

UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA



Diseño de una ortesis para miembro superior con estimulación eléctrica funcional para mejorar el movimiento en pacientes con lesiones prolongadas

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

AUTOR

Victiliano Saul Chuquimbalqui Sanchez

ASESOR

Alejandro Segundo Vera Lazaro

<https://orcid.org/0000-0003-0198-338X>

Chiclayo, 2022

Diseño de una ortesis para miembro superior con estimulación eléctrica funcional para mejorar el movimiento en pacientes con lesiones prolongadas

PRESENTADA POR:

Victiliano Saul Chuquimbalqui Sanchez

A la Facultad de Ingeniería de la
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo
para optar el título de

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

APROBADA POR:

Luis Alberto Gonzales Bazan

PRESIDENTE

Elmer Rolando Polo Briceño

SECRETARIO

Alejandro Segundo Vera Lazaro

VOCAL

TESIS CHUQUIMBALQUI SANCHEZ VICTILIANO SAUL

INFORME DE ORIGINALIDAD

30%

INDICE DE SIMILITUD

29%

FUENTES DE INTERNET

3%

PUBLICACIONES

14%

TRABAJOS DEL
ESTUDIANTE

ENCONTRAR COINCIDENCIAS CON TODAS LAS FUENTES (SOLO SE IMPRIMIRÁ LA FUENTE SELECCIONADA)

11%

★ docplayer.es

Fuente de Internet

Excluir citas

Apagado

Excluir coincidencias

Apagado

Excluir bibliografía

Apagado

Índice

Resumen	8
Abstract	9
I Introducción	10
1.1 Justificación	11
1.2 Objetivos.....	12
1.2.1 Objetivo general.....	12
1.2.2 Objetivos específicos	12
II Marco teórico	13
2.1 Estado del arte	13
2.1.1 Ortesis o exoesqueletos similares existentes.....	13
2.1.2 Problemática actual de las ortesis biomecánicas o exoesqueletos existentes	14
2.2 Lesiones en el miembro superior.....	14
2.3 Trastorno motor en el miembro brazo.	14
2.4 Tratamientos para el brazo	15
2.5 Funciones del brazo	15
2.6 Músculos que intervienen en la función del movimiento.....	15
2.7 Órtesis para el miembro superior (general)	15
2.7.1 Órtesis de miembro superior (brazo, antebrazo, codo y muñeca).....	15
2.7.2 Órtesis de codo sin articulación.	16
2.7.3 Órtesis activas de codo.....	16
2.7.4 Órtesis de sistema de control de codo con tensor longitudinal.....	17
2.8 Estimulación eléctrico funcional (EEF)	17
2.8.1 Ley fundamental de la electroestimulación.	18
2.8.2 Frecuencia del impulso.	18
2.9 Electroodos para estimulación eléctrica.	19
2.9.1 Electroodos de aguja.	19
2.9.2 Electroodos superficiales.	20
2.9.3 Ubicación de electroodos.....	20
2.10 Sistema de programación con el microcontrolador.	21
2.11 Motores.....	21
2.11.1 Motores GEARED DOWN MOTOR	21
2.11.2 Motores BRUSHLESS	22
2.11.3 SERVOMOTOR	22
2.11.4 Características y descripción de batería.	23
2.11.5 Microcontrolador ARDUINO.	23
III Marco metodológico.	25
3.1 Tipo y diseño de la investigación:	25
3.2 Población y muestra.....	25
3.3 Criterios de selección.....	25
3.4 Operacionalización de variables	25
3.4.1 Variable dependiente (VD)	25
3.4.2 Variable independiente (VI)	25

3.5	Técnicas e instrumentos de recopilación de datos.....	26
3.6	Técnicas de procesamiento y análisis de datos.....	26
IV	Diseño	27
4.1	Metodología del diseño mecánico	27
4.2	Recopilación de información de personas lesionadas.	28
4.2.1	Personas lesionadas en el Perú.....	28
4.2.2	Personas lesionadas en la región Lambayeque.	32
4.3	Órtesis que existente en el mercado mundial.	32
4.3.1	WXMYOZR	32
4.3.2	Ortesis de codo rom con bisagras ajustables:	33
4.3.3	Ortesis de codo y control flexo-extensión	34
4.4	Matriz morfológica.	34
4.5	Conceptos de solución:.....	36
4.6	Bosquejo de la solución del diseño final.	37
4.7	Selección del material.....	37
4.8	Diseño y simulación utilizando el software CAD-CAE SolidWorks.....	38
4.9	Medidas del brazo.....	39
4.10	Desplazamiento del codo.....	39
4.11	Análisis estático estructural	39
4.12	Diseño del circuito electrónico	55
4.12.1	Señales Electromiograma (EMG).	55
4.12.2	Amplificador de voltaje.....	56
4.13	Resultados del circuito.....	61
4.14	Programación del microcontrolador.	62
4.14.1	Microcontrolador ARDUINO UNO.....	62
4.14.2	sistema de control de la ortesis.....	62
4.14.3	fundamentos para el entorno y lenguaje de programación.....	62
4.15	Funcionamiento y aplicación de la ortesis con el sistema electrónico.	64
4.15.1	conexión del Arduino con el servo motor.	64
4.15.2	Reconocimiento de parámetros de EMG.	64
4.15.3	Acoplamiento del circuito electrónico con el servo motor.	66
4.15.4	Ensamble del prototipo final	66
4.16	funcionalidad positiva o negativa con respecto al brazo lesionado.....	66
V	Costos.....	67
5.1	Tablas de precios unitarios de cada elemento.	67
5.2	Costo total de todos los elementos.	70
5.3	Comparación de precios en el mercado mundial.....	70
VI	Conclusiones.....	71
VII	Recomendaciones.....	72
VIII	Referencias.....	73
IX	Anexos.....	74

Lista de tablas

Tabla 1.	Frecuencia del impulso y sus efectos.	19
Tabla 2.	Resume las características generales de la placa utilizada.	24
Tabla 3.	Variables dependientes e independientes.	25
Tabla 4.	Notificación de lesionados por accidentes de tránsito, Perú, 2007-2018	28
Tabla 5.	Proyección de población con personas con lesión para el año 2027	29
Tabla 6.	Porcentaje de registros por DIRESA notificante. Perú 2018.....	30
Tabla 7.	Lesiones por accidentes de tránsito, por mes del año, Perú, 2018.....	31
Tabla 8.	Lesionados en accidentes de tránsito, por grupo de edad y sexo, Perú, 2018	31
Tabla 9.	tabla de soluciones.....	36
Tabla 10.	Tabla de ponderación.	37
Tabla 11.	Propiedad de impresión	37
Tabla 12.	Tabla de propiedades físicas de los materiales.	38
Tabla 13.	Tabla de ponderación.	38
Tabla 14.	Propiedades del material.....	38
Tabla 15.	Medidas del brazo.	39
Tabla 16.	Ángulos de posición de la ortesis	39
Tabla 17.	Tabla de ponderación.	43
Tabla 18.	Información de la malla.....	55
Tabla 19.	Información de la malla – detalles.....	55
Tabla 20.	Costo del sujetador de brazo.....	67
Tabla 21.	Costo de la barra de ABS posición paralela al brazo.	67
Tabla 22.	Costo de la barra ABS paralela al antebrazo.	68
Tabla 23.	Costo del sujetador de muñeca.	68
Tabla 24.	Costo del amplificador de voltaje.....	68
Tabla 25.	Costo del servo motor.....	69
Tabla 26.	Costo del Arduino UNO.....	69
Tabla 27.	Costo total de la ortesis.	70
Tabla 28.	Comparación de precios en el mercado mundial.....	70

Lista de figuras

Figura 1.	Exoesqueleto de brazo skelex 360.....	13
Figura 2.	Ortesis myopro	13
Figura 3.	Exoesqueleto titan arm	14
Figura 4.	Ortesis de antebrazo	16
Figura 5.	Ortesis de codo sin articulación.....	16
Figura 6.	Ortesis activa de codo con articulación.....	17
Figura 7.	Ortesis de codo con tensor longitudinal	17
Figura 8.	Relación lineal entre cantidad de corriente y tiempo de aplicación	18
Figura 9.	Electrodo de aguja.....	20
Figura 10.	Electrodos superficiales.....	20
Figura 11.	Ubicación de los electrodos en el brazo	21
Figura 12.	Motores geared down motor.....	21
Figura 13.	Motores brushless.....	22
Figura 14.	Servomotor	22
Figura 15.	Batería de litio de 12 v	23
Figura 16.	Arduino uno.....	23
Figura 17.	Ortesis de miembro superior	33
Figura 18.	Ortesis de miembro superior	33
Figura 19.	Ortesis de miembro superior	34
Figura 20.	Bosquejo del prototipo de ortesis	37
Figura 21.	Prototipo de ortesis elaboración de solidworks	39
Figura 22.	Partes de la ortesis	40
Figura 23.	Ortesis diseñada.....	40
Figura 24.	Vista frontal.....	41
Figura 25.	Vista lateral derecha	41
Figura 26.	Vista posterior	42
Figura 27.	Vista lateral izquierda.....	42
Figura 28.	Vista frontal.....	44
Figura 29.	Vista lateral derecha.	44
Figura 30.	Vista posterior	45
Figura 31.	Vista lateral izquierda.....	45
Figura 32.	Tipo de resultado estático tensión nodal	46
Figura 33.	Vista frontal.....	47
Figura 34.	Vista lateral derecha	47

Figura 35.	Vista posterior	48
Figura 36.	Vista lateral izquierda.....	48
Figura 37.	Desplazamiento estático	49
Figura 38.	Vista frontal.....	50
Figura 39.	Vista lateral derecha	50
Figura 40.	Vista posterior	51
Figura 41.	Vista lateral izquierda.....	51
Figura 42.	Deformación unitaria estática.....	52
Figura 43.	Vista frontal.....	53
Figura 44.	Vista lateral derecha	53
Figura 45.	Vista posterior	54
Figura 46.	Vista lateral izquierda.....	54
Figura 47.	Señal emg registrada con electrodos de ag/agcl del musculo bíceps durante dos contracciones breves.....	56
Figura 48.	Amplificador de voltaje.....	56
Figura 49.	Implementación del amplificador junto con el filtro paso alto.....	57
Figura 50.	Filtrado paso bajo	57
Figura 51.	Implementación del filtro paso bajo activo con amplitud variable.....	57
Figura 52.	Plano de amplificador de voltaje utilizando el software kicad.....	59
Figura 53.	Placa externa de amplificador de voltaje.....	60
Figura 54.	Claca externa en 3d	60
Figura 55.	Circuito a una señal de 1v y 100hz.....	61
Figura 56.	Circuito a una señal de 100mv y 1khz.....	61
Figura 57.	Lenguaje de programación del arduino uno	63
Figura 58.	Conexión del servo motor al arduino uno	64
Figura 59.	Reconocimiento de parámetros de emg.....	64
Figura 60.	Reconocimiento de parámetros de emg.....	65
Figura 61.	Conexión de los electrodos del brazo.....	65
Figura 62.	Circuito electrónico con el servomotor	66

Resumen

Los traumatismos y lesiones prolongadas causadas por accidentes o enfermedad neuronal es un problema que va en aumento de salud pública que afecta de forma directa a las personas que lo padecen, e indirectamente a los familiares y al entorno de estas. El paciente sufre mental y físicamente por la discapacidad asociada, es un impacto negativo a su entorno socioeconómico, además si el paciente es de limitados recursos no podrá acceder a órtesis comerciales por su alto costo en el mercado.

La presente tesis se diseña una órtesis de miembro superior donde se implementó la combinación de dos técnicas totalmente diferentes, diseñar una órtesis en el software CAD CAE SolidWorks, esta órtesis que es un dispositivo externo para mantener la postura o estructura del sistema muscular y esquelético, se utilizara un microcontrolador Arduino UNO para captar las ondas musculares también conocida como EMG (*electromiografía*), con el lenguaje programación C++, realizamos el código en el software libre ARDUINO UNO, esto es uno de los métodos más importantes para mejorar el movimiento de músculos lesionados.

Se recopiló información de personas que han sufrido lesiones prolongadas en el brazo, para saber el grado de la lesión que ha sufrido, se evaluó a los pacientes con el fin de implementar, finalmente se realizó el modelo con la información obtenida de las fases anteriores, se realizó simulaciones en software especializado ya mencionados. Al finalizar la investigación se obtuvo un diseño de órtesis de codo articulado de brazo y antebrazo con EMG (electromiografía) funcional en beneficio de personas que sufren y se encuentran limitados de recursos económicos, incentivando a futuros investigadores a seguir abordando este tema.

Palabras claves: *órtesis, lesiones prolongadas, electromiografía, sistema híbrido.*

Abstract

Trauma and prolonged injuries caused by accidents or neuronal disease is an increasing public health problem that directly affects the people who suffer from it, and indirectly their family members and their environment. The patient suffers mentally and physically because of the associated disability, that has a negative impact on their socioeconomic environment, and if the patient has limited resources, they will not be able to access commercial orthoses due to their high cost in the market.

This thesis will design an upper limb orthosis where the combination of two totally different techniques will be implemented, design an orthosis in the CAD CAE SolidWorks software, this orthosis, which is an external device to maintain the posture or structure of the muscular and skeletal system, It will use an arduino to capture the muscle waves also known as EMG (functional electrical stimulation), I will validate in the Matlab software, this is one of the most important methods to improve the movement of injured muscles.

I collect information from people who have suffered prolonged arm injuries, to know the degree of the injury they have suffered, I will evaluate the patients in order to implement, finally the model will be made with the information obtained from the previous phases and they will be made simulations in specialized software already mentioned. At the end of the research, I will obtain a design of an articulated elbow orthosis for the arm and forearm with functional electrical stimulation for the benefit of people who suffer and are limited in financial resources, encouraging future researchers to continue addressing this issue.

Keywords: orthosis, prolonged injuries, electromyography, hybrid system.

I Introducción

Según el informe de la Organización Mundial de la Salud (OMS), cada año mueren más de 1.3 millones de personas como consecuencia de accidentes en las vías de tránsito y alrededor de 50 millones sufren traumatismos, afectando a todos los grupos de edad, con mayor impacto en la población joven. los trastornos del aparato locomotor son una de las principales causas del abandono laboral y entrañan un costo considerable para el sistema de salud pública, estos trastornos presentan características específicas asociadas a diferentes regiones del cuerpo y diferentes tipos de actividades. Las extremidades superiores (dedos, manos, muñecas, brazos, codos, hombro o muñeca). Ese tipo de trastornos puede ser leve como un dolor ocasional o tan serio como una enfermedad o lesión específica claramente diagnosticada. [1]

Según el informe del ministerio de salud (MINSA), en el Perú en la última década como parte de su crecimiento económico y social, viene incrementando progresivamente su parque automotor y el transporte público, lo cual se viene dando bajo un marco sin el debido orden y sistematización (tanto normativo como jurídico) que aseguren condiciones de eficiencia y seguridad al usuario, a causa de esto las lesiones causadas por accidentes de tránsito son cada vez mayores. [2]

Según el reporte del INE, indicó que la población nominalmente censada en Lambayeque alcanzó la cifra de un millón 197,260 habitantes. Preciso que los distritos que concentran la mayor proporción de la población son Chiclayo (22.6%); Leonardo Ortiz (13.1%), La Victoria (7.6%) y Lambayeque (6.0%). Un dato importante revela que 120,445 personas tienen algún tipo de discapacidad en la región Lambayeque lo que equivale al 10.1% de la población.

El Consejo de Seguridad Vial de Lambayeque, se reportó que en el 2016 un incremento del 43 por ciento en los accidentes de tránsito con heridos con lesiones graves y leves con respecto a igual periodo del 2015. [3]

Las lesiones prolongadas es un tema de salud mundial que afecta las capacidades motoras. La frecuencia global en algunos países vecinos como es Colombia llegan casos de emergencia y urgencia los cuales el 70% son personas con lesiones, en dicho país el trauma ocupa primer puesto con 40.4%.

Los sistemas híbridos o neuro prótesis para miembro superior son dispositivos que involucran la combinación de dos técnicas como lo es el uso de órtesis y la aplicación de electromiografía funcional (EMG) en el segmento afectado y están diseñados para restaurar o mejorar la función del brazo. Entre los sistemas más conocidos están; el sistema Handmaster.

La neuro prótesis desarrollada por *Vodovnik et. Al.* Es uno de los primeros sistemas EEF utilizados para agarre. Este sistema tiene tres canales de estimulación (dos electrodos de estimulación por canal), los cuales son utilizados para generar la función de pinza mediante la estimulación de los flexores, extensores de los dedos, y del flexor del pulgar.

Frente a la necesidad anterior realizaremos el estudio, desarrollo y diseño de un prototipo biomecánico que es una órtesis para miembro superior que le vamos a incorporar las estimulación eléctrica, también conocido como sistema híbrido, cuyos objetivos son el mejorar la función del brazo y antebrazo brindando de esta forma un mayor grado de libertad y mejorar en las actividades de la vida diaria y producir la tecnología a costos razonables y más asequibles aun para aquellos que no tengan grandes ingresos. [4]

1.1 Justificación

Las personas que sufren un accidente, en muchos casos deja lesiones para toda la vida lo cual afecta psicológica y social a la persona que lo sufre y a su entorno. por el motivo que está incapacitado para realizar algunas labores cotidianas que lo impiden por el motivo de la lesión.

Estos pacientes que sufren una lesión prolongada en países o ciudades que no cuentan con los recursos tecnológicos, o por falta de empresas que desarrollen esta tecnología en el país o ciudad, encontramos estas órtesis con precios muy elevados para personas de medio y bajo recursos lo cual es difícil su obtención, la presente tesis va a desarrollar un prototipo biomecánico más económico y accesible para estas personas.

La presente tesis aportara a la tecnología un prototipo biomecánico, el cual es el diseño de una órtesis para brazo en el software CAD CAE SolidWorks, e implementaremos un microcontrolador Arduino uno, con el que vamos a captar pulsaciones eléctricas musculares (EMG) , este microcontrolador captara las pulsaciones del brazo el cual va a controlar un servo motor que está conectado a la órtesis y va hacer que la órtesis cambien de ángulo según la persona que lo esté utilizando, este diseño garantiza mejorar el movimiento de aquellas personas por culpa de una lesión han perdido funcionalidad en su extremidad superior, brindándoles una mayor independencia en el desarrollo de actividades diarias.

El material que pretendemos a usar será un polímero que sea resistente, económico y de menor impacto ambiental para así ayudar a la conservación del planeta.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo general

- Diseño de una ortesis para miembro superior con estimulación eléctrica funcional para mejorar el movimiento en pacientes con lesiones prolongadas.

1.2.2 Objetivos específicos

- Recopilar información de pacientes en la región Lambayeque con lesiones prolongadas en el brazo, para ser evaluadas con respecto a este diseño híbrido.
- Evaluar técnica y económicamente las órtesis existentes en el mercado, con la finalidad de obtener parámetros para el diseño propuesto.
- Diseñar el funcionamiento mecánico del prototipo de ortesis de miembro superior utilizando el software CAD CAE SolidWorks.
- Diseñar el circuito electrónico usando parámetros de estimulación de los músculos del miembro superior.
- Evaluación funcional del prototipo de ortesis con el circuito electrónico en el miembro superior.

II Marco teórico

2.1 Estado del arte

2.1.1 Ortesis o exoesqueletos similares existentes

Skelex fue creada por un ingeniero ergonomista, que se inspiró en el movimiento del aspecto humano. La empresa o firma Skelex, se dedica al diseño, producción y comercialización de exoesqueletos, su principal objetivo es ayudar a las personas a mejorar su potencial físico en trabajos forzosos, teniendo en cuenta mejorar su rendimiento evitando la fatiga. La tecnología FlexFrame es un aditamento exterior que se adapta al cuerpo del usuario y su principal función es apoyar el movimiento de la articulación del hombro y transferir el peso a la parte inferior del cuerpo.



Figura 1. Exoesqueleto de brazo Skelex 360
Fuente: https://shop.iturri.com/24_skelex

La ortesis **MyoPro**, es un aditamento exterior diseñada para contribuir a mejorar la función motora en los miembros superiores, de aquellas personas que han sufrido un accidente o alguna enfermedad cerebral, lesión, parálisis cerebral, enfermedad neuromuscular o lesión neurológica, que impide que realice los movimientos de manera correcta. Cuenta con un sistema electrónico, con este equipo la persona pueda realizar sus actividades cotidianas, como levantar una cuchara, un vaso y actividades diarias de poco esfuerzo, este dispositivo se puede regular de acuerdo a su necesidad del paciente.



Figura 2. Ortesis MyoPro
Fuente: https://www.tecnoplanta.cl/02_ort_16.html

Titan arm, los que inventaron este exoesqueleto son (Elizabeth Beattie, Nicholas McGill, Nick Parrotta, Nikolay Vladimirov). Esta ortesis biomecánica es de un peso promedio de 8 kg, esta alimentado por una batería de litio-polímero, el tiempo de duración es de 2 horas y se carga en 40 minutos, permite al paciente levantar un peso de 40 libras sin mucho esfuerzo, su funcionamiento es a base de un motor eléctrico que se encuentra en la parte de la espalda. El movimiento se genera por medio de cables de metal y poleas. Cuenta con sensores para leer la posición inicial donde se encuentra las poleas y así calcular los movimientos, todo esto se maneja desde un joystick.

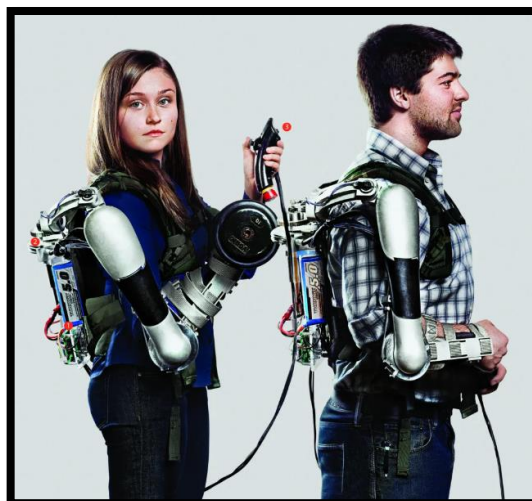


Figura 3. Exoesqueleto Titan arm

Fuente: <https://www.popsoci.com/article/technology/invention-awards-2014-powerful-portable-and-affordable-robotic-exoskeleton/>

2.1.2 Problemática actual de las ortesis biomecánicas o exoesqueletos existentes

Estas ortesis biomecánicas o exoesqueletos son de buena tecnología, con diferentes estudios realizados en pacientes, al ser tan sofisticados y tener muchos sistemas electrónicos eleva su precio, Skelex su precio es de 6 400 €, MyoPro su precio es de 3 000 a 6 000 € y Titan arm su precio es de 2 290 €, el elevado costo hace que se vuelva inaccesible para personas de bajos recursos que han sufrido algún accidente o enfermedad neuronal en nuestro país, este es el principal problema para que una persona pueda obtener estas ortesis biomecánicas o exoesqueletos y puedan mejorar su calidad de vida.

2.2 Lesiones en el miembro superior

Existen diferentes causas por la cual una persona puede lesionarse alguna parte del cuerpo, las lesiones con mayor gravedad son las de accidentes de tránsito, el cual el paciente sufre diferentes traumas a consecuencia de los movimientos y fuerzas en el accidente.

Un alto índice de sospecha durante la atención pre hospitalaria y en el Servicio de Urgencias será determinante en él un correcto diagnóstico y tratamiento oportuno que finalmente, se traduce en disminución de la mortalidad y las complicaciones (secuelas) de las personas que sufren un trauma. Gracias a la adecuada historia que evidencie las condiciones previas al trauma, los puntos de impacto y la energía involucrada, son factores que deben ser considerados por el personal de rescate.

[4]

2.3 Trastorno motor en el miembro brazo.

Unas de las principales articulaciones es el codo que cumple una función de bisagra, la principal causa de lesión de alguna articulación como el codo es el estiramiento forzado, el hiperextensión forzada o fuerzas que impactan a gran velocidad.

La sobre carga muscular por alzar mucho peso o algún maltrato físico son bastante frecuentes, como también caídas sobre la articulación del codo, o por un impacto directo al brazo cerca al codo, esto pasa cuando el brazo y el codo están en posición de soporte, y se quiere extender el miembro superior en algunos casos producen una lesión o trauma en el codo. [5]

2.4 Tratamientos para el brazo

Cuando un brazo sufre alguna lesión, se va evaluar el grado de la lesión. Si la lesión es grave se llevará a cabo una cirugía, la cual el paciente tendrá inmovilizado el brazo por 6 – 12 semanas, después de esto tendrá una rehabilitación y terapia física la cual es fundamental para mejorar los músculos y articulaciones comprometidas.

En la mayoría de pacientes la mejoría es espontanea, si persiste el dolor por más de 3 años tienen que hacerle una evaluación u otra intervención quirúrgica en el peor de los casos perdería el brazo. [6]

2.5 Funciones del brazo

El brazo se encuentra localizado en la parte superior del torso, sus partes son la mano antebrazo, brazo y hombro. Contiene 32 huesos y 42 músculos.

El codo es una articulación importante para el funcionamiento del brazo el cual permite la extensión y flexión como función principal.

2.6 Músculos que intervienen en la función del movimiento

Músculos flexores del codo:

Braquial anterior, bíceps braquial, supinador largo.

Músculos extensores del codo:

Músculos del Tríceps braquial. [5]

2.7 Órtesis para el miembro superior (general)

Las órtesis son aditamentos exteriores que fijan alguna parte de nuestro cuerpo, existen órtesis especialmente para el codo, que fijan su posición. existen las órtesis combinadas las cuales comprometen brazo, codo, antebrazo y muñeca. Estas órtesis son graduadas para mejorar progresivamente el grado de flexión o extensión, puedes obtenerlas ya fabricadas, pero se recomienda que las fabriquen a medida.

2.7.1 Órtesis de miembro superior (brazo, antebrazo, codo y muñeca)

Órtesis de antebrazo

También se puede denominar órtesis pasiva de antebrazo o férula pasiva de antebrazo, su construcción puede ser de yeso madera o algún material rígido, en la actualidad la fabricación en mediante un programa CAD adaptado a tu propio cuerpo. Es una especie de brazaletes que es ajustable para graduar el cierre del antebrazo. Dejando descubierto al codo y al brazo.

La estructura rígida de la órtesis impide los movimientos bruscos de la parte lesionada, facilitando su recuperación. Uno de los efectos secundarios por el uso de órtesis, pueden causar alergias cutáneas. Se recomienda vigilar las zonas de presión la cual involucra la órtesis.

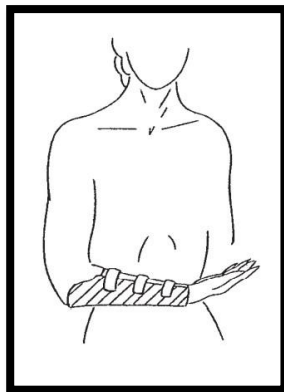


Figura 4. Órtesis de antebrazo

2.7.2 Órtesis de codo sin articulación.

La construcción de la órtesis es de un material rígido el cual cubre de la parte superior del brazo hasta tres cuartas partes del antebrazo, puede llegar a cubrir la mano según la gravedad de la lesión, son graduadas o pueden ser semielaboradas ajustables, lo recomendable es hacerse a medida.

La estructura rígida de la órtesis al contacto con el miembro superior, impide los movimientos bruscos del codo, y de la muñeca cuando involucra a la mano. Esta órtesis puede usarse después de alguna operación del codo si así lo recomienda el especialista. El uso de la órtesis puede causar alergias cutáneas, se tiene que observar las zonas de presión para evitar una mala circulación sanguínea.

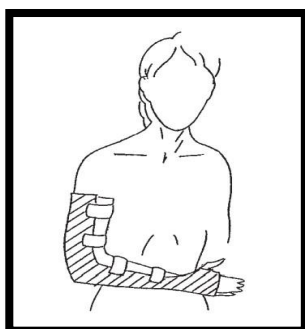


Figura 5. Órtesis de codo sin articulación

2.7.3 Órtesis activas de codo

Órtesis activa de codo con articulación

Órtesis dinámica construida en material rígido que cubre el brazo, antebrazo y muñeca depende de la lesión.

Lleva articulaciones en diferentes partes del codo, por lo general son semielaboradas, pero lo ideal es mandar hacerlas a medida.

Esta órtesis permite el movimiento según el tipo de articulación, permite estabilizar en una posición determinada.

Asegura el movimiento flexo-extensión del codo cuando está comprometido, y también los puede limitar depende los grados deseados. Esto va a mantener al brazo en una posición determinada, podemos variar el grado de flexión o extensión progresivamente de acuerdo a lo requerido.

Esto sirve para reparación de ligamentos, nervios y tendones de miembro superior. Es uso de la órtesis puede generar alergias cutáneas.

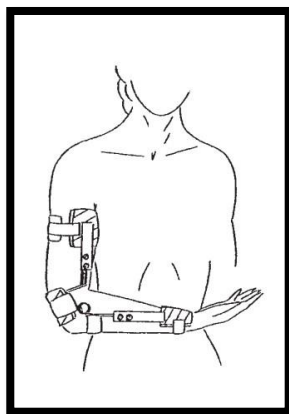


Figura 6. Órtesis activa de codo con articulación

2.7.4 Órtesis de sistema de control de codo con tensor longitudinal

Este sistema que se gradúa con un sistema elástico que se puede fijar en la cara dorsal o ventral de la órtesis, la cual conecta al brazo y antebrazo como se puede ver en la IMAGEN, de acuerdo a la posición que queremos fijar de extensión o la de flexión, esto favorece el movimiento del codo. [7]

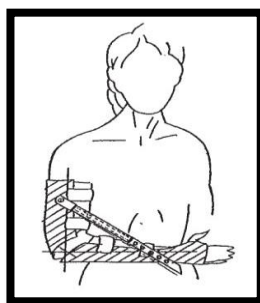


Figura 7. Órtesis de codo con tensor longitudinal

2.8 Estimulación eléctrico funcional (EEF)

La estimulación eléctrico funcional es una de las tecnologías más importantes para ayudar a mejorar el movimiento de articulaciones paralizadas. Mediante esta técnica podemos interconectar un grupo de músculos, y poder controlar mediante impulsos eléctricos sobre el sistema nervioso para controlar una contracción muscular, por lo que es necesario encontrar la corriente optima y la ley fundamental a la que responderá.

2.8.1 Ley fundamental de la electroestimulación.

Basado en experiencias que llevaron a cabo, pudieron recopilar que la estimulación no depende de la corriente emitida, lo importante es la corriente en un tiempo establecido, lo cual existe una fórmula lineal entre la cantidad de carga para alcanzar la estimulación y la duración de la aplicación de la corriente la cual es representada: $Q = I \times t$

Donde:

$Q =$ cantidad de corriente

$I =$ intensidad de corriente

$t =$ tiempo de aplicación

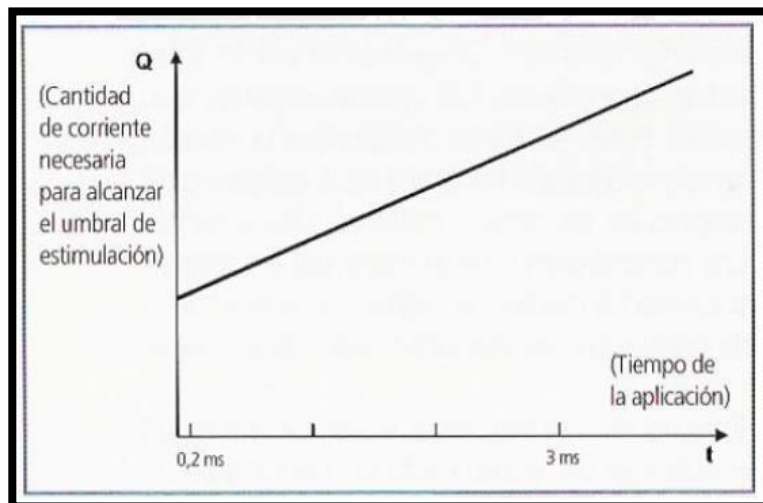


Figura 8. Relación lineal entre cantidad de corriente y tiempo de aplicación
Fuente: La electroestimulación: entrenamiento y periodización.

2.8.2 Frecuencia del impulso.

Es el número de veces que se repite el impulso en un tiempo establecido, su unidad es en Hertz (Hz), cuando la frecuencia es más elevada, mayor será la potencia y la fuerza, existen 3 tipos de fibras en los siguientes rangos de frecuencia:

Fibras lentas se estimulan a partir de 10 Hz y máximo 33 Hz, hay que tener en cuenta que se estimula tanto la fibra lenta como la fibra rápida, pero depende de la frecuencia para saber cuál de ellas trabaja. La fibra lenta no proporciona ni más fuerza ni trabajo.

Fibras mixtas se estimulan a los 20 Hz y máximo 50 Hz, son frecuencias que se utiliza para mejorar la resistencia muscular.

Fibras rápidas se estimulan a los 33 Hz y máximo 66 Hz, todo depende del ritmo de vida que lleve la persona, si esta persona es deportista se emplearan frecuencias más altas, a mayor frecuencia se alcanza la fuerza máxima en menor tiempo.

frecuencias (Hz)	efectos
1 a 10	relajación, aumento del riego sanguíneo y de la segregación de endorfinas
10 a 20	mejora de la resistencia aeróbica muscular (capacidad oxidativa del musculo)
20 a 50	mejora del tono muscular, de la definición muscular y de la firmeza muscular (efectos estéticos y primera fase de la rehabilitación)
40 a 70	mejora de las capacidades lácticas del musculo y aumento del volumen muscular
70 a 120	mejora de la fuerza máxima
90 a 150	mejora de la fuerza explosiva, elástica y reactiva

Tabla 1. Frecuencia del impulso y sus efectos.

Fuente: *La electroestimulación: entrenamiento y periodización.*

2.9 Electrodo para estimulación eléctrica.

El cuerpo humano está compuesto por huesos y músculos para poder realizar movimiento estos contienen iones positivos y negativos en diferentes cantidades y concentraciones este fenómeno natural es la bioelectricidad.

Los diferentes potenciales eléctricos ocurren cuando la concentración de iones varía entre dos puntos.

Un electrodo se emplea para detectar potenciales biológicos captados cuando realizamos algún movimiento, también para transmitir energía eléctrica a los músculos conocido como electroestimulación, el paso de la corriente varía de acuerdo a la sensibilidad del paciente, el grado de humedad en la piel, el tipo de piel, la temperatura, la superficie de contacto, la duración de paso de corriente, por eso es importante saber que electrodo vamos a usar dependiendo la zona del cuerpo a tratar.

2.9.1 Electrodo de aguja.

Son agujas subdérmicas que se introducen por debajo de la piel, tiene que llegar a pasar las capas de la piel, pero no llegar a introducirse por total en los músculos, básicamente son hilos metálicos finos aislados de tal forma que solo sus puntas estén en contacto con las fibras musculares o nerviosas para realizar las medidas. Los electrodos de aguja o de hilo parecen tener menores impedancias que los de superficie y, por tanto, presentan menor número de artefactos por movimiento.

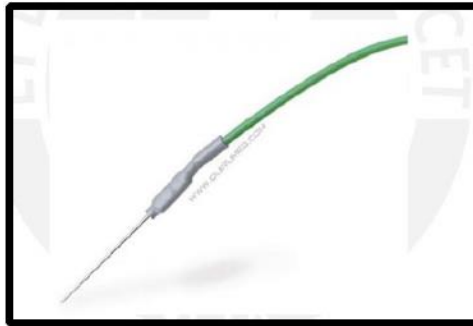


Figura 9. Electrodo de aguja

2.9.2 Electrodo superficial.

Estos electrodos se ponen en la parte superficial de la piel existen variedad de tamaños de acuerdo al área del cuerpo, por lo general se usan para la electroestimulación, estos electrodos autoadheribles contienen un gel electrolítico que sirve como interfaz para disminuir la impedancia de la piel con el electrodo y así tener mayor conducción.

En la actualidad se están empleando más los electrodos flotantes, básicamente no tienen contacto alguno con la piel, lo cual por medio de un gel o pasta electrolítica que forma puente de electrolito, un factor importante que al no tener contacto directo con la piel evitamos cualquier clase de movimiento innecesario.

También se usan los de caucho, estos son más durables no requieren gel solo se necesita humedecerlos y sujetarlos con bandas.



Figura 10. Electrodo superficial

2.9.3 Ubicación de electrodos.

Ubicaremos a los electrodos en las zonas correspondientes para captar las pulsaciones musculares, los cuales tenemos 3 electrodos: positivo, negativo y neutro.

Todo depende de la zona de músculos que queremos captar, en este caso es el brazo se ubicaran el positivo en la parte superior del bíceps y el negativo en la parte inferior, el neutro va por debajo del brazo a la altura del codo.

Al realizar la contracción y extensión el brazo, los músculos al movimiento generan una mínima corriente eléctrica. [8]

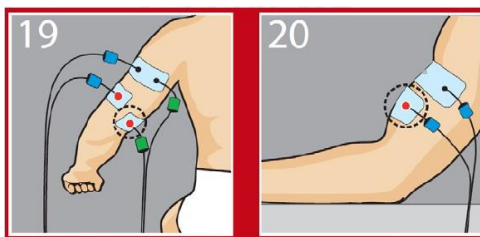


Figura 11. Ubicación de los electrodos en el brazo

2.10 Sistema de programación con el microcontrolador.

Las señales analógicas que recibiremos del sistema muscular, vamos a usar y convertirlas en señales digitales las cuales nos van a servir para usar nuestro microcontrolador ARDUINO, Sistema operativo: Microsoft ,Windows; GNU/Linux; macOS, Plataforma: AVR, Tipo: Single-Board Computer

(SBC), Procesador: Atmel AVR (8bit), ARM Cortex-M0+ (32-bit), ARM CortexM3https://www.google.es/search?biw=1366&bih=657&q=ARM+Cortex-M3&stick=H4sIAAAAAAAAAAONgVuLSz9U3SE83LSpJXsTK6xjkq-CcX1SSWqHrawwAegVMWh4AAAA&sa=X&ved=2ahUKEwiv04apls_pAhXtc98KH aL5A9kQmxMoBTapegQIDBAHM3 (32bit), Intel Quark (x86) (32-bit), Soporte: Placas de expansión (shields), Almacenamiento: Flash, EEPROM. puede comunicarse con otros sistemas enviar datos de PC (pc->arduino) por puerto de comunicación y circuitos de interface con Arduino.

La estructura básica del lenguaje de programación de Arduino es bastante simple.

[9]

2.11 Motores

2.11.1 Motores GEARED DOWN MOTOR

Un motor geared down es un motor de corriente continua que incorpora un reductor interno. Esto aumenta el par del motor y reduce su velocidad. Velocidades de giro habituales son 60, 120, 240 y 480 rpm, entre otras.

Estos motores se emplean en ruedas de robots y vehículos, los por su alta velocidad que puede llegar alcanzar.

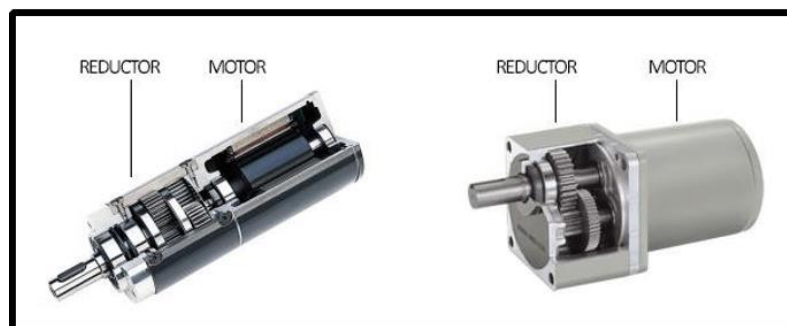


Figura 12. . Motores GEARED DOWN MOTOR

2.11.2 Motores BRUSHLESS

Los motores brushless (sin escobillas) son otra variación de los motores de corriente continua que prescinde de las escobillas como sistema de rectificación de la corriente. En su lugar recurren a la electrónica para realizar la conmutación del campo magnético.

Al no disponer de escobillas los motores brushless tienen mayores velocidades, menor peso, y mayor durabilidad que los motores DC tradicionales.

Estos motores son usados en la mayoría de proyectos de velocidad de giro como un dron, helicópteros, ventiladores y en algunos vehículos aéreos, esto es por el requerimiento de alta velocidad de giro.



Figura 13. Motores BRUSHLESS

2.11.3 SERVOMOTOR

El servomotor es empleado en muchos proyectos de robótica, el cual recibe una señal de un microcontrolador, ya que este motor puede girar en ángulos muy precisos alrededor del ángulo de 180° y puede regresar, son muy fáciles de programar, su velocidad es baja pero un mayor torque el cual sirve para emplear en proyectos de robótica como manos, pies, etc. [10]



Figura 14. SERVOMOTOR

2.11.4 Características y descripción de batería.



Figura 15. Batería de litio de 12 V

2.11.5 Microcontrolador ARDUINO.

Arduino es un microcontrolador usado para proyectos estudiantiles por su fácil uso de programación y múltiples usos, en la presente tesis nos va a servir para el procesamiento de las señales ya rectificadas de EMG en forma analógica.

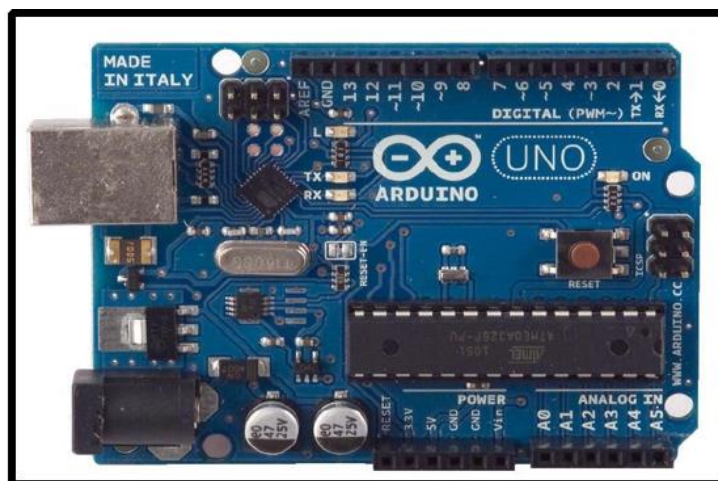


Figura 16. ARDUINO UNO

Microcontrolador	ATmega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de alimentación	6-20V
Pines digitales de E/S	14 (6 proveen salidas tipo PWM)
Pines analógicos de entrada	6 (A0 a A5)
Corriente máxima por cada pin de E/S	40mA (50mA para el pin de 3.3V)
Corriente máxima total por pines E/S	200mA
Memoria FLASH	32kB (0.5kB para el bootloader)
Memoria SRAM	2kB
Memoria EEPROM	1kB
Velocidad del reloj	16MHz

Tabla 2. Resume las características generales de la placa utilizada.

La comunicación del Arduino con la PC es una clave usv el cual tramite datos programados en ala pc hacia el Arduino.

Código Arduino

Este microcontrolador se programa por el lenguaje C++ que la base es Wiring. Este código se reparte en dos partes:

- `setup()`: donde se con_guran los pines de la placa y se inicializan variables (se ejecuta una única vez).
- `loop()`: contiene el código principal de la rutina que se quiere implementar (se ejecuta repetidas veces).

Funciones

Arduino provee varias funciones prede_nidas que facilitan la implementación de la tarea deseada. Algunas se describen a continuación:

- `PinMode(x,modo)`: con_gura el pin digital x para comportarse como modo entrada (INPUT) o salida (OUTPUT). Los pines analógicos A0 a A5 son siempre de entrada.
- `DigitalWrite(x,valor)`: asigna el valor HIGH (5V) o LOW (0V) al pin digital x.
- `DigitalRead(x)`: lee el estado del pin digital x.
- `AnalogRead(x)`: lee el valor de tensión en el pin analógico x.
- `AnalogReference(ref)`: fija el voltaje de referencia utilizado para la conversión AD. Los posibles valores son: DEFAULT (5V), INTERNAL (1,1V), EXTERNAL (utiliza el voltaje conectado al pin AREF de la placa).
- `AnalogWrite(x,ciclo)`: Para los pines de tipo PWM, fija el ciclo de trabajo de la señal PWM del pin x. El ciclo de trabajo tiene una resolución de 8 bits (valores de 0 a 255).
- `Delay(t)`: permite esperar un tiempo t expresado en milisegundos. Se debe usar con precaución ya que bloquea las interrupciones que se puedan originar durante su ejecución. [9]

III Marco metodológico.

3.1 Tipo y diseño de la investigación:

La presente Investigación descriptiva la cual vamos a recopilar datos confiables de las diferentes tesis y papers que descargamos de internet, organizamos para tener una fuente de información para poder elaborar la tesis.

3.2 Población y muestra

Población: personas de Perú con lesiones prolongadas.

Muestra: personas con lesiones prolongadas en la región de Lambayeque.

3.3 Criterios de selección

Personas que han sufrido alguna lesión grave o irreversible en el brazo

Personas que tienen el brazo, pero no pueden moverlo

Personas que después de una operación en el brazo ya no lo pueden mover o usar

3.4 Operacionalización de variables

3.4.1 Variable dependiente (VD)

Mejora del movimiento del brazo

3.4.2 Variable independiente (VI)

Diseño de una órtesis con pulsaciones eléctricas

Variabes	Definición conceptual	Definición operacional	indicadores
VD Mejora del movimiento del brazo.	Existen diferentes técnicas para mejorar el movimiento del brazo como cirugías, rehabilitaciones, terapia física.	Ver la población de la región Lambayeque que es afectada por estas lesiones	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Personas con lesiones graves ✓ Personas que no pueden mover el brazo
VI Diseño de una órtesis con pulsaciones eléctricas	Aditamento ortopédico que se aplica externamente para modificar la estructura ósea o muscular.	Determinar que personas pueden utilizar esta órtesis	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Estabilización ✓ Postura: estática y dinámica ✓ Rehabilitación

Tabla 3. Variables dependientes e independientes.

Fuente: elaboración propia.

3.5 Técnicas e instrumentos de recopilación de datos

Revisión de tesis anteriores

Revisión de papers

Información de las personas con lesiones graves según MINSA

Referencias de órtesis ya existentes en el mercado mundial y nacional

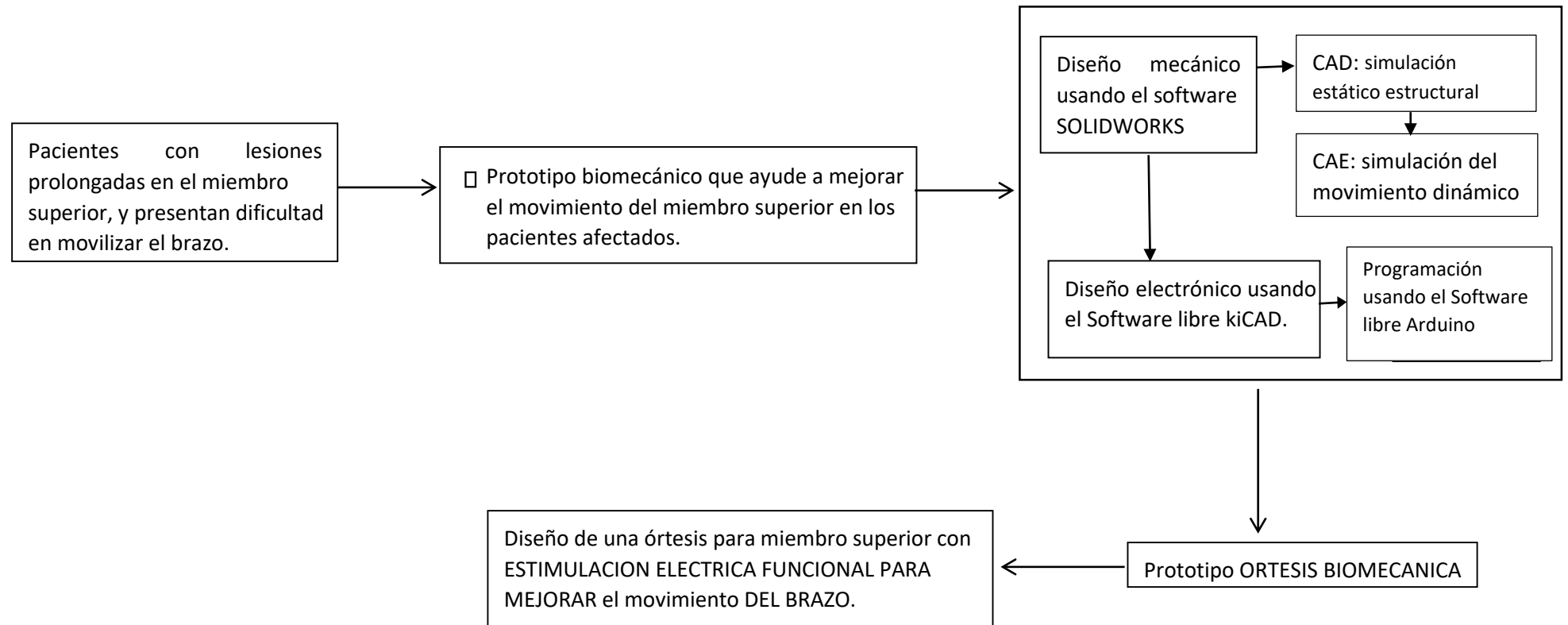
3.6 Técnicas de procesamiento y análisis de datos

Nuestro estudio se enfocará en las personas que han sufrido algún accidente y han quedado con una lesión grave en el brazo, la recopilación de datos sacaremos del MINSA para saber el porcentaje de personas en la región Lambayeque, que no cuentan o necesitan una órtesis o alguna ayuda biomecánica para ayudar a su recuperación o mejorar su calidad de vida y su entorno social.

El otro punto es la órtesis y su funcionamiento, vamos a diseñar en un software CAD CAE SolidWorks. Usaremos un microcontrolador para hallar las señales musculares y hacer funcionar al servomotor para darle movimiento al brazo lesionado.

IV Diseño

4.1 Metodología del diseño mecánico



4.2 Recopilación de información de personas lesionadas.

4.2.1 Personas lesionadas en el Perú.

Recopilaremos información a nivel nacional y terminaremos con los datos en la región de Lambayeque.

Entre las DIRESA notificantes, la DIRIS Lima Norte es la que más casos ha notificado (4229) seguido de Lima provincias, DIRIS Lima Centro, Lima este, Puno y el Callao.

La vía de ocurrencia de accidentes de tránsito más frecuente corresponde a zonas urbanas (63 %), seguido por las carreteras (37 %).

Los meses con mayor registro de lesionados han sido enero (3 450), mayo (3 558) y marzo con 3 437 lesionados por accidentes de tránsito.

Los días más frecuentes de lesionados por accidentes de tránsito han sido los Domingos y lunes en todos los horarios.

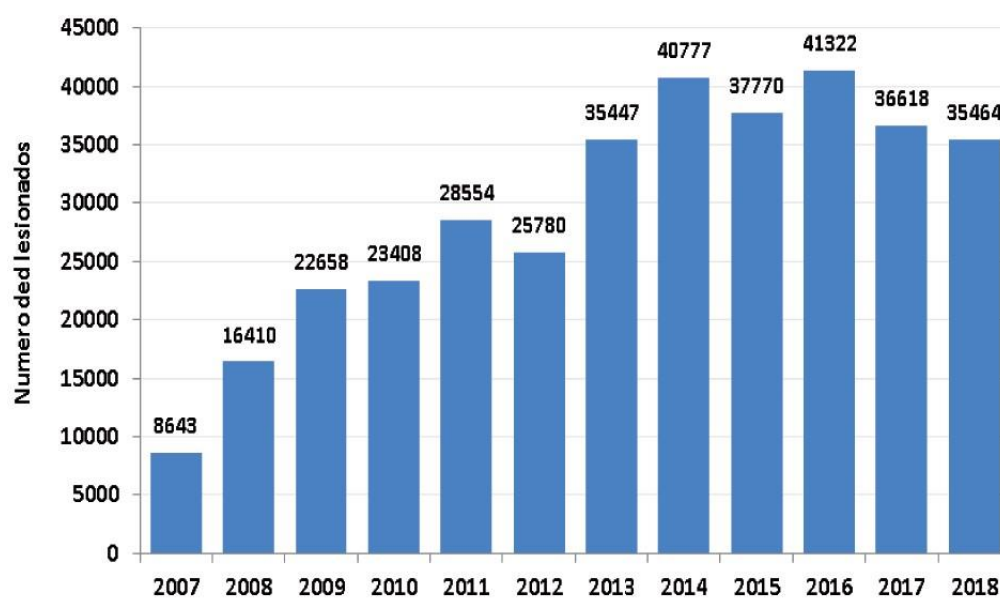


Tabla 4. Notificación de lesionados por accidentes de tránsito, Perú, 2007-2018

Fuente: Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades – MINSA

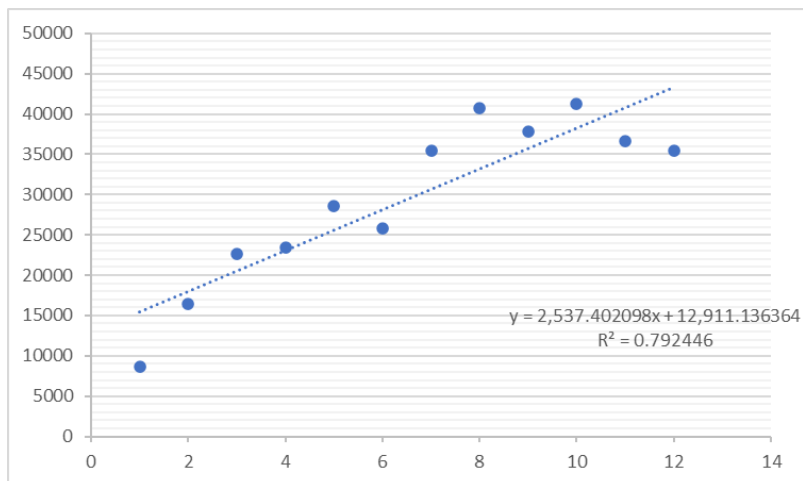


Tabla 5. Proyección de población con personas con lesión para el año 2027

Fuente: elaboración propia

Con los datos obtenidos de la tabla 4, realizamos una proyección de la población que se estima que estará lesionada para el 2027, teniendo el modelo de regresión lineal.

$$Y = A + BX$$

$$A = 12,911.14$$

$$B = 2,537.40$$

$$R^2 = 0.792446$$

Para el 2027 tenemos una aproximado de 66,196.58 personas con lesiones prolongadas en todo el Perú.

diresa notificante	total	%
lima norte	4247	11,98
lima provincias	3472	9,79
lima centros	3218	9,07
lima este	2599	7,33
callao	2245	6,33
puno	2239	6,31
arequipa	1676	4,73
ucayali	1246	3,51
huanuco	1197	3,38
ancash	1194	3,37
ica	1166	3,29
ayacucho	1151	3,25
la libertad	1022	2,88
luciano castillo	1012	2,85
tacna	926	2,61
huancavelica	824	2,32
amazonas	673	1,9
cusco	661	1,86
loreto	643	1,81
pasco	638	1,8
san martin	555	1,56
moquegua	499	1,41
cajamarca	451	1,27
junin	301	0,85
apurimac	284	0,8
chanka	226	0,64
cutervo	209	0,59
madre de dios	184	0,52
tumbes	159	0,45
chota	150	0,42
lima sur	117	0,33
jaen	105	0,3
lamayeque	99	0,28
piura	76	0,21
total general	35464	100

Tabla 6. Porcentaje de registros por DIRESA notificante. Perú 2018

Fuente: Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades – MINSA

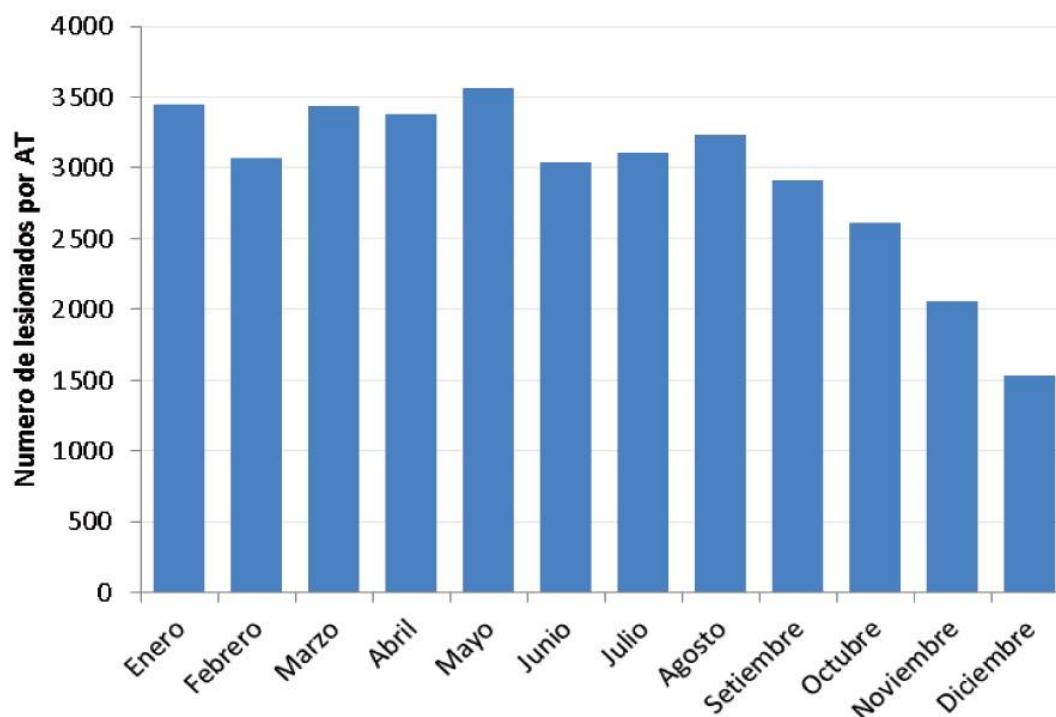


Tabla 7. Lesiones por accidentes de tránsito, por mes del año, Perú, 2018

Fuente: Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades – MINSA.

Según las informaciones de egreso, hay una gran tasa de lesionados por accidentes de tránsito, el 90% es dado de alta sin ningún caso grave o lesión permanente, un 5% es trasladado a otros hospitales por la gravedad, solo la mínima parte que es de 1% fallece a por el motivo de lesiones graves, lo cual permanece en investigación cual es el porcentaje de discapacidad por estas causas.

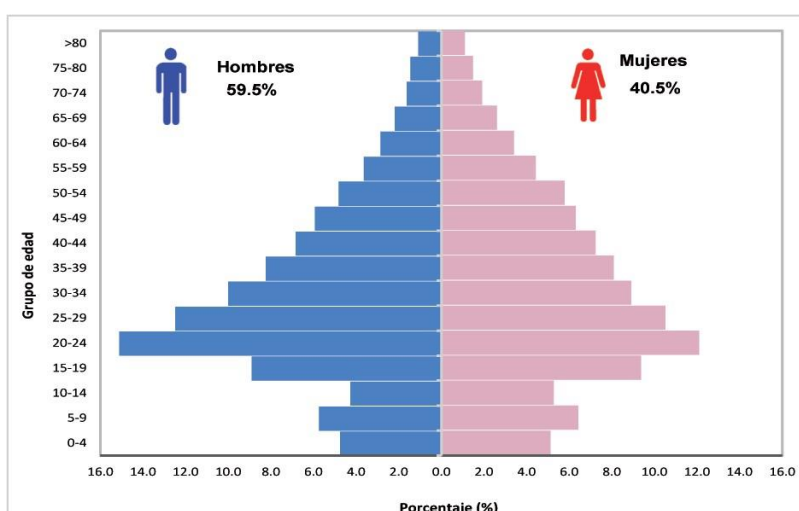


Tabla 8. Lesionados en accidentes de tránsito, por grupo de edad y sexo, Perú, 2018

Fuente: Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades – MINSA.

En relación al financiamiento de la atención el reembolso en los últimos 6 años se ha realizado principalmente por el SOAT (entre 53 al 62 %) seguido del pago de bolsillo (entre el 30 al 41 %). (Tabla 3). [2]

4.2.2 Personas lesionadas en la región Lambayeque.

Los accidentes de tránsito son como el pan de cada día, pues se registran a diario en la región Lambayeque.

Según las estadísticas de la Policía Nacional del Perú (PNP), desde enero del 2019 hasta la fecha se van registrando 856 accidentes, de ellos 156 son con lesiones leves; mientras que 700 han sido ocasionados por choques frontales,

por las partes laterales o por alcance de otros vehículos, también despistes o atropellos con fugas, entre otros.

En la cifra de 700 incluye a 142 personas que han resultado con heridas muy graves y otros lamentablemente han fallecido. el departamento de Lambayeque tiene una población estimada de 1,112,868. [3]

4.3 Órtesis que existente en el mercado mundial.

En la actualidad existen diferentes clases de órtesis dependiendo la gravedad de la lesión o fractura, cada órtesis tiene su función y su funcionamiento, nos vamos a enfocar en las órtesis de brazo y veremos las diferentes clases de órtesis que ya existen en el mercado ortopédico.

Las referencias que tenemos con ayuda del internet son las siguientes:

4.3.1 WXMYOZR

Lesión del Codo Alivio Férula Brazo Ortopédico Inmovilizador Brazo Abductor del Dolor De Las Articulaciones De Recuperación Post Codera Estabilizador Férula Brazo Órtesis, A: lefthand.

- Las capas están fuertemente unidos y fijados, con una fuerte estabilidad anti-movimiento, correas antideslizantes independientes telas + medida + de alta viscosidad Velcro, encaja estrechamente las articulaciones.
- Línea de ángulo ajustable para un ajuste cómodo, curva, ángulo de extensión y duración de la ayuda se puede ajustar.
- Soporte de aleación de alta resistencia, alta resistencia construcción de aleación, ligero, cómodo y duradero, fuerte apoyo.
- Conveniente para el desgaste, diseño abierto, con diseño abierto, en gran medida conveniente para los pacientes a llevar en cualquier momento, varias correas ajustables elásticos.
- Resina sintética de alta resistencia, utilizando resina sintética de alta resistencia, estable y seguro.



Figura 17. Ortesis de miembro superior
Fuente: amazon.com

4.3.2 Ortesis de codo rom con bisagras ajustables:

- **PAPEL:** Indicado para lesiones de codo, contractura, lesión de ligamento, dislocación, inestabilidad, fractura, fijación de la articulación del codo y más.
- **MATERIAL:** barra de aleación de alta resistencia con cuatro correas de velcro acolchadas, ayuda a aliviar el dolor del brazo lesionado y proporciona estabilización y comodidad.
- **Cómodo:** el tejido compuesto ofrece permeabilidad al aire y transporte de vapor de humedad. Diseño abierto, fácil de usar, limpiar y guardar.
- **Ángulo ajustable:** inmovilización del codo en incrementos de 15 °, límite de ROM (rango de movimiento) mediante bisagras ajustables de ajuste simple. Permita un mayor movimiento mientras mantiene el codo lesionado a salvo de la agravación.
- **Talla única para todos (unisex):** ajuste general trascendente, simplemente presione y gire la configuración; Se puede soltar el botón "One push bottom" para ajustar la longitud.



Figura 18. Ortesis de miembro superior
Fuente: amazon.com

4.3.3 Ortesis de codo y control flexo-extensión

REFERENCIA: 94300

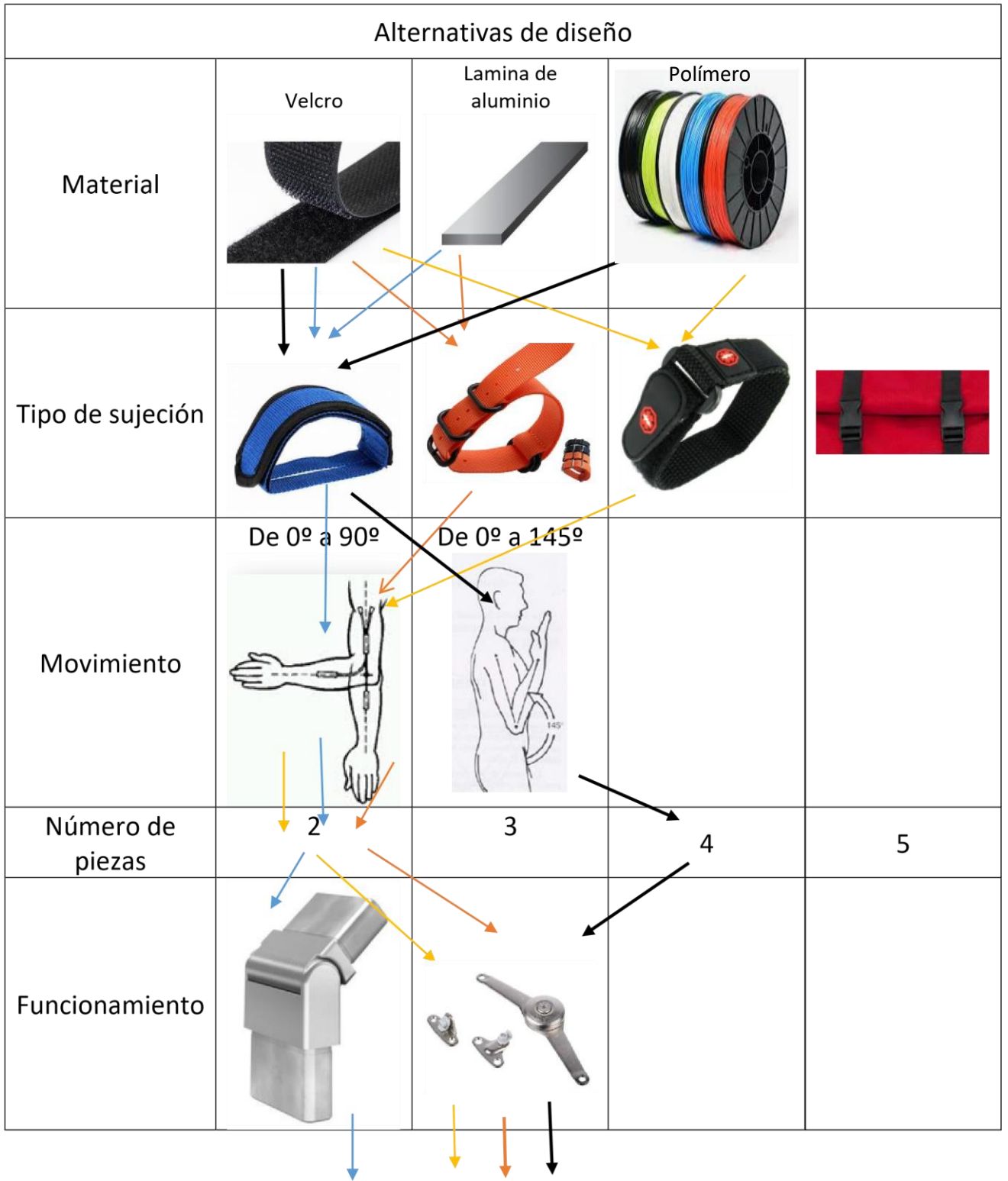
Formada por una valva de brazo y otra de antebrazo unidas entre sí mediante articulación monocéntrica con posibilidad de regular la flexoextensión de 0° a 90° en intervalos de 15° en 15°. La articulación con pletinas que van embutidas en tejido con microvelcro que nos permite adaptarnos a la longitud del miembro superior tratado. Las valvas, cortadas en forma anatómica y perforadas para mejorar la transpiración, tienen una capa externa de velcro, una interna de suave toalla hipoalergénica y un alma de termoplástico que proporciona soporte y rigidez. Cinchas de ajuste y cierre en velcro a doble cara con hebilla pasador. [12]





*Figura 19. Ortesis de miembro superior
Fuente: amazon.com*

4.4 Matriz morfológica.

La matriz morfológica es una clasificación de diferentes diseños, materiales, componentes y tecnología que se va a usar. Esto lo clasificamos con cuadros y analizamos para clasificar la mejor elección y diseñar nuestro prototipo biomecánico.



	Solucion 1
	Solucion 2
	Solucion 3
	Solucion 4

4.5 Conceptos de solución:

Tenemos 4 posibles soluciones para la ortesis que vamos a elaborar

Solución 1: usaremos el aluminio para hacer el armazón de la ortesis y sujetarlo con el velcro, queremos darle 90° de movimiento, y para mover el brazo estilo bisagra y así tenga movimiento nuestra ortesis tenga solo dos piezas una pieza va en el antebrazo y la otra en el brazo y lo sujetaremos como antes mencionado.

Solución 2: usaremos aluminio como base para la ortesis y lo sujetaremos el brazo con cintas de velcro que se ajustaran estilo cinturón, nuestro movimiento tiene que ser de 0° cuando el brazo está a la altura de la pierna hasta 90° como se muestra anteriormente.

Solución 3: usaremos para el armazón de la ortesis de polimero con ayuda de una impresora 3D la cual aremos un diseño y poner el velcro para ajustar estilo de sujeción regulable en el punto de articulación usaremos una bisagra regulable para poner en de 0° a 90° y darle funcionalidad a la ortesis.

Solución 4: para fabricar las piezas de la ortesis usaremos polímero con la ayuda de la impresora 3D, usaremos como sujeción velcro con pega pega para ajustar la ortesis al brazo, el movimiento tendrá de 0° a 145°, la para de articulación de la ortesis se moverá con una articulación estilo bisagra regulable.

Evaluación técnico económico de los conceptos de solución

Someteremos los criterios de solución a una evaluación técnico económica según los criterios de la tabla de ponderación.

N°	Criterios técnicos y económicos	Peso (g)	Soluciones							
			1		2		3		4	
			P	pg	P	pg	P	pg	P	pg
1	Tecnología	4	3	12	3	12	4	16	4	16
2	Material	4	3	12	3	12	4	16	4	16
3	Ergonomía	3	2	6	2	6	3	9	4	16
4	Económica	2	3	6	3	6	2	4	2	6
5	Facilidad de limpieza	3	4	12	3	9	3	9	4	12
6	Fácil mantenimiento	3	4	12	4	12	4	12	4	12
7	Fácil de utilizar	4	3	12	3	12	3	12	3	12
8	Peso de la órtesis	4	2	8	2	8	4	16	4	16
9	Seguridad	4	3	12	3	12	3	12	4	16
	Suma total			92		89		106		122

Tabla 9. tabla de soluciones.

Fuente: elaboración propia.

Valor conceptual	Valor numérico
Muy malo	1
Malo	2
Regular	3
Bueno	4
Muy bueno	5

Tabla 10. Tabla de ponderación.

Fuente: elaboración propia.

4.6 Bosquejo de la solución del diseño final.

Este proyecto que elegimos, por los conceptos obtenidos anteriormente. Vamos a realizar un bosquejo de una órtesis.

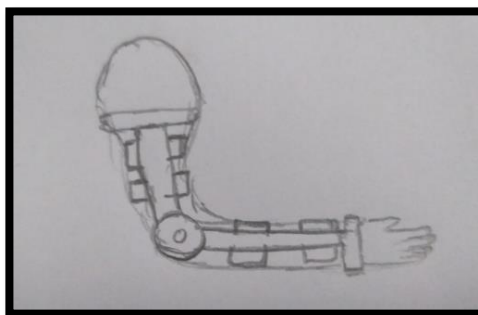


Figura 20. Bosquejo del prototipo de ortesis

Fuente: elaboración propia.

4.7 Selección del material

Es importante saber qué clase de material vamos a usar para nuestra órtesis, tiene que ser una aleación de alta resistencia, ligero, cómodo y duradero. Tenemos los diferentes materiales que se usan en una impresora 3D.

Comparamos con sus propiedades físicas y mecánicas 2 polímeros resistentes para evaluar cual vamos a emplear de acuerdo a nuestro proyecto.

Propiedades de impresión

Cualidad	PLA	PETG
Facilidad de impresión	Muy alta	Alta
Temperatura de extrusión (C)	200-240	225-245
Temperatura de cama caliente (C)	0-40	60-90
Adhesión entre capas	Media	Alta
Potencia del ventilador	100%	100%

Tabla 11. Propiedad de impresión

Fuente: ABAX fabricantes de impresoras 3D.

Con respecto a la facilidad e impresión el PLA, es más fácil impresión por ser menor la temperatura de extrusión.

Propiedades físicas y mecánicas

Propiedades	PLA	PETG
Densidad (g/cm ³)	1,24	1,27
Resistencia a tracción (MPa)	3309	50
Resistencia a flexión (kg/cm ²)	485	700
Resistencia al impacto (Kj/m ²)	20	105
Temperatura de deformación (C)	50	85
Resistencia UVA y humedad	Muy baja	Buena
Reciclabilidad	Buena	Buena

Tabla 12. Tabla de propiedades físicas de los materiales.

Fuente: elaboración propia

Valor conceptual	Valor numérico
Muy malo	1
Malo	2
Regular	3
Bueno	4
Muy bueno	5

Tabla 13. Tabla de ponderación.

Fuente: elaboración propia.

Tipo de material	Resistente	biodegradable	Fácil de imprimir
PETG	5	4	5
PLA	2	5	3

Tabla 14. Propiedades del material.

La evaluación será del 1 como menor grado y 5 como mayor con la ayuda de la tabla 10 vamos a evaluar los materiales que elegimos.

Para obtener una pieza mas resistente vamos a usar el polímero PETG, a comparación del PLA que, en condiciones de calor, frio, lluvia y expuesto a sol se deteriorara rápidamente.

- 4.8 Diseño y simulación utilizando el software CAD-CAE SolidWorks.
Teniendo la información para realizar nuestro prototipo de ortesis, vamos a realizar el siguiente diseño en el software SolidWorks.

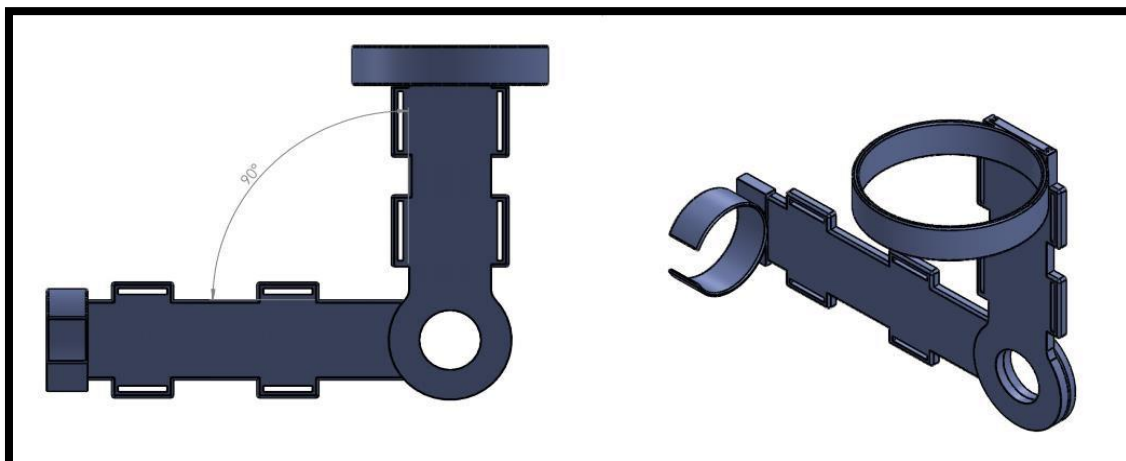


Figura 21. Prototipo de ortesis elaboración de SolidWorks
Fuente: SolidWorks.

4.9 Medidas del brazo.

Una persona promedio su miembro superior mide un aproximado de:

Parte	Medida (cm)
Brazo	18
Antebrazo	25

Tabla 15. Medidas del brazo.

Fuente: elaboración propia.

4.10 Desplazamiento del codo

El codo es una articulación estilo bisagra, de referencia el punto de origen es el codo.

Angulo	Posición X	Posición Y
180°	$L \times \cos(180)$	$L \times \sen(180)$
150°	$L \times \cos(150)$	$L \times \sen(150)$
120°	$L \times \cos(120)$	$L \times \sen(120)$
90°	$L \times \cos(90)$	$L \times \sen(90)$
60°	$L \times \cos(60)$	$L \times \sen(60)$
40°	$L \times \cos(40)$	$L \times \sen(40)$

Tabla 16. Ángulos de posición de la ortesis

Fuente: elaboración propia.

4.11 Análisis estático estructural

Se va a realizar un análisis estático estructural en el mecanismo. Se asignarán diferentes cargas para evaluar su comportamiento

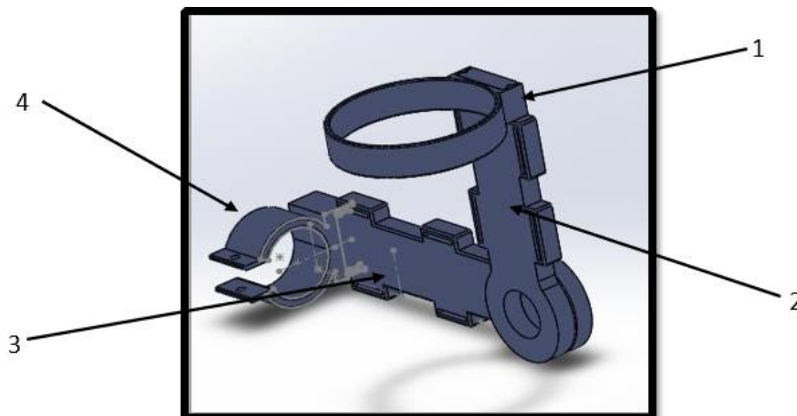


Figura 22. Partes de la órtesis
Fuente: SolidWorks.

- (1) Sujetador del brazo
- (2) Barra de ABS posición paralela al brazo
- (3) Barra de ABS posición paralela al antebrazo
- (4) Sujetador de muñeca

Para que la órtesis tenga funcionalidad de movimiento tendrá un pin o pasador que podrá hacer que gira la órtesis de 0° a 145° , el cual se ha hecho un análisis de sujeción.

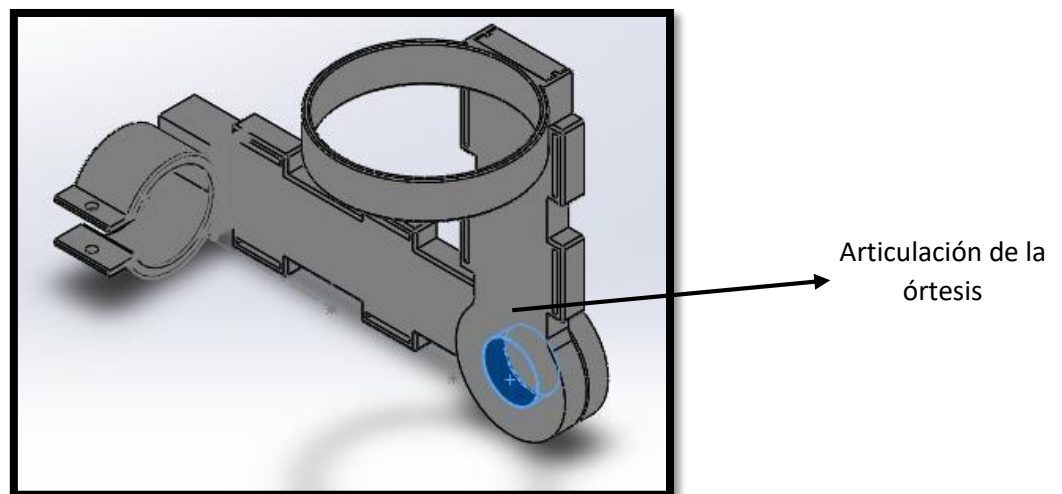


Figura 23. Órtesis diseñada
Fuente: SolidWorks.

Las 4 vistas de la órtesis que se van a evaluar con las cargas asignadas que se observa, la carga asignada es de 49 N, esta carga está distribuida en 3 puntos principales que afectará la órtesis en la parte del antebrazo y en la muñeca, tal como se observa en las figuras (21,22,23,24)

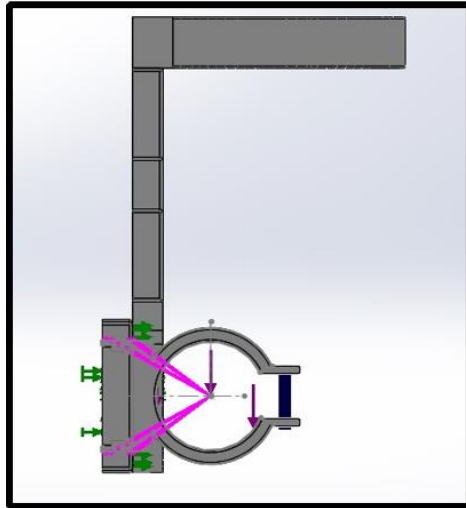


Figura 24. Vista frontal
FUENTE: SolidWorks.

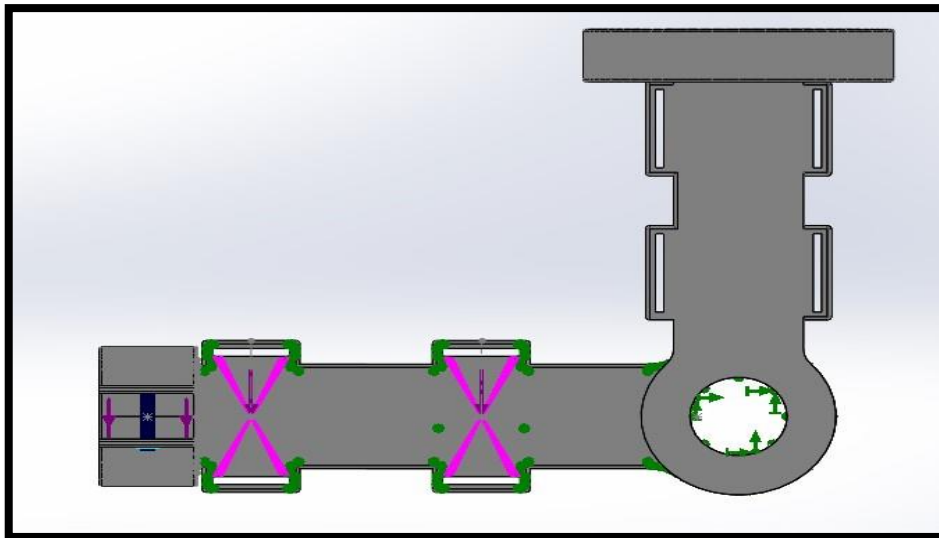


Figura 25. Vista lateral derecha
Fuente: SolidWorks.

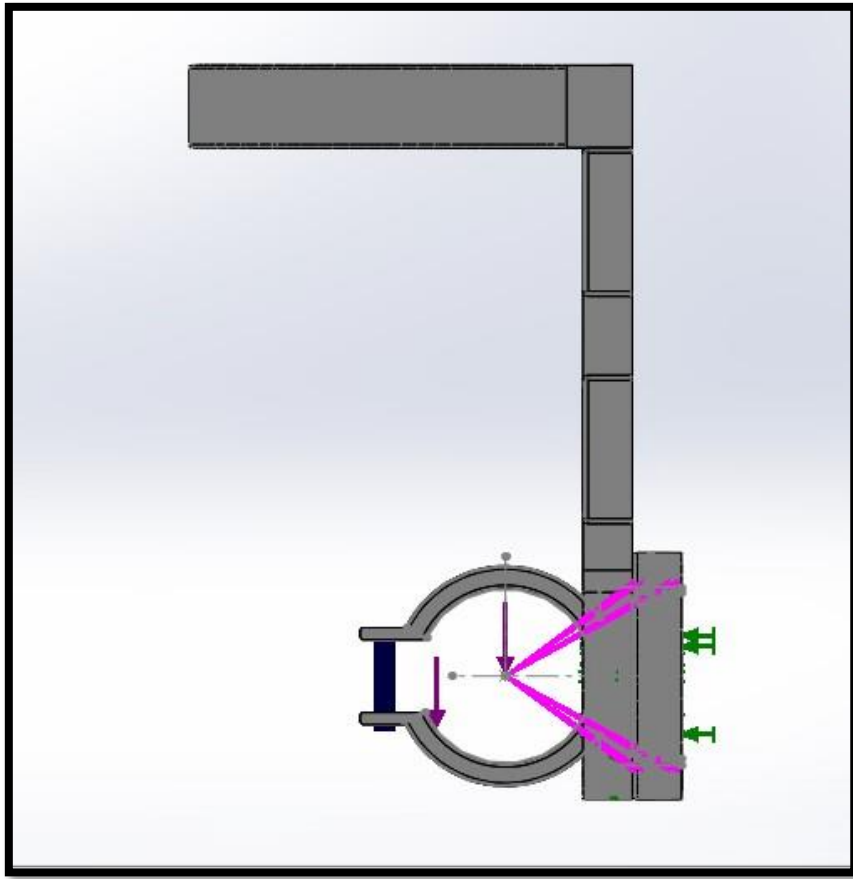


Figura 26. Vista posterior
Fuente: SolidWorks.

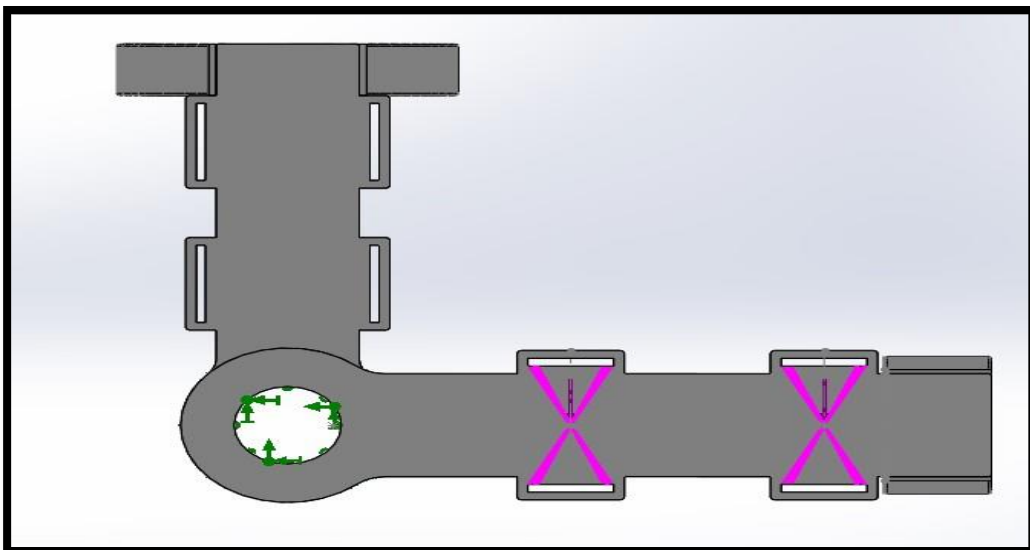


Figura 27. Vista lateral izquierda
Fuente: SolidWorks.

La unión de las piezas está dada justo en la zona articular del brazo, que se observó en las figuras (21,22,23,24).

Utilizando la ecuación de Grubler determinamos los grados de libertad del mecanismo simple, tomando como referencia el miembro superior:

$$n = 2$$

$$j_p = 1$$

$$j_n = 0$$

$$M = \text{grados de libertad} = 3(n - 1) - 2(j_p) - j_n$$

$$M = 3(2 - 1) - 2(1) = 1$$

Donde:

$n = \text{numero de elementos}$

$j_p = \text{numero de uniones de 1 grados de libertad}$

$j_n = \text{numero de uniones de 2 grados de libertad}$

ESFUERZOS MÁXIMO Y MÍNIMO EN LA ÓRTESIS.

Se observa en las figuras (25,26,27,28) las 3 flechas color morado son las cargas remotas las cuales asignamos en el centro simulando la masa del brazo, cada carga remota equivale a 16.33 N, dos cargas están situadas donde se apoya el antebrazo y una carga donde va la muñeca en la órtesis.

Los resultados arrojaron los valores de tensión:

mínima de 1.301e-09 psi que se representa con el color azul, y la tensión máxima de 2.460e+02 psi de color rojo, se puede observar en las figuras (25,26,27,28) en diferentes vistas.

Se observa 4 colores característicos en las siguientes figuras que corresponde al grado de esfuerzo aplicado sobre la pieza.

Color	Valor definido
Rojo	Exceso no solucionable
Amarillo	Exceso
Verde	Estándar solucionable
Celeste	Estándar regulable
Azul	Estándar

Tabla 17. Tabla de ponderación.

Fuente: elaboración propia.

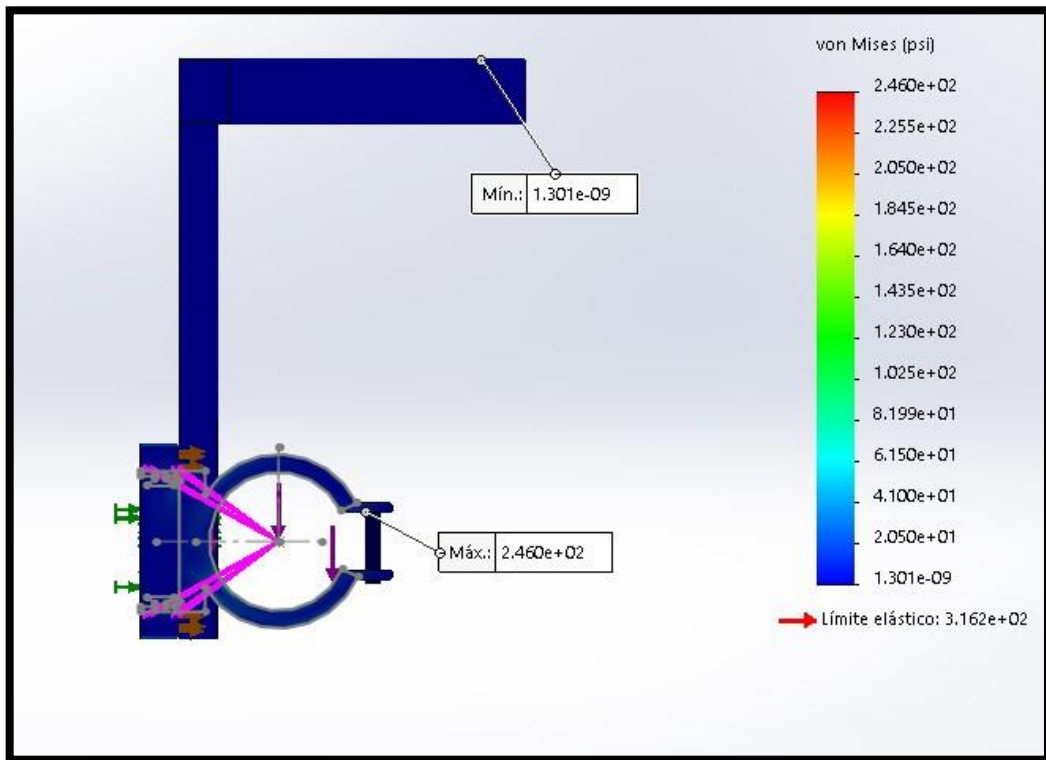


Figura 28. Vista frontal
FUENTE: SolidWorks.

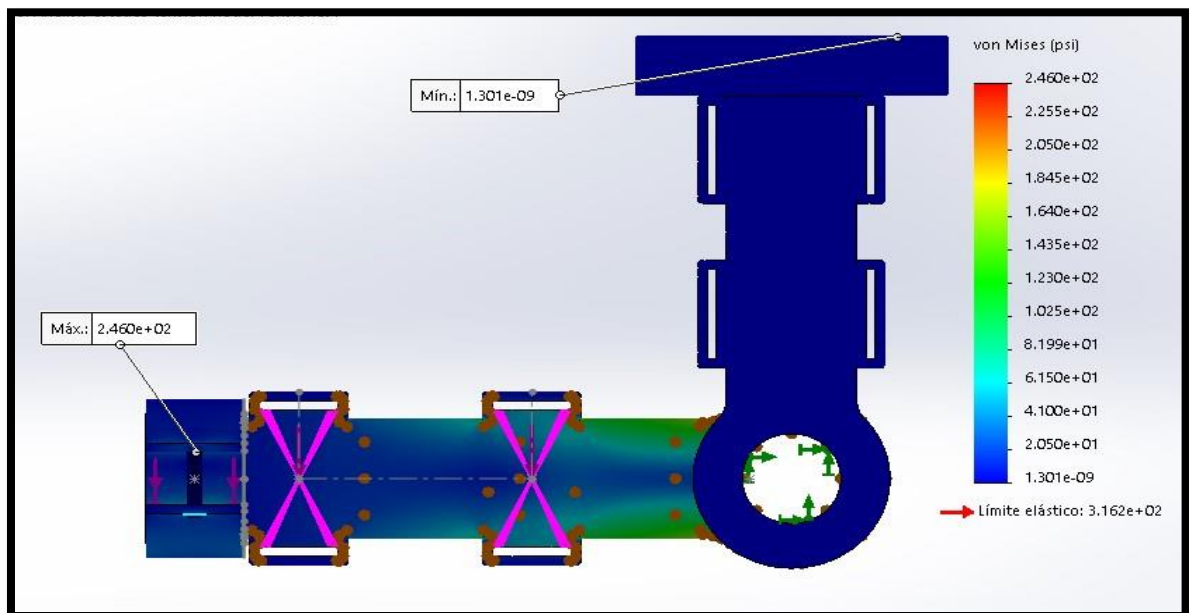


Figura 29. Vista lateral derecha.
Fuente: SolidWorks.

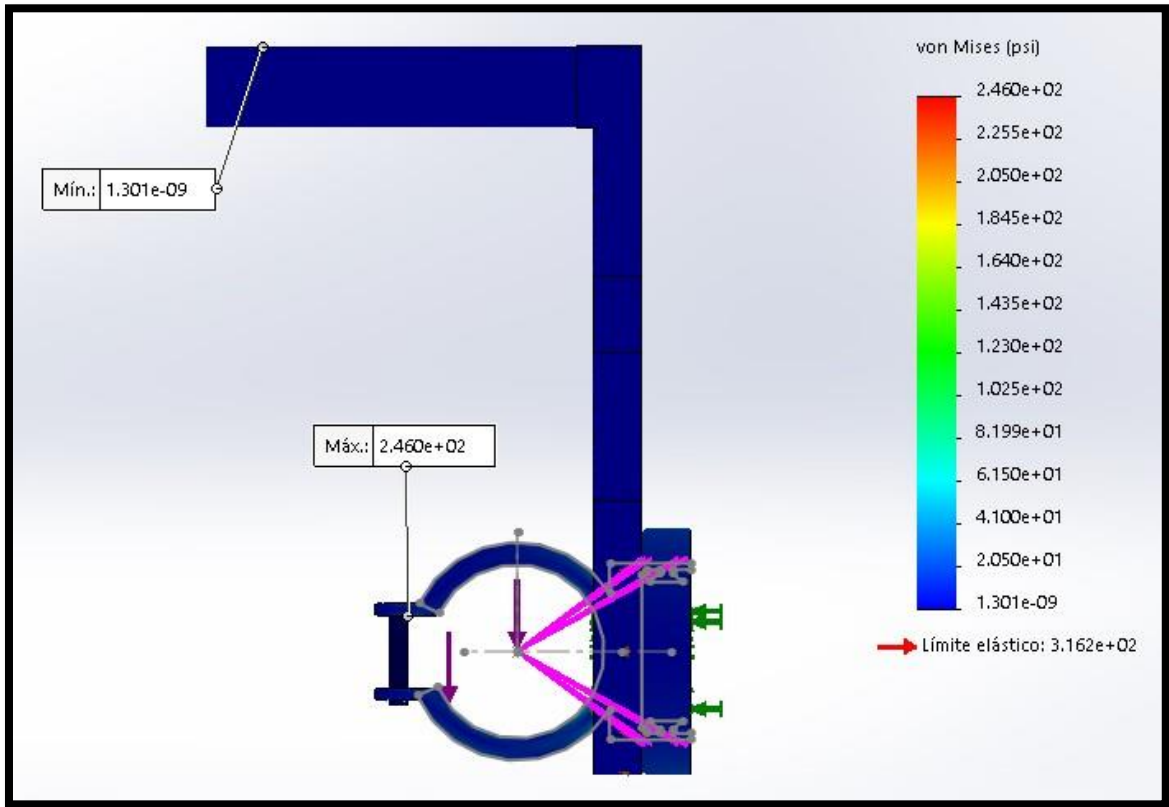


Figura 30. Vista posterior
Fuente: SolidWorks.

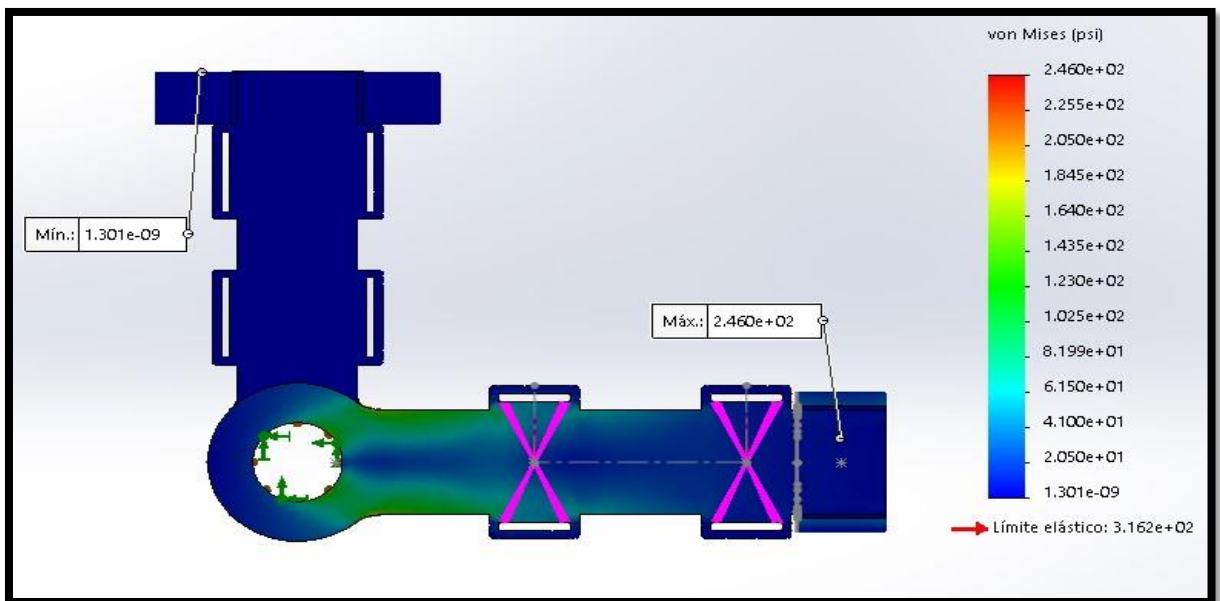


Figura 31. Vista lateral izquierda
Fuente: SolidWorks.

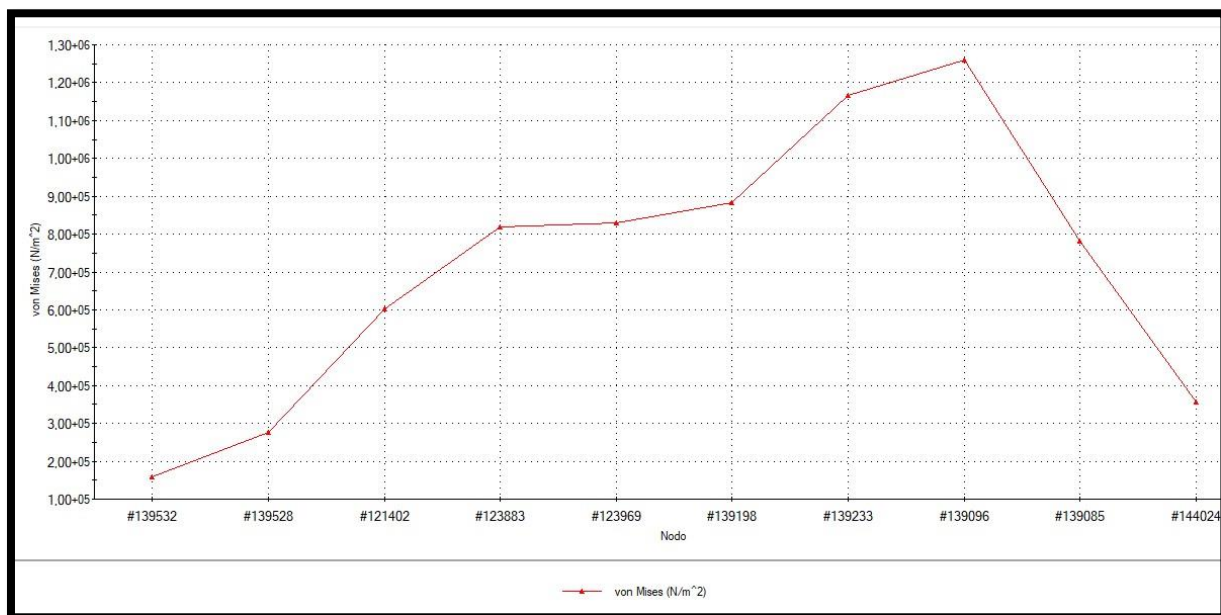


Figura 32. Tipo de resultado estático tensión nodal

En la figura 32 se observa en la gráfica nodal ascendiendo y luego descendiendo.

El análisis nodal se empezó en la parte de color azul de la pieza del antebrazo con dirección a la parte de color verde que se puede observar en la figura 28, donde se genera el mayor esfuerzo con respecto a nuestro análisis de la órtesis.

DESPLAZAMIENTOS MÁXIMO Y MÍNIMO.

En las figuras (33,34,35,36) se observa el desplazamiento máximo y mínimo, con respecto a las cargas remotas aplicadas a la órtesis que simulan el brazo.

se observa cambio de color donde el máximo desplazamiento es de color rojo de 1.45×10^{-3} mm, y el mínimo desplazamiento de color azul de -4.284×10^{-1} mm.

Colores ya establecidos en la tabla de ponderación número 15.

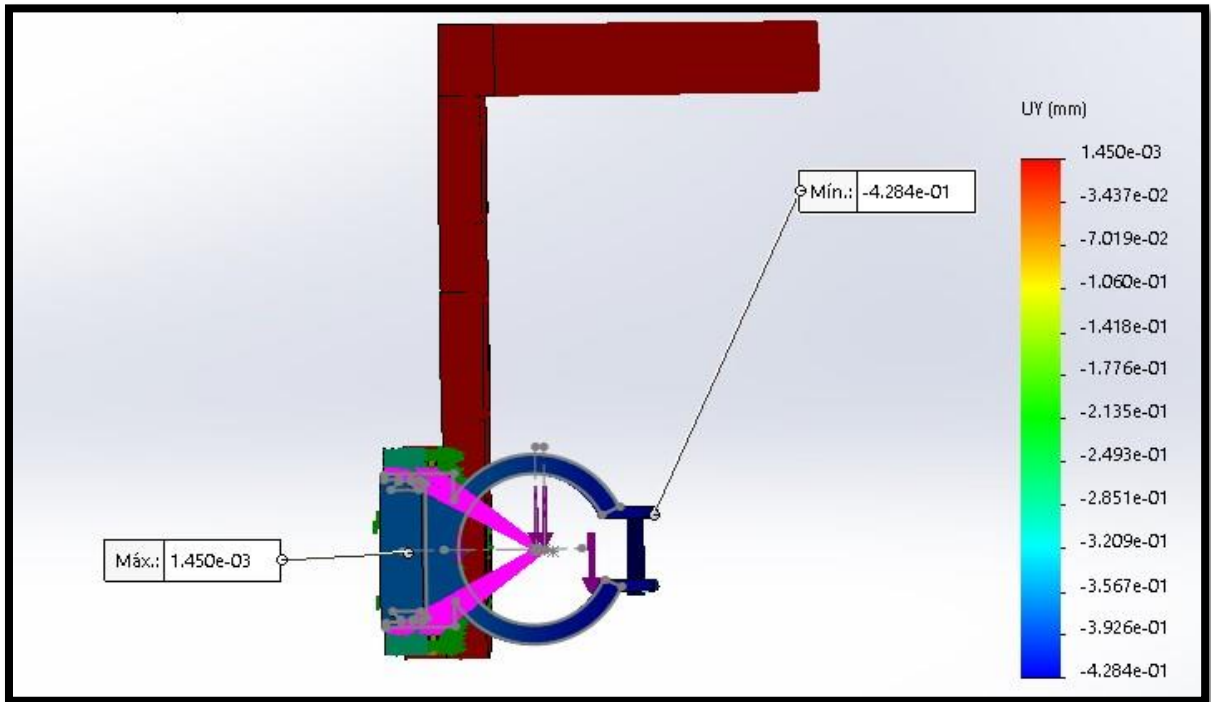


Figura 33. Vista frontal
Fuente: SolidWorks.

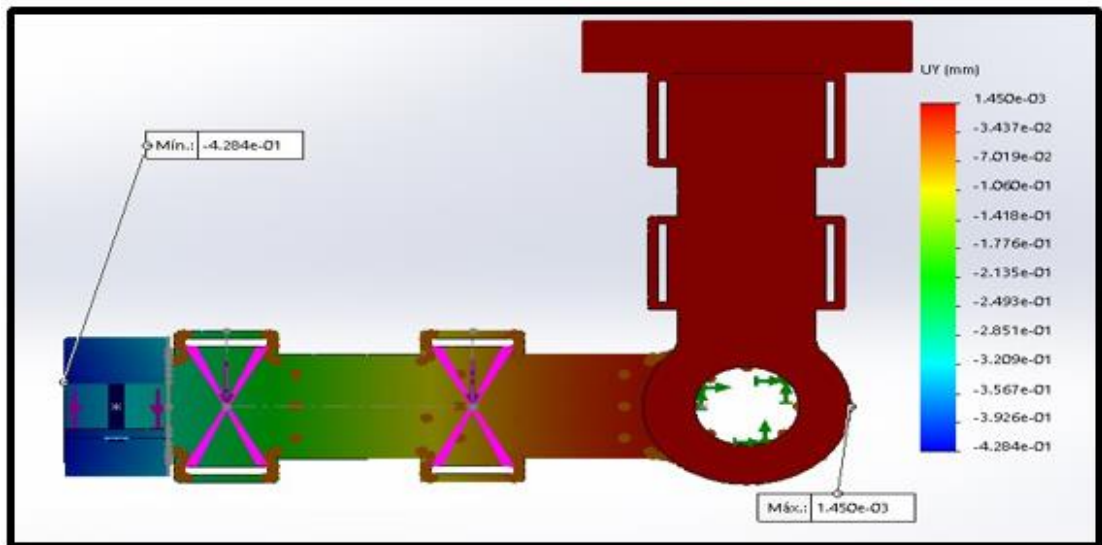


Figura 34. Vista lateral derecha
Fuente: SolidWorks.

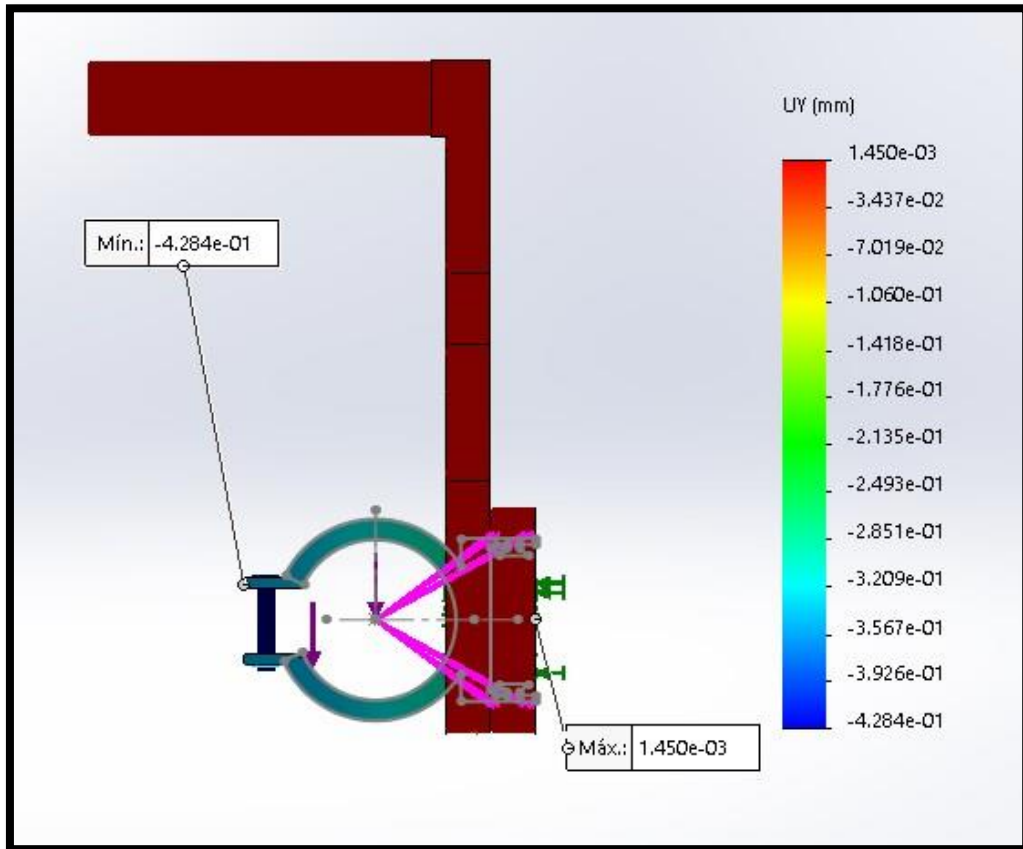


Figura 35. Vista posterior
Fuente: SolidWorks

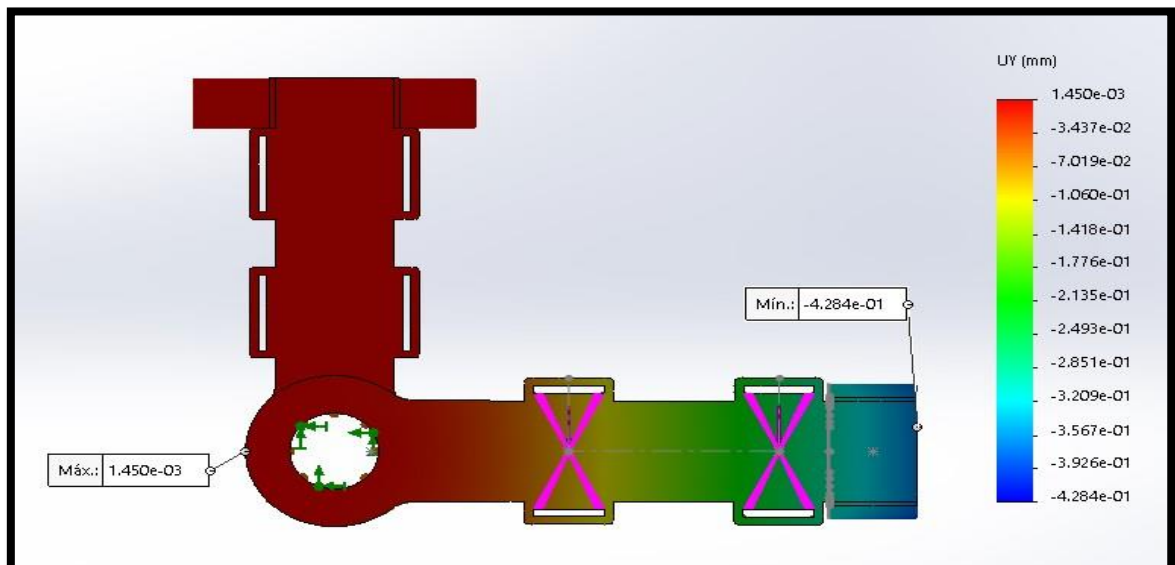


Figura 36. Vista lateral izquierda
Fuente: SolidWorks.

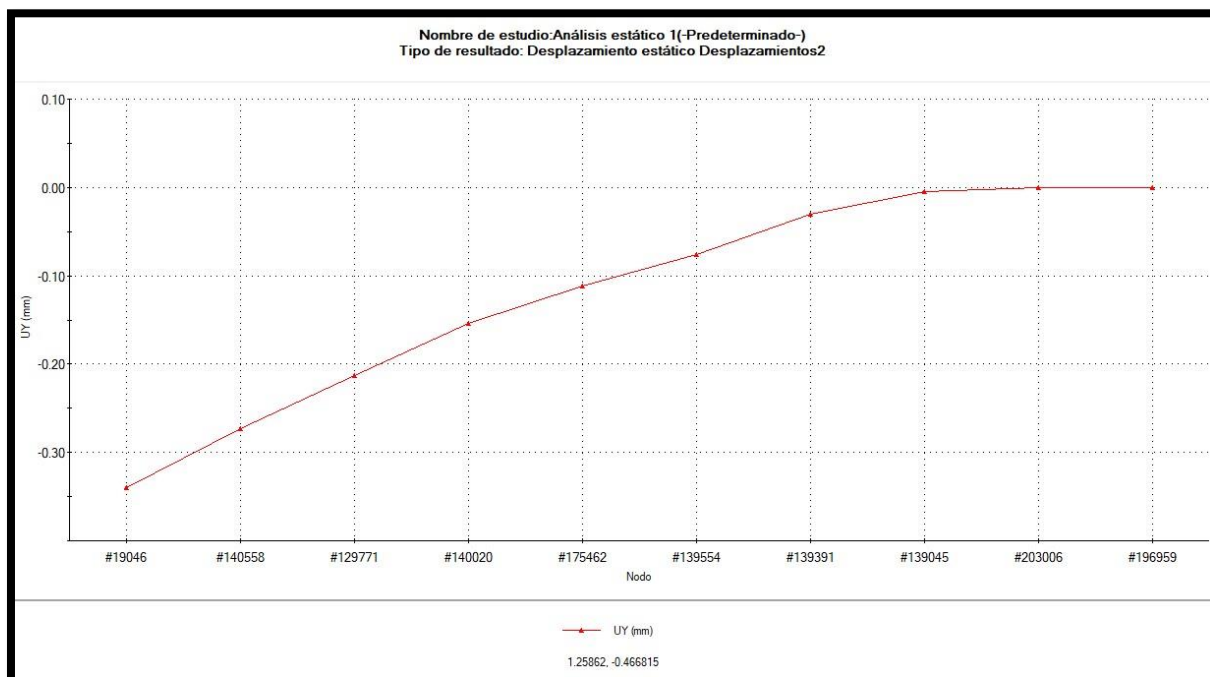


Figura 37. Desplazamiento estático

En la figura 37 se observa en la gráfica extraído del software SolidWorks.

El análisis nodal se empezó en la parte donde va la muñeca que esta de color azul, avanzamos con los puntos hasta la parte donde va ir ubicado el brazo que esta de color rojo.

Con los resultados se observa el máximo desplazamiento de la órtesis que se genera en la parte donde va a ir ubicado el brazo y la articulación de la órtesis, la cual se sujeta con un rodaje o pin de metal, así mejorar la sujeción en la articulación de la órtesis.

ENERGÍA DE DEFORMACIÓN UNITARIA MÁXIMA Y MÍNIMA.

En las figuras (38,39,40,41) se observa la deformación máxima y mínima, con respecto a las fuerzas aplicadas a la órtesis.

La deformación unitaria máxima es de 4.825×10^{-6} N.m, que se observa en un área de la órtesis de color verde, y la deformación unitaria mínima es de 1.016×10^{-29} N.m, que se observa de color azul.

Colores ya establecidos en la tabla de ponderación número 15.

se observa en la parte de la articulación de la órtesis, de acuerdo a nuestro esquema de colores donde se aplicará mayor deformación, es una leve deformación la cual es insignificante.

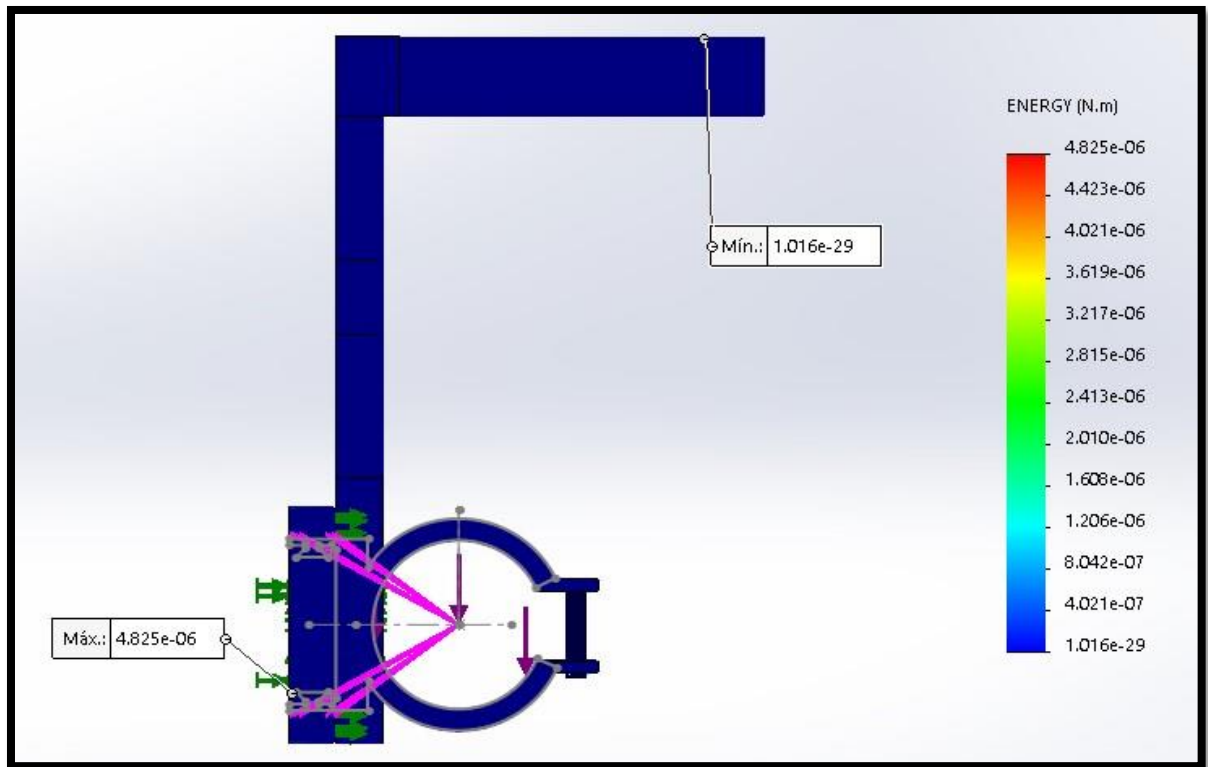


Figura 38. Vista frontal
Fuente: SolidWorks.

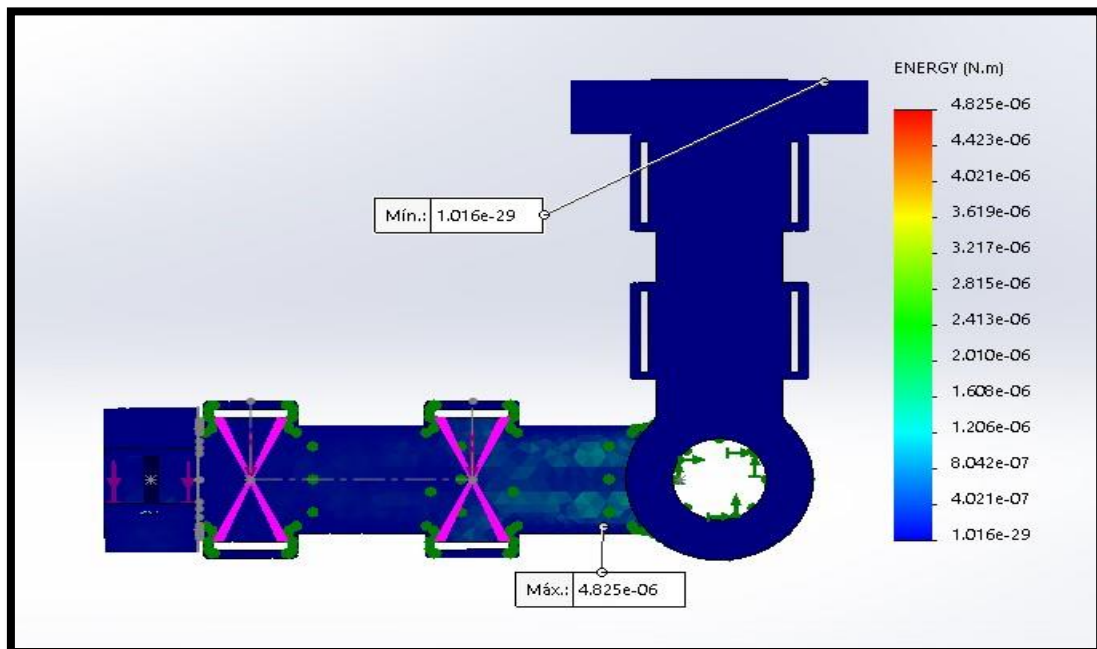


Figura 39. Vista lateral derecha
Fuente: SolidWorks.

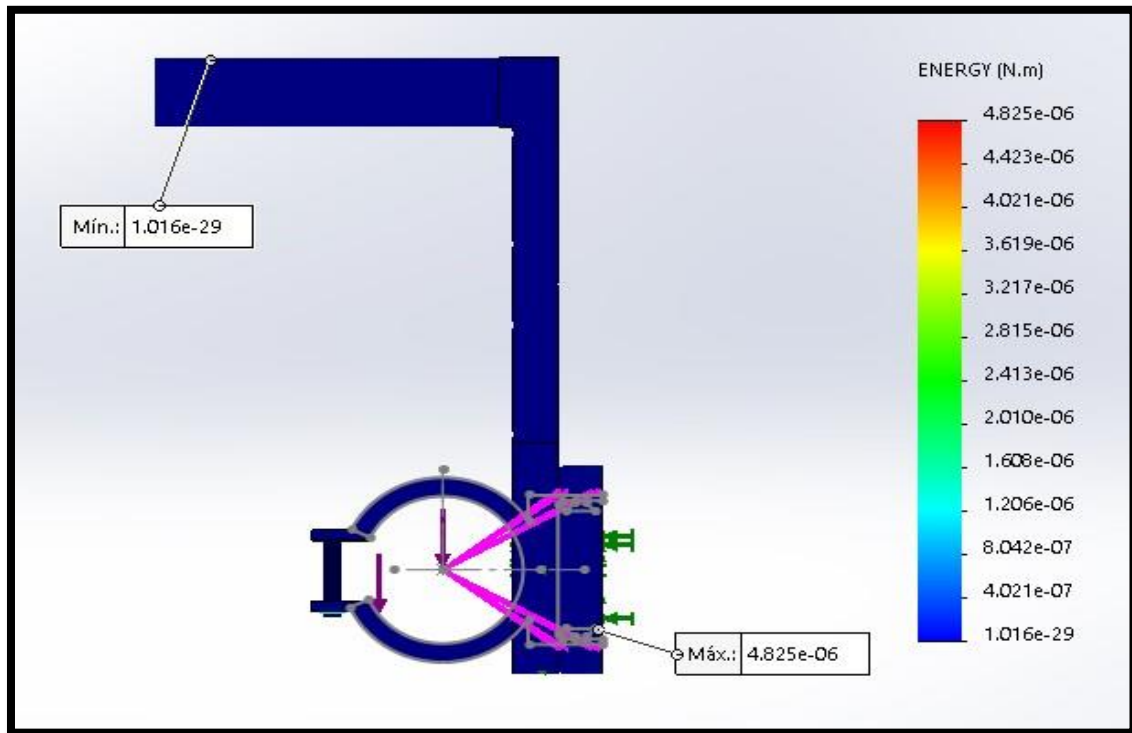


Figura 40. Vista posterior
FUENTE: SolidWorks.

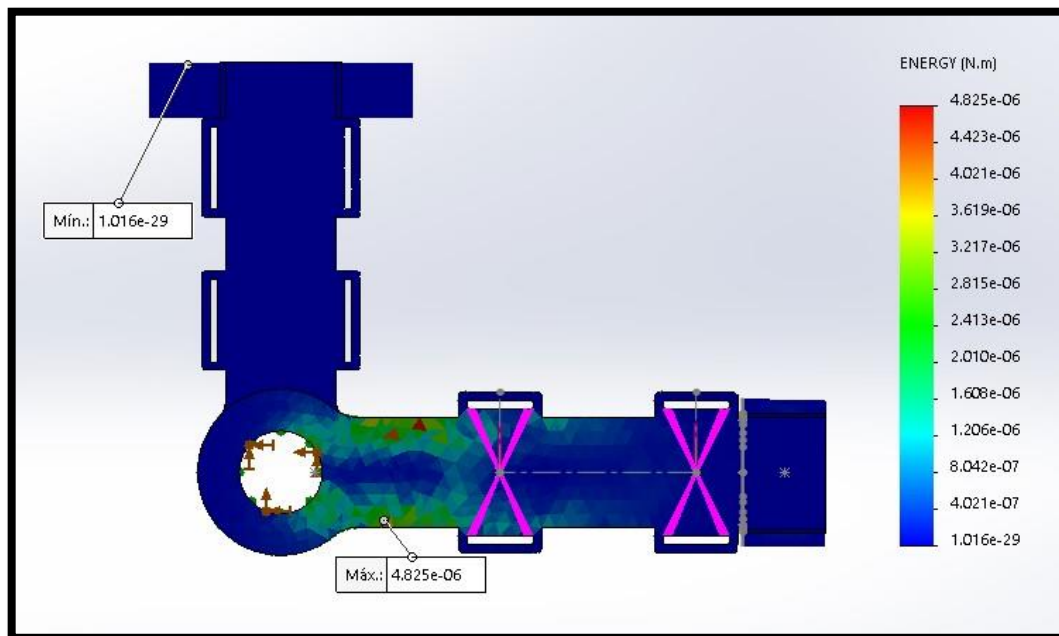


Figura 41. Vista lateral izquierda
Fuente: SolidWorks

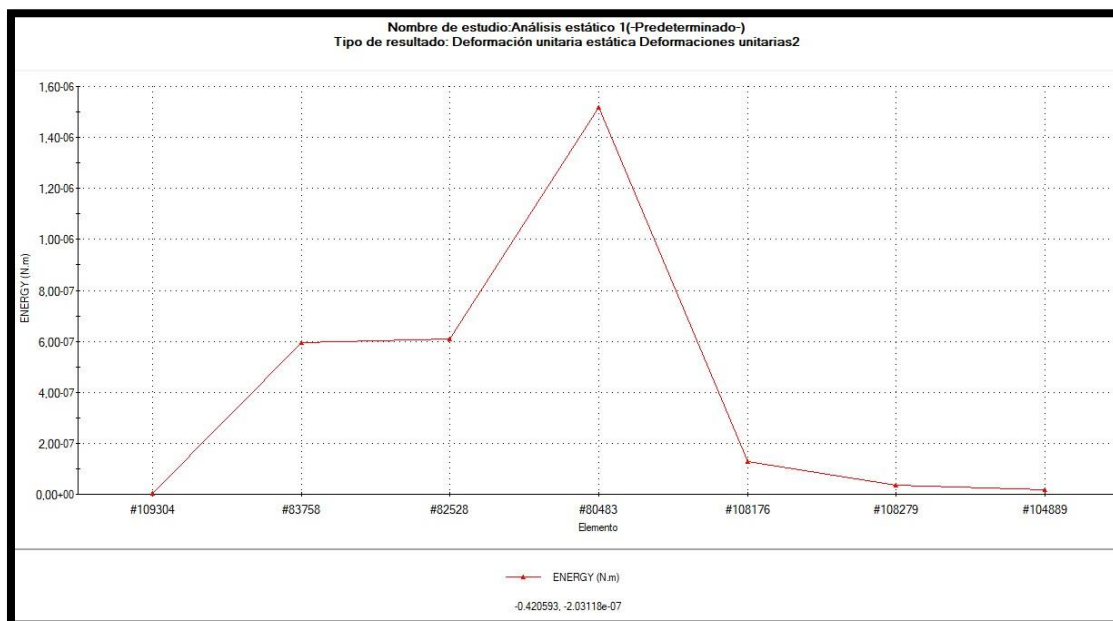


Figura 42. Deformación unitaria estática

Se observa en la figura 42 extraída del software SolidWorks.

El análisis nodal el cual se empieza en la parte del antebrazo con dirección a la parte de la articulación de la órtesis

En la gráfica se observa un pico el cual es de la parte de color verde, y se vuelve a nivelar cuando pasamos esa zona.

Con el pasar del tiempo y uso de la órtesis, esa zona de color verde será la que se afecte más con respecto a una deformación.

FACTOR DE SEGURIDAD DE LA ÓRTESIS.

En las figuras (43,44,45,46) muestra un valor mínimo de 1.3 de factor de seguridad.

Que se obtuvo con el software SolidWorks, esta órtesis puede soportar lo dimensionado hasta una carga mayor multiplicada por 1.3, siempre tiene que ser dimensionada para soportar alguna carga mayor por parte del diseño.

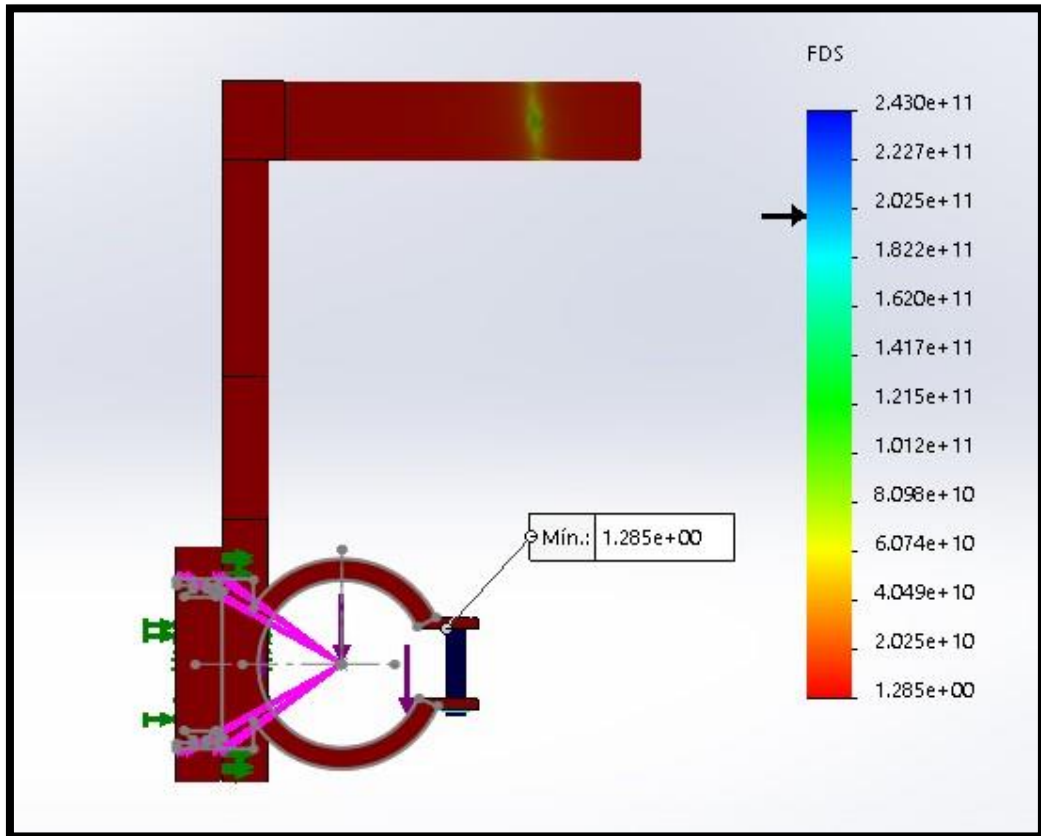


Figura 43. Vista frontal
Fuente: SolidWorks.

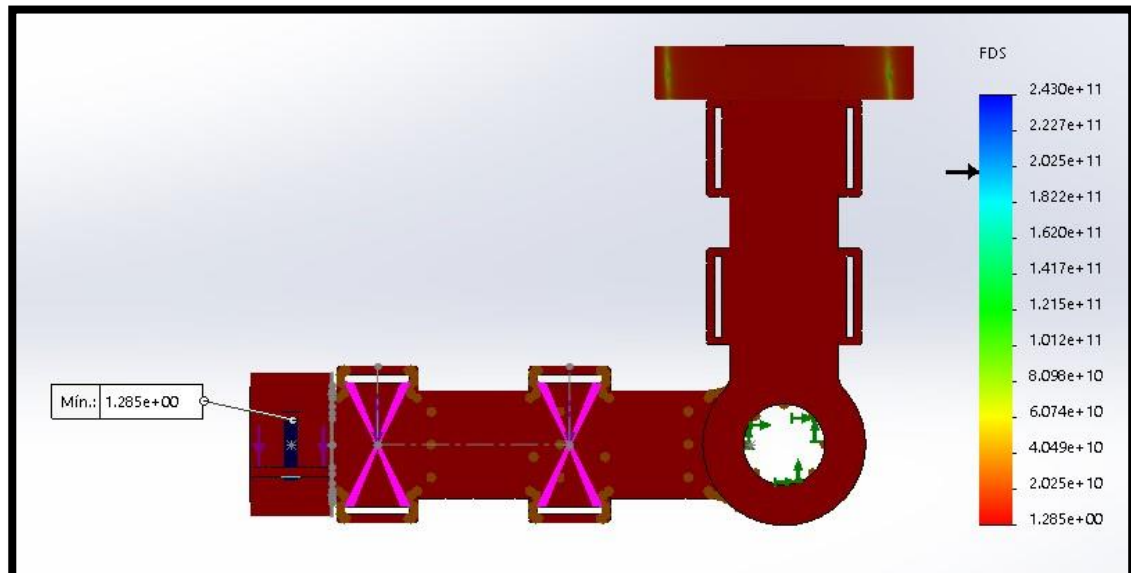


Figura 44. Vista lateral derecha
Fuente: SolidWorks.

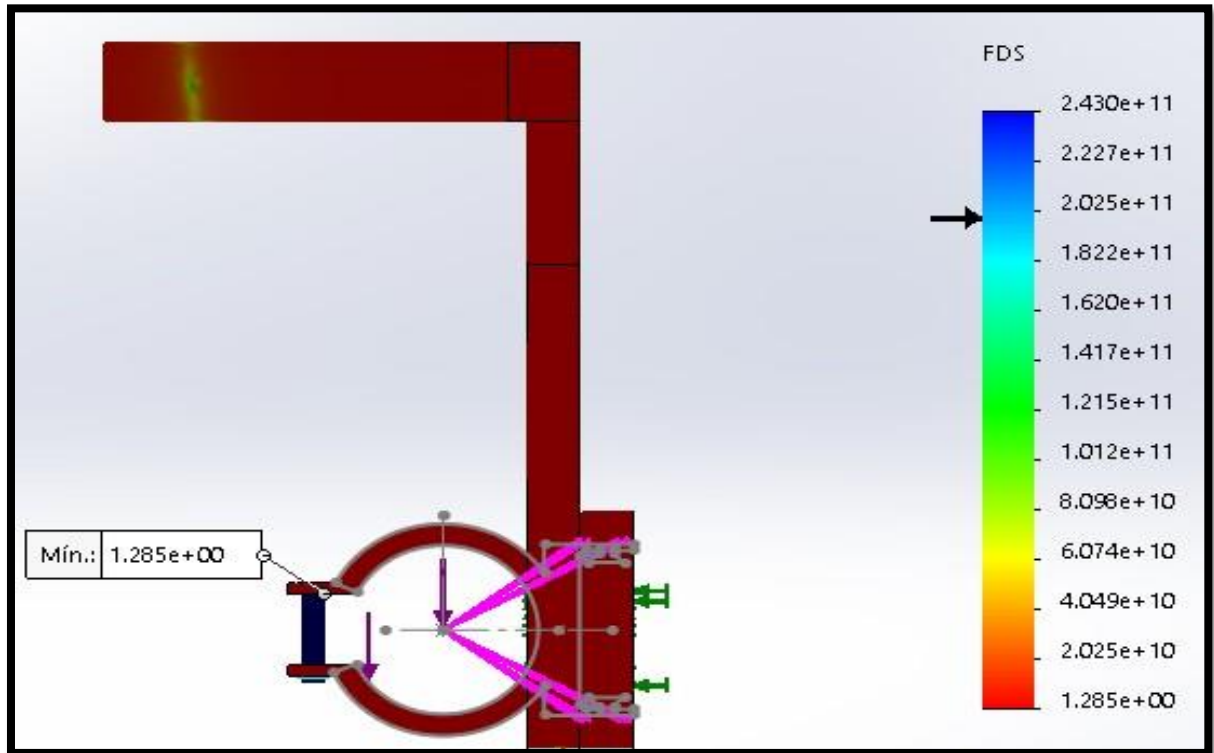


Figura 45. Vista posterior
Fuente: SolidWorks.

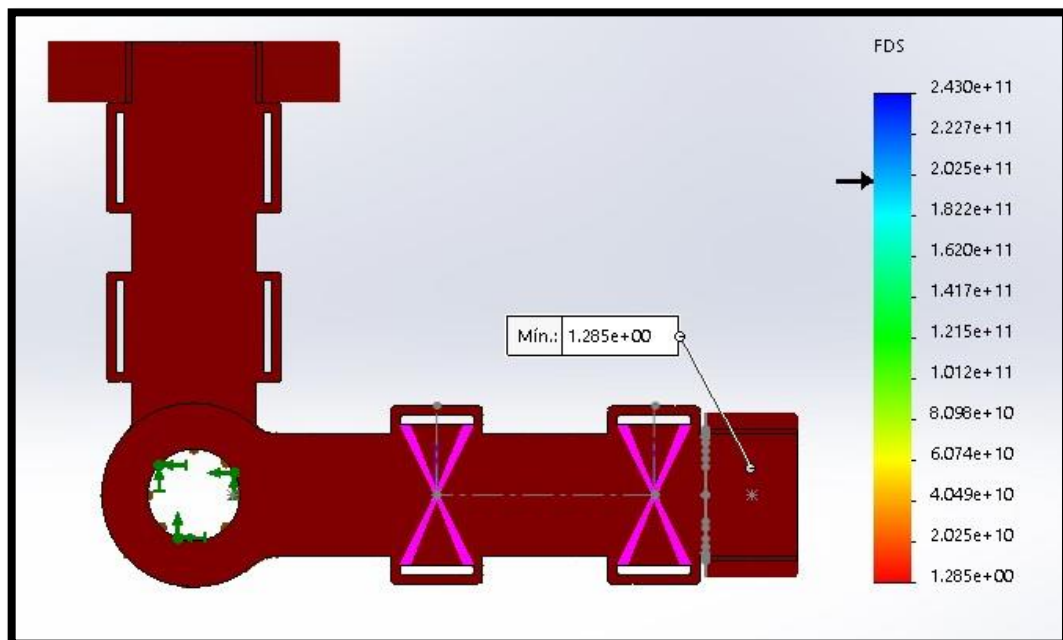


Figura 46. Vista lateral izquierda
Fuente: SolidWorks.

Resultados del diseño final de la órtesis obtenidos del software SolidWorks.

Información de la malla.

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño máximo de elemento	6 mm
Tamaño mínimo del elemento	1.2 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar

Tabla 18. Información de la malla.

Información de la malla – Detalles.

Número total de nodos	228904
Número total de elementos	134921
Cociente máximo de aspecto	30.476
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	97
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.00964
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:06
Nombre de computadora:	

Tabla 19. Información de la malla – detalles.

Como podemos observar en los resultados de nuestro diseño tenemos un 3 % de error, pero en el cociente de aspecto 0.00964 y elementos distorsionados 0.

Es importante saber que los niveles de fallo son bajos, porque si no en otro caso el diseño no sería válido.

4.12 Diseño del circuito electrónico

4.12.1 Señales Electromiograma (EMG).

Las señales que emiten los músculos son voltajes muy pequeños, cada vez que te hacen un Electromiograma o electrocardiograma, se origina en las células del sistema muscular con lo que tiene relación (muscular, neuronal o miocardio) podemos captar el comportamiento del movimiento muscular con componentes electrónicos.

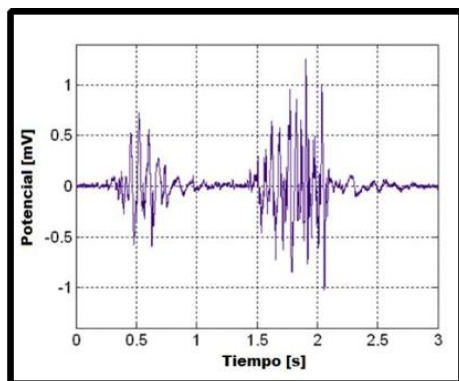


Figura 47. Señal EMG registrada con electrodos de Ag/AgCl del músculo bíceps durante dos contracciones breves

Con la ayuda de la bioelectrónica vamos a interpretar teóricamente las señales biológicas, con los conceptos básicos de la electrónica elaboramos un amplificador de voltaje para poder registrar el movimiento y nos sirva de referencia para activar nuestro servomotor.

4.12.2 Amplificador de voltaje.

Para poder captar los voltajes de los músculos del brazo, elaboramos un amplificador que nos permita elevar el voltaje que emiten los músculos.

La primera etapa del circuito.

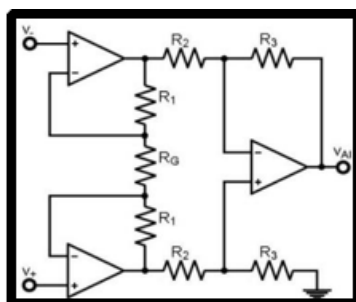


Figura 48. Amplificador de voltaje

Segunda etapa del circuito.

Filtrado de la señal.

Filtrado paso alto.

Ya elaborado el amplificador para poder trabajar con la señal muscular de una manera eficiente, debemos poner la ganancia de voltaje reduciendo la resistencia R_g del amplificador de voltaje.

Esto incluye una segunda fase de filtrado paso alto por lo que vamos a eliminar frecuencias que no queremos captar para que no interrumpa la frecuencia que queremos captar.

Una de las principales frecuencias que trataremos de eliminar es la del ruido ya que captaremos frecuencias bajas.

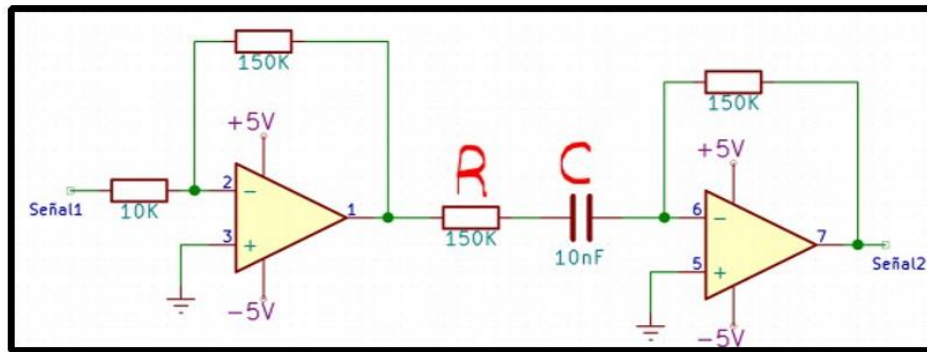


Figura 49. Implementación del amplificador junto con el filtro paso alto

FILTRADO PASO BAJO

Este filtro electrónico es capaz de realizar una selección de frecuencias, podemos captar mejor las frecuencias que deseamos, del mismo modo no deja que las frecuencias más bajas interrumpan.

Vamos a realizar un paso de banda que nos permita realizar la selección de las frecuencias que queremos que a partir de 40 Hz hasta 100 Hz ese va ser nuestro ancho de banda para captar las frecuencias.

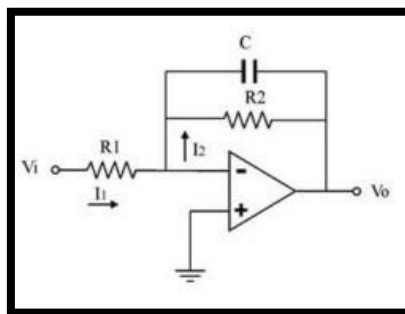


Figura 50. Filtrado paso bajo

El filtrado consta de dos partes, primero vamos a filtrar la señal y también la vamos a amplificar e invertirla, en la segunda parte se vuelve a invertir la señal y también vamos a tener una ganancia variable que se puede regular con ayuda de un potenciómetro.

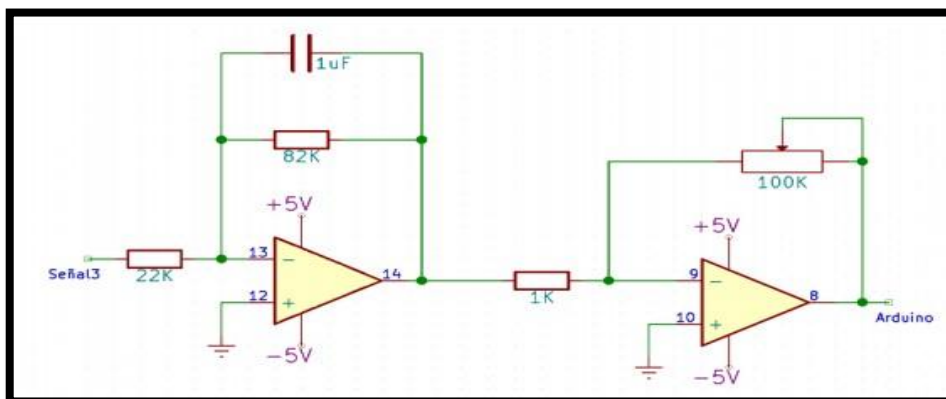


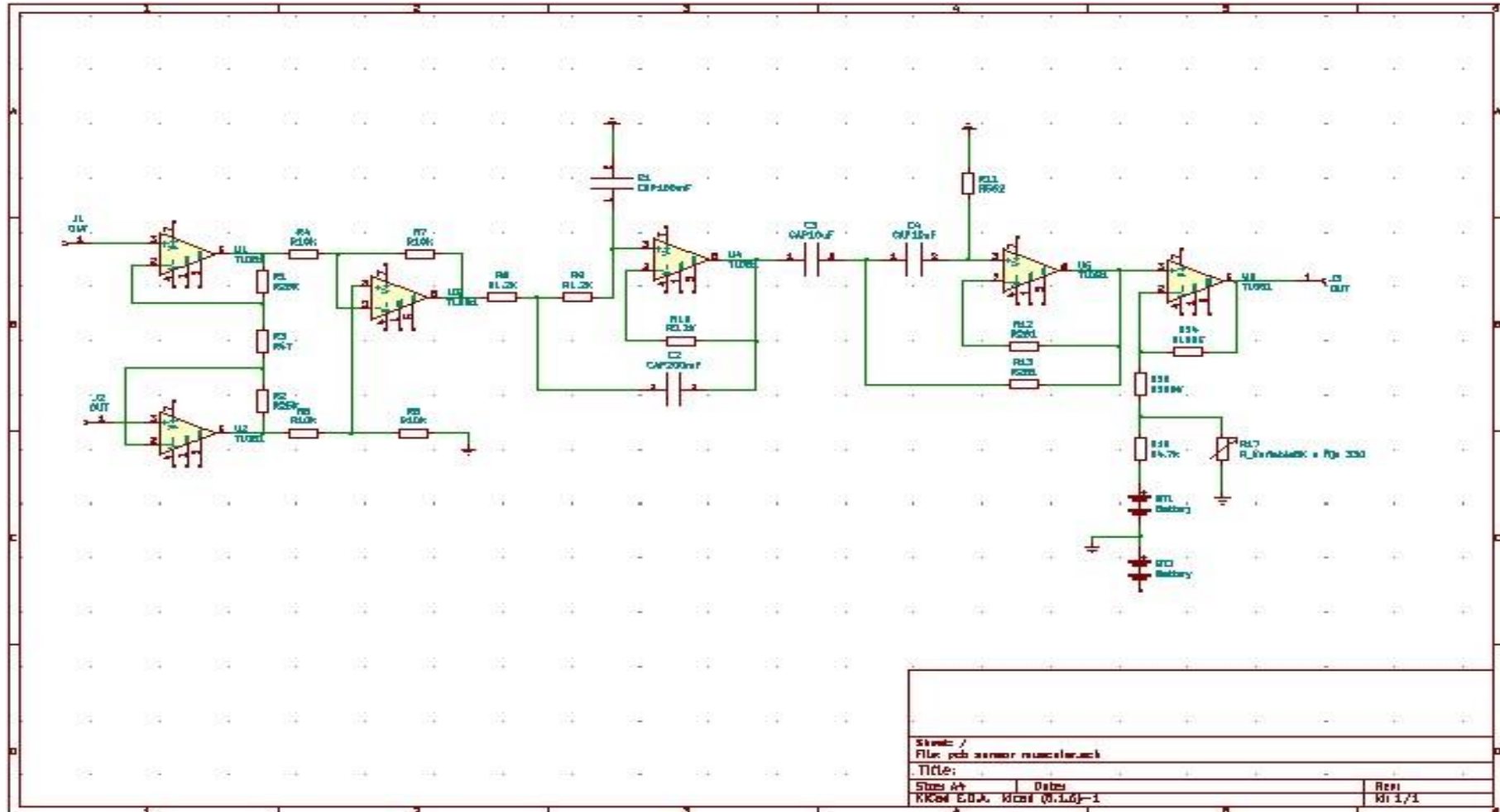
Figura 51. Implementación del filtro paso bajo activo con amplitud variable

Vamos a poder modificar la ganancia variable por medio de un potenciómetro y su valor que obtendremos varía entre 0 y 100, esta resistencia puede ser fija o variable, podemos usar un potenciómetro ya que podemos obtener diferentes valores de ganancia y así tener la señal ideal de los músculos los cuales los vamos a utilizar, de esto depende que tengamos los valores correctos, también va a depender de la persona por el motivo de su nivel de grasa o alguna variación de conductividad.

Materiales electrónicos que usamos en nuestro amplificador.

- 6 amplificador operacional TL081.
- 16 resistencias de diferentes valores dependen lo requerido.
- 4 condensadores.
- 1 potenciómetro.

Figura 52. Plano de amplificador de voltaje utilizando el software KiCAD



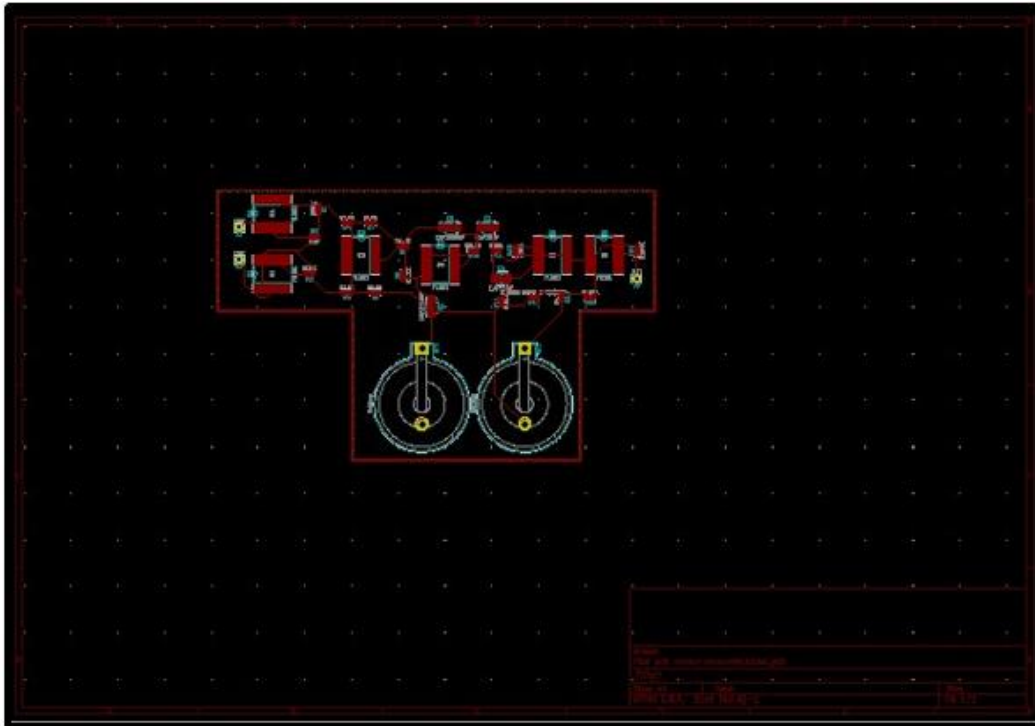


Figura 53. Placa externa de amplificador de voltaje
Fuente: KiCad.

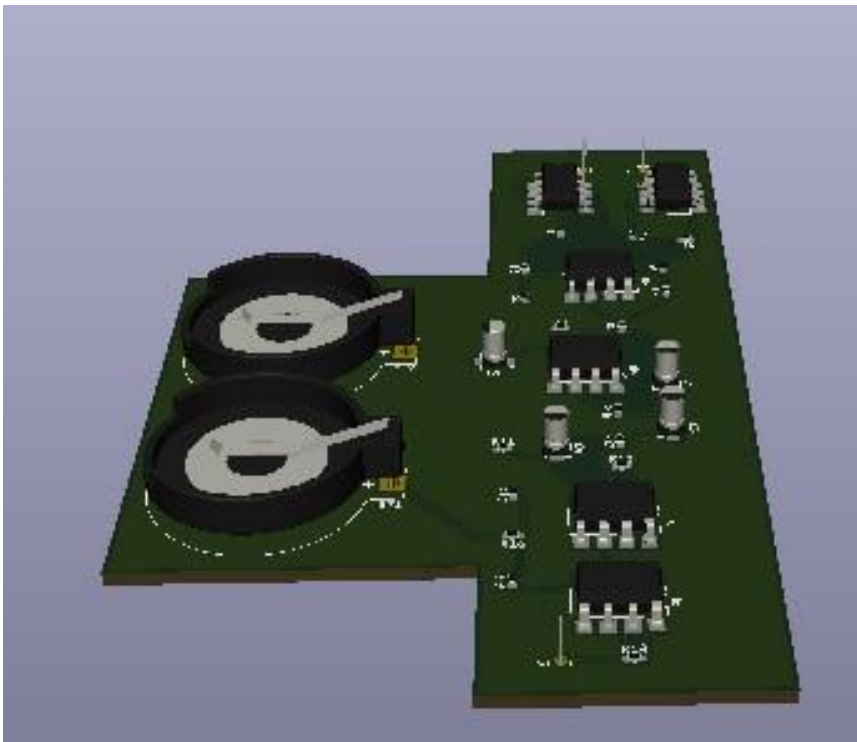


Figura 54. Placa externa en 3D
Fuente: KiCad.

4.13 Resultados del circuito.

Las simulaciones obtenidas conectando al circuito a osciloscopio. Para ver la rectificación de las ondas, poder tener un valor más exacto de las frecuencias a utilizar. Nosotros vamos a emplear el circuito integrado TL081.

Obtención de la señal de EMG.

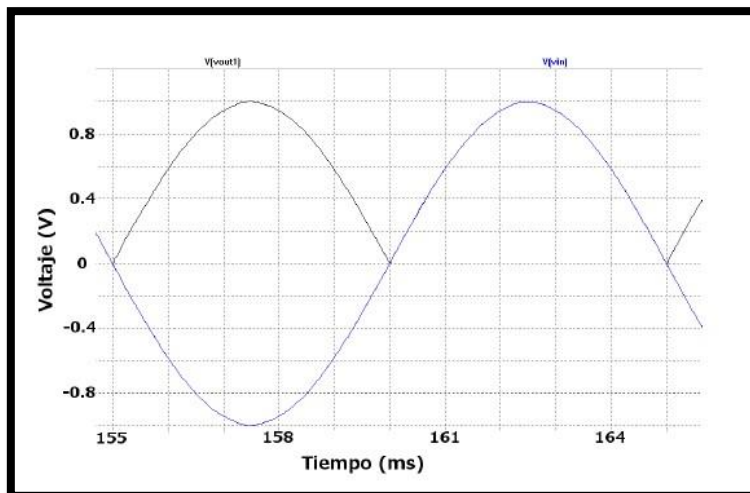


Figura 55. Circuito a una señal de 1V y 100Hz

En la figura 55 vemos la respuesta del circuito ante una entrada sinusoidal la cual está a 1V y 100 Hz. La señal de entrada se rectifica en onda completa, la cual habrá una caída de voltaje insignificante la cual no es relevante.

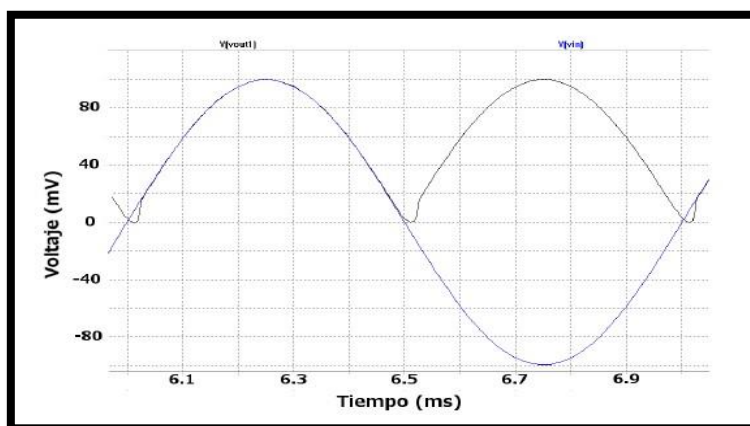


Figura 56. Circuito a una señal de 100mV y 1kHz

En la figura 56 podemos observar una entrada de 1 kHz y 100mV. Observamos que la distorsión se da en el cambio de polaridad. [13]

4.14 Programación del microcontrolador.

4.14.1 Microcontrolador ARDUINO UNO.

El microcontrolador Arduino es uno de los más usados, por su fácil programación y variedad de usos que se le puede dar, en este caso lo usaremos para controlar un servomotor.

Con las frecuencias que conseguimos al mover nuestro brazo las pasaremos al Arduino, y aremos un código de programación en C++ para poder mover el servomotor en los ángulos que queremos de acuerdo a las referencias musculares.

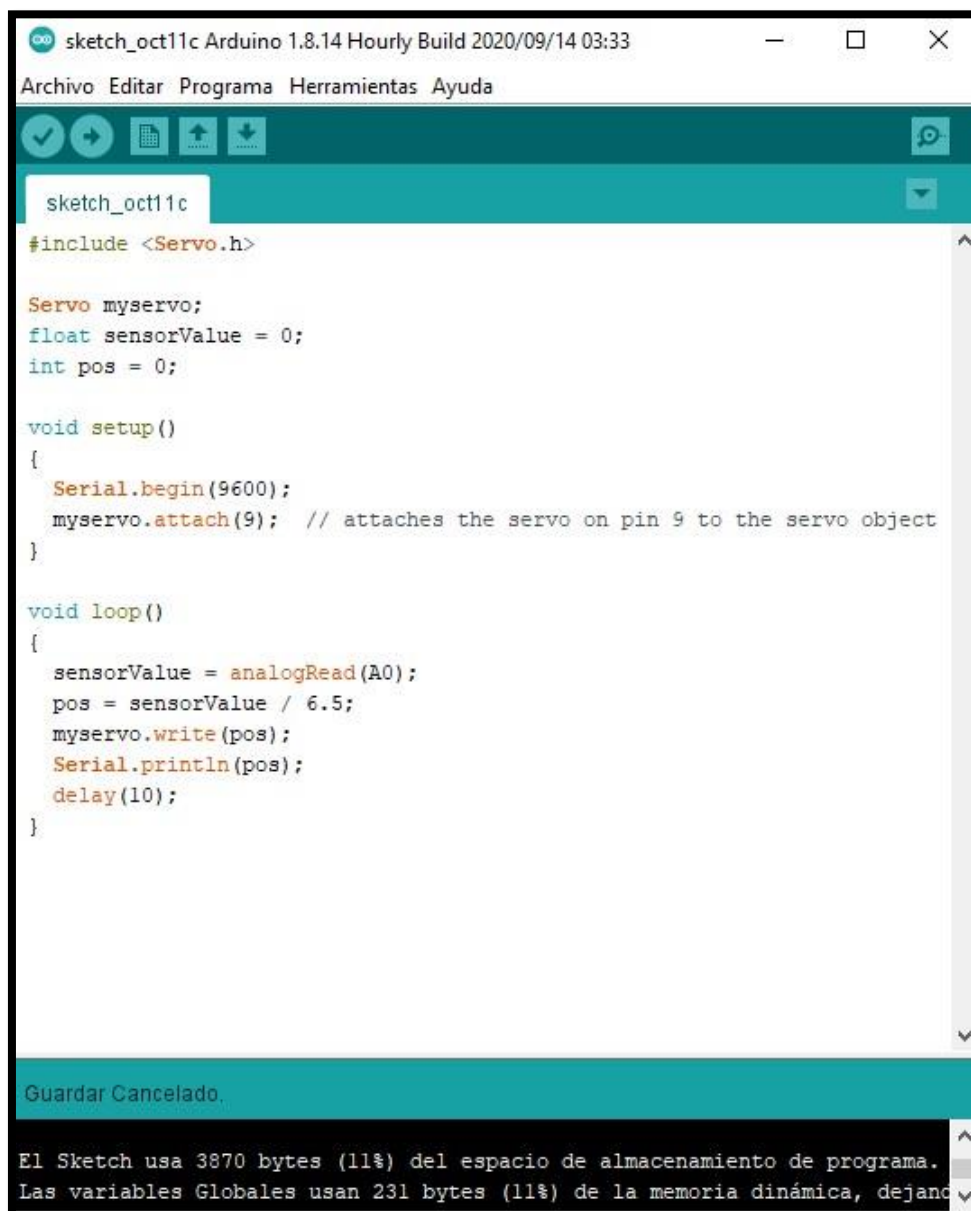
4.14.2 sistema de control de la ortesis.

El diseño de sistema de control que vamos a implementar para la funcionalidad de la ortesis, determina el uso de un software. Esta parte que relacionamos con el software de la plataforma de hardware libre ARDUINO, es una plataforma que se basa en una placa de microcontrolador, utilizando la electrónica en este proyecto. Su programación del microcontrolador ARDUINO es basado un lenguaje de programación Wiring y el desarrollo de arruino basado en Processing.

4.14.3 fundamentos para el entorno y lenguaje de programación.

Para el lenguaje de programación de Arduino tenemos dos señales analógicas, los cuales corresponden uno a cada canal, es por esto que, a la hora de hacer la programación del código, tenemos que trabajar con dos señales de entrada. [14]

Este código que vamos a emplear, para controlar el servomotor el cual vamos a hacer que tenga diferentes grados de posición gire de grado a grado desde 0 a 180 siendo como origen el codo, y también de sentido contrario, lo cual vamos a graduar para que simule el movimiento del brazo.



The image shows a screenshot of the Arduino IDE interface. The window title is "sketch_oct11c Arduino 1.8.14 Hourly Build 2020/09/14 03:33". The menu bar includes "Archivo", "Editar", "Programa", "Herramientas", and "Ayuda". The toolbar contains icons for saving, undo, redo, and other functions. The main editor area displays the following C++ code:

```
sketch_oct11c
#include <Servo.h>

Servo myservo;
float sensorValue = 0;
int pos = 0;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  myservo.attach(9); // attaches the servo on pin 9 to the servo object
}

void loop()
{
  sensorValue = analogRead(A0);
  pos = sensorValue / 6.5;
  myservo.write(pos);
  Serial.println(pos);
  delay(10);
}
```

At the bottom of the IDE, there is a status bar that reads "Guardar Cancelado." and a memory usage summary: "El Sketch usa 3870 bytes (11%) del espacio de almacenamiento de programa. Las variables Globales usan 231 bytes (11%) de la memoria dinámica, dejando..."

Figura 57. Lenguaje de programación del Arduino UNO

4.15 Funcionamiento y aplicación de la ortesis con el sistema electrónico.

4.15.1 conexión del Arduino con el servo motor.

Tenemos que conectar el servo motor al Arduino UNO esto depende de la clase de servo motor que vamos a emplear en nuestra tesis, el cual se conectará con 3 cables, primero se conectará una a tierra el otro cable será alimentado por medio de Arduino UNO de 5 V y el que tercer cable a un pin PWM. [15]

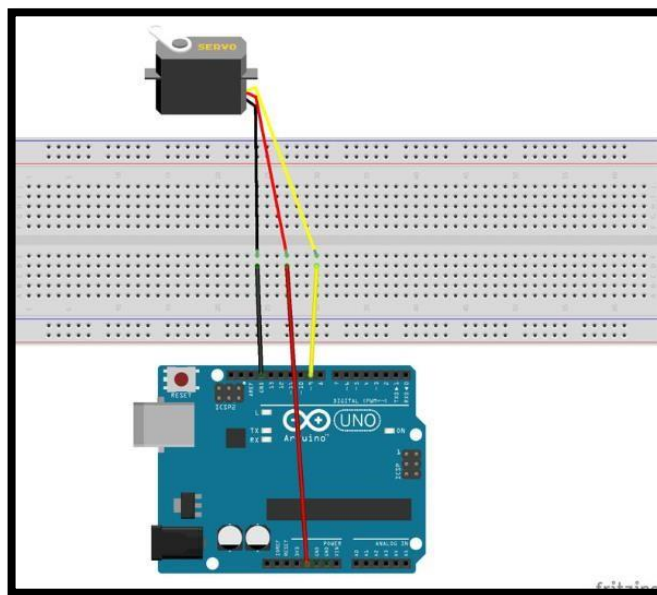


Figura 58. Conexión del servo motor al Arduino UNO

Fuente: programafacil.com

4.15.2 Reconocimiento de parámetros de EMG.

Con la ayuda del amplificador de voltaje, y el Arduino captamos señales EMG las cuales vamos a utilizar para tener parámetros de movimiento, estas señales son importantes porque por medio de estas al Arduino le van a llegar señales analógicas las cuales va a representarse por medio de una programación en Arduino uno.

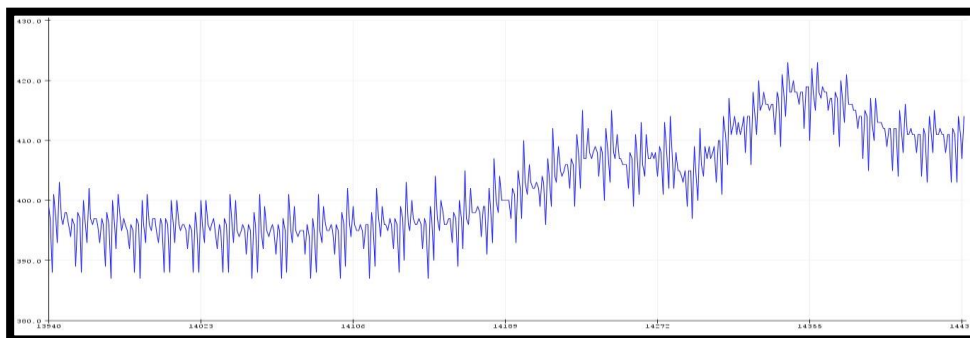
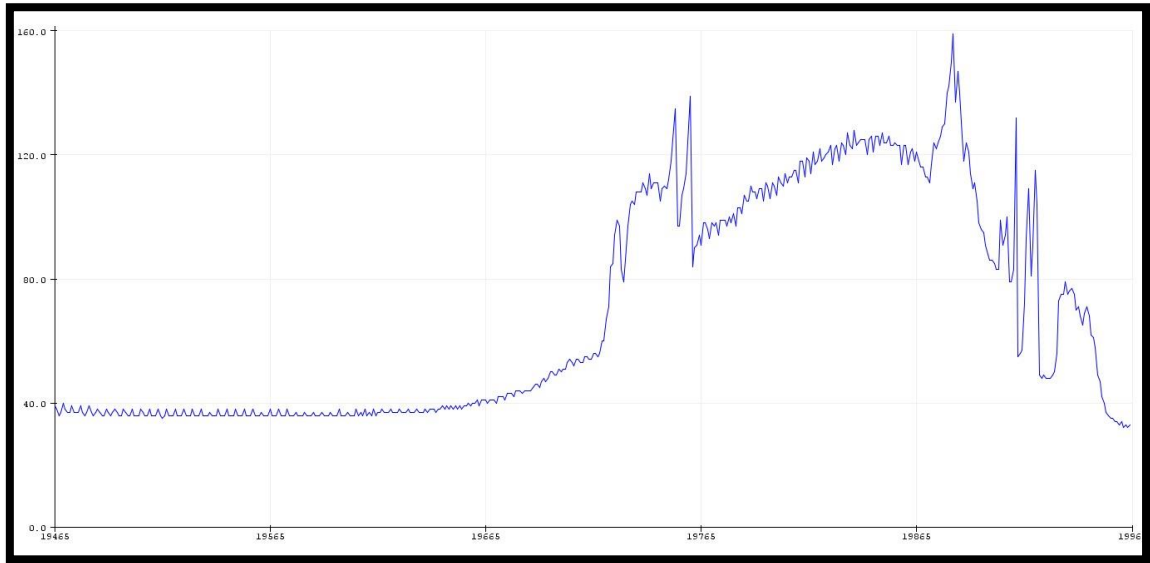


Figura 59. Reconocimiento de parámetros de EMG

Fuente: Arduino UNO.



*Figura 60. Reconocimiento de parámetros de EMG
Fuente: Arduino UNO.*



*Figura 61. Conexión de los electrodos del brazo
Fuente: elaboración propia.*

4.15.3 Acoplamiento del circuito electrónico con el servo motor.

Teniendo las señales EMG ya captadas en el Arduino por medio de una programación vamos a mandar al servo motor que tenga diferentes grados de movimiento y así darle funcionalidad al brazo el cual por motivos médicos está incapacitado para moverse naturalmente.



*Figura 62. Circuito electrónico con el servomotor
Fuente: elaboración propia.*

4.15.4 Ensamble del prototipo final

La órtesis es un aditamento superficial el cual fija alguna parte del cuerpo el cual no se mueve, con el circuito y el servomotor, con los parámetros correspondientes, acoplamos a la órtesis la aremos una órtesis funcional el cual nos facilitara para poder mover el brazo lesionado o con dificultad de movimiento.

4.16 funcionalidad positiva o negativa con respecto al brazo lesionado.

Con esta tesis se obtiene datos los cuales van a servir para realizar otro tipo de órtesis funcionales y mejorar el prototipo ya realizado, teniendo datos reales de esta órtesis. podemos concluir sus datos positivos o negativos con respecto al brazo lesionado, y los efectos que causa en su entorno.

tener una órtesis funcional, no es común en la ciudad de Lambayeque personas con lesiones prolongadas mayormente solo se ponen una órtesis y esperan operarse y que mejore el brazo caso contrario solo andan con el brazo inhabilitado.

Este es el primer prototipo biomecánico que estamos realizando, la cual sería una versión de

OFB 1.0, el cual, viendo los efectos positivos o negativos vamos a mejorar teniendo mejores visiones y con más conocimiento podremos realizar un prototipo biomecánico con mejor funcionalidad de la cual puede dar nuestra primera versión ya realizada.

Esto es importante para muchas personas que su vida ha sido afectada por lesiones prolongadas las cuales incapacita alguna parte de su cuerpo y se le hace difícil hacer las labores cotidianas, con esta órtesis pretendemos ver los resultados que le podemos dar en su entorno.

V Costos

Se cotizo la inversión general, para realizar y obtener los precios con respecto al mercado actual de la órtesis biomecánica para pacientes con lesiones prolongadas.

Se desarrolla un cuadro de costos detallado cada uno de los componentes y herramientas usadas para su elaboración y materiales.

5.1 Tablas de precios unitarios de cada elemento.

Se realizó tablas de precios de cada elemento con respecto al mercado actual en la ciudad de Chiclayo departamento de Lambayeque – Perú.

costos de fabricacion de la ortesis con impresora 3D				
proyecto:	"DISEÑO DE UNA ÓRTESIS EN MIEMBRO SUPERIOR CON ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL PARA EL PROGRESO POSITIVO O NEGATIVO EN EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PACIENTES CON LESIONES PROLONGADAS"			
elemento N°1:	sujetador de brazo			
unidad:	1			
material:	ABS			
moneda:	nuevo sol			
1.- Equipos (maquinaria)				
descripcion	unidad	tarifa x cm ³	costo	costos unitarios
impresora 3D	cm ³	1	35	35
total costos directo =				35
impuesto (18% I.G.V.) =				6,3
precio unitario =				41,3

Tabla 20. Costo del sujetador de brazo.

costos de fabricacion de la ortesis con impresora 3D				
proyecto:	"DISEÑO DE UNA ÓRTESIS EN MIEMBRO SUPERIOR CON ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL PARA EL PROGRESO POSITIVO O NEGATIVO EN EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PACIENTES CON LESIONES PROLONGADAS"			
elemento N°2:	Barra de ABS posición paralela al brazo			
unidad:	1			
material:	ABS			
moneda:	nuevo sol			
1.- Equipos (maquinaria)				
descripcion	unidad	tarifa x cm ³	costos	costos unitarios
impresora 3D	cm ³	1	77	77
total costos directo =				77
impuesto (18% I.G.V.) =				13,86
precio unitario =				90,86

Tabla 21. Costo de la barra de ABS posición paralela al brazo.

costos de fabricacion de la ortesis con impresora 3D				
proyecto:	"DISEÑO DE UNA ÓRTESIS EN MIEMBRO SUPERIOR CON ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL PARA EL PROGRESO POSITIVO O NEGATIVO EN EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PACIENTES CON LESIONES PROLONGADAS"			
elemento N°3:	Barra de ABS posición paralela al antebrazo			
unidad:	1			
material:	ABS			
moneda:	nuevo sol			
1.- Equipos (maquinaria)				
descripcion	unidad	tarifa x cm ³	costos	costos unitarios
impresora 3D	cm ³	1	85	85
total costos directo =				85
impuesto (18% I.G.V.) =				15,3
precio unitario =				100,3

Tabla 22. Costo de la barra ABS paralela al antebrazo.

costos de fabricacion de la ortesis con impresora 3D				
proyecto:	"DISEÑO DE UNA ÓRTESIS EN MIEMBRO SUPERIOR CON ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL PARA EL PROGRESO POSITIVO O NEGATIVO EN EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PACIENTES CON LESIONES PROLONGADAS"			
elemento N°4:	Sujetador de muñeca			
unidad:	1			
material:	ABS			
moneda:	nuevo sol			
1.- Equipos (maquinaria)				
descripcion	unidad	tarifa x cm ³	costos	costos unitarios
impresora 3D	cm ³	1	35	35
total costos directo =				35
impuesto (18% I.G.V.) =				6,3
precio unitario =				41,3

Tabla 23. Costo del sujetador de muñeca.

proyecto:	"DISEÑO DE UNA ÓRTESIS EN MIEMBRO SUPERIOR CON ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL PARA EL PROGRESO POSITIVO O NEGATIVO EN EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PACIENTES CON LESIONES PROLONGADAS"			
elemento N°5:	amplificador de voltaje			
unidad:	1			
moneda:	nuevo sol			
1.- Equipos (maquinaria)				
descripcion	cantidad	precio x c/u	costos	costos unitarios
impresora 3D	1	187	187	187
total costos directo =				187
impuesto (18% I.G.V.) =				33,66
precio unitario =				220,66

Tabla 24. Costo del amplificador de voltaje.

proyecto:	"DISEÑO DE UNA ÓRTESIS EN MIEMBRO SUPERIOR CON ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL PARA EL PROGRESO POSITIVO O NEGATIVO EN EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PACIENTES CON LESIONES PROLONGADAS"			
elemento N°6:	servo motor			
unidad:	1			
moneda:	nuevo sol			
1.- Equipos (maquinaria)				
descripcion	cantidad	precio x c/u	costos	costos unitarios
impresora 3D	1	30	30	30
total costos directo =				30
impuesto (18% I.G.V.) =				5,4
precio unitario =				35,4

Tabla 25. Costo del servo motor.

proyecto:	"DISEÑO DE UNA ÓRTESIS EN MIEMBRO SUPERIOR CON ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL PARA EL PROGRESO POSITIVO O NEGATIVO EN EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PACIENTES CON LESIONES PROLONGADAS"			
elemento N°7:	ARDUINO UNO			
unidad:	1			
moneda:	nuevo sol			
1.- Equipos (maquinaria)				
descripcion	cantidad	precio x c/u	costos	costos unitarios
impresora 3D	1	30	30	30
total costos directo =				30
impuesto (18% I.G.V.) =				5,4
precio unitario =				35,4

Tabla 26. Costo del Arduino UNO.

5.2 Costo total de todos los elementos.

Se involucran todos los precios unitarios de cada pieza de la órtesis.

ITEM N°	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
1	Sujetador de brazo	1	41.3	41.3
2	Barra ABS posición paralela al brazo.	1	90.86	90.86
3	Barra ABS posición paralela al antebrazo	1	100.3	100.3
4	Sujetador de muñeca	1	70.8	70.8
5	Amplificador de voltaje	1	220.66	220.66
6	Servo motor	1	35.4	35.4
7	ARDUINO UNO	1	35.4	35.4
8	Baterías de litio	2	150	300
	Precio en soles		COSTO TOTAL=	894.72

Tabla 27. Costo total de la órtesis.

5.3 Comparación de precios en el mercado mundial.

Mecanismo	Precio
Exoesqueletos de brazos SKELEX 360	6.400,00 €
CYBERDYNE HAL	3.100,00 €
Órtesis MyoPro	3.000,00 – 6.000,00 €
ORTESIS DE LA INVESTIGACION	212,50 €

Tabla 28. Comparación de precios en el mercado mundial.

Fuente: elaboración propia.

Se comparó costos de venta de los dispositivos en el mercado mundial, con respecto al proyecto de investigación total.

se aprecia que el desarrollo de nuestra investigación es tener un dispositivo económico y que pueda competir en el mercado internacional.

VI Conclusiones

- Las lesiones prolongadas en el Perú son frecuentes, por accidentes o por enfermedades que afectan al cerebro, de acuerdo a las estadísticas del MINSA, y a nuestro análisis sabemos que habrá una mayor población afectada proyectada para el 2027, aproximadamente 66,196 personas que necesitaran de un prototipo ortésico para mejorar su calidad de vida.
- Se obtuvo información de las órtesis ya existentes en el mercado mundial para tener base con respecto al diseño, ergonomía, resistencia y durabilidad de la órtesis realizada.
- Se dimensionan los elementos de la órtesis, usando el software CAD CAE SolidWorks permitiendo diseñar, modelar y efectuar parámetros de acuerdo al requerimiento del paciente.
- La programación del circuito electrónico es fundamental con respecto a la funcionalidad del movimiento de la órtesis, mandando señales al microcontrolador ARDUINO UNO y este enviando ordenes al servo motor para generar movimiento.
- El proyecto de investigación fue dar una opción económica a personas con lesiones prolongadas, para mejorar su calidad de vida, y que puedan obtener una órtesis biomecánica por un costo económico.

VII Recomendaciones.

-Se recomienda para futuras investigaciones emplear un análisis de fatiga a la órtesis para determinar el tiempo de vida, y el daño que se genera al transcurso del tiempo.

-Para futuras investigaciones se recomienda hacer el estudio para que la ortesis sea activada por medio de botones, mando o joystick.

- Para futuras investigaciones se recomienda utilizar un motor de 12V, 120W y 55 rpm que tiene mayor torque, que sea liviano y fácil para programar.

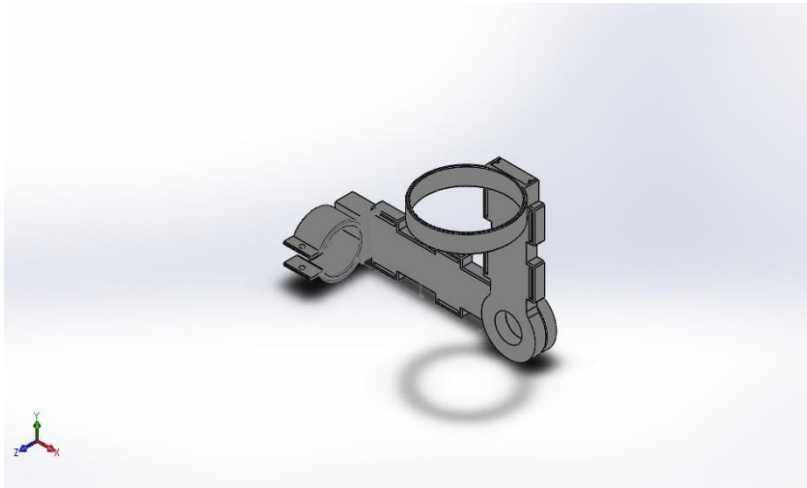
-Para futuras investigaciones se recomienda que la órtesis no se exponga a mayores cargas de las cuales se han propuesto en esta investigación.

-Para futuras investigaciones se recomienda, para captar las frecuencias musculares el sensor EMG MYOWARE, es un sensor compatible al Arduino UNO y así obtener los parámetros deseados y evitar que la lesión del paciente empeore.

VIII Referencias.

- [1] OMS, “Prevención de trastornos musculo esqueléticos en el lugar de trabajo”, 2018.
- [2] MINSA, “Análisis epidemiológico de las lesiones causadas por accidentes de tránsito en el Perú”, 2018.
- [3] INE, “Resultados de los censos nacionales: xii de la población, vii de la vivienda y iii de las comunidades indígenas”, 2017.
- [4] T. Martínez, S. Gómez, J. Manrique, “Diseño de un prototipo de órtesis de miembro superior con estimulación eléctrica funcional para pacientes con espasticidad”, Universidad autónoma de occidente facultad de ingeniería, Santiago de Cali, 2009
- [5] M. Fernández, “La electroestimulación entrenamiento y periodización aplicación práctica al futbol y 45 deportes”, unidad 5, pp. 11-39, 2004
- [6] M. Escalante, “lesiones de los nervios periféricos”, 2012.
- [7] C. Internacional, “Guía descriptiva de ortoprótesis, tomo ii órtesis de miembro superior y miembro inferior, ministerio de sanidad y consumo secretaria general técnica”, vol II, pp. 63-75, Madrid.
- [8] A. Apéstegui, “Desarrolló de un dispositivo de electroestimulación muscular para el entrenamiento y fortalecimiento de fibras musculares”, Universidad católica del Perú facultad de ciencias e ingeniería, Lima, 2013
- [9] J. Ruiz, “Manual de programación arduino, traducido y adaptado”, 2007.
- [10] L. Llamas, (2020, julio 22), Tipos de motores rotativos para proyectos de arduino, [online]. Available: <https://www.luisllamas.es>.
- [11] M. Galperin, (2015, enero 15), batería de litio, [online]. Available: <https://articulo.mercadolibre.com.pe/mpe-432359405-bateria-de-litio-12v-recargable>https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-432359405-bateria-de-litio-12v-recargable- JM?quantity=1_jm?quantity=1.
- [12] J. Bezos, (1995, julio 16), órtesis para brazo, [online]. Available: www.amazon.es
- [13] J. Brazeiro, “Mano controlada por señales musculares”, Universidad de la Republica, Montevideo, Uruguay, 2015.
- [14] V. Rodríguez, “Mejoras en una prótesis mioeléctrica de mano para su uso en rehabilitación”, Valladolid, 2016.
- [15] L. Del valle, (2015, febrero), programación de un arduino para servo motor, [online]. Available: <https://programarfacil.com/tutoriales/fragmentos/servomotor-con-arduino/>.

IX Anexos.



Simulación de ENSAMBLE P2

Fecha: jueves, 8 de octubre de 2020

Diseñador: CHUQUIMBALQUI SANCHEZ VICTILIANO
SAUL

Nombre de estudio: Análisis estático 1

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

Propiedades de estudio	
Unidades	
Propiedades de material	
Cargas y sujeciones	
Información de contacto	
Información de malla	
Fuerzas resultantes	Resultados del estudio
.....	

Propiedades de estudio

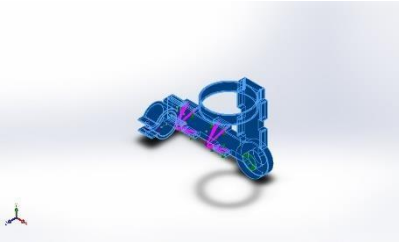
Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Desactivar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar

Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\USER\Documents\victi tesis 2020\SEMINARIO DE TESIS I\solid\BRAZO ORTOPÉDICO\BRAZO ORTOPÉDICO)
------------------------------	--

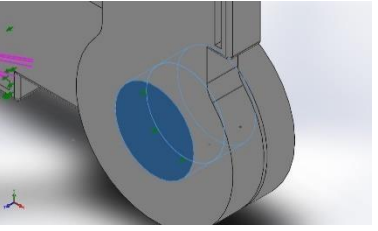
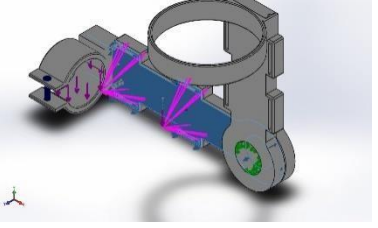
Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

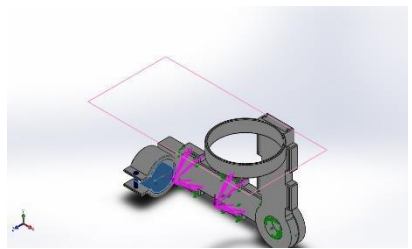
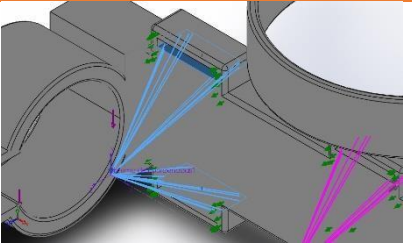
Propiedades de material

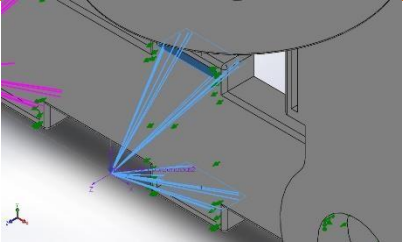
Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p>Nombre: Tipo ABS de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error Desconocido predeterminado: Límite elástico: 2.18e+06 N/m² Límite de tracción: 3e+07 N/m² Módulo elástico: 2e+09 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.394 Densidad: Módulo 1020 kg/m³ cortante: 3.189e+08 N/m²</p>	<p>Sólido 1(Línea de partición1)(Abrazadera antebrazo-1), Sólido 1(Redondeo1)(Abrazadera brazo-1), Sólido 1(Cortar- Extruir1)(Antebrazo-1), Sólido 1(Redondeo1)(BRAZO 188mm-1)</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción			
Fijo-1		Entidades: 2 cara(s) Tipo: Geometría fija			
Fuerzas resultantes					
Componen	tes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reac	ción(N)	5.86826e-06	49	-0.104277	49.0001
Momento de reac	ción(N.m)	0	0	0	0
Sobre caras planas-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Sobre caras planas Traslación: ---, ---, 0 Unidades: mm			

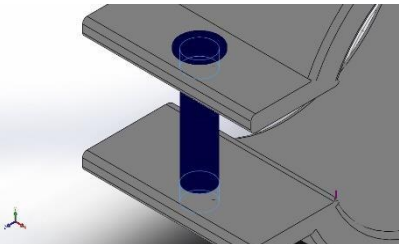
Fuerzas resultantes		Y	Z	Resultante
Componentes	X	0	-0.189504	0.189504
Fuerza de reacción(N)	0	0	0	0
Momento de reacción(N.m)	0			

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		<p>Entidades: 1 cara(s), 1 plano(s) Referencia: Planta Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, -16.3333 N</p>
Carga remota (Transferencia directa)-1		<p>Entidades: 2 cara(s) Tipo: Carga (transferencia directa) Sistema de coordenadas: Sistema de coordenadas1 Fuerza Valores: ---, -16.3333, --- N Momento Valores: ---, ---, --- N.m</p> <p>Coordenadas de referencia: 0 0 0 mm</p> <p>Componentes transferidos: Fuerza</p>

Carga remota (Transferencia directa)-2		<p>Entidades: 2 cara(s) Tipo: Carga (transferencia directa) Sistema de coordenadas: Sistema de coordenadas2 Fuerza Valores: ---, -16.3333, --- N Momento Valores: ---, ---, --- N.m</p> <p>Coordenadas de referencia: 0 0 0 mm</p> <p>Componentes transferidos: Fuerza</p>
---	---	--

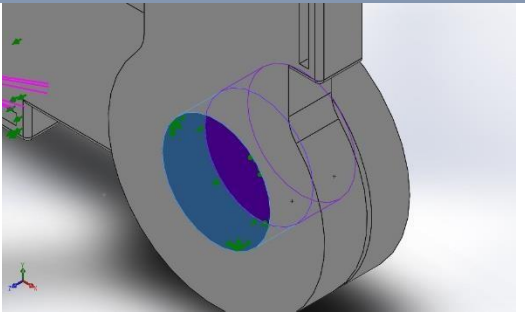
Definiciones de conector

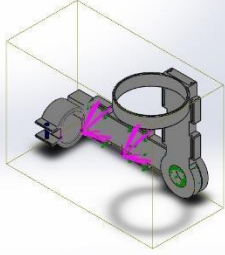
Conector de pasador/perno/rodamiento

Referencia de modelo	Detalles del conector	Detalles de resistencia
 <p>Conector tipo Pasador-1 Segmento 1</p>	<p>Entidades: 2 cara(s) Tipo: Pasador Tipo de conexión: Con anillo de retención (sin traslación) Valor de rigidez 0 rotacional: Unidades: SI</p>	<p>No hay datos</p>

Fuerzas del conector				
Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	0	2.5611	0	2.5611
Fuerza cortante (N)	0.0075871	0	-1.905	1.905
Torsión (N.m)	0	3.7295e-14	0	3.7295e-14
Momento flector (N.m)	0.046114	0	8.9312e-05	0.046114

Información de contacto

Contacto	Imagen del contacto	Propiedades del contacto		
Contacto-1		<p>Tipo: Par de contacto rígido</p> <p>Entidades: 2 cara(s)</p>		
Fuerza de contacto/rozamiento				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
	0	0	7.4916E-07	7.4916E-07

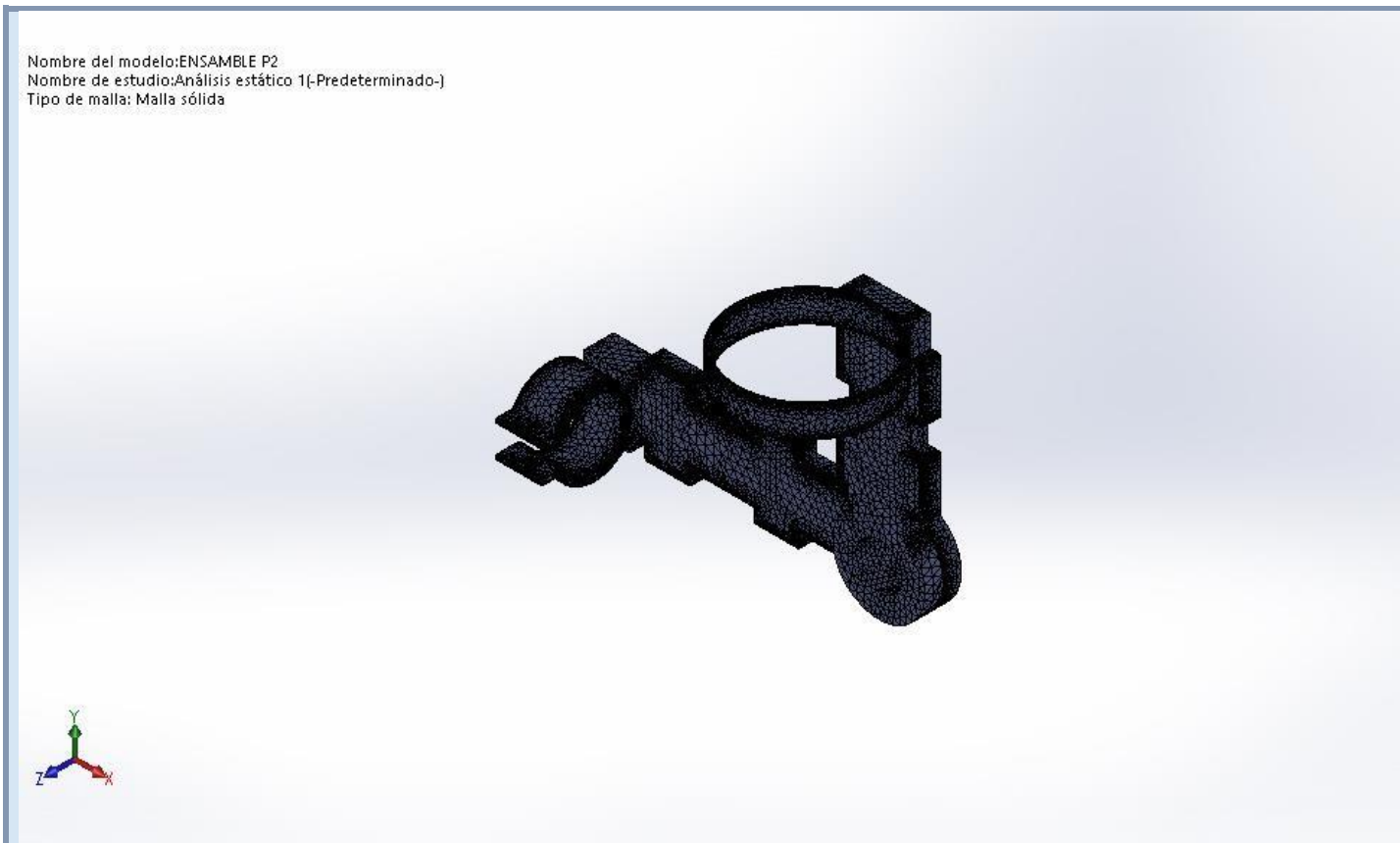
Fuerza de contacto(N)					
Contacto global				Tipo: Sin penetración (Superficie a superficie) Componentes: 1 componente(s)	

Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño máximo de elemento	6 mm
Tamaño mínimo del elemento	1.2 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	228904
Número total de elementos	134921
Cociente máximo de aspecto	30.476
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	97
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.00964
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:10
Nombre de computadora:	



Fuerzas resultantes

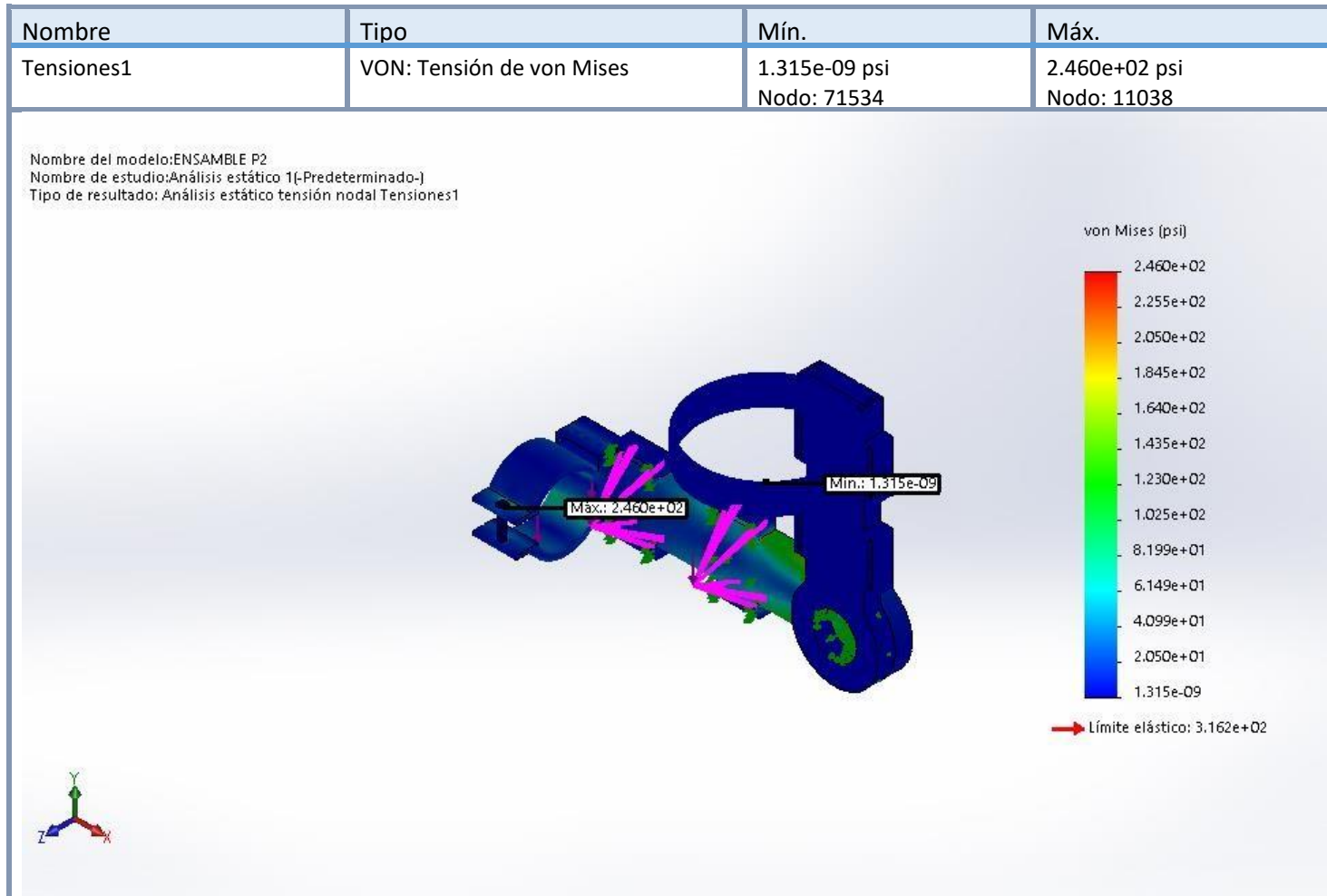
Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	-1.70199e-05	49.0067	-0.278376	49.0074

Momentos de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

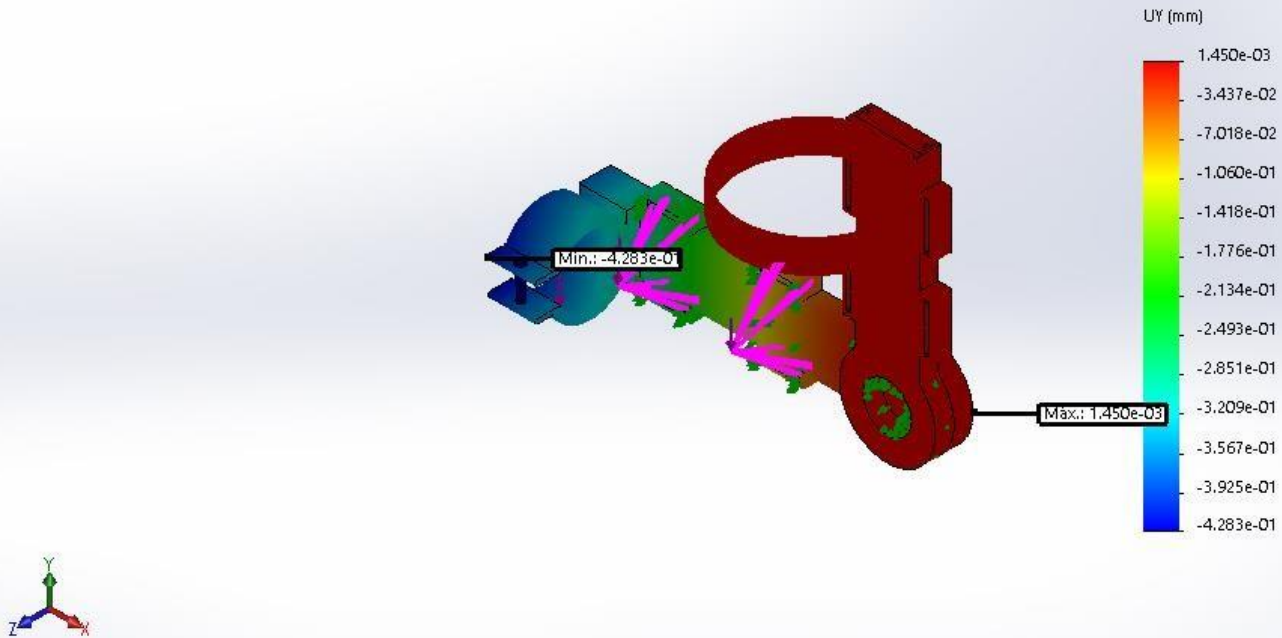
Resultados del estudio



ENSAMBLE P2-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos2	UY: Desplazamiento de Y	-4.283e-01mm Nodo: 10	1.450e-03 mm Nodo: 121469

Nombre del modelo: ENSAMBLE P2
Nombre de estudio: Análisis estático 1-(Predeterminado-)
Tipo de resultado: Desplazamiento estático Desplazamientos2
Escala de deformación: 1



ENSAMBLE P2-Análisis estático 1-Desplazamientos-Desplazamientos2

