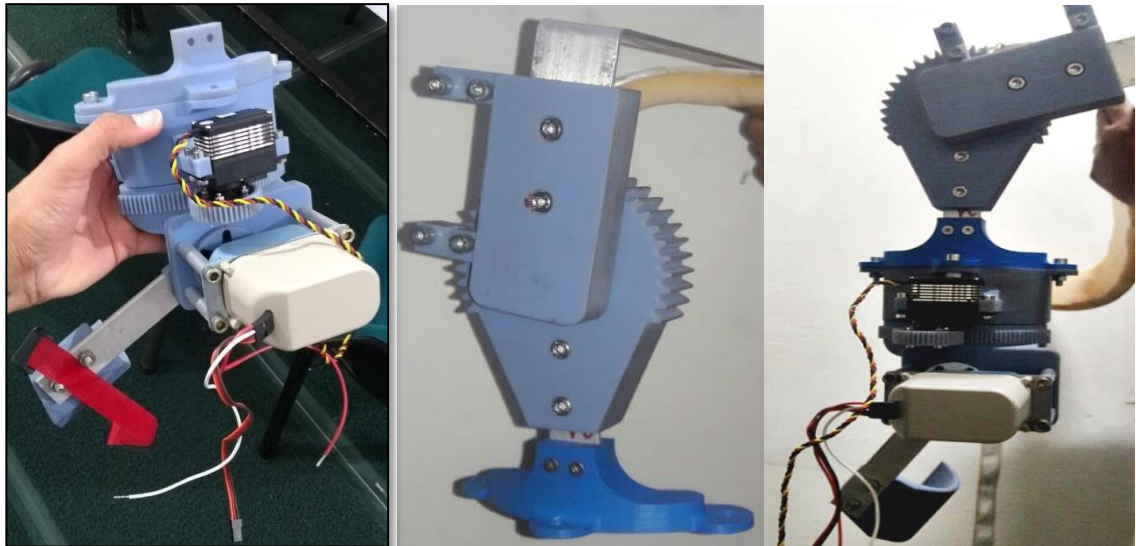
CONJUNTO DE PIEZAS DE LA ARTICULACIÓN DEL CODO		
Superior	Intermedia	Inferior
		
Eje codo	Pieza de rotación	Sujeción antebrazo
		

Como se mencionó anteriormente, las piezas faltantes del exoesqueleto fueron cotizadas por parte de SENNOVA con las especificaciones del diseñador y por tal motivo, se presentan solo las piezas finales y no su proceso de construcción.

9.2 ENSAMBLAJE

Para el proceso de ensamblaje, se procedió a realizar el montaje de cada articulación por separado y luego se acoplan ambos ensamblajes. El lector puede referirse al *Capítulo 6: Diseño mecánico del exoesqueleto* para revisar el modo de ensamblaje de las diferentes piezas. La figura 89 muestra el ensamble de la articulación del codo, la del hombro y el ensamble final.

Figura 89. Ensamblaje de la articulación del codo



9.3 MONTAJE ELECTRÓNICO

El montaje electrónico consta de la disposición de los componentes electrónicos en el exoesqueleto y el paciente. Al ser portable el exoesqueleto, los componentes electrónicos como el arduino, la batería, la tarjeta Raspberry Pi y el *shield* de arduino, se adecuan en el espaldar del exoesqueleto mediante un bolso. Para el montaje se debe tener precaución con el circuito de cables para no desconectar

ninguno de los componentes y que en consecuencia, el exoesqueleto funcione erráticamente.

Para describir adecuadamente el proceso del montaje electrónico, se muestran los componentes individuales con sus conexiones y en último lugar, se muestra el ensamblaje completo.

9.3.1 Brazaletes Myo. El montaje del brazalete se hace en el brazo izquierdo del paciente con el puerto de alimentación de carga USB orientado hacia la mano del paciente. Además, el brazalete se posiciona de acuerdo a la designación de los electrodos. Cada electrodo tiene definido que señal debe captar, en este orden de ideas, el brazalete debe ser cuidadosamente adecuado en el brazo del paciente para no generar una captación errónea de señales mioeléctricas. La figura 90 muestra la posición adecuada del brazalete en el paciente.

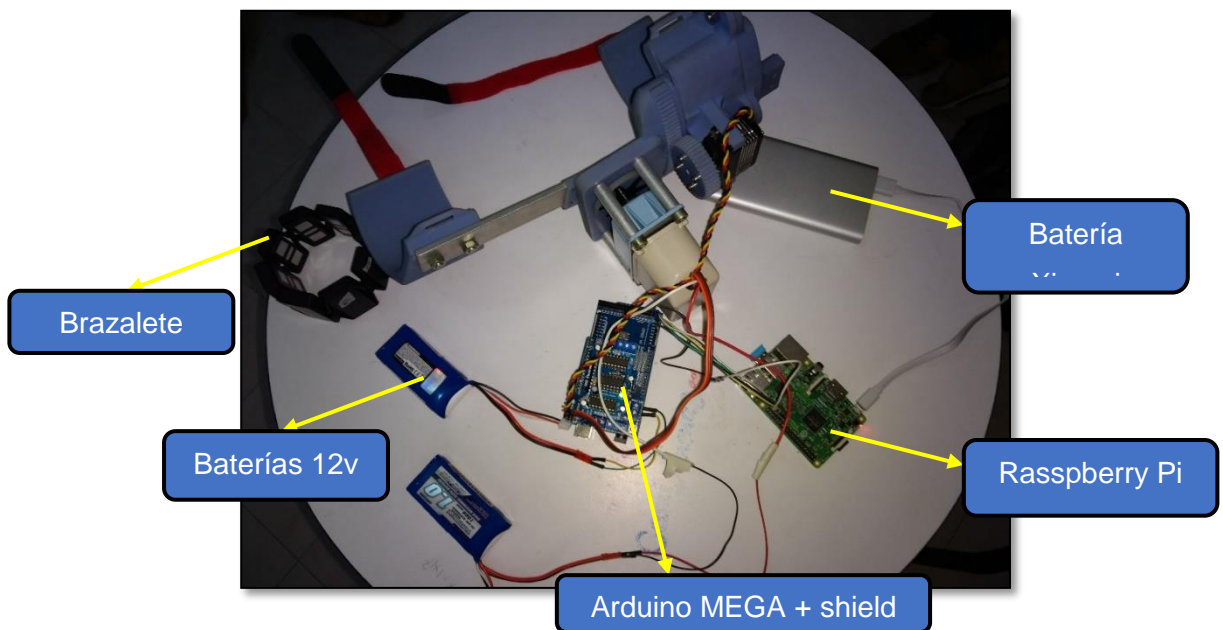
Figura 90. Posición del brazalete Myo en el paciente



9.3.2 Servomotores. Los servomotores son acoplados a las articulaciones en el exoesqueleto para realizar los movimientos. A su vez, los exoesqueletos se conectan a la fuente de alimentación, a tierra y a la tarjeta controladora de servomotores.

9.3.3 Montaje general de los componentes electrónico. De acuerdo con lo mencionado, en el espaldar del exoesqueleto se sitúan los componentes electrónicos. Por tal motivo, se expone el montaje general en la figura 91 de cada componente. Las conexiones realizadas, los puertos usados en el microcontrolador y la tarjeta RaspBerry Pi se puede consultar en el Anexo L.

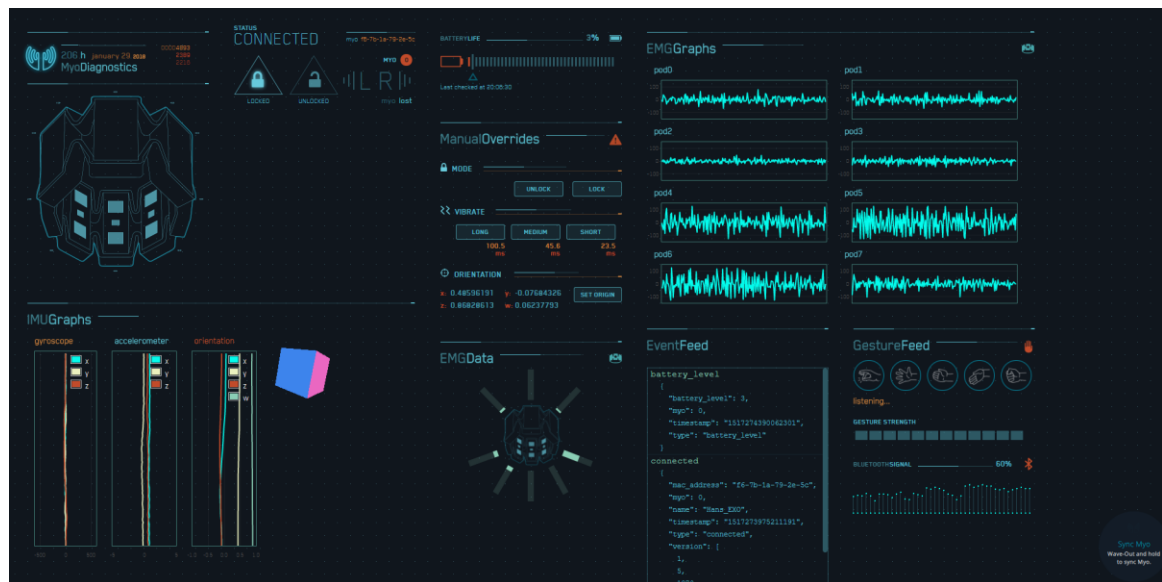
Figura 91. Montaje electrónico del exoesqueleto



9.4 PRUEBAS CON EL PACIENTE

La fase de pruebas se realizó con el paciente con lesión de plexo braquial. Para iniciar con las pruebas, se calibran los servomotores a las posiciones de referencia cero luego, se pone el brazaletes en la correcta posición en el brazo izquierdo del paciente (consultar figura 90). Con el brazaletes en el brazo, el paciente empieza a realizar movimientos en su brazo para probar la captación de las señales EMG. La figura 92 muestra las señales captadas por el paciente luego de cierto tiempo de reconocimiento del paciente con la banda Myo.

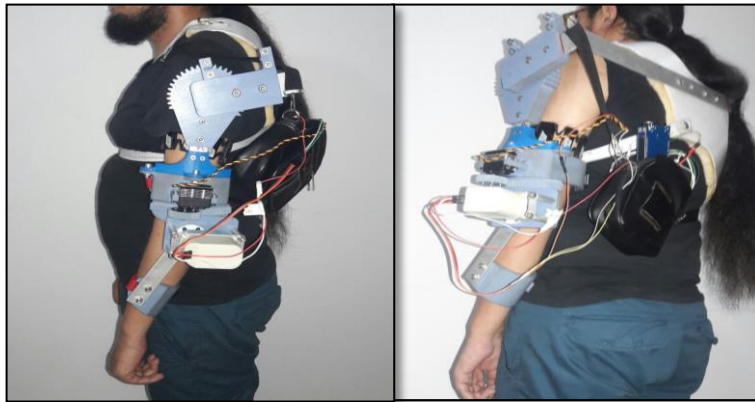
Figura 92. Captación de señales EMG del paciente en el software del Brazaletes Myo



Con los servomotores y el brazaletes Myo en posición y calibrados, se procede a poner el exoesqueleto en el paciente y acomodarlo en la posición de referencia cero como ilustra la figura 93. En este momento el paciente empieza a tratar de mover su brazo y el exoesqueleto responde accionando los servomotores. Cabe señalar

que en las primeras pruebas, el exoesqueleto realizaba los movimientos de forma imprecisa sin embargo, fue mejorando a medida que el paciente entrenaba sus músculos y se adaptaba al exoesqueleto.

Figura 93. Montaje del exoesqueleto en el paciente



En la prueba final, se obtuvieron las señales de electromiografía de las figuras 94, 95, 96 y 97 en el paciente, captadas por el brazalete Myo cuando el exoesqueleto se encontraba en funcionamiento. En las gráficas se puede observar la intensidad de la señal captada por cada electrodo individualmente durante los diferentes movimientos del exoesqueleto. El eje vertical de la gráfica indica cada uno de los sensores del brazalete Myo y el eje horizontal la cantidad de muestras.

Figura 94. Señales electromiográficas del paciente durante la flexión del codo.

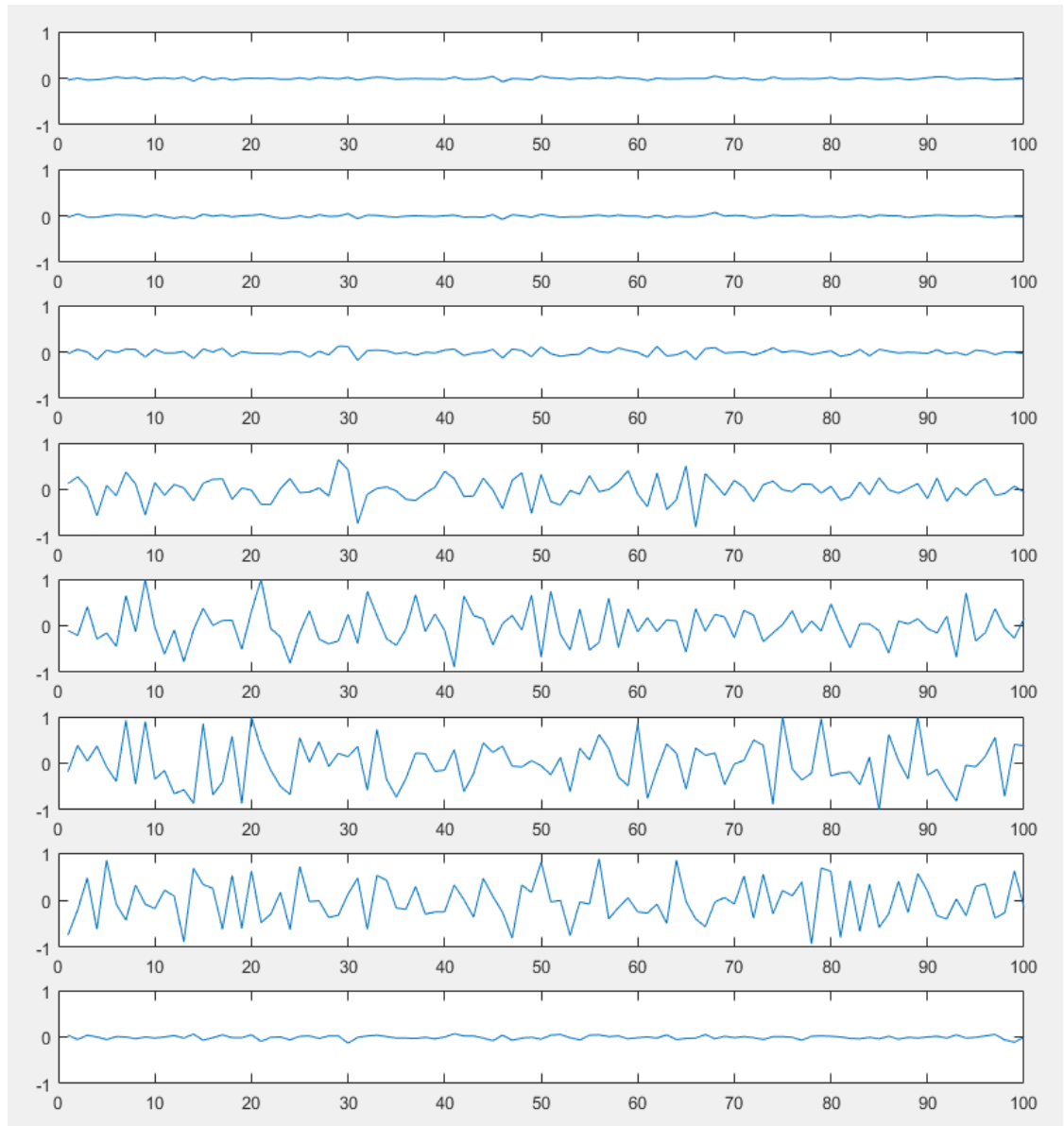


Figura 95. Señales electromiográficas del paciente captadas durante la extensión del codo

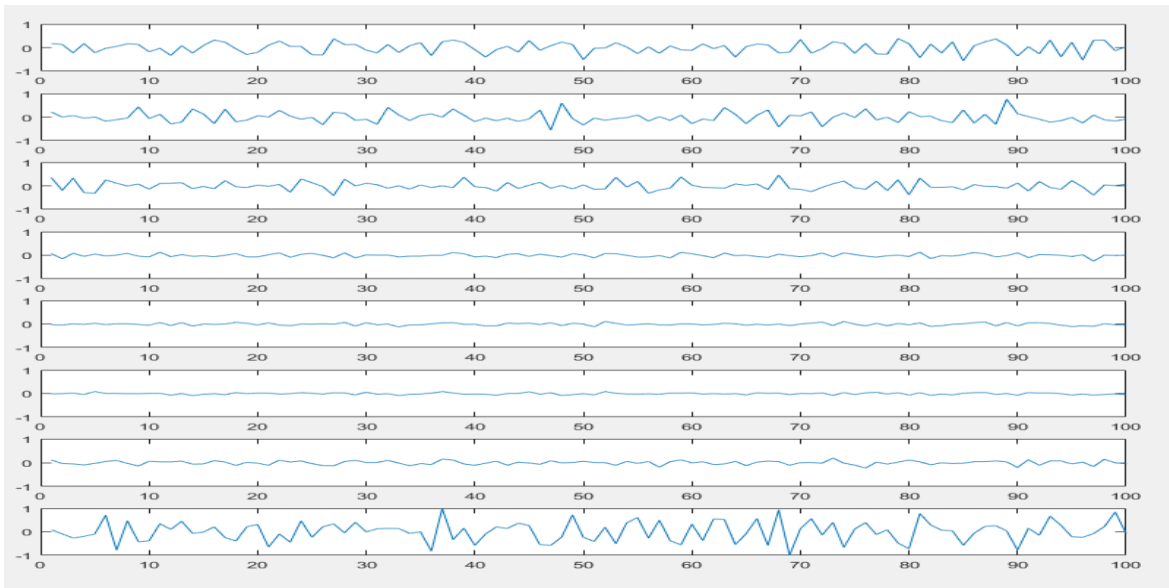


Figura 96. Señales electromiográficas del paciente captadas durante la rotación interna del antebrazo

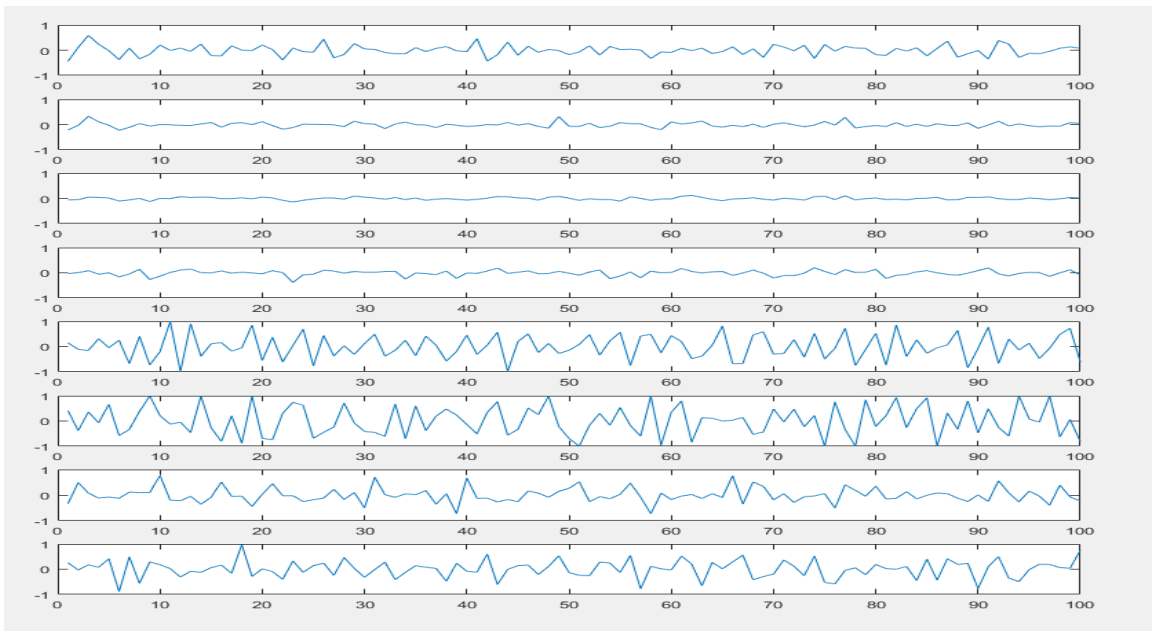
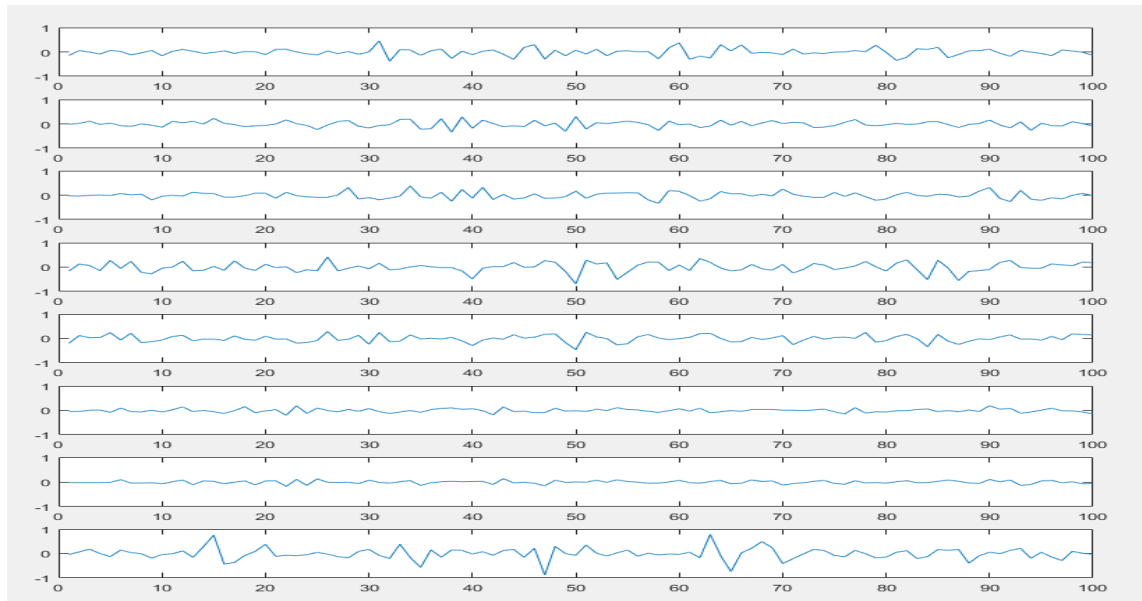


Figura 97. Señales electromiográficas captadas en el paciente durante la rotación externa del antebrazo



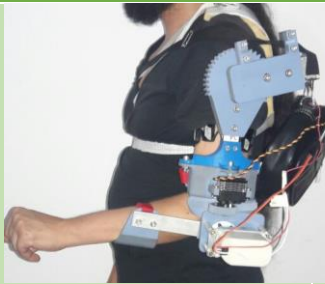
Durante las pruebas, se presentaron problemas con la interferencia de las señales captadas y los músculos solicitados para realizar el movimiento de rotación del antebrazo y de flexión del codo. Debido a que el movimiento de rotación se da en la articulación del hombro y no en la del codo, y que la captación se decidió realizar en el bíceps del paciente, se presentaron lecturas erróneas de las señales de electromiografía en algunos casos. Hecha la salvedad, en el siguiente capítulo se presentan los resultados obtenidos en las pruebas y se comparan con los objetivos establecidos.



9.5 RESULTADOS

Los resultados mostrados a continuación corresponden a los obtenidos en la fase de prueba, de igual forma los resultados son comparados con los establecidos

objetivos establecidos (consultar Tabla 1). Se inicia por evaluar los rangos obtenidos en los movimientos (Tabla 25) y después, se evalúan el resto de objetivos en la tabla 26.

Tabla 24. Resultados de los rangos de movimiento del exoesqueleto con el paciente

MOVIMIENTO	CAPTURA	OBJETIVO	LOGRADO	OBSERVACIÓN
Flexión del codo		90°	90°-95° en exoesqueleto 80-88° en paciente	Como se ve en la imagen el marco del exoesqueleto logra los 90° sin embargo, el brazo se queda unos grados por debajo
Extensión del codo		90°	75° en exoesqueleto (por seguridad del paciente) 70° - 80° en paciente	Los grados se miden desde la posición horizontal. Grados del exoesqueleto reducidos para evitar movimiento no natural del codo.

<p>Rotación interna</p>		<p>45°</p>	<p>35°-43° en exoesqueleto. 30°-38° en paciente</p>	<p>El servomotor usado tenía un rango de movimiento de 130°. Por lo cual, con el diseño mecánico no alcanzó los 45°.</p>
<p>Rotación externa</p>		<p>45°</p>	<p>40°-50° en exoesqueleto. 40°-48° en el paciente</p>	<p>Grados medidos desde la posición final de rotación interna.</p>

10. CONCLUSIONES

10.1 CONCLUSIONES POR OBJETIVOS

10.1.1 Primer objetivo. *Investigar a nivel nacional proyectos de exoesqueletos portátiles para pacientes con lesión de red de nervios del plexo braquial.* Durante la fase de investigación y el desarrollo del estado del arte se concluyó que en Colombia no existen exoesqueletos portátiles diseñados específicamente para personas con lesión de plexo braquial. Cabe mencionar, que se encontró una considerable cantidad de exoesqueletos diseñados para la rehabilitación, sin embargo estos no son portátiles y no se tuvieron en cuenta. Los autores concluyen que la razón por la cual no se hallaron exoesqueletos en Colombia, es por la variabilidad que tiene este tipo de lesiones. Como se ha mencionado en el presente trabajo de grado, cada lesión de plexo braquial es diferente, debido a las raíces que se comprometen y al nivel de gravedad que las mismas presenten.

10.1.2 Segundo Objetivo. *Diseñar un exoesqueleto mioeléctrico de brazo izquierdo para pacientes con movilidad parcial como producto de lesiones de la red de nervios del plexo braquial. Adicionalmente, el diseño se creará en el software Solidworks 2015.* El resultado de este objetivo ha sido exitoso. Se ha diseñado el exoesqueleto mioeléctrico que ha emulado en el diseño mecánico los rangos propuestos en los movimientos de rotación del antebrazo y flexión-extensión del codo. Sin embargo, durante las pruebas en el paciente se nota una disminución en los grados alcanzados (ver Tabla 25) debido a múltiples factores que se explican brevemente en las conclusiones generales.

10.1.3 Tercer Objetivo. *Construir un prototipo funcional con dos grados de libertad.* El objetivo se ha cumplido gracias a la financiación de SENA-SENNOVA. Se construyó el exoesqueleto con los dos grados de libertad y como mejora al diseño,

se agregó el tercer grado de libertad para el movimiento de flexión-extensión del hombro en el plano sagital. El tercer movimiento está diseñado para ser de tipo pasivo y lograr un rango de 0° a 90°.

10.1.4 Cuarto Objetivo. *Implementar el prototipo funcional en un paciente que haya sufrido una lesión en el plexo braquial con las condiciones planteadas anteriormente.* El exoesqueleto ha sido probado en el paciente en el que se basó el proyecto en contadas sesiones. Los resultados son mostrados en el capítulo 9.

Finalmente, con el cumplimiento de los objetivos específicos, se ha logrado cumplir con el objetivo general del proyecto de grado, siendo de gran satisfacción para los autores y para el paciente

10.2 CONCLUSIONES GENERALES

- El peso del exoesqueleto puede ser reducido para mejorar la portabilidad en el paciente. Los ajustes en el exoesqueleto que permiten la reducción del peso son:
 - La selección de servomotores con menor torque y que cumplan con los requisitos del torque exigido teórico. Además, se puede tener en cuenta la reducción torque-peso usando motoreductores en todos los servomotores.
 - A las piezas existentes, hacerles un proceso de remoción de material sin que afecte la resistencia de las mismas.
 - Diseñar un espaldar ergonómico, simétrico y que soporte la mayoría de los esfuerzos en su estructura para eximir al paciente de soportar el peso en su brazo.

- El exoesqueleto fue diseñado para un paciente con lesión en el plexo braquial bajo ciertas condiciones de estado de salud. Sin embargo, el exoesqueleto puede funcionar en cualquier persona que tenga movilidad parcial de brazo izquierdo y que emita señales de electromiografía en la zona del brazo donde se posiciona el brazalete Myo.

- Debido a que las señales de electromiografía se tomaron solamente en el brazo del paciente y en consecuencia, se captaron las señales para producir los 2 movimientos del exoesqueleto lo que produjo interferencias que provocaban la activación de los servomotores simultáneamente, no cumpliendo con lo esperado de que el movimiento fuera secuencial. No obstante, el problema tiene solución mediante el entrenamiento continuo del paciente y la adaptación progresiva a el brazalete Myo.

- Para el exoesqueleto se diseñó el tercer movimiento, relativo a la flexión extensión del hombro en el plano sagital. Sin embargo, no se llegaron a tomar pruebas por los siguientes factores:
 - El servomotor para el hombro trabajaba a un voltaje de 14v y no se contaba con una tarjeta maestra de servomotores con esas capacidades.
 - Al ser manejado el exoesqueleto por medio del brazalete Myo, no es posible captar las señales EMG de donde proviene el movimiento del hombro. Por lo tanto, el movimiento es posible realizarlo de forma pasiva y no de forma activa, con intención de movimiento.

- El MyoPlexo puede funcionar como exoesqueleto activo o pasivo. Sin embargo, está diseñado para mejorar la movilidad y no para la rehabilitación de patología

alguna. E la forma pasiva, el brazalete Myo puede ser puesto en la extremidad sana del paciente o en el brazo de alguna otra persona.

11. RECOMENDACIONES

- Debido al convenio con SENNOVA, donde se estipulaba que la fase de construcción se llevaría a cabo en Manizales, Colombia, siendo los investigadores de Bucaramanga, Colombia, y que la estadía en Tecnoparque sería de una semana, se tuvieron ciertos problemas al momento de realizar las pruebas. Durante las pruebas, fallaron algunas piezas que se reemplazaron por piezas de ABS. Sin embargo, estas piezas no tienen la misma calidad de acabado superficial, ni precisión de las piezas impresas en Tecnoparque. Razones por las cuales, no se realizaron pruebas continuas ni con cargas adicionales.
- El exoesqueleto final es funcional para los movimientos de flexión-extensión del codo y rotación interna-externa del antebrazo. Pero, el movimiento de flexión-extensión del hombro no es funcional, aunque se encuentra diseñado para agregarlo fácilmente con la adecuación correcta del servomotor.
- Debe recordarse que el material usado en el exoesqueleto fue material de impresión 3D para prototipado rápido. Para un mejor comportamiento estructural del exoesqueleto, puede construirse con materiales como Aluminio o similares, que brinden mejores propiedades mecánicas pero que a la vez, no aumenten el peso del exoesqueleto.
- Durante el desarrollo del proyecto, se trabajó conjuntamente con ingenieros electrónicos, aprendices de mecatrónica, ingenieros industriales y profesores asociados a la red de Tecnoparque del Nodo Manizales. Razón por la cual, el proyecto tiene un fuerte carácter interdisciplinar que resulta beneficioso para el desarrollo de este tipo de proyectos.

- Al tiempo que se desarrollo el proyecto, se hicieron 2 visitas a las instalaciones del Tecnoparque en Manizales. Una de las visitas fue dedicada a la construcción del exoesqueleto y la segunda visita, se realizó para presentar el proyecto ante los directivos del SENA, líderes de SENNOVA, líderes de Tecnoparque y aprendices de diversas carreras técnicas y tecnológicas afines al proyecto.

BIBLIOGRAFIA

AGUIRRE GIL, Iñaki y BALZA, Maria. Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora. En: Multiciencias. Enero-marzo, 2015, vol. 15, no. 1, p. 103.

AVILA-CHAURAND, Rosalio, PRADO LEON, Lilia R y GONZÁLEZ MUÑOZ, E. L. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. 2 ed. México D.F: D.R Universidad de Guadalajara, 2007. p. 163-219.

CLAUSER, Charles E., McCONVILLE, John T. y YOUNG, J. W. (1969) Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. En: AMRL-TR-69-70. Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. 1969. p. 60. Disponible en: <http://www.smpp.northwestern.edu/saveDLiterature/ClauserEtAl.1969.pdf>. Citado por: MOLINA MENA, M. y SANCHO CULCAY, J. Y. Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho. Trabajo de grado Ingeniero Mecátronico. Latacunga: Universidad de las Fuerzas Armadas. Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica, 2015. p. 60, 70.

CORKE, Peter. Robotics Toolbox for Matlab. Disponible en: <http://petercorke.com/wordpress/toolboxes/robotics-toolbox#Introduction>

DENAVIT, J y HARTENBERG, R.S. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. EN: ASME. Journal of Applied Mechanics. 1955, vol. 22, p. 215-221

GERSHENSON, John K. NASA ESMD Capstone Design. [Diapositiva]. Houghton: Michigan Technological University, 2013. Disponible en: <http://hdl.handle.net/2060/20130012967>

DE LIMA BRICEÑO, Helen Andreina. Análisis de un exoesqueleto para rehabilitación del miembro superior. Trabajo de grado Maestría en Automática y Robótica. Universidad Politécnica de Madrid. Departamento de Automática, Ingeniería Eléctrica y Electrónica e Informática Industrial. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, 2016.p. 38-47.

DRAKE, Richard L., VOGL, A. Wayne y MITCHELL, Adam W. M. Anatomía para estudiantes. 3 ed. Barcelona: Elsevier, 2015. p. 692.

GARCÍA LOPEZ, Antonio, PEREA TROTOSA, D. Lesiones del plexo braquial. EN: Manual SECOT DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA. 2ed. Madrid: Médica Panamericana, 2009 Madrid 2009; pag. 701. Garozzo, D. Las lesiones de plexo braquial. Cómo diagnosticarlas y cuándo tratarlas[en línea].En: Medigraphic, 2012, vol. 8, p. 2. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2012/ot121c.pdf>.

GAROZZO, Deborah. Las lesiones del plexo braquial. Cómo diagnosticarlas y cuándo tratarlas [en línea]. En: Medigraphic. Enero-marzo, 2012, vol 8. No. 1, p. 8. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2012/ot121c.pdf>.

HANSEN, John T. Anatomía clínica. 3 ed. Barcelona: Masson, 2014. p. 338.

HERRERA VILLABONA, Esperanza, *et al.* Descripción anatómica del plexo braquial [En línea].EN: Revista Salud UIS, marzo, 2009, vol. 40, no. 2, p. 105 [consultado

24 de enero de 2018]. Disponible en:
<http://revistas.uis.edu.co/index.php/revistasaluduis/article/view/16/1411>

MACAO CAMPOVERDE, Carlos Israel y NACIPUCHA NACIPUCHA, Juan Marcelo. Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo. Trabajo de grado Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones. Cuenca: Universidad de cuenca. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, 2016. p. 39, 96.

MENA YEPEZ, Nelson Patricio y VELOZ CAIZA, Paúl Cristobal. Diseño e implementación de un exoesqueleto mecánico lateral izquierdo para la rehabilitación humana. Trabajo de grado de Ingeniero Electrónico y Control. Quito: Escuela Politécnica Nacional. Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, 2013. p. 13

MOLINA MENA, M. y SANCHO CULCAY, J. Y. Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho. p.60

MOLINA MENA, Mariela Anabel y SANCHO CULCAY, Johana Jazmina. Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho. Trabajo de grado Ingeniería Mecatrónica. Departamento de Ciencias de la energía y Mecánica. Escuela Ingeniería en Mecatrónica, 2015. p. 85

MOYA RODRÍGUEZ. J.L. y VÉLAZQUEZ PÉREZ. J.A. Cálculo de engranajes plásticos. EN: Ingeniería Mecánica. Septiembre-Diciembre, 2007, vol. 10, 8 p. Disponible en: <http://www.ingenieriamecanica.cujae.edu.cu/index.php/revistaim/article/view/136/469>

NARAKAS AO. Lesions found when operating traction injuries of the brachial plexus. EN: Clin Neurol Neurosurg. 1993, vol. 95 p.56-84. Citado por: BARTOLOME MARTÍN, J. L. y RODRÍGUEZ FERNANDEZ, A. Lesiones del plexo braquial. A propósito de un caso [en línea]. Fisioterapia. 2007, vol. 29, no. 4, p. 2. Disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-fisioterapia-146-articulo-lesiones-del-plexo-braquial-a-13107546#elsevierItemBibliografias>.

PONS, José Luis. Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeleton. Chichester: John Wiley & Sons, 2008 p. 1-15.

REYES CORTÉS, Fernando. Robótica. Control de robot manipuladores. México: Alfaomega, 2011. p. 210

RINCÓN G, Laura, AMAR P., Francy y TORRES R., Andrea. Exoesqueleto para la Flexión del Brazo por medio de FES en pacientes con niveles de Lesión Medular C5-C7. EN: 3er Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica, (Bucaramanga) p.2.

ROSSON, J.W. Closed traction lesions of the brachial plexus – an epidemic among young motor cyclists. EN: Injury. 1988 p. 19: 4-6. Citado por: GARCÍA LOPEZ, Antonio, et al. Lesiones del plexo braquial.Generalidades [en línea].Disponible en: http://www.plexobraquial.es/wp-content/documentos/Cap1_Generalidades.pdf

SANCHÉZ SANCHÉZ, Rafael. Accionamientos y actuadores eléctricos [en línea]. Huelva: Universidad de Huelva, 2008. p.5,6. Disponible en: <http://www.uhu.es/rafael.sanchez/ingenieriamaquinas/carpetaapuntes.htm/Apuntes Tema 6 nuevo formato.pdf>.

VERGARA AMADOR, Enrique. Qué hacer en el trauma del plexo braquial. Conceptos actuales. En: Salud Uninorte, 2014, vol. 30, no. 3, p. 15,9, 483–484.[consultado 13 de Octubre de 2016]. Disponible en: <http://www.revistacmfr.org/index.php/rcmfr/article/download/86/77>

ANEXOS

Anexo A. Consentimiento informado del paciente

Título del proyecto

Diseño y construcción de un prototipo funcional de un exoesqueleto de brazo para pacientes con lesión en el plexo braquial

Introducción: Las personas con lesiones de plexo braquial que no han obtenido resultados satisfactorios durante el procedimiento de rehabilitación pueden obtener alternativas como los exoesqueletos. Sin embargo, se debe estudiar la gravedad de la lesión, así como la intensidad de las señales de electromiografía después de la lesión con el fin de adecuar el Sistema de adquisición de señales más óptimo.

Participación: Usted es libre de participar o no en el estudio, su participación y la opción de retiro en cualquier momento son completamente voluntarias. Si usted decide participar, le tomaremos fotografías a su brazo izquierdo para medidas antropométricas, posteriormente se tomarán unas fotos con el exoesqueleto y además, se realizarán pruebas con el exoesqueleto y se grabará un video que será presentado a SENNOVA como sustentación del Proyecto.

Costos y compensación: por su participación en este estudio no se le cobrará ni ofrecerá ningún dinero. Los problemas no relacionados con la información solicitada no están cubiertos por este.

Riesgos y beneficios: el riesgo de participar en este estudio es considerado como sin riesgo y el aporte de su participación enriquecerá el conocimiento en la biomecánica. La toma de fotografías, videos y las pruebas de señales de electromiografía no representa ningún riesgo para su salud o su integridad física. El procedimiento no acarrea ningún dolor.

Confidencialidad: la información obtenida de las fotografías y las señales EMG adquiridas se incluyan en el libro de Proyecto de grado sin comprometer su identidad. Los investigadores que participen en este estudio podrán ver las fotos pero no su nombre, ni su rostro. Su nombre tampoco aparecerá en ningún informe de estudio o publicación.

Personas a contactar: si tiene preguntas adicionales o algún reclamo con respecto al estudio puede hacérselas al Ingeniero Diego F. Villegas en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander en la Carrera 27 con Calle 9, teléfono 6344000 ext. 2818.

Aceptación: Por favor, pregunte si tiene cualquier duda acerca del estudio o de este formato. Su firma abajo indica que usted decidió participar en este estudio.

Firme (o coloque su huella digital) si usted libremente decidió hacer parte de este estudio.

Nombre (en letra clara): Lugar y fecha (10/12/2017):

Firma o huella digital Participante.

Testigo 1

Observé el proceso de consentimiento. El potencial participante leyó este formato (o le ha sido leído), tuvo oportunidad de hacer preguntas, estuvo conforme con las respuestas y firmó (o colocó su huella digital) para ingresar al estudio.

Firme (o coloque su huella digital) abajo

Nombre (en letra clara) Lugar y fecha (10/12/2017)

Observaciones

Anexo B. Historia clínica del paciente

Fecha y Hora:	28/11/2013 09:36	Día:	0	Nota de Evolución	Servicio: Básicos	Cama: 519
<p>IDX: T149-TRAUMATISMO, NO ESPECIFICADO; G540-TRASTORNOS DEL PLEXO BRAQUIAL; M509-TRASTORNO DE DISCO CERVICAL, NO ESPECIFICADO</p> <p>ANALISIS: PACIENTE MASCULINO QUE SUFRE ACCIDENTE DE TRANSITO EN MOTOCICLETA CON TRAUMA EN HOMBRO IZQUIERDO CON PERDIDA DE CONOCIMIENTO. EN EL MOMENTO PACIENTE CON COLLAR CERVICAL CON DOLOR EN HOMBRO IZQUIERDO CON EDEMA DEL MISMO Y A NIVEL DE ESCAPULA CON LIMITACION DE LOS ARCOS DE MOVIMIENTO DE LA EXTREMIDAD CON PLEJIA DEL MISMO, DISCRETA EXTENSION DE LA MUÑECA, HIPOESTESIA EN TERRITORIO DE C3-5, RX QUE EVIDENCIA FRACTURA DEL CUERPO DE LA ESCAPULA</p> <p>PLAN: PACIENTE QUE CLINICAMENTE PRESENTA LESION DEL PLEXO BRAQUIAL CON FRACTURA DE LA ESCAPULA DE MANEJO ORTOPEDICO NO QUIRURGICO CON CABESTRILLO, REQUIERE RMN DE PLEXO BRAQUIAL. VALORACION POR CX DE MANO Y POR MECANISMO EL TRAUMA POR CX GENERAL, NEUROQUIRURGIA, SE CIERRA POR ORTOPEDIA</p>						
Fecha y Hora:	29/11/2013 05:43	Día:	1	Nota de Especialista	Servicio: Básicos	Cama: 519
<p>IDX: T149-TRAUMATISMO, NO ESPECIFICADO; G540-TRASTORNOS DEL PLEXO BRAQUIAL; M509-TRASTORNO DE DISCO CERVICAL, NO ESPECIFICADO</p> <p>ANALISIS: NEUROQUIRURGIA PACIENTE CON ACCIDENTE DE TRANSITO QUIEN PRESENTA PERDIDA TRANSITORIA DEL ESTADO DE CONCIENCIA NIEGA CRISIS O CEFALEA INCAPACIDAD PARA MOVER MANO IZQUIERDA - AL EXAMEN FISIICO DOLOR EN ESCAPULA IZQUIERDA GLASGOW 15 NOMIN ABSTRAE CRUZA LINEA MEDIA SIN ASIMETRIAS DE PARES - PARESIA PARA LA EXTENSION DEL PUÑO IZQUIERDO Y FLEXION DE LOS DEDEOS **TAC CEREBRAL SIMPLE DE ACA Y DEL SITIO DE REMISION QUE MUESTRAN ADECUADA DIFERENCIACION CORTICO SUBCORTICAL LINEA MEDIA CENTRAL SISTEMA VENTRICULAR SIMETRICO CISTERNAS BASALES PERMEABLES NO CONTUSIONES O FRACTURAS - TAC COLUMNA CERVICAL SIN EVIDENCIA DE FRACTURAS O SUBLUXACIONES **</p> <p>PLAN: PACIENTE CON TCE LEVE SIN LESION NEUROQUIRURGICA EN EL MOMENTO APARENTE LESION DE PLEJO BRAQUIAL SE SOLICITA RESONANCIA COLUMNA CERVICAL DESCARTAR PATOLOGIA TRAUMATICA DISCAL QUE EXPLIQUE EL DEFICIT . PENDIENTE VALORACION ORTOPEDIA DE MANO</p>						
Fecha y Hora:	29/11/2013 06:40	Día:	1	Nota de Especialista	Servicio: Básicos	Cama: 519
<p>IDX: T149-TRAUMATISMO, NO ESPECIFICADO; G540-TRASTORNOS DEL PLEXO BRAQUIAL; M509-TRASTORNO DE DISCO CERVICAL, NO ESPECIFICADO</p> <p>ANALISIS: pte victima de trauma multiple con compromiso del plejo braquial izquierdo ef conciente orientado sin sdr no axilar no musculocutaneo no extension muñeca dedos parcial hipoestesia generalizada en mano flexion parcial de dedos no horner</p>						
Fecha y Hora:	30/11/2013 06:18	Día:	2	Nota de Evolución	Servicio: Básicos	Cama: 519
<p>IDX: T149-TRAUMATISMO, NO ESPECIFICADO; G540-TRASTORNOS DEL PLEXO BRAQUIAL; M509-TRASTORNO DE DISCO CERVICAL, NO ESPECIFICADO</p> <p>ANALISIS: NEUROQUIRURGIA DX TRAUMA LESION PLEJO BRAQUIAL IZQUIERDA? TRAUMA CERVICAL? S/O LERA EL DOLOR O/ GLASGOW 15 HIPOESTESIA GENERALIZADA EN PALMA DE LA MANO Y DORSO CON PARESIA PARA LA EXTENSION DE LA MUÑECA NI ABDUCCION DE LOS DEDOS</p> <p>PLAN: SE ESPERA REPORTE DE RMN COLUMNA CERVICAL PARA DESCARTAR DEFINITIVAMENTE LESION DE COLUMNA CERVICAL</p>						

Fecha y Hora: 30/11/2013 06:24 Día: 2 Nota de Evolución Servicio: Básicos Cama: 519

IDX: T149-TRAUMATISMO, NO ESPECIFICADO; G540-TRASTORNOS DEL PLEXO BRAQUIAL; M509-TRASTORNO DE DISCO CERVICAL, NO ESPECIFICADO

ANALISIS: pte con lesion pejo braquial izquierdo
ef sin cambios frebte al dia de ayer
no se ha realizado rmn solicitada

PLAN: pendientebrealizoar rmn para definir manejo final d ela lesion del plexo braquial

Fecha y Hora: 30/11/2013 16:56 Día: 2 Hoja de Evolución Servicio: Básicos Cama: 519

ReporteRADIOGRAFIA DE TORAX (AP PA o LATERAL):

FX ESCAPULAR
Interpretación: Dentro de límites aceptables para la edad y morbilidad del paciente
Nota: NORMAL

ReporteRADIOGRAFIA DE MUÑECA:

Interpretación: Dentro de límites aceptables para la edad y morbilidad del paciente
Nota: NORMAL

ReporteTOMOGRAFIA AXIAL COMPUTADA DE COLUMNA SEGMENTOS CERVICAL:

Interpretación: Dentro de límites aceptables para la edad y morbilidad del paciente
Nota: NORMAL

ReporteANGIOTAC DE MIEMBROS SUPERIORES Y ARTICULACION:

Interpretación: Ameritan continuar manejo intrahospitalario para acercar parámetros sin riesgo clínico Nota: FX ESCAPULAR

ReporteRADIOGRAFIA DE COLUMNA LUMBOSACRA:

Interpretación: Dentro de límites aceptables para la edad y morbilidad del paciente
Nota: NORMAL

ReporteRADIOGRAFIA DE COLUMNA TORACICA:

Interpretación: Dentro de límites aceptables para la edad y morbilidad del paciente
Nota: NORMAL

ReporteTOMOGRAFIA AXIAL COMPUTADA DE CRANEO SIMPLE:

Interpretación: Dentro de límites aceptables para la edad y morbilidad del paciente
Nota: NORMAL

PLAN: CONTINAUR CON IGUAL MANEJO
MAÑAAN TOMA DE RESONANCIAS A LAS 11:00 AM
SEGUIMIENTO POR NEUROCOX Y CX DE MANO

Fecha y Hora: 01/12/2013 08:02 Día: 3 Nota de Evolución Servicio: Básicos Cama: 519

IDX: T149-TRAUMATISMO, NO ESPECIFICADO; G540-TRASTORNOS DEL PLEXO BRAQUIAL; M509-TRASTORNO DE DISCO CERVICAL, NO ESPECIFICADO

ANALISIS: IDX 1. LESION PLEXO BRAQUIAL IZQUIERDO 2. TRAUMA CRANEOENCEFALICO SEVERO
S:ASINTOMATICO ACEPTA Y TOLERA VIA ORAL DIURESIS Y DEP POSITIVOS
O: BUEN ESTADO GENERAL, AFEBRIL, HIDRATADO, ORIENTADO
MIEMBRO SUPERIOR DERECHO CON SEVERO DEFICIT MOTOR NO LOGRA FLEOEXTENSIONES ACTIVAS DE HOMBRO, CODO NI MUÑECA,
SOLAMNTE LOGRA LEVE FLEXOEXTENSION DE INTERFALANGICAS DISTALES.

PLAN: HOY TOMA DE RESONANCIA NUCLEAR MAGMETICA CERVICAL Y ORDENES POR NEUROCIRUGIA. SE SOLICITA IC POR FISIOTERAPIA PARA EVITAR DESACONDICIONAMIENTO FISICO GENERAL Y EVITAR CONTRACTURAS ARTICULARES DE MIEMBRO SUPERIOR IZQUIERDO.

Fecha y Hora: 01/12/2013 10:09 Día: 3 Nota de Evolución Servicio: Básicos Cama: 519

IDX: T149-TRAUMATISMO, NO ESPECIFICADO; G540-TRASTORNOS DEL PLEXO BRAQUIAL; M509-TRASTORNO DE DISCO CERVICAL, NO ESPECIFICADO

ANALISIS: NEUROCIRUGIA DX TRAUMA LESION PLEJO BRAQUIAL IZQUIERDA? TRAUMA CERVICAL? S/TOLERA EL DOLOR O/ GLASGOW 15
HIPOESTESIA GENERALIZADA EN PALMA DE LA MANO Y DORSO CON PARESIA PARA LA EXTENSION DE LA MUÑECA NI ABDUCCION DE LOS DEDOS

PLAN: SE ESPERA REPORTE DE RMN COLUMNA CERVICAL*****

Fecha y Hora: 02/12/2013 06:15 **Día:** 4 **Nota de Evolución** **Servicio:** Básicos **Cama:** 519

IDX: T149-TRAUMATISMO, NO ESPECIFICADO; G540-TRASTORNOS DEL PLEXO BRAQUIAL; M509-TRASTORNO DE DISCO CERVICAL, NO ESPECIFICADO

ANALISIS: PTE ON LESION DE PLEJO BRAQUIAL IZQUIERDO Y LESION CERVICAL
REALIZARON AYER RMN DE PLEJO NO CONTAMOS AUN CON REPORTE
EF SIN CAMBIOS NO HAY RECUPERACION DE DEFICIT

PLAN: EN ESPERA DE REPORTE DE RMN DE PLEJO BRAQUIAL PARA DEFINIR CONDUCTA FINAL

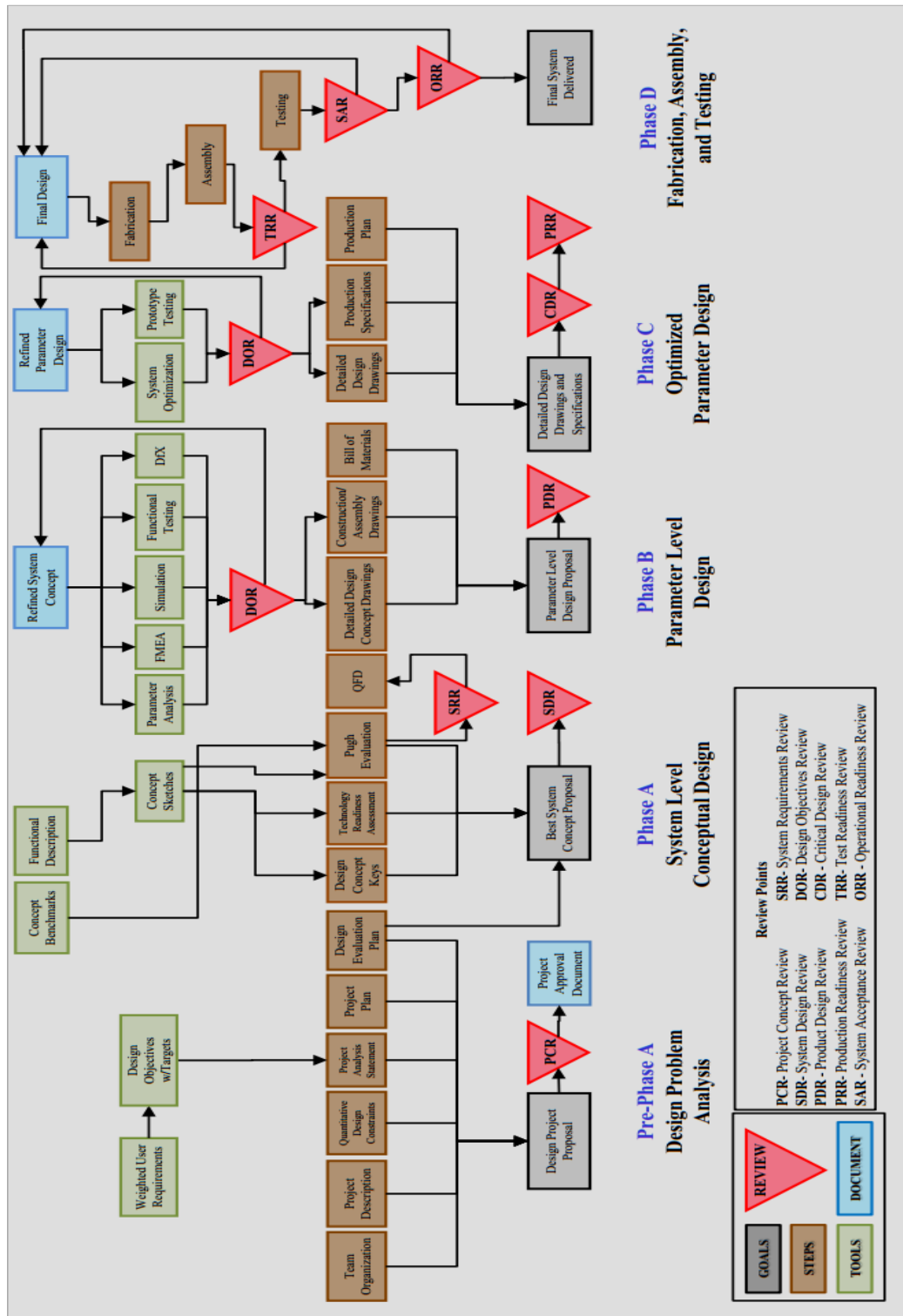
Fecha y Hora: 03/12/2013 11:41 **Día:** 5 **Nota de Evolución** **Servicio:** Básicos **Cama:** 519

IDX: T149-TRAUMATISMO, NO ESPECIFICADO; G540-TRASTORNOS DEL PLEXO BRAQUIAL; M509-TRASTORNO DE DISCO CERVICAL, NO ESPECIFICADO

ANALISIS: CIRUGIA DE MANO
PACIENTE CON LESION DE PLEJO BRAQUIAL IZQUIERDO EN ESTUDIO
PACIENTE ACTUALMENTE ESTABLE HEMODINAMICAMENTE, AFEBRIL, AL EXAMEN FISICO MSI CON HIPOESTESIA GENERALIZADA
PRESENTA INCAPACIDAD PARA ABDUCCION DE BRAZO Y FLEXOEXTENSION DE CODO, MANO CON FLEXION DE LOS DEDOS, ABDUCCION
Y EXTENSION PRESENTES PERO LIMITADAS. REPORTE DE RMN EVIDENCIA APARENTE COMPROMISO PREGANGLIONAR DE RAIZ S6 C 8,
IRREGULARIDAD DE TRONCOS PRIMARIOS Y SECUNDARIOS DE PLEJO QUE PODRIA CORRESPONDER A LESION PARCIAL A ESTE NIVEL.

PLAN: PACIENTE CON LESION CERRADA DE PLEJO BRAQUIAL CON GRAN COMPROMISO MOTOR Y SENSITIVO DE LA EXTREMIDAD. CONSIDERO
QUE SE DEBE MANEJAR AMBULATORIAMENTE CON FISIOTERAPIA, TERAPIA OCUPACIONAL PARA COLOCACION DE FERULAS.
CONTROLES CADA 15 DIAS, EMG Y NEUROCONDUCCION EN 3 SEMANAS, SEGUN EVOLUCION CLINICA PODRIA REQUERIR MANEJO
QUIRURGICO CUANDO SE ENFRIE LA LESION POR EL RIESGO EN AGUDO DE DESARROLLAR COMPLICACIONES TALES COMO
FISTULAS. INCAPACIDAD DE 30 DIAS. SE DEBE CONSIDERAR REALIZAR REMISION A MICROCIROGIA PARA SEGUIMIENTO Y POSIBLE
DECISION DE MANEJO QUIRURGICO YA QUE EN LA CLINICA NO CONTAMOS CON ESTE SERVICIO

Anexo C. Fases del diseño



Anexo D. Selección de alternativas de diseño

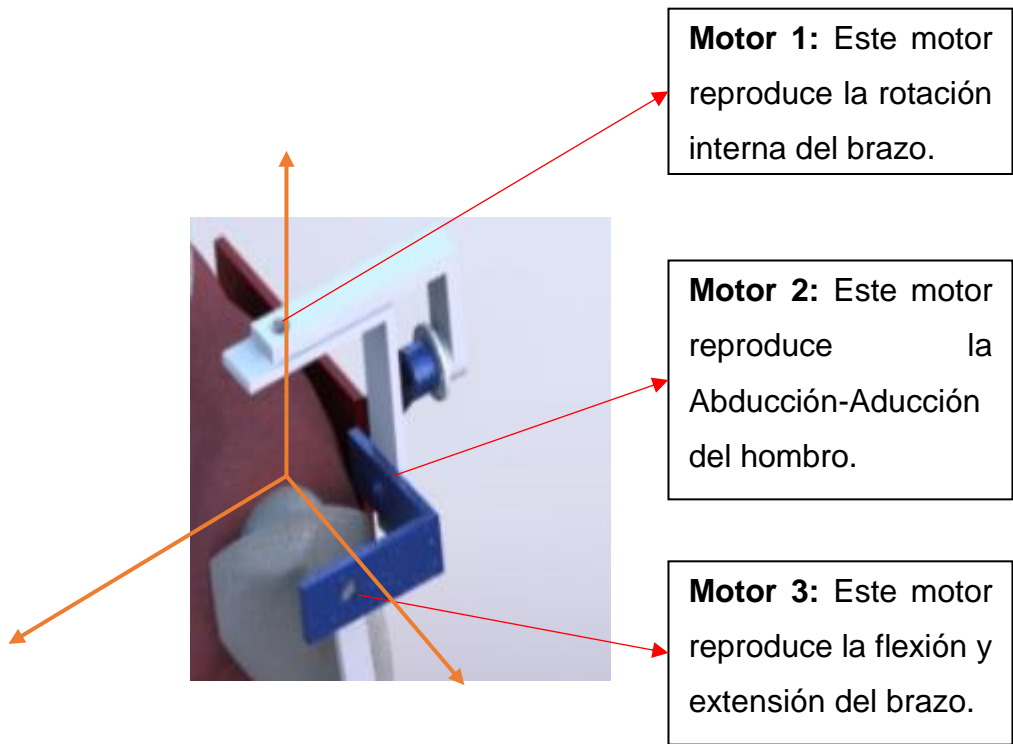
Esta alternativa reproduce los siguientes movimientos:

- Flexión-Extensión del hombro.
- Abducción-Aducción del hombro.
- Flexión-Extensión del codo.
- Rotación interna-Externa de codo.

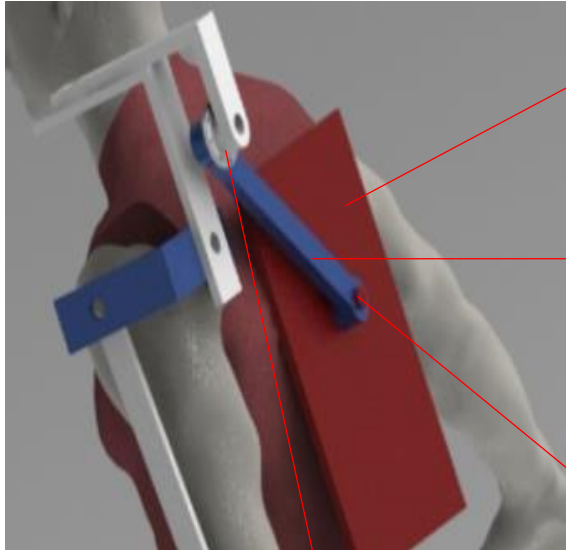
Esta alternativa está compuesto por barras en serie. Busca reproducir los siguientes movimientos del hombro: flexión-extensión, abducción-aducción (máximo 90° en abducción), así mismo reproduce la rotación interna- externa del antebrazo dirigida desde el hombro, ya que es un movimiento en el cual intervienen ambas articulaciones. También, se plantean que todos los ejes de rotación sean centrados en el hombro con el fin de reducir los problemas debido al desalineamiento. El

Posición de servomotores

siguiente mecanismo permite la rotación del mismo en los ejes mostrados en la figura a continuación:



Descripción Alternativa 1



Placa soporte: Reposa sobre la espalda del paciente. Se sujeta al mismo, con correas

Barra soporte: Soporta el peso de los mecanismos de

Mecanismo de ajuste 1: Este permite el ajuste del exoesqueleto al brazo del paciente ya que al rotar hace variar la distancia del mecanismo al hombro. Una vez ajustada, esta barra debe quedar rígida

Mecanismo de ajuste 2: Este se encarga de mantener los mecanismos de movimiento horizontalmente, ya que al rotar la barra, el mecanismo cambiara su posición. Una vez ajustada, el mecanismo del hombro

Movimiento flexión codo en Alternativa 1

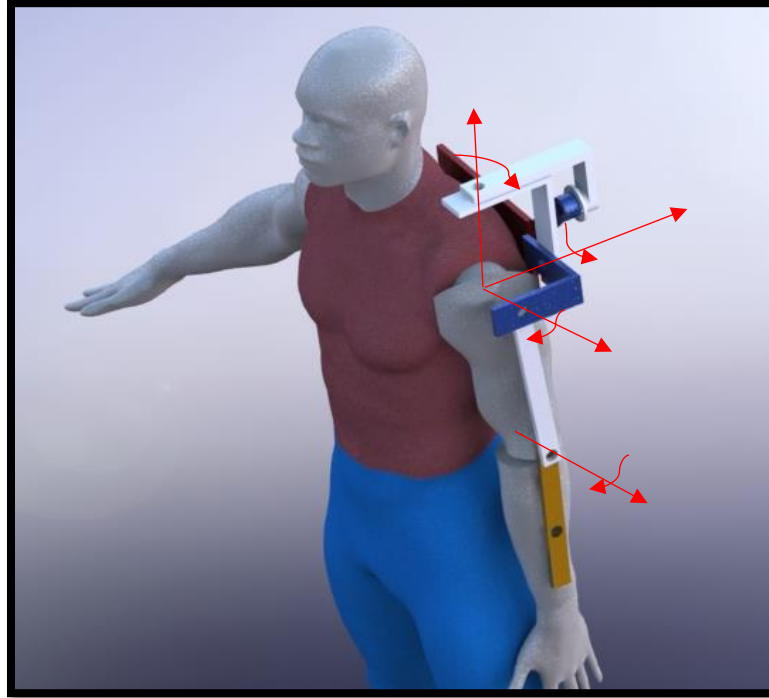


Motor 4: Reproduce el movimiento de

Sujeción de la última barra con correas al

A continuación, se muestra la alternativa completa:

Alternativa 1



ALTERNATIVA 2. Esta alternativa funciona para 3 grados de libertad:

- Abducción y aducción del hombro
- Flexión y extensión del codo
- Rotación interna y externa del antebrazo en posición horizontal.

Mecanismo de rotula que permita el movimiento relativo de la pieza respecto a la hombrera y así, permitir el movimiento de

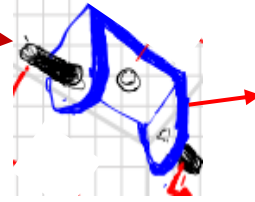
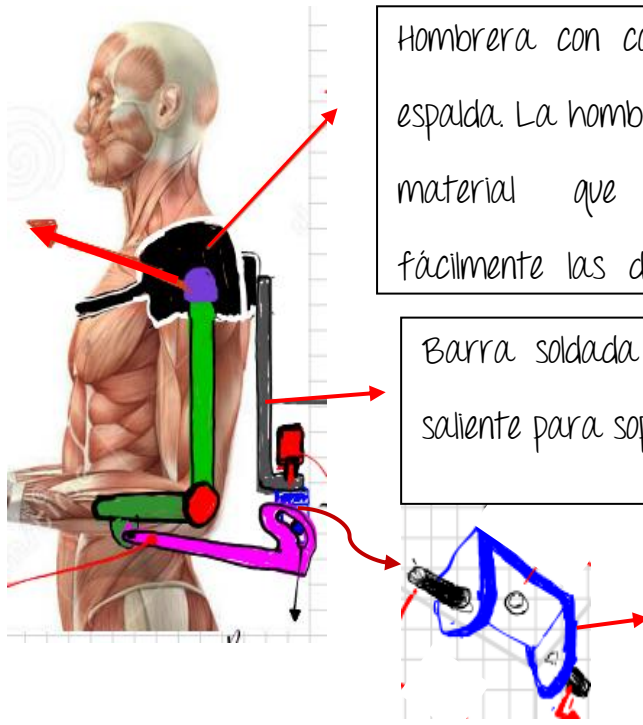
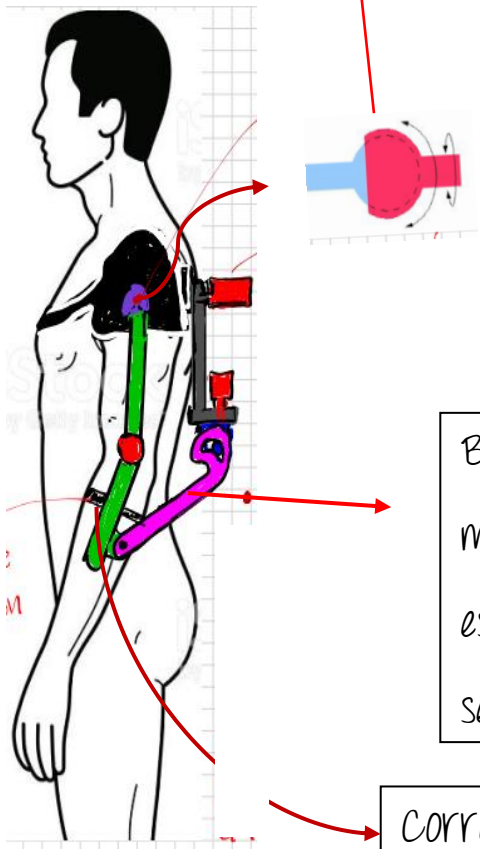
Hombrera con correa que rodea la espalda. La hombrera debe ser de un material que permita soldar fácilmente las dos piezas que van

Barra soldada a la hombrera con saliente para soportar el servomotor.

Mecanismo para generar el movimiento de rotación interna y

Barra con ranura para que se ajuste a los movimientos de flexión y extensión del codo. Además, es la encargada de transmitir el torque del servomotor (SM2) para los movimientos de rotación.

Correas de sujeción

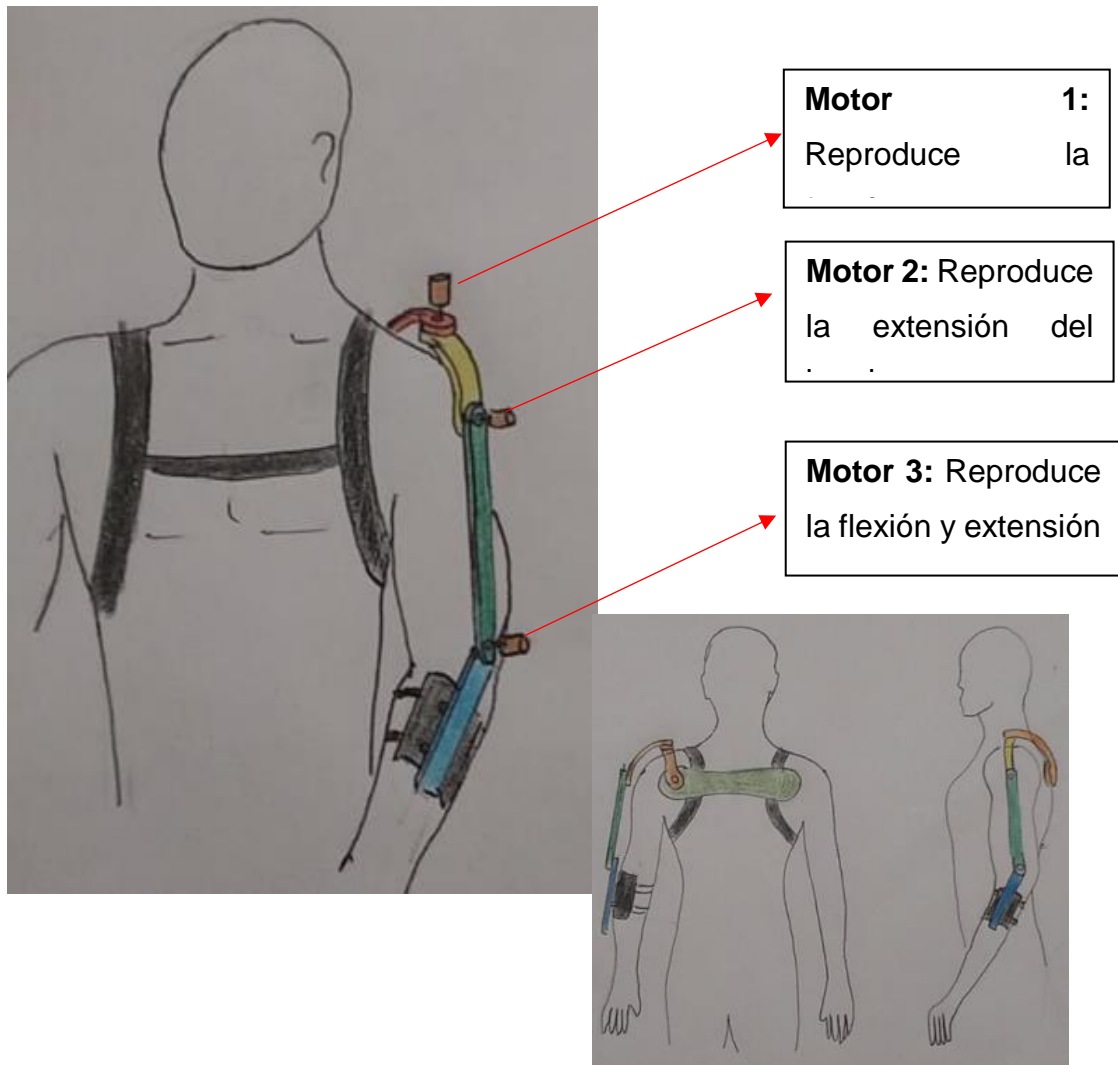


Alternativa 3. La siguiente alternativa busca reproducir los siguientes movimientos:

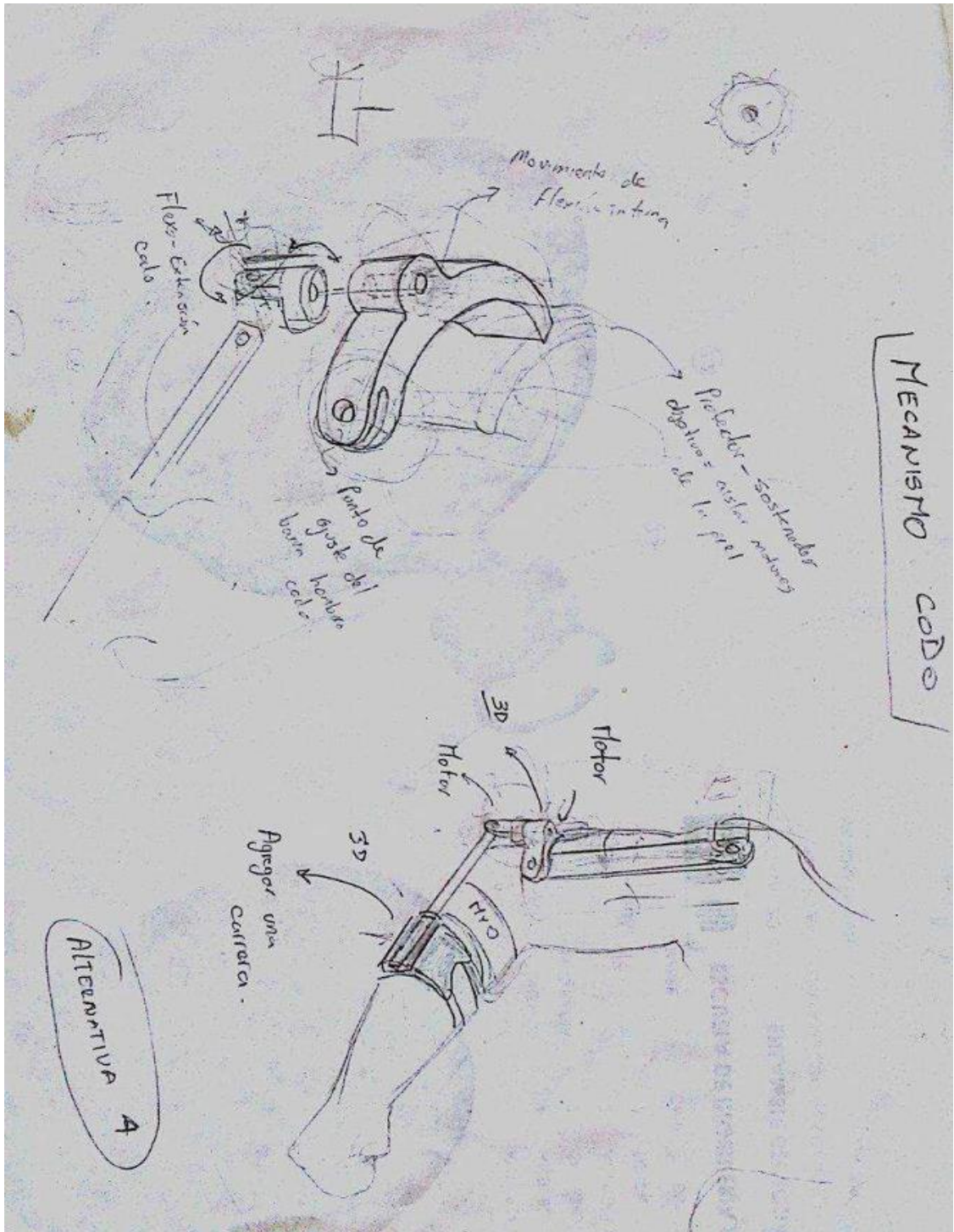
- Flexión-Extensión del hombro.
- Flexión-Extensión del codo.
- Rotación interna-Externa de codo.

A continuación, se explica la posición de los motores que reproducen los movimientos del brazo.

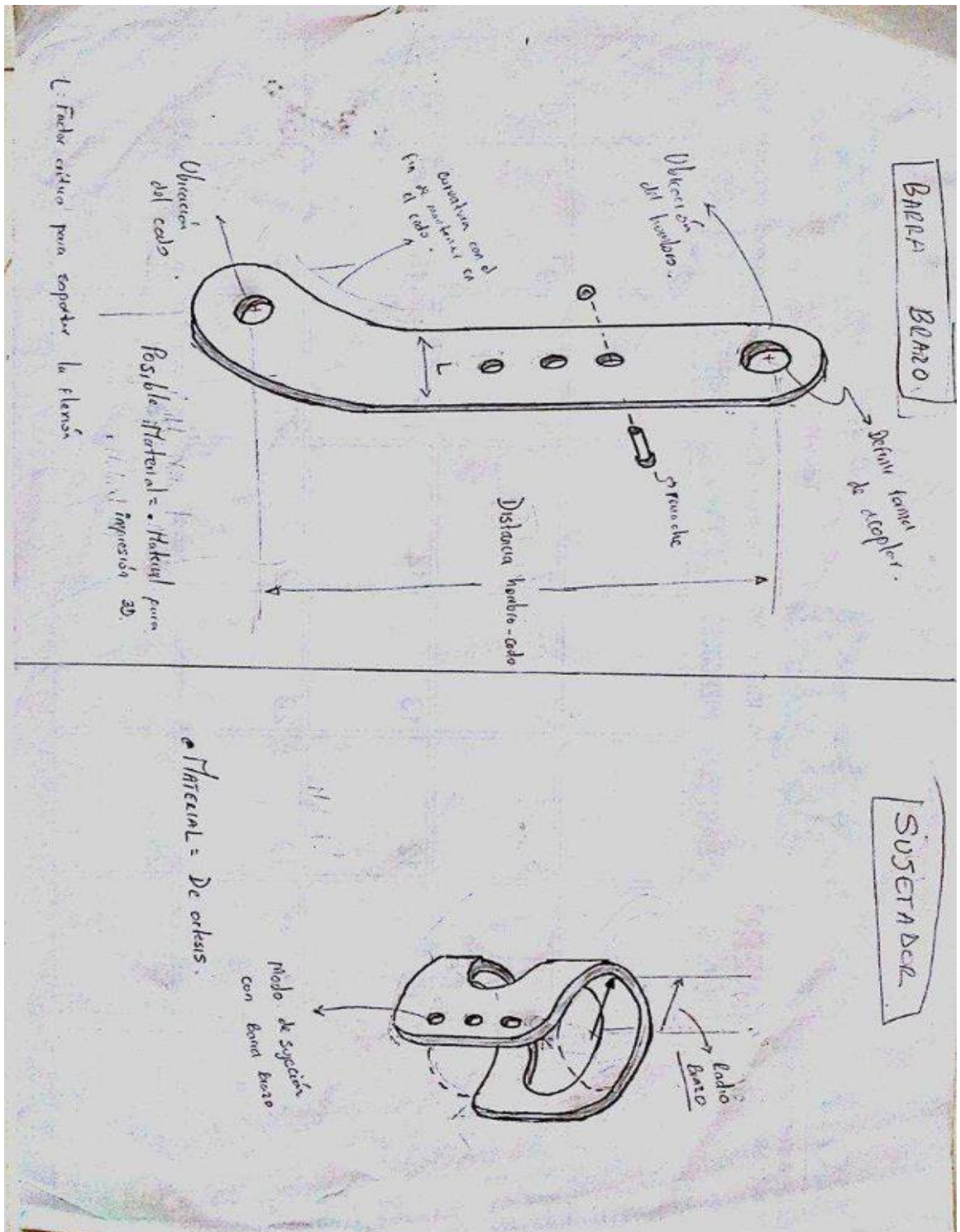
Posición servomotores en alternativa 2



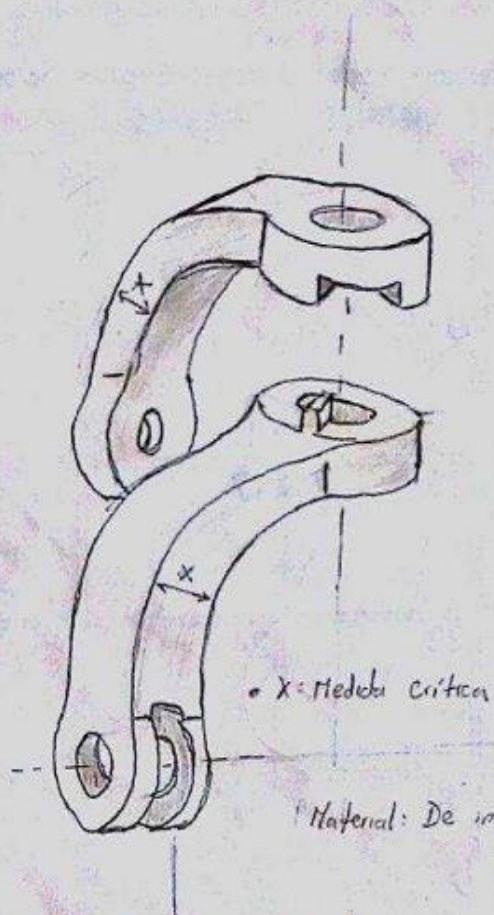
ALTERNATIVA 4



ALTERNATIVA 5

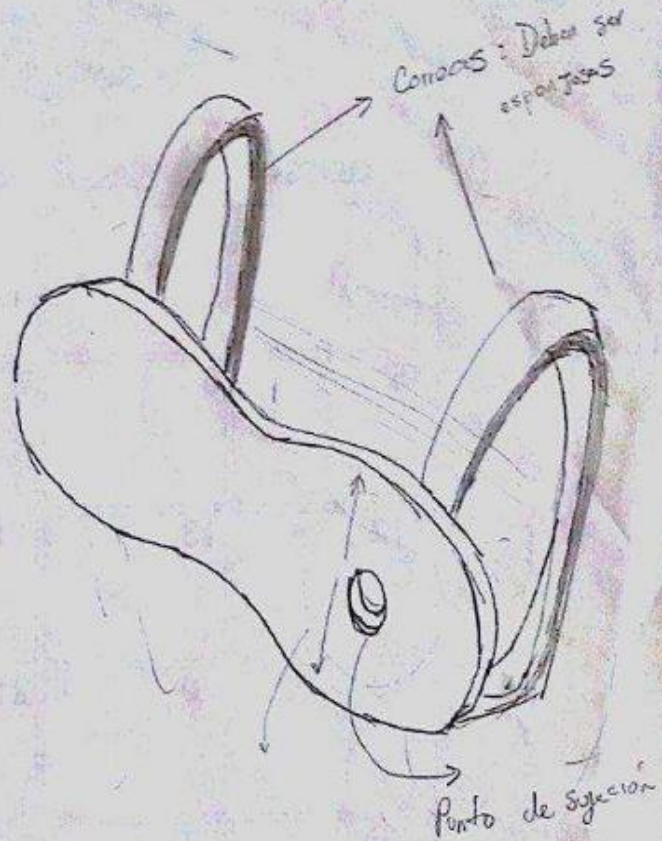


MECANISMO DEL HOMBRO



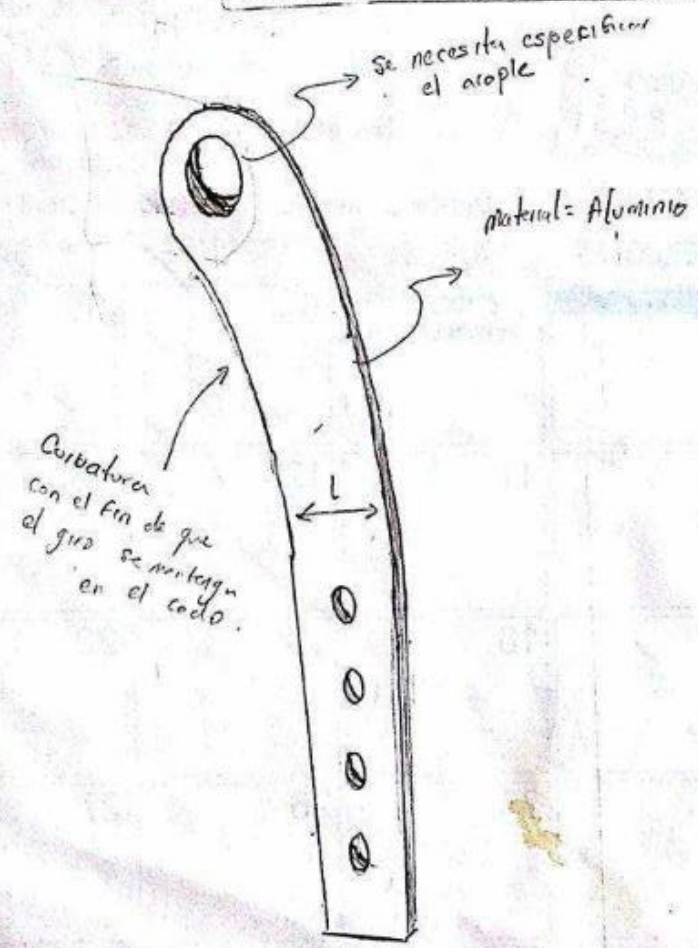
Material: De impresión 3D.

ESPALDAR

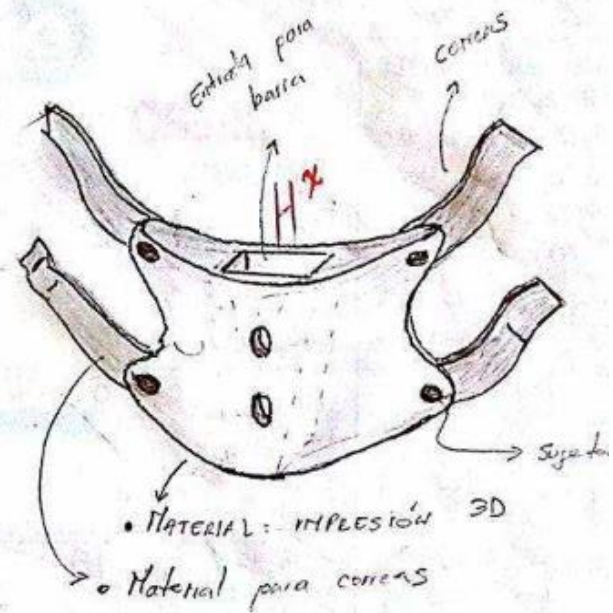


MATERIAL: • Aluminio
• De impresión 3D.

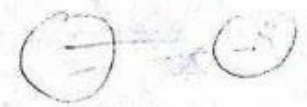
SUJECIÓN ANTEBRAZO



L: Debe calcularse para soportar a flexión



x: distancia que toca establecer con el fin de que la barra no choque con la mano



Anexo E. Rondas de la matriz Pugh

Ronda 2: Selección de alternativa de diseño

CRITERIOS	ALTERNATIVA 3	ALTERNATIVA 4	ALTERNATIVA 5
Facilidad de realizar movimientos	D A T U M	+	-
Versatilidad		=	=
No sea voluminoso		=	=
Confiabilidad		=	-
Atractivo a la vista		=	-
Comodidad		+	+
Manufacturabilidad		=	=
Estabilidad		+	=
Antropomorfía		-	-
Ergonomía		=	=
Sujeción		+	=
TOTAL +		5	1
TOTAL -		1	4

CONCLUSIONES SEGUNDA ETAPA

- Al Datum agregar la correa para mejorar estabilidad lateral.
- Datum falta método de adaptabilidad mecanismo del hombro.
- Alternativa 4 debe agregarse una carrera para el movimiento de rotación interna.
- Alternativa 5 queda descartada

- Alternativa 4 es la seleccionada para desarrollar el prototipo

Anexo F. Análisis de Costos

CONVENIO SENA-SENNOVA

Para el desarrollo del proyecto se realizó un convenio con SENNOVA y la Universidad Industrial de Santander para la construcción del exoesqueleto. Por lo tanto, SENNOVA Nodo Manizales estuvo a cargo de la financiación de la construcción y de la cotización de materiales a los distribuidores.

COSTOS DIRECTOS

Los rubros considerados son:

- Material
- Elementos comerciales
- Impresión 3D
- Montaje y pruebas

MATERIALES

ELEMENTO	DESCRIPCIÓN	UND.	PROVEEDOR	CANT.	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
	25mmx6mmx150mm	1	SENA*	1	\$5000	\$5000

Platina aluminio 6061	25mmx4mmz100mm	1		1	\$4000	\$4000
	37mmx4mmx530mm	1		1	\$8000	\$8000
Material de impresión 3D	Fullcure RGD840	2	SENA	1	\$1674460	\$1674460
TOTAL						\$1691460

ELEMENTOS MECÁNICOS

ELEMENTO	DESCRIPCIÓN	UND.	PROVEEDOR	CANT.	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
Tornillería	Bristol M6x20mm	4	SENA*	4	\$5860	\$23440
	Bristol M3x20mm	4	SENA	3	\$5250	\$15750
	Bristol M4x25mm	4	SENA	1	\$5750	\$5750
	Hex. M4x15mm	4	SENA	1	\$4500	\$4500
Rodamiento	6802C6	1	SENA	1	\$25000	\$25000
	6803C6	1		1	\$20000	\$20000
TOTAL						\$94440

ELEMENTOS ELECTRÓNICOS

ELEMENTO	DESCRIPCIÓN	UND.	PROVEEDOR	CANT.	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
----------	-------------	------	-----------	-------	-----------------	--------------

Servomotores	Tonegawa-Seiko PS050	1	SENA	1	\$1300000	\$1300000
	Hitec HS7980TH	1	SENA	1	\$748000	\$748000
	Hitec 1000SGT	1	SENA	1	\$680000	\$680000
Baterías	Li-Po Turnigy 1000 mah 20c 2s	1	SENA	2	\$280000	\$280000
	Xiaomi 10000mah	1	SENA	1	\$119000	\$119000
Brazalete	Myo	1	SENA	1	\$954600	\$954600
Cargador Baterías	HobbyTiger Bc-4s15d	1	SENA	1	\$95000	\$95000
Baterías recargables	HQ Nimh de 9V @250 mah	blister	SENA	1	\$41000	\$41000
Microcontrolador	Arduino Mega	1	SENA	1	\$55000	\$55000
Controlador servomotores	Shield SHD-Mstepper	1	SENA	1	\$20000	\$20000
Microprocesador	RaspBerry Pi3	1	SENA	1	\$174880	\$174880
Cables	Jumpers	40	Maetrónica	1	\$6000	\$6000
TOTAL						\$4473480

IMPRESIÓN 3D

Para la creación de las piezas en la impresora 3D, fue necesario un tiempo de 6 horas por lote de piezas de impresión, siendo en total 3 lotes que equivalen a 18 horas de impresión continuas.

OPERACIÓN	TIEMPO[horas]	PRECIO (COP/h)	PRECIO TOTAL
Impresión 3D	18	1	\$23738

MONTAJE

Durante el ensamblaje del exoesqueleto se toma un promedio de 2 personas trabajando durante media jornada, equivalente a 4 horas de trabajo. Se toma el precio del día laboral como \$26041 pesos colombianos.

HORAS DE TRABAJO	PERSONAS	PRECIO (COP/h)	PRECIO TOTAL
Impresión 3D	2	\$3255	\$6510

RESUMEN COSTOS DIRECTOS

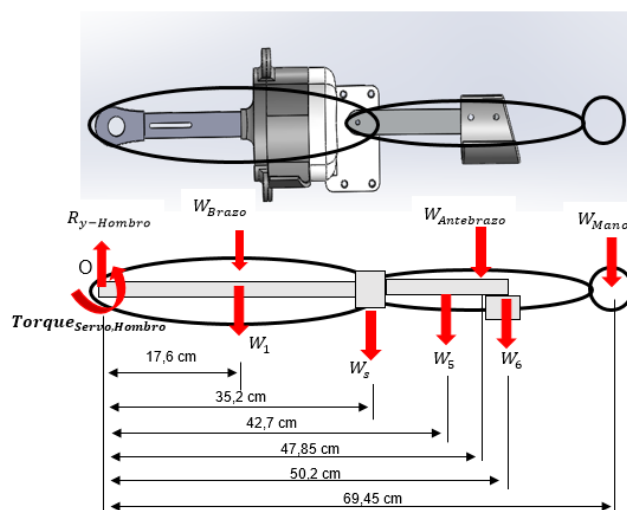
En la tabla siguiente se resumen los costos de cada uno de los ítems evaluados.

ITEM	PRECIO TOTAL
Materiales	\$1691460
Elementos electrónicos	\$4473480
Elementos mecánicos	\$94440
Impresión 3D	\$23738
Montaje	\$6510
TOTAL	\$6289628

Anexo G. Diseño del movimiento de flexión-extensión del hombro

Cálculo del torque del servomotor del Hombro (Flexión). Al igual que el servomotor del codo, este se calcula en la posición donde el torque es máximo. Se asume que el peso de las piezas 2, 3 y 4, servomotor del codo y del servomotor de rotación se concentran en el codo del paciente, como se muestra en la figura 49.

Diagrama estático de la extremidad superior y el exoesqueleto extendidos



$$W_s = W_2 + W_3 + W_4 + W_{\text{servomotor-codo}} + W_{\text{servomotor-Rotación}}$$

$$W_s = 0,0556 + 0,1083 + 0,1251 + 0,280 + 0,078 = 0,647kg$$

$$\Sigma M_o = 0;$$

$$\text{Torque}_{\text{Servo,Hombro}} = (W_{\text{Brazo}} + W_2) * 17,6 + W_s * 35,2 + W_6 * 42,7 + W_{\text{Antebrazo}} * 47,85 + W_7 * 50,2 + W_{\text{Mano}} * 69,45$$

$$\text{Torque}_{\text{Servo,Hombro}} = (2,34 + 0,0515) * 17,6 + 0,647 * 35,2 + 0,0615 * 42,7 + 1,44 * 47,85 + 0,0629 * 50,2 + 0,63 * 69,45$$

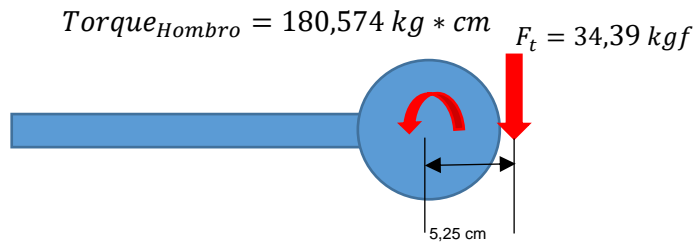
$$\text{Torque}_{\text{Servo,Hombro}} = 183,31 \text{ kgf} * \text{cm}$$

Para realizar este movimiento se diseña un engranaje que conectara con el piñón del servo del hombro y así levantar la extremidad del paciente. Se necesita que el engranaje del hombro gire 90 grados, por ende el servomotor debe haber girado 180 grados. Por lo anterior, se obtiene una relación de 2.

$$\frac{\varnothing_{\text{Engranaje}}}{\varnothing_{\text{Piñón}}} = \frac{Z_{\text{engranaje}}}{Z_{\text{Piñón}}} = 2.$$

Se desea levantar un torque de 180 kg-cm. El servomotor comprado tiene un torque de 84 kg*cm a 11,1 V y 110 kg*cm a 14,8 V. Esto quiere decir que trabajando a 14,8 V el servomotor levanta una carga de 110 kg a una distancia de 1 cm. Suponiendo un engranaje de 10,5 cm de diámetro, por estática se tiene:

Diagrama esquemático del engranaje del hombro.



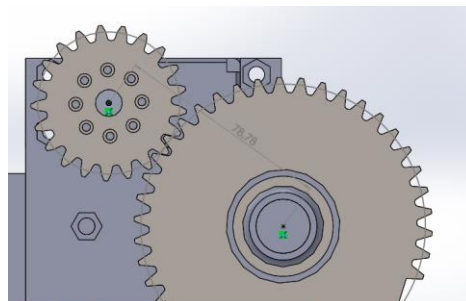
Con una relación de 2, el diámetro del piñón es de 5,25 cm. El servomotor a una distancia de 2,625 soporta una carga de $\frac{110 \text{ kgf} * \text{cm}}{2,625 \text{ cm}} = 41,90 \text{ kgf}$, por lo tanto se deduce que elegir este diámetro de engranaje es posible. Cabe recordar, que se está diseñando con un torque equivalente a un brazo totalmente sano, por lo tanto ya se tiene un factor de seguridad. Utilizando un módulo de 2,5 se tiene:

$$Z_{engranaje} = \frac{105}{2,5} = 42 \text{ dientes};$$

$$Z_{pinón} = \frac{52,5}{2,5} = 21 \text{ dientes};$$

$$Distancia \text{ entre centros} = \frac{105 + 52,5}{2} = 78,75 \text{ mm};$$

Distancia entre engranajes del hombro.



Cálculo del espesor del engranaje.

El cálculo del esfuerzo en los dientes del hombro se hace de manera similar al cálculo realizado en el mecanismo de rotación interna. Utilizando una fuerza tangencial de 34,39 kgf, módulo 2,5 mm, Factor de servicio de 0,5, Factor de forma de 0,321 y suponiendo un espesor de 25 mm para los engranajes, se tiene

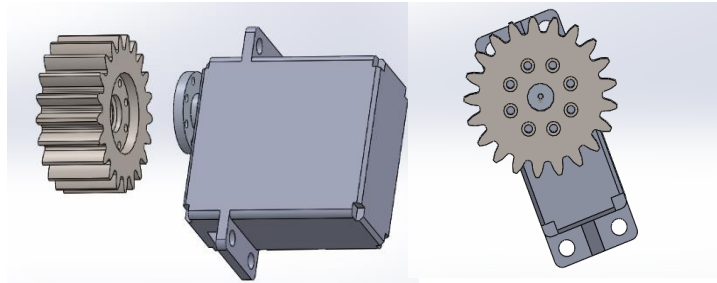
$$Esfuerzo = \frac{F_t C_s}{m * b * Y * n} \leq Esfuerzo \text{ Admisible del material}$$

$$Esfuerzo = \frac{(34,39 * 9,81) 0,5}{\left(\frac{2,5}{1000}\right) * \left(\frac{25}{1000}\right) * 0,325}$$

$$Esfuerzo = 8304391,38 \text{ Pa} = 8,30 \text{ Mpa}$$

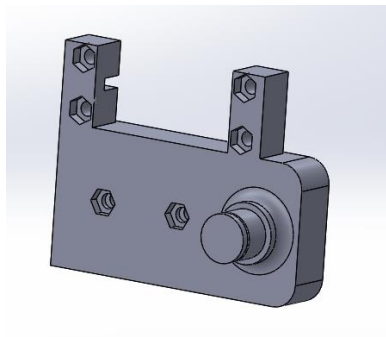
Una vez calculas las distancias de los engranajes, se procede al montaje de los mismos y del servomotor del hombro. El servomotor utilizado en este movimiento cuenta con un acople fabricado en aluminio, por lo cual se diseña una cavidad al piñón con el fin de que se acoplen correctamente y se sujeta mediante 8 tornillos M3x25. En la figura 59 se puede apreciar este acople.

Acople piñón servomotor-hombro.

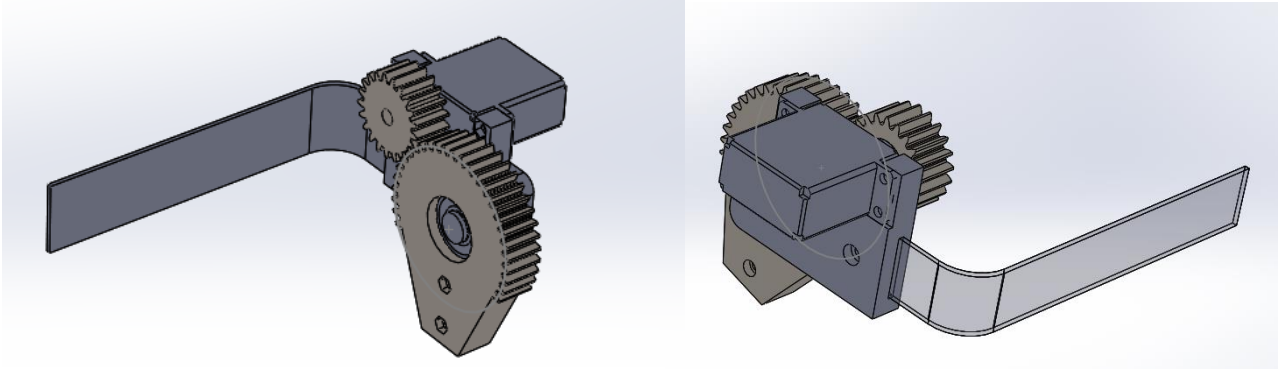


Para realizar el montaje del engranaje del hombro, piñón y servomotor, se diseña la pieza mostrada en la figura 60. La cual tiene un eje propuesto de 20 mm de diámetro y cuenta con soportes donde se ubicará el servomotor del hombro. El engranaje del hombro se conecta al eje mediante un rodamiento de bolas de 20 y 42 mm, interno y externo respectivamente. Así mismo, esta pieza se encaja con una platina de aluminio, la cual servirá como soporte y conecta con el espaldar del exoesqueleto. En la figura 61 se puede apreciar el montaje.

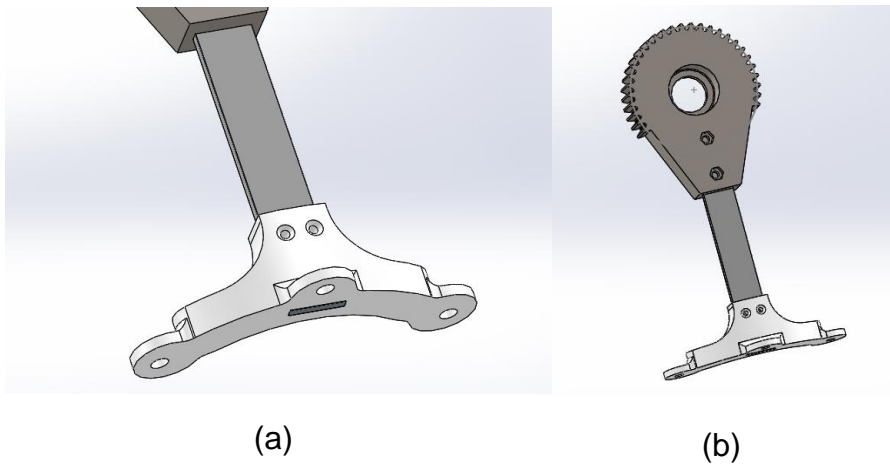
Pieza soporte Hombro.



Montaje del sistema de actuación del hombro.



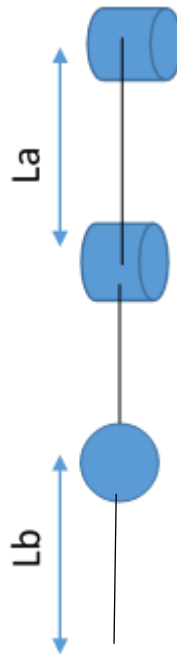
Para conectar todo el sistema de flexión extensión del codo y rotación interna, se diseña una barra de aluminio que en uno de sus extremos encaja con la pieza 2 como se muestra en la figura 66 (a). En el otro extremo encaja con la pieza engranaje hombro, como se muestra en la figura 66 (b). El sistema se sujeta mediante tornillos.



Anexo H. Metodología de Denavit-Hartenberg para el análisis cinemático

El método de Denavit-Hartenberg es un algoritmo que permite relizar el análisis cinemático de manipuladores robóticos. Consiste en una serie de pasos listados a continuación:

Paso 1: Representación funcional del exoesqueleto. Debe realizarse un siagrama simplificado del mecanismo con las longitudes de los eslabones y los grados de libertad de cada articulación de la cadena cinemática.

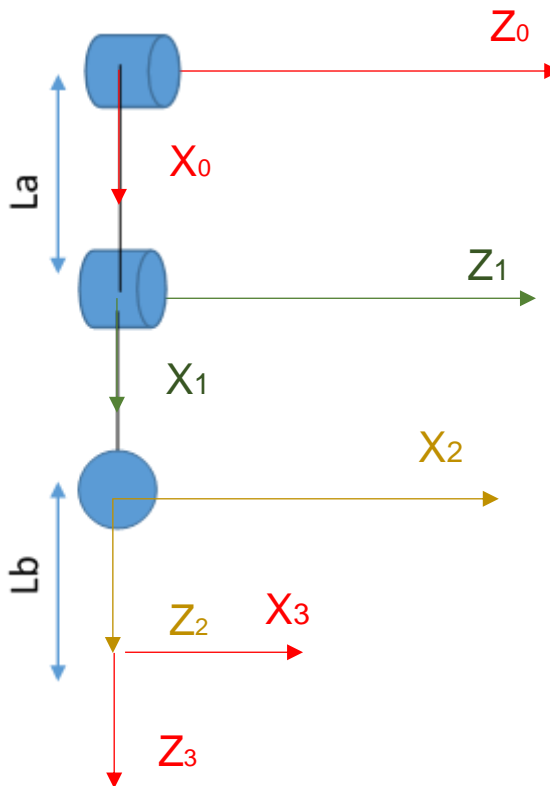


Paso 2: Sistemas de coordenadas generalizadas. En este paso deben colocarse los ejes de cada articulación Z_i y X_i . La metodología de Denavit-Hartenberg indica que

la primera articulación debe etiquetarse como Z_0 y X_0 , luego debe seguirse la numeración consecutivamente.

El eje Z_i representa el eje de rotación de cada articulación y los ejes X_i corresponde a los orígenes de cada articulación siempre y cuando, se tengan las siguientes consideraciones:

- El eje X_i debe ser perpendicular al eje Z_i asimismo.
- El eje X_i debe ser perpendicular al eje Z_i anterior es decir, al eje Z_{i-1}
- El eje X_0 puede acomodarse de forma arbitraria siempre y cuando, sea perpendicular a Z_0 .



Paso 3: Tabla de parámetros. Es el paso más importante de la metodología, consiste en caracterizar cuatro parámetros para cada una de las articulaciones. Los parámetros se describen a continuación y al final se muestra la tabla de parámetros para el MyoxPlexo.

θ : Es el ángulo en que debe girarse al eje X_{i-1} alrededor de Z_{i-1} , para quedar paralelo con X_i

d_i : será la distancia que deberá desplazarse a X_{i-1} en la dirección de Z_{i-1} , para quedar alineado con X_i

a_i : será la distancia que deberá desplazarse el sistema S_{i-1} , en la dirección de X_{i-1}

X_i , para que su origen coincida con el de S_i

α_i : será el ángulo que debe girarse Z_{i-1} alrededor de X_{i-1} , para quedar alineado con Z_i

Articulación	θ_i	d_i	a_i	α_i	q_i
1	q_1	0	L_a	0	q_1
2	q_2	0	0	-90	q_2
3	q_3	L_b	0	0	q_3

Paso 4: Matrices de paso homogéneas. Este paso consiste en desarrollar la ecuación matricial que describe el movimiento relativo entre movimientos consecutivos. Utiliza los 4 parámetros de Denavit-Hartenberg

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} C\theta & -C\alpha S\theta & S\alpha S\theta & aC\theta \\ S\theta & C\alpha C\theta & -S\alpha C\theta & aS\theta \\ 0 & S\alpha & C\alpha & d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Paso 5: Matriz del robot. En este paso se determina la matriz de transformación del robot. Consiste en una ecuación que multiplica las matrices halladas en el paso 4.

$$T = A_1^0 * A_2^1 * \dots * A_n^{n-1}$$

$$T = A_1^0 * A_2^1 * A_2^3$$

$$T = \begin{bmatrix} C1C2 - S1S2 & C1S2 + S1C2 & 0 & Lb(C1C2 - S1S2) + LaC1 \\ S1C2 + C1S2 & S1S2 - C1C2 & 0 & Lb(S1C2 + C1S2) + LaS1 \\ 0 & 0 & -1 & Lc - d3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Esta ecuación representa el resultado del análisis cinemático directo de un manipulador robótico y en este caso específicamente, del exoesqueleto Myoplexo.

Anexo J. Planos del exoesqueleto

Anexo L. Componentes electrónicos

El montaje electrónico del exoesqueleto se realizó en paralelo con el diseño y la construcción del exoesqueleto. El objetivo principal del diseño electrónico fue el enlace del brazalete Myo con los actuadores eléctricos mediante el microcontrolador y el microprocesador.

DESCRIPCIÓN DE LOS COMPONENTES

Raspberry Pi 3. La tarjeta RaspBerry Pi es un computador de placa reducida, desarrollado por la *Fundación Raspberry Pi*. La tarjeta cuenta con su propio sistema operativo denominado Raspbian sin embargo, permite el uso de diferentes softwares operativos. Esta tarjeta fue usada en el proyecto para reemplazar el uso del computador portátil, consiguiendo la portabilidad que requiere el exoesqueleto.

Aduino Mega. El arduino es una tarjeta que posee un microcontrolador y cuenta con un entorno de desarrollo de uso libre. Es ampliamente usado en proyectos de electrónica multidisciplinarios y como una útil herramienta de aprendizaje debido a su sencillez de programación en su propio lenguaje.

En el proyecto se utilizó la tarjeta Arduino Mega, la cual cumplió la función de controlar los actuadores eléctricos.

Baterías. Las baterías son las encargadas de alimentar el sistema, dando el suministro eléctrico a los servomotores, la tarjeta Arduino y la Raspberry Pi 3. Para el proyecto se utilizó la Bateria Xiaomi de 100000 mah y dos baterías de Li-Po Turnigy de 1300 mah.



Brazalete Myo. El brazalete Myo es una banda que se acopla al brazo, está conformado por sensores médicos de acero inoxidable de alta sensibilidad, lo que le permite controlar de forma inalámbrica otros dispositivos, por medio de movimientos de la mano. El brazalete fue desarrollado por la empresa Thalmics Labs y es capaz de detectar las señales mioeléctricas del brazo al cual se acopla.




Además, el brazalete Myo esta equipado con un procesador ARM Cortex M4, un sistema de retroalimentación háptico basado en vibraciones, conectividad bluetooth e indicadores LED. Su autonomía esta basada en unas baterías de Litio que se recargan via USB.

El brazalete es el encargado de tomar las señales de electromiografía del paciente, el cual, es acoplado en la zona del bíceps del paciente para captar su movimiento muscular y así enviar las señales a una computadora, que analiza las señales, las interpreta para luego, mediante el arduino mega, realizar el movimiento deseado por el paciente en el exoesqueleto.

Motor L293D para Arduino. Esta placa es un escudo de motores que contiene cuatro puente H's completos, dos drivers L293D. La placa puede manejar cuatro cargas inductivas de 0.6 A por canal, permite controlar velocidad y sentido de giro en motores. En el proyecto se acoplo al arduino y sirvió para la conexión de los servomotores.

COMPONENTE	DISPOSITIVO	CARACTERISTICAS
------------	-------------	-----------------

<p>Raspberry Pi 3</p>		<p>Quad Core 1.2GHz Broadcom BCM2837 64bit CPU</p> <p>1GB RAM</p> <p>40-pin extended GPIO</p> <p>4 USB 2 ports</p> <p>4 Pole stereo output and composite video port</p> <p>Full size HDMI</p> <p>DSI display port for connecting a Raspberry Pi touchscreen display</p> <p>Micro SD port for loading your operating system and storing data</p> <p>Upgraded switched Micro USB power source up to 2.5A</p>
<p>Arduino Mega</p>		<p>Operating Voltage 5V</p> <p>Input Voltage (recommended) 7-12V</p> <p>Input Voltage (limit) 6-20V</p> <p>Digital I/O Pins 54 (of which 15 provide PWM output)</p> <p>Analog Input Pins 16</p> <p>DC Current per I/O Pin 20 mA</p> <p>DC Current for 3.3V Pin 50 mA</p> <p>Flash Memory 256 KB of which 8 KB used by bootloader</p> <p>Length 101.52 mm</p> <p>Width 53.3 mm</p>

<p>Batería Xiaomi</p>		<p>Capacidad: 10,000 mAh</p> <p>Entrada: 5V/2A</p> <p>Salida: 5,1V/2,1A</p> <p>Peso: 207g</p> <p>Dimensiones: 91 x 60.4 x 22 mm</p>
<p>Baterías Li-po</p>		<p>Capacidad mínima: 1000mAh</p> <p>Configuración: 3S1P / 11.1v / 3CELL</p> <p>Descarga constante: 20C</p> <p>Descarga máxima (10 seg): 30C</p> <p>Paquete Peso: 87 g</p> <p>Tamaño del paquete: 77 x 33 x 20 mm</p> <p>Carga del enchufe: JST-XH</p>
<p>Shield Motor L293D</p>		<p>4 Puente H 2 Driver L293D para 2 motores</p> <p>Corriente DC por canal 600mA</p> <p>Corriente pico por canal 1.2A</p> <p>Voltaje de entrada (motores) 4.5V~3.6V</p> <p>Soporta</p> <ul style="list-style-type: none"> 4 Motores DC bidireccionales 2 Motores paso a paso (unipolares o bipolares) <p>Separación Fuente de motores/fuente del Arduino</p> <p>2 Conexiones Servomotores</p> <p>1 Botón Reset</p>

Brazalete Myo



a Bluetooth 4.0 low energy connection

proprietary muscle activity electromyography (EMG) sensors

an ARM processor

9-axis inertial measurement unit (IMU)

a rechargeable lithium-ion battery

Micro USB charging

haptic feedback