

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



**DISEÑO DE UNA ÓRTESIS PARA PACIENTES CON  
PARKINSON-ESTADIO II PARA EL USO DE CUCHARA EN SU  
ALIMENTACIÓN**

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

**AUTOR**

**ELI CIEZA BECERRA**

**ASESOR**

**ELMER ROLANDO POLO BRICEÑO**

<https://orcid.org/0000-0002-5831-8818>

**Chiclayo, 2021**

**DISEÑO DE UNA ÓRTESIS PARA PACIENTES CON  
PARKINSON-ESTADIO II PARA EL USO DE CUCHARA EN  
SU ALIMENTACIÓN**

PRESENTADA POR:

**ELI CIEZA BECERRA**

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

**INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

APROBADA POR:

Alexander Querevalú Morante

PRESIDENTE

Lucio Antonio LLontop Mendoza

SECRETARIO

Elmer Rolando Polo Briceño

VOCAL

## **Dedicatoria**

Este trabajo de investigación es dedicado a Dios porque siempre está conmigo en cada paso que doy, y siempre tomando el control de las cosas que para muchos parecen imposibles de que sucedan, y permitirme llegar a este momento tan especial en mi vida.

## **Agradecimientos**

A mis padres Edilberto Cieza Vásquez y Lila Becerra Castillo por su inmenso amor y ternura que me han brindado a lo largo de mi vida, por su apoyo incondicional en todo momento, en lo bueno y en lo malo. Por darme la mejor educación, los mejores valores de los cuales estoy totalmente agradecido. Y que sin ellos no hubiese sido posible alcanzar este logro tan importante en mi vida.

## Índice

<b>Resumen</b> .....	10
<b>Abstract</b> .....	11
<b>I. Introducción</b> .....	12
1.1. Objetivos .....	13
1.1.1. Objetivo general.....	13
1.1.2. Objetivos específicos .....	13
<b>II. Marco teórico</b> .....	14
2.1. Estado del arte.....	14
2.1.1. Productos similares existentes .....	14
2.2. Enfermedad de Parkinson .....	20
2.3. Temblor.....	20
2.3.1 Clasificación fenomenológica del temblor .....	21
2.3.2 Clasificación sindrómica del temblor.....	22
2.4. Temblores asociados con la enfermedad de Parkinson .....	22
2.5. Temblores asociados con la enfermedad de Parkinson .....	23
2.5.1 Tratamientos farmacológicos .....	23
2.5.2 Tratamiento quirúrgico .....	23
2.6. Anatomía del miembro superior .....	24
2.6.1 El hombro .....	24
2.6.2 El codo.....	25
2.6.3 El antebrazo .....	25
2.6.4 La muñeca.....	25
2.7. Biomecánica del miembro superior .....	25
2.7.1 Órtesis de miembro superior .....	26
2.7.2 Clasificación de las órtesis de miembro superior .....	27
2.7.3 Productos similares existentes.....	28
2.8. Planteamiento del problema.....	31
2.9. Bases teórico científicas.....	32
2.9.1 Diseño en ingeniería .....	32
2.9.2 Esfuerzos mecánicos .....	32
2.9.3 Factor de diseño .....	34
2.9.4 Métodos de análisis de vibraciones .....	35

2.9.5	Sistemas con un grado de libertad.....	38
2.9.6	Sistemas con dos grados de libertad.....	41
2.9.7	Sistemas con más de dos grados de libertad.....	42
2.9.8	Amortiguamiento .....	44
<b>III.</b>	<b>Marco metodológico .....</b>	<b>52</b>
3.1.	Descripción de la metodología.....	52
3.2.	Diseño de la investigación .....	52
3.3.	Tipo de investigación.....	52
3.4.	Nivel de investigación.....	52
3.5.	Modalidad de la investigación .....	53
3.6.	Establecer los niveles de vibración de la enfermedad de Parkinson-estadio II .....	53
3.6.1	Tipo I, temblor con reposo y cinético postural con la misma frecuencia. ....	56
3.6.2	Tipo II, reposo y temblores cinéticos posturales de diferentes frecuencias.....	56
3.6.3	Tipo III, temblor cinético posturales puro .....	57
<b>IV.</b>	<b>Diseño.....</b>	<b>58</b>
4.1.	Metodología del diseño.....	58
4.1.1	Consideraciones para el funcionamiento del diseño .....	59
4.1.2	Lista de exigencias .....	59
4.1.3	Caja negra .....	61
4.2.	Funciones del dispositivo.....	61
4.2.1	Función principal .....	61
4.2.2	Funciones parciales .....	61
4.3.	Requisitos del diseño .....	62
4.3.1	Criterios de evaluación.....	62
4.3.2	Diseño .....	62
4.3.3	Matriz morfológica .....	62
4.3.4	Disposición básica .....	64
4.3.5	Evaluación de conceptos de solución .....	65
4.4.	Cálculos generales .....	69
4.4.1	Antropometría.....	69
4.4.2	Longitud del segmento.....	69
4.4.3	Segmento de masa y centro de masa .....	70
4.4.4	Momento de inercia y radio de giro .....	72
4.4.5	Estatura y peso promedio.....	74
4.4.6	Medidas antropométricas brazo – antebrazo -mano .....	74

4.4.7	Modelo del brazo humano.....	75
4.4.8	Definición tradicional de los movimientos del hombro.....	76
4.4.9	Fuerza de reacción en el codo .....	77
4.4.10	Diagrama de cuerpo libre en el codo.....	77
4.4.11	Diagrama de momento y fuerza cortante.....	81
4.4.12	Cálculo y medida circunferencial del brazo .....	83
4.4.13	Grosor de los pliegues cutáneos .....	83
4.4.14	Valores nominales de los pliegues subcutáneos .....	84
4.4.15	Cálculo de la circunferencia del brazo .....	85
4.4.16	Propiedades de materiales absorbentes de energía vibracional.....	87
4.4.17	Análisis de tensiones y deformaciones del diseño.....	92
4.4.18	Cálculo de la posición al final el brazo .....	100
4.5.	Cálculo de la constante elástica “K” (N/m) .....	102
4.6.	Cálculo del coeficiente de amortiguamiento “C” (N.s/m; kg/s) .....	104
4.7.	Cálculo de la mitigación de vibración mediante el software SolidWorks. ....	106
<b>V.</b>	<b>Costos</b> .....	114
<b>VI.</b>	<b>Conclusiones</b> .....	115
<b>VII.</b>	<b>Recomendaciones</b> .....	116
<b>VIII.</b>	<b>Referencias</b> .....	117
<b>IX.</b>	<b>Planos</b> .....	119

## Lista de tablas

Tabla 1. Clasificación de órtesis existentes.....	16
Tabla 2. Clasificación de órtesis existentes.....	17
Tabla 3. Comparación de órtesis existentes .....	18
Tabla 4. Comparación de órtesis existentes .....	19
Tabla 5. Clasificación sindrómica del temblor.....	22
Tabla 6. Factor de diseño en materiales dúctiles.....	35
Tabla 7. Escala modificada de Hoehn y Yahr .....	54
Tabla 8. Clasificación sindrómica del temblor.....	55
Tabla 9. Lista de exigencias.....	60
Tabla 10. Matriz morfológica .....	63
Tabla 11. Evaluación técnica del concepto de solución .....	66
Tabla 12. Evaluación técnica del concepto de solución .....	67
Tabla 13. Evaluación de conceptos de solución.....	68
Tabla 14. Masas de segmento corporal expresadas como una relación de masa total de cuerpo.....	71
Tabla 15. Radio de giro del segmento corporal expresado como una relación al centro de masa. ....	73
Tabla 16. Estatura y peso promedio.....	74
Tabla 17. Medidas y peso en función de la talla .....	74
Tabla 18. Segmentos que componen como cuerpos rígidos.....	75
Tabla 19. Valores nominales de los pliegues subcutáneos .....	84
Tabla 20. Propiedades físicas, mecánicas y eléctricas del material PEBA.....	87
Tabla 21. Propiedades físicas, mecánicas y eléctricas del material HDPE.....	88
Tabla 22. Propiedades físicas, mecánicas y eléctricas del material polipropileno moldeado .....	89
Tabla 23. Propiedades físicas, mecánicas y eléctricas del material poliamida-imida moldeado .....	90
Tabla 24. Propiedades físicas, mecánicas y eléctricas del material EVA.....	91
Tabla 25. Propiedades del material Amida de bloques de poliéter (PEBA) .....	92
Tabla 26. Propiedades del material polietileno de alta densidad (HDPE) .....	94
Tabla 27. Propiedades del material Poliamida-Imida moldeado(PAI) .....	95
Tabla 28. Propiedades del material copolímero de acetato de vinilo de etileno (EVA) .....	96
Tabla 29. Propiedades del material polipropileno moldeado .....	97
Tabla 30. Resumen de tensiones y deformaciones del material polipropileno moldeado. ....	100
Tabla 31. Valores del coeficiente de amortiguamiento (c).....	106
Tabla 32. Parámetros iniciales del sistema .....	106
Tabla 33. Vibración amortiguada .....	108
Tabla 34. Vibración amortiguada .....	109
Tabla 35. Vibración amortiguada .....	110
Tabla 36. Vibración amortiguada .....	111
Tabla 37. Desplazamientos según el coeficiente de amortiguamiento. ....	112
Tabla 38. Desplazamientos de acuerdo al coeficiente de amortiguamiento .....	113
Tabla 39. Costo de material .....	114
Tabla 40. Costo de proceso de maquinado.....	114
Tabla 41. Imprevistos .....	114
Tabla 42. Costo total de la elaboración de la órtesis. ....	114

## Lista de figuras

Figura 1. Articulación del hombre .....	24
Figura 2. Biomecánica de miembro superior .....	26
Figura 3. Modelo de pronosupinación de Yasutomi .....	26
Figura 4. Órtesis pasiva inmovilizadora construida en termoplástico .....	27
Figura 5. Órtesis activa estática para la flexión de los dedos .....	28
Figura 6. Órtesis Golden Arm del hospital Rancho Los Amigos .....	28
Figura 7. Órtesis pasiva de mano .....	29
Figura 8. Órtesis pasiva de muñeca .....	30
Figura 9. Órtesis pasiva de muñeca, mano y dedo .....	30
Figura 10. Órtesis activa de codo con articulación .....	31
Figura 11. Órtesis de hombro, codo y muñeca, con articulaciones .....	31
Figura 12. Fases del proceso del diseño.....	32
Figura 13. Elementos sometidos a compresión.....	33
Figura 14. Elementos sometidos a tracción.....	33
Figura 15. Elementos sometidos a flexión .....	34
Figura 16. Elementos sometidos a torsión .....	34
Figura 17. Vibración mecánica.....	36
Figura 18. Direcciones de los ejes de vibraciones mecánicas transmitidas al sistema mano-brazo... 37	37
Figura 19. Direcciones de los ejes de vibraciones mecánicas transmitidas al cuerpo entero..... 37	37
Figura 20. Esquema de un sistema masa-resorte y DCL.....	38
Figura 21. Experimento para determinar la rigidez de un resorte .....	38
Figura 22. Sistema masa resorte horizontal .....	39
Figura 23. Solución de la ecuación de movimiento para un sistema de un 1 GDL .....	40
Figura 24. Ejemplos de sistemas de dos grados de libertad .....	41
Figura 25. Diagrama de cuerpo libre para el sistema de 2 GDL .....	41
Figura 26. Ejemplo de un sistema con n grados de libertad .....	43
Figura 27. Esquema de un amortiguador .....	45
Figura 28. Sistema de un grado de libertad con amortiguador .....	45
Figura 29. Respuesta de un sistema con amortiguamiento débil: $0 < \zeta < 1$ .....	48
Figura 30. Respuesta de un sistema sobreamortiguado: $\zeta > 1$ .....	49
Figura 31. Estimación del amortiguamiento en respuesta con amortiguamiento débil.....	50
Figura 32. Diagrama del modelo de French del proceso de diseño. ....	58
Figura 33. Caja Negra.....	61
Figura 34. Representación de evaluación final del concepto de solución más óptimo .....	68
Figura 35. Longitudes del segmento corporal expresados como relaciones de altura del cuerpo..... 70	70
Figura 36. Masas y posiciones de los brazos superiores y segmentos exteriores. ....	72
Figura 37. Modelo biomecánico de la extremidad superior .....	75
Figura 38. Articulaciones consideradas en el diseño .....	76
Figura 39. Ejes principales del hombro .....	77
Figura 40. Músculos y tendones .....	78
Figura 41. Fuerzas en el antebrazo sujetando un peso .....	78
Figura 42. Diagrama de cuerpo libre antebrazo-muñeca.....	79
Figura 43. Cargas presentes en el sistema antebrazo-muñeca.....	80
Figura 44. Diagrama de momento y fuerza cortante .....	82
Figura 45. Antropometría del brazo .....	83
Figura 46. Pliegue cutáneo del tríceps .....	84
Figura 47. Pliegue cutáneo del bíceps.....	84
Figura 48. Comparación del coeficiente de elasticidad.....	91
Figura 49. Modelo original y modelo analizado .....	93
Figura 50. Dirección y valor de la carga .....	93
Figura 51. Resultado de desplazamientos resultantes (PEBA).....	94
Figura 52. Resultado de desplazamientos resultantes (HDPE) .....	95

Figura 53. Resultado de desplazamientos resultantes (PAI) .....	96
Figura 54. Resultado de desplazamientos resultantes (EVA).....	97
Figura 55. Resultado de desplazamientos resultantes (Polipropileno moldeado).....	98
Figura 56. Resultado de la tensión de von Mises (Polipropileno moldeado) .....	98
Figura 57. Resultado de deformación unitaria equivalente (Polipropileno moldeado).....	99
Figura 58. Resultado de factor de seguridad (Polipropileno moldeado) .....	99
Figura 59. Robot planar de 2 GDL .....	100
Figura 60. Representación de un sistema masa-resorte.....	102
Figura 61. Resumen de la constante elástica "K" .....	104
Figura 62. Tipos de amortiguamiento .....	105
Figura 63. Análisis sin amortiguamiento .....	107
Figura 64. Análisis con amortiguamiento $b=9000$ .....	108
Figura 65. Análisis con amortiguamiento $b=12000$ .....	109
Figura 66. Análisis con amortiguamiento $b=20000$ .....	111
Figura 67. Superposición de ondas de mitigación con $b=9000$ , $b=12000$ , $b=15000$ , $b=20000$ .....	113

## Resumen

El temblor (Parkinsoniano) es una oscilación rítmica involuntaria de una parte del cuerpo. Aunque todos nosotros poseemos una diminuta componente del temblor, existen patologías con oscilaciones rítmicas llamadas temblor muy discapacitantes como por ejemplo la enfermedad de Parkinson.

Actualmente en el mundo entero 6,5 millones de personas padecen de esta enfermedad neurodegenerativa. En el Perú unas 300 mil personas padecen del mal de Parkinson, y solo en la ciudad de Lima habría 10000 personas con esta enfermedad.

La múltiple solución a ésta enfermedad neurodegenerativa ha tenido lugar en el campo de la medicina y la ingeniería. Por este motivo se está planteando el diseño de una órtesis mecánica elaborada con materiales compuestos, para reducir considerablemente los niveles de vibración en pacientes que padecen la enfermedad de Parkinson-Estadio II y lograr facilitar que realicen sus actividades cotidianas con normalidad.

Para una salud formidable y el buen funcionamiento de nuestro organismo, depende del tipo de nutrición y alimentación que gozamos durante la vida. Por ello definimos que la alimentación es la ingesta de alimentos en todo ser vivo, permitiendo así conseguir los nutrientes y energías necesarias para lograr un potencial equilibrado. y más aún si nos referimos a los seres humanos tal es el caso del adulto mayor. Es por ello frente a la gran importancia que es la alimentación y el gran problema limitante que tienen estas personas parkinsonianas, es que se está desarrollando una órtesis con capacidad de absorber y/o mitigar la vibración ocasionada por esta enfermedad, logrando así que los pacientes con Parkinson puedan realizar su alimentación con cuchara de una manera eficiente.

Esta investigación no solo nos permite solucionar la alimentación con cuchara de manera eficiente, sino que también se trabajó en torno a la discapacidad, autonomía personal, limitaciones y necesidades de apoyo, generando así situaciones de independencia para su alimentación, mejorando así su autoestima y por ende se logra una estabilidad emocional en dichos pacientes.

**Palabras clave:** Diseño mecánico, Enfermedad neurodegenerativa, órtesis, Parkinson Estadio-II.

## Abstract

The tremor (Parkinsonian) is an involuntary rhythmic oscillation of a part of the body. Although all of us possess a tiny component of tremor, there are pathologies with rhythmic oscillations called tremor very disabling as for example Parkinson's disease.

Currently in the world 6.5 million people suffer from this neurodegenerative disease. In Peru about 300 thousand people suffer from Parkinson's disease, and only in the city of Lima there would be 10,000 people with this disease.

The multiple solution to this neurodegenerative disease has taken place in the field of medicine and engineering. For this reason, the design of a mechanical orthosis made with composite materials is being considered, to considerably reduce the levels of vibration in patients suffering from Parkinson's Disease-Stage II and to facilitate their normal daily activities.

For a formidable health and the proper functioning of our body, depends on the type of nutrition and nutrition that we enjoy during life. Therefore, we define that food is the intake of food in every living being, thus allowing to obtain the nutrients and energy necessary to achieve a balanced potential. and even more so if we refer to human beings such is the case of the older adult. That is why, in view of the great importance of food and the great limiting problem that these parkinsonian people have, is that an orthosis with the capacity to absorb and / or mitigate the vibration caused by this disease is being developed, thus ensuring that patients with Parkinson's can perform their feeding with spoon in an efficient way.

This research not only allows us to solve the spoon feeding efficiently, but also worked around the disability, personal autonomy, limitations and support needs, generating situations of independence for their food, thus improving their self-esteem and for Emotional stability is achieved in these patients.

**Keywords:** Mechanical design, neurodegenerative disease, orthosis, Parkinson stage II.

## **I. Introducción**

Una órtesis, tal como la define la norma UNE 111909-1:1990 (Prótesis y órtesis. Vocabulario. Parte 1: términos generales) [1], es un dispositivo de uso externo y es empleado para modificar las condiciones funcionales y estructurales del sistema neuromusculoesquelético. Por ende, no puede confundirse con una prótesis, cuya función principal es reemplazar de manera parcialmente o total parte de un miembro mutilado o defectuoso. En conclusión, las órtesis no reemplazan a los miembros ni a segmentos de ellos, sino que se valen de apoyo de manera externa.

Las órtesis son un complemento o una variante médica de los exoesqueletos. Estos son estructuras sólidas y resistentes que recubren el cuerpo de manera externa, dándole protección, sosteniendo y restableciendo su comportamiento. En los últimos años se han realizado un sin número de proyectos de elaboración de órtesis, exoesqueletos con propósitos no solo médicos, sino también militares, con la finalidad de incrementar la capacidad de los soldados. Claro está que esta clase de exoesqueletos proporcionan su energía de algún tipo de sistema electrónico, ya sea como actuadores, sensores, etc. En general, son dispositivos que se adhieren a los miembros superiores e inferiores y el tronco, según su aplicación. [2]

El objetivo que busca una órtesis siempre es disminuir el esfuerzo que realiza una persona al sostener una carga, ya sea muy pesada como en actividades militares o industriales, o también se utiliza para la rehabilitación de pacientes. Por ello se está planteando el diseño de una órtesis mecánica que cumpla con las necesidades mencionadas. [2]

La órtesis diseñada será capaz de minimizar la energía de vibración causada por la enfermedad de Parkinson, es decir procura mantener que el miembro superior siga la trayectoria de la alimentación, pero con un nivel de vibración ya atenuada. El fin de toda esta investigación, es que nos permita alimentar al paciente de manera segura.

## **1.1. Objetivos**

### **1.1.1. Objetivo general**

- Diseño de una órtesis para pacientes con Parkinson-estadio II para el uso de cuchara en su alimentación.

### **1.1.2. Objetivos específicos**

- Establecer los niveles de vibración de la enfermedad de Parkinson - Estadio II.
- Proponer el diseño mecánico que cumpla los movimientos requeridos en la alimentación de los pacientes parkinsonianos.
- Realizar el análisis de tensión y vibración utilizando software CAD-CAE.
- Realizar la evaluación económica para el diseño de la órtesis.

## II. Marco teórico

### 2.1. Estado del arte

#### 2.1.1. Productos similares existentes

E. Rocon, A. Ruiz, R. Ceres, en su artículo Modelado biomecánico del miembro superior para supresión ortésica del temblor. Propone la aplicación de carga biomecánica como una posible solución para la supresión del temblor patológico. Este artículo se basa en el tema de la reducción del temblor mediante la aplicación de una carga biomecánica además de plantear dos propuestas de solución de control para la supresión y/o mitigación de temblor en dispositivos ambulatorios. [3]

Para ello el concepto de aislamiento de la tarea del movimiento tembloroso está basado en la implantación de un dispositivo en serie entre el cuerpo humano y la actividad, de manera que toda la carga vibracional sea filtrada y no sea transmitido a la actividad. Esto puede ser desarrollado de manera electrónica como mecánicamente.

Para la solución de este problema desarrollaron un filtro capaz de estimar, sin considerables retardos y con una precisión satisfactoria, las componentes voluntarias y temblorosas del movimiento humano. [3]

Behzad Taheri, David Case y Edmond Richer, en su artículo Controlador robusto para la supresión del temblor a nivel musculoesquelético en la muñeca humana, proponen como objetivo principal en su diseño del controlador en suprimir el movimiento con frecuencias en un amplio rango específico para el movimiento del temblor. Ellos determinaron el rango de frecuencia del temblor, analizando los datos de aceleración de primera mano de los pacientes con Parkinson y temblor esencial. [4]

El nivel de frecuencia asociada para ambos tipos de temblores fue de 4 a 6 Hz y el segundo pico armónico se ubicó entre 8 y 12 Hz. Sin embargo, se ha determinado un rango más amplio de 3 a 12 Hz para el temblor en la investigación. En consecuencia, en este enfoque intentaron diseñar un algoritmo de supresión tal que el sistema de circuito cerrado tenga una atenuación relativamente alta en el rango de frecuencia de 3–12 Hz.

Por el cual, se diseñó un filtro de paso alto para separar los componentes

de movimiento con una frecuencia superior a 3 Hz. Luego, utilizando el método de retroceso, se encontró un par supresivo para mover la articulación del brazo humano, de manera que la salida del filtro de paso alto converge a cero.

Con estos datos de Parkinson y temblor esencial. A pesar de las diferencias entre estos dos tipos de temblor patológico, el controlador de supresión basado en la frecuencia atenuó considerablemente el temblor y el efecto en el movimiento intencional fue mínimo. [4]

Juan M. Belda Lois. En su tesis doctoral Principios biomecánicos para la supresión del temblor por medios ortésicos, plantea que sus principios de diseño, se produjo partiendo del análisis de una órtesis elaborada con motores de corriente continua. Un prototipo de este tipo no puede llegar a clasificarse como una órtesis comercial, dado a su gran tamaño de los actuadores y a la fisonomía que posee esta órtesis, pero los motores de corriente continua tienen una flexibilidad considerable que permiten implementar diversos tipos de mitigación del temblor y poder concluir la utilidad de la órtesis y con ello lograr la supresión del temblor. [5]

También, se evaluaron la existencia de tecnologías nuevas con actuadores para un mejor desarrollo en el diseño de la órtesis en la mitigación del temblor. Estas tecnologías consideradas fueron: fluidos magnetorreológicos y polímeros electroactivos. Con los actuadores que se consideraron tecnológicamente asequibles se fabricaron órtesis dependiendo de los principios ortésicos adquiridos en el estudio de la órtesis relacionada en motores de corriente continua. De esta manera se evaluó hasta qué parámetro, los principios ortésicos obtenidos eran asequibles para la elaboración de órtesis nuevas que permitan suprimir el temblor.

Finalmente, en la última fase de validación se demostró la eficiencia obtenida en las órtesis desarrolladas, es decir esta eficiencia se interpreta como el temblor mitigado respecto del temblor inicial. Por ende, valores nominales en la selección de actuadores de órtesis son pares de 2,8Nm y potencias de 100mW. [5]

Tabla 1. Clasificación de órtesis existentes

Estado del Arte	Proyecto	Observaciones
	The ESA Human Arm Exoskeleton for Space Robotics Telepresence	Brazo manipulador, cumple con algunas de las necesidades que se trataron anteriormente [8], aunque no es específicamente para rehabilitación, sino para realizar operaciones a distancia, útil para los astronautas y operar materiales peligrosos como los radioactivos.
	Saebo Flex con The Multi-Purpose Exercise Device	Órtesis activa, funciona con los movimientos voluntarios y ajustes previos en los resortes. Está diseñada para la rehabilitación de pacientes muy similares a los que nos enfocamos, pero rehabilita la pronosupinación con ayuda de otros dispositivos que realizan ejercicios físicos. Uno de estos, el Multi-Purpose Exercise Device, consiste en esferas horadadas que hay que ensartar en distintas posiciones, en unos tubos [9].
	Proyecto MANUS-HAND	Propiamente, esta es una prótesis, el proyecto comenzó en 1998.
	ELBOW RANGER	Esta es una órtesis que previene el movimiento de pronosupinación, la articulación de codo se puede ajustar en incrementos de 30°, existe para brazo izquierdo y derecho [10].
	SAM arm exoskeleton	Este proyecto es un robot que tiene varias aplicaciones como la operación a distancia y puede ser utilizado para rehabilitación en el EVC, por medio de un entrenamiento virtual. Tiene características importantes como la portabilidad [11].
		

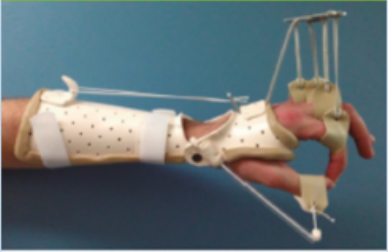


Fuente: [ Néstor R. Pérez Lafragua, Diseño de órtesis activa de codo para rehabilitación de pacientes.; pág. 17]

Tabla 2. Clasificación de órtesis existentes

	ARMin exoesqueleton	Este proyecto sirve para rehabilitar por medio de retroalimentación y un sistema virtual, a pacientes que han sufrido un EVC. Puede asistir o realizar los movimientos que hace todo el brazo [12].
	Armeo	Está basado en el sistema Armin, este ya es un producto comercial, el exoesqueleto puede asistir o realizar los movimientos del miembro superior, pero no es portátil.
	Uwash exoskeleton	Este dispositivo está diseñado como una órtesis y sus articulaciones corresponden a las del cuerpo humano. El mismo dispositivo puede ser utilizado de tres maneras diferentes: como amplificador de fuerza humana; como operador háptico, proporcional a las fuerzas o movimientos que se aplican en el teleoperador; y la que más me interesa, como rehabilitador. Funciona con EMG [13].
	L-Exos Scuola Superiore	Desarrollado para rehabilitar e interactuar con sistemas virtuales. Únicamente está diseñado para el brazo derecho, los sujetadores tienen una forma abierta para que sea fácil de ponerse para los pacientes con hemiplejía. Está programado para tres tipos de ejercicios: uno es alcanzar objetivos en un ambiente 3D, otro es seguir una trayectoria virtual y el último es acomodar unos cubos virtuales, por medio de movimientos libres [14].
	University of Salford Arm	Ayuda a realizar ejercicios de rehabilitación, también es un exoesqueleto asistente para el miembro superior. Sus actuadores son neumáticos, permite los 3 movimientos del hombro y flexo extensión y pronosupinación del antebrazo [15].
	Motorized Upper Limb Orthotic System (MULOS)	Básicamente es una órtesis de brazo acoplada a una silla de ruedas. Tiene tres formas de funcionar, como asistente compensa pérdidas de fuerza muscular, puede ser una forma de rehabilitación y ejercita los músculos variando los niveles de resistencia [15].




Fuente: [ Néstor R. Pérez Lafragua, *Diseño de órtesis activa de codo para rehabilitación de pacientes.*; pág. 18]

Tabla 3. Comparación de órtesis existentes

Tipo de órtesis	Descripción	Objetivos	Materiales sugeridos	Uso y control
 <p>Órtesis para parálisis radial</p>	Órtesis articulada de muñeca con componente dinámico para la extensión pasiva de muñeca, dedos largos y pulgar. Este mecanismo permite flexión activa resistida de éstos.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Favorecer la función de la mano lesionada.</li> <li>• Mantener balance de estructuras blandas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Termoplástico de 3,2 mm de espesor perforado.</li> <li>• Acolchado para bordes.</li> <li>• Velcros de 2,5 cm y 5 cm de ancho.</li> <li>• Pletinas de ½"</li> </ul>	<p>USO</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso permanente durante el día.</li> <li>• Sin uso nocturno o al dormir, por riesgo de lesión por pletinas.</li> </ul> <p>CONTROL</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Una vez por semana, especialmente para ir controlando las tracciones elásticas</li> </ul>
 <p>Órtesis de muñeca o Cock-up</p>	Órtesis estática de muñeca, que se extiende por la zona palmar del tercio proximal de antebrazo hasta pliegue palmar distal de la mano, conteniendo e inmovilizando la articulación de la muñeca, permitiendo la movilidad de los dedos.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Inmovilizar la muñeca.</li> <li>• Brindar soporte en articulación dolorosas.</li> <li>• Mantener rangos articulares.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Termoplástico 2,4mm de espesor perforado.</li> <li>• Velcro de 2,5 y 5 cm de ancho.</li> <li>• Acolchado según disponibilidad.</li> </ul>	<p>USO</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso a permanencia, por periodo de tiempo según patología a Tratar. En fracturas, su uso es de aproximadamente 6 a 8 semanas,</li> </ul> <p>CONTROL</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Una vez por semana.</li> </ul>
 <p>Órtesis flexora pasiva de codo</p>	Órtesis funcional semidinámica, articulada de codo con fulcro en contención lateral de termoplástico con tracción progresiva regulable.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aumentar rango de movimiento de flexión en articulación de codo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Termoplástico de 3,2 mm. de espesor, perforado.</li> <li>• Acolchado según disponibilidad.</li> </ul>	<p>USO</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso progresivo 15 a 30 minutos cada una hora, con media hora de descanso.</li> <li>• Uso diurno.</li> </ul> <p>CONTROL</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Una vez por semana.</li> </ul>

Fuente: Elaboración propia

Tabla 4. Comparación de órtesis existentes

Tipo de órtesis	Descripción	Objetivos	Materiales sugeridos	Uso y control
 <p>Tendones extensores</p>	Órtesis estática con componente dinámico de extensión pasiva y flexión activa resistida con rango de movimiento controlado, utilizada en apoyo post operatorio en tenorrafia de tendones extensores.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Proteger estructuras reparadas quirúrgicamente de fuerzas ténsiles nocivas durante periodo de recuperación.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Termoplástico de 3,2 mm de espesor, perforado.</li> <li>• Acolchado para bordes.</li> <li>• Velcros de 2,5 cm de ancho.</li> </ul>	<p>USO</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso a permanencia hasta 4-5 semanas.</li> <li>• 15 flexiones de dedos largos hasta tope palmar cada una hora.</li> </ul> <p>CONTROL</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Control semanal por terapeuta ocupacional.</li> </ul>
 <p>Órtesis para tenosinovitis</p>	Órtesis estática que inmoviliza la articulación trapeciometacarpiana y muñeca dejando libre interfalángica de pulgar.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Inmovilización de articulación trapeciometacarpiana y muñeca.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Termoplástico 2,4 ó 3,2 mm de espesor (dependiendo de las dimensiones de la mano), perforado.</li> <li>• Velcro de 2,5 cm de ancho.</li> <li>• Acolchado para bordes.</li> </ul>	<p>USO</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso según indicación médica.</li> </ul> <p>CONTROL</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso según indicación médica.</li> </ul>
 <p>Órtesis extensora de codo</p>	Órtesis funcional de tracción progresiva de termoplástico con barras de aluminio, que favorece el aumento de rango de movimiento extensor del codo.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aumentar rango de movimiento de extensión en articulación de codo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Termoplástico de 3,2 mm.</li> <li>• Perforado.</li> <li>• Acolchado según disponibilidad.</li> <li>• Remaches de golpe grandes.</li> </ul>	<p>USO</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso progresivo 15- 30 minutos cada una hora durante el día, con media hora de descanso.</li> <li>• Chequear piel a diario en zonas de presión posible.</li> </ul> <p>CONTROL</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 1 vez a la semana.</li> </ul>

Fuente: Elaboración propia

## **2.2. Enfermedad de Parkinson**

La enfermedad de Parkinson (EP) es la causa más frecuente de parkinsonismo y la segunda patología degenerativa más frecuente después de la enfermedad de Alzheimer. La incidencia de esta entidad varía entre 10 a 15/100 000, y el riesgo de desarrollar EP en algún momento de la vida es de 1,6%. [6]

La incidencia de EP es mayor en hombres que en mujeres (1,5 mayor en hombres) y aumenta de 17,4/100 000 de los 50 a 59 años, a 93,1/100 000 de los 70 a 79 años. La mayor incidencia en hombres se ha explicado por un aumento en la exposición a factores de riesgo ocupacionales en hombres o a la presencia de factores protectores en mujeres (hormonas).

Los pacientes con EP no solamente tienen un deterioro significativo en la calidad de vida, sino también un aumento en el riesgo de demencia, institucionalización y muerte [6].

## **2.3. Temblor**

La Movement Disorder Society define temblor como una oscilación rítmica involuntaria de alguna parte de nuestro cuerpo [5]. Sin embargo, cabe mencionar que este concepto se refiere que el temblor se realiza a partir de la posición voluntaria. Cuando el temblor se manifiesta mientras la persona realiza un movimiento, la oscilación únicamente puede considerarse rítmica con respecto al movimiento voluntario [5].

El temblor parkinsoniano es un movimiento netamente cíclico involuntario de una región de nuestro cuerpo. Puede llegar a ser muy discapacitante por ello se dice que es el trastorno del movimiento más común en la práctica clínica neurológica [7].

Dado todo esto hasta el año 1998 la comunidad científica alcanzó un consenso sobre la caracterización y descripción de los diversos temblores patológicos existentes. El temblor puede clasificarse de diferentes formas. Dada las numerosas etiologías del temblor, una clasificación concreta etiológica hasta la actualidad no es posible. Por ende, la Movement Disorder Society plantea la clasificación del temblor de acuerdo con la aproximación clásica de la experiencia neurológica [5]

### 2.3.1 Clasificación fenomenológica del temblor

El análisis, la intensidad y la clasificación de las condiciones en las que se presenta el temblor es un aspecto muy importante para el análisis clínico. Las definiciones que a continuación se mencionan están relacionados en los criterios del Grupo de Investigación del Temblor. Por ende, este grupo de investigación clasifica a los distintos tipos de temblor de la siguiente manera: [5]

**a) Temblor de reposo**

Este temblor de reposo se define como el temblor que acontece en alguna parte de nuestro cuerpo que no está voluntariamente activada y está apoyada contra la gravedad idealmente apoyada en algún objeto como por ejemplo un cojín.

**b) Temblor de acción**

Este temblor de acción es el que se manifiesta durante la contracción voluntaria de los músculos, incluye el temblor postural, el isométrico y el cinético que a su vez incorpora el temblor de intención.

**c) Temblor postural**

Este temblor postural es el que se produce cuando se conserva voluntariamente una posición en contra la gravedad. En el caso de que el temblor se haga más intenso en determinadas posturas se le denomina como temblor específico de la posición.

**d) Temblor cinético**

Es aquel que se manifiesta durante la actividad de movimientos voluntarios, tanto si se realizan con o sin apoyo visual, ya sea en movimientos repetitivos como flexo extensiones continuas o en movimientos direccionados a un objetivo como por ejemplo indicar un elemento con el dedo.

**e) Temblor cinético específico de tareas**

Es aquel temblor cinético que puede agravar de manera sensible durante la ejecución de aquellas actividades específicas. Por ello los ejemplos más comunes de este tipo

de temblor son dos, el temblor de escritura y el temblor ocupacional.

**f) Temblor isométrico**

Este temblor acontece como consecuencia de la contracción contra un objeto rígido inmóvil como, por ejemplo, cerrando fuertemente la muñeca o haciendo presión la mano del examinador.

**2.3.2 Clasificación sindrómica del temblor**

La literatura de los distintos elementos que conforman el temblor puede combinarse en un conglomerado de síndromes específicos. Estos síndromes son el pilar fundamental para establecer prácticas y diagnósticos terapéuticos [5].

La tabla N°5 se muestra de manera resumen la clasificación sindrómica del temblor.

*Tabla 5. Clasificación sindrómica del temblor*

Diagnóstico	Frecuencia	Activación
Fisiológico	8 – 12Hz	Postural e Intención
Fisiol. intensificado	8 – 12Hz	Postural e Intención
Esencial clásico	4 – 12Hz	Reposo, Postural e Intención
Indeterminado	4 – 8Hz	Postural e Intención
Ortostático	13 – 18Hz	Postural e Intención
Específico de tareas	4 – 10Hz	Postural e Intención
Distónico	4 – 8Hz	Reposo, Postural e Intención
Parkinson	4 – 12Hz	Reposo, Postural e Intención
Cerebelar	2 – 4Hz	Postural e Intención
Holmes	2 – 4Hz	Reposo, Postural e Intención
Palatal	1 – 5Hz	Reposo, Postural e Intención
Síndrome neuropático	4 – 12Hz	Postural e Intención
Inducido por drogas	2 – 12Hz	Reposo, Postural e Intención
Psicogénico	4 – 10Hz	Postural e Intención

Fuente: [ 4.; pág. 32]

**2.4. Temblores asociados con la enfermedad de Parkinson**

La enfermedad de Parkinson es generada por la carencia de Dopamina.

La Dopamina es un neurotransmisor que se produce en la sustancia negra.

La Dopamina, asume un papel muy valioso en el control de la actividad de los ganglios basales, los cuales son muy importantes para el control de los movimientos. Por este motivo la enfermedad de Parkinson está relacionada

a muchos problemas motores tales como la rigidez, la bradicinesia y diversas formas de temblor.

El temblor más común del Parkinson es el temblor de reposo ya sea en flexoextensión de muñeca como el temblor de ‘contar monedas’ es decir, movimiento del pulgar como si se estuvieran contando billetes o monedas. Este temblor de reposo es poco discapacitante, pues tiende a desaparecer con la realización de movimiento voluntario, y puede suprimirse de manera voluntaria si el paciente se lo propone.

Con el Parkinson También se asocian temblores posturales, cinéticos y de intención de características muy idénticas al temblor esencial [5].

## **2.5. Temblores asociados con la enfermedad de Parkinson**

Pese al desconocimiento de los principios patofisiológicos asociados a esta enfermedad de Parkinson, existen tratamientos para el temblor generado por esta enfermedad.

Por ello estos tratamientos se pueden clasificar en tratamientos farmacológicos y tratamientos quirúrgicos.

### **2.5.1 Tratamientos farmacológicos**

Esta enfermedad de Parkinson se relaciona con la ausencia de un neurotransmisor llamado dopamina y su tratamiento radica básicamente en la administración de sustancias semejantes a la dopamina como la L-Dopa. El procedimiento con L-Dopa minimiza el temblor asociado al Parkinson, pero en la mayoría de los casos, puede generar efectos secundarios como la presencia de otros trastornos del movimiento como la discinesia, movimientos involuntarios. [5]

### **2.5.2 Tratamiento quirúrgico**

El tratamiento quirúrgico más efectivo para la eliminación del temblor es la termocoagulación del tálamo, que es, básicamente, en producir una lesión controlada en ciertas estructuras del tálamo. Los puntos claves han sido el tálamo ventrolateral y específicamente el núcleo ventral intermedio.

Las intervenciones que explican el éxito de este tratamiento todavía

no son bien conocidos, aunque se predice que se relaciona con el bloqueo en el tálamo de las conexiones de los ganglios basales o bien de las conexiones cerebelo talámicas. [5]

## 2.6. Anatomía del miembro superior

El miembro superior está formado de tres articulaciones muy importantes, el hombro, el codo y la muñeca, más todo el conjunto de articulaciones que conforman la mano, aunque se podría incluir el antebrazo como una articulación extra desde la perspectiva de la cinemática, ya que en todo este segmento se produce un movimiento funcionalmente muy importante como es la pronosupinación movimiento de rotación del antebrazo.

A continuación, se mencionan todas las articulaciones que componen el miembro superior.

### 2.6.1 El hombro

Esta articulación está conformada por tres huesos, la escápula, el húmero y la clavícula. La escápula asume un rol muy importante en esta articulación.

La articulación de gran movilidad y que proporciona una gran inestabilidad mecánica, es el hombro. A diferencia que el húmero únicamente articula con la escápula, como una estructura que “flota” entre dos capas de tejido muscular sobre la parte posterior de la caja torácica.

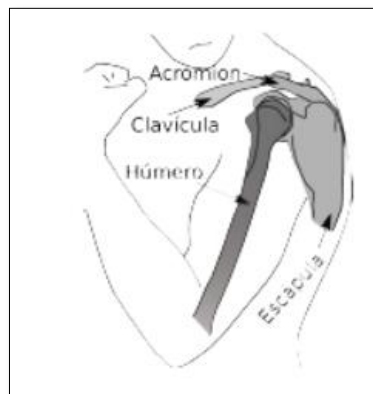


Figura 1. Articulación del hombro

Fuente: [ 4.; pág. 42]

### **2.6.2 El codo**

Esta articulación está conformada básicamente de dos huesos el cúbito y el húmero. Esto hace que se trata de la articulación más semejante a una bisagra del cuerpo humano. El húmero consta de una hendidura: la cavidad sigmoidea, que desliza sobre la tróclea una especie de bisagra en el extremo distal del húmero.

### **2.6.3 El antebrazo**

El antebrazo está conformado por dos huesos, el radio y el cúbito, que articulan entre sí para permitir el giro de la muñeca. El cual a este movimiento se le denomina pronosupinación. A diferencia de la posición de pronación del antebrazo se tiene cuando, con la muñeca extendida, la palma de la mano mira hacia abajo y el pulgar hacia dentro. Mientras que la posición de supinación es con la palma dirigida hacia arriba. [5]

### **2.6.4 La muñeca**

Esta articulación está conformada por los huesos del carpo y los huesos del antebrazo. El carpo está conformado por ocho huesos que se articulan con los huesos del antebrazo fundamentalmente con huesos del metacarpo y el radio.

En la muñeca básicamente está conformada por dos grados de libertad, Presentes debido a la flexoextensión de la muñeca y el movimiento de desviación radial–desviación cubital o abducción.

## **2.7. Biomecánica del miembro superior**

La mayor parte de los modelos biomecánicos existentes de miembro superior publicados son prototipos cuyo fin fundamental es evaluar el esfuerzo que realizan los diversos grupos musculares del miembro superior cuando éste se ve comprometido a un esfuerzo o realiza alguna tarea en particular. [5]

El movimiento de pronosupinación se ha venido tratando en detalle por diversos autores. Weinberg et al. [8] proponen un modelo de pronosupinación bien adaptado a la cinemática del movimiento, pero con una muy complicada correlación fisiológica (figura 2).

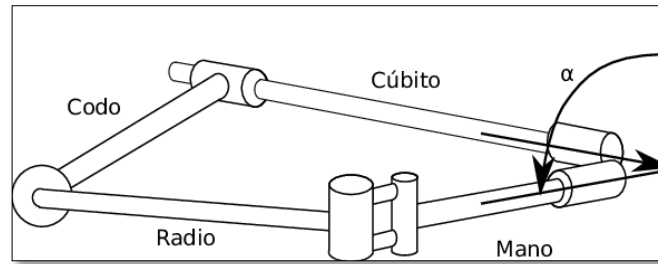


Figura 2. Biomecánica de miembro superior

Fuente: [ 4.; pág. 44]

En cambio, el modelo de pronosupinación planteado por Yasutomi tiene una perspectiva fisiológica más clara (figura 3). Ambos modelos pretenden analizar las limitaciones mecánicas presentes en el movimiento de pronosupinación impuestas por la malformación de alguno de los dos huesos. [9]

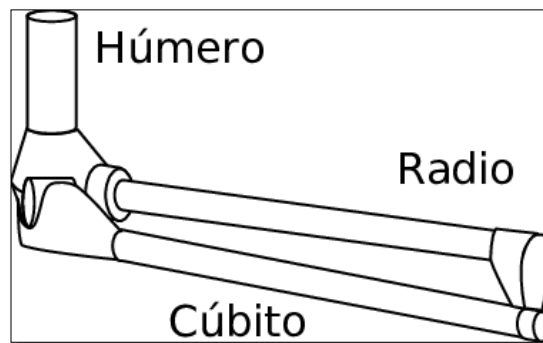


Figura 3. Modelo de pronosupinación de Yasutomi

Fuente: [ 4.; pág. 45]

### 2.7.1 Órtesis de miembro superior

Para denotar una órtesis de miembro superior es conveniente recalcar el significado de órtesis. La norma UNE 111-909-90/1 define órtesis como: Cualquier dispositivo que va de manera externa sobre el cuerpo humano, que mayormente sirve para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuromusculoesquelético.

Etimológicamente la palabra órtesis deriva del griego ortho cuyo significado es recto, enderezado o correcto. El término órtesis se asignó y se utilizó por primera vez en los principios de la década de 1950 tras la II Guerra Mundial, concretizándose en 1960 por la Organización Profesional de Ortesistas y Protésistas Americanos. [5]

### 2.7.2 Clasificación de las órtesis de miembro superior

Existen diversas clasificaciones. Dado que el objetivo de esta investigación no es un resumen absoluto de todos los tipos de órtesis existentes, sino más bien una explicación concreta en función de la aplicabilidad de sus principios constructivos para lograr el desarrollo de una órtesis capaz de suprimir el temblor, a continuación, se considerará la siguiente clasificación según el mecanismo de acción: [5]

#### a) Órtesis pasivas

- ✓ Inmovilizadoras.
- ✓ Para restringir el rango articular.

#### b) 2. Órtesis activas

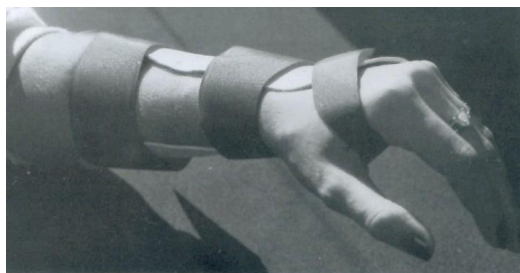
- ✓ Estáticas.
- ✓ Dinámicas.

A continuación, se describe de manera breve los distintos tipos de órtesis presentes en el miembro superior.

#### a. Órtesis pasivas

Llamamos órtesis pasivas a aquellas cuyo fin no es aplicar fuerzas sobre el miembro superior sino más bien solo limitar la movilidad de las articulaciones.

Esta órtesis se utiliza mayormente para proteger estructuras lesionadas, o en otro caso cuando sea necesario reducir la movilidad de la articulación. [5]



*Figura 4. Órtesis pasiva inmovilizadora construida en termoplástico*

*Fuente: [ 4.; pág. 47]*

#### b. Órtesis activas

Las órtesis activas tienen como principal objetivo aplicar fuerzas sobre diferentes partes del cuerpo humano. Las órtesis activas estáticas ejercen una carga constante sobre cualquier articulación cuando hay una carencia muscular que debe equilibrarse, cuando

es necesario una rehabilitación muscular o cuando se pretende modificar una deformidad.

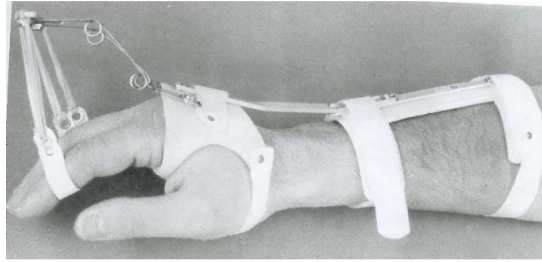


Figura 5. Órtesis activa estática para la flexión de los dedos

Fuente: [ 4.; pág. 49]

### c. Órtesis activas dinámicas

Las órtesis activas tienen como principal cometido aplicar fuerzas sobre diferentes partes del cuerpo humano.

Este tipo de órtesis nos facilita mover los segmentos corporales en aquellas personas que tienen debilidad muscular o lesiones como por ejemplo lesionados medulares que les impiden mover de manera autónoma los brazos. [10]

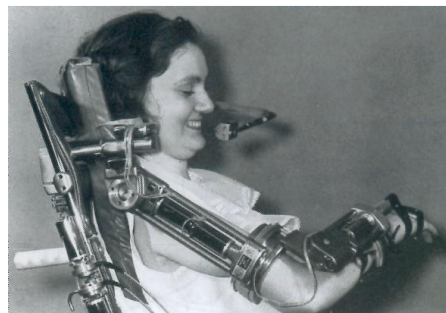


Figura 6. Órtesis Golden Arm del hospital Rancho Los Amigos

Fuente: [ 4.; pág. 49]

### 2.7.3 Productos similares existentes

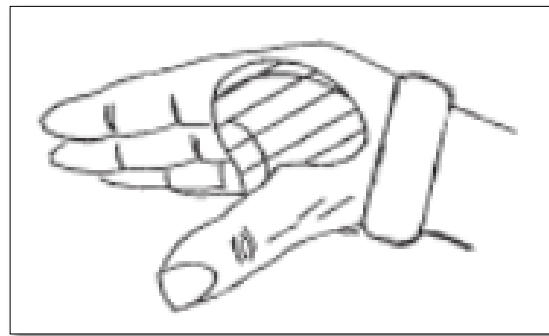
A continuación, se hace referencia a algunos otros tipos de órtesis de miembro superior.

HO	Órtesis de mano (Hand Orthoses)
WO	Órtesis de muñeca (Wrist Orthoses)
EO	Órtesis de codo (Elbow Orthoses)
SO	Órtesis de hombro (Shoulder Orthoses)
WHO	Órtesis de muñeca-mano (Wrist-Hand Orthoses)

EWHO	Órtesis de codo muñeca y mano (Elbow-Wrist-Hand Orthoses)
SEWHO	Órtesis de hombro codo muñeca y mano (Shoulder-Elbow-Wrist-Hand Orthoses). [5]

#### a) Órtesis de mano

Son instrumentos que accionan sobre las articulaciones metacarpofalángicas logrando facilitar los movimientos de flexo-extensión o manteniéndolas inmovilizadas en una posición determinada. Pueden extenderse a los dedos o al pulgar. [11]

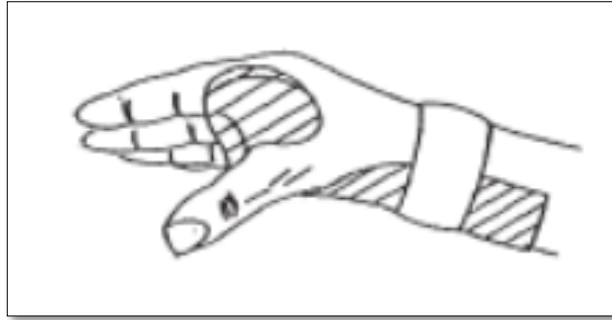


*Figura 7. Órtesis pasiva de mano*

*Fuente: [ 9.; pág. 31]*

#### b) Órtesis de muñeca y mano

Órtesis netamente estática conformada con materiales rígidos o semirrígidos que conforma el antebrazo, muñeca y palma de mano hasta las articulaciones metacarpofalángicas, con refuerzo palmar o dorsal y cierre dorsal o ventral de cinta autoadhesiva o cremallera. Puede conformar también la base del pulgar si la intención es inmovilizar la articulación trapecio-metacarpiana o interfalángica del pulgar. [11]

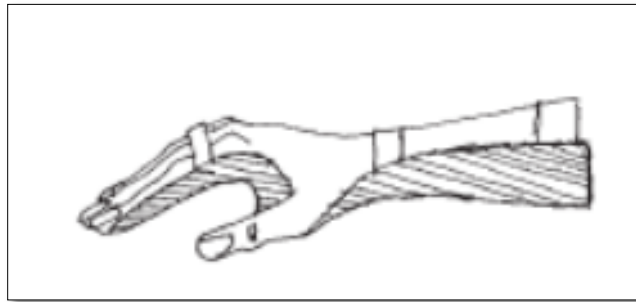


*Figura 8. Órtesis pasiva de muñeca*

*Fuente: [ 9.; pág. 45]*

### c) Órtesis de muñeca mano y dedo

Son mecanismos que se adhieren al segmento distal del miembro superior para mantenerlo en una posición determinada o para controlar diversos movimientos de las articulaciones de muñeca, metacarpofalángicas o interfalángicas al contar con mecanismos articulares en esos niveles. [11]



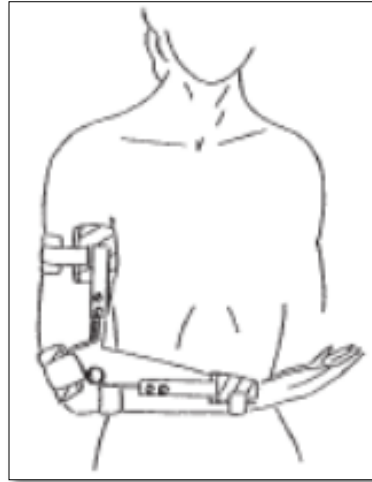
*Figura 9. Órtesis pasiva de muñeca, mano y dedo*

*Fuente: [ 9.; pág. 55]*

### d) Órtesis de codo

En estas órtesis se incluyen las que actúan sobre la articulación del codo. Además, se incluyen también las combinadas con la muñeca o el segmento conformado entre ellas.

Son dispositivos que actúan sobre la parte antebraquial o sobre las articulaciones de codo o muñeca. Cuando están articulados, asisten al movimiento articular o permiten realizar cambios de manera progresivamente el grado de flexión o extensión. [11]

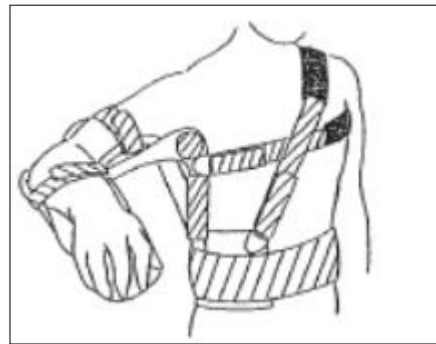


*Figura 10. Órtesis activa de codo con articulación*

*Fuente: [ 9.; pág. 69]*

### e) **Órtesis de hombro codo y muñeca**

Son dispositivos no articulados cuya tarea principal es postural o inmovilizadora, que se sitúa sobre el segmento braquial o sobre las articulaciones de hombro y codo y que permiten la estabilización y recuperación de la función del miembro superior. [11]



*Figura 11. Órtesis de hombro, codo y muñeca, con articulaciones*

*Fuente: [ 9.; pág. 83]*

## **2.8. Planteamiento del problema**

¿Será factible Diseñar una órtesis para pacientes con Parkinson-estadio II para el uso de cuchara en su alimentación?

## 2.9. Bases teórico científicas

### 2.9.1 Diseño en ingeniería

Según [12] El diseño es una secuencia con un proceso innovador y netamente iterativo. También es un proceso de toma de decisiones. Muchas veces éstas decisiones se toman con muy poca información, en otras ocasiones con apenas la cantidad adecuada y en pocas ocasiones con un exceso de información. En algunas situaciones las decisiones se toman de manera tentativa, por ende, es conveniente respetar el derecho de realizar cambios a medida que se obtengan más información. Lo trascendente es que el diseñador en ingeniería debe sentirse personalmente seguro al momento de ejercer una toma de decisiones.

A continuación (figura 12) se expresa las fases del proceso del diseño [12]

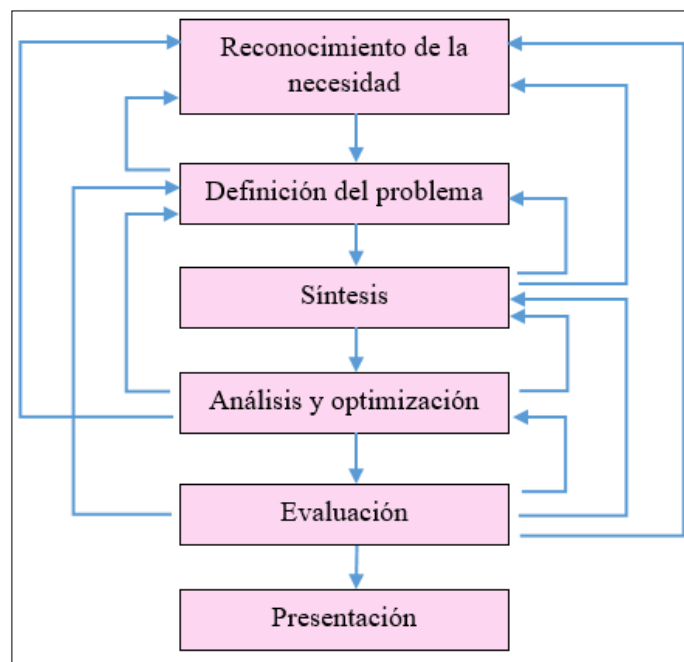


Figura 12. Fases del proceso del diseño

Fuente: [ 10.; pág. 6]

### 2.9.2 Esfuerzos mecánicos

Según [12], cuando aplicamos una fuerza de aplastamiento a un objeto, lo estamos imponiendo a dos fuerzas, lo cual tienen la misma dirección, pero sentidos opuestos, en donde la fuerza de acción es la que se aplica y la fuerza de reacción es aquella que evita el desplazamiento del cuerpo, alcanzando su equilibrio.

### a) Compresión

Si aplicamos 2 fuerzas con magnitudes iguales, en la misma dirección y sentido opuesto sobre un cuerpo y procedemos a acortar éste, estamos realizando compresión al objeto. Motivo por el cual el cuerpo se acorta y disminuye su longitud como se muestra en la Figura 13. [12]

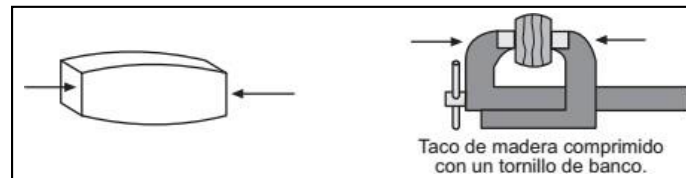
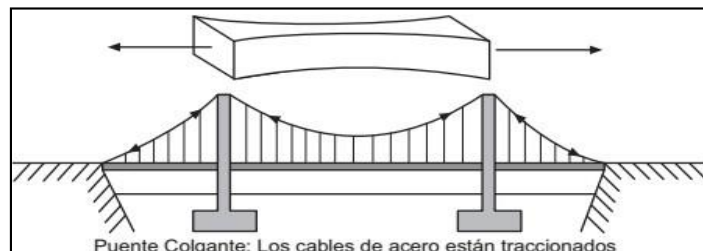


Figura 13. Elementos sometidos a compresión

Fuente: Micro-Log Tecnología y Sistemas S.L. "Esfuerzos Mecánicos"

### b) Tracción

Cuando elongamos un cuerpo, y aplicamos 2 fuerzas con magnitud igual, igual dirección y sentido opuesto, estamos traccionando ese objeto. Las partículas del material suelen separarse y el objeto incrementa su longitud tal como se muestra en la Figura 14. [12]



Fuente: Micro-Log Tecnología y Sistemas S.L. "Esfuerzos Mecánicos"

Figura 14. Elementos sometidos a tracción

### c) Flexión

Si tenemos un elemento resistente horizontal entre 2 apoyos y aplicamos una fuerza vertical, en el punto medio, estamos generando un esfuerzo de flexión en dicho cuerpo. El cuerpo va a tender a curvarse, a traccionarse en la parte inferior y a comprimirse en la parte superior como se muestra en la Figura 15. [12]

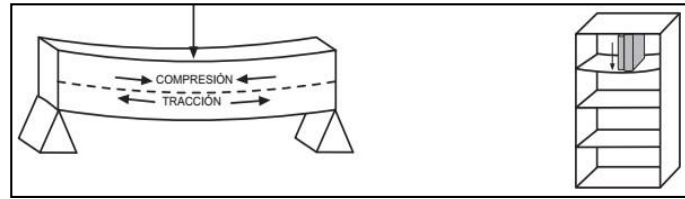


Figura 15. Elementos sometidos a flexión

Fuente: Micro-Log Tecnología y Sistemas S.L. "Esfuerzos Mecánicos"

#### d) Torsión

En una tarea, por ejemplo, cuando giramos una llave de tubo para ablandar las tuercas y cambiar una rueda, estamos torsionando la llave. La torsión consiste en fijar una fuerza transversal con una determinada distancia generando un momento en el eje longitudinal de una pieza como se muestra en la Figura 16. [12]

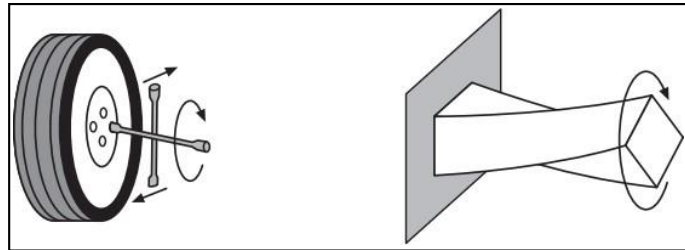


Figura 16. Elementos sometidos a torsión

Fuente: Micro-Log Tecnología y Sistemas S.L. "Esfuerzos Mecánicos"

#### 2.9.3 Factor de diseño

Según [13], el término factor de diseño ( $N$ ), es una medida de la seguridad relativa de un componente bajo la acción de una carga. En la mayoría de los casos, la resistencia del material con que se elaborará el elemento se divide entre el factor de diseño para precisar un esfuerzo de diseño,  $\sigma_d$ , que muchas veces se denomina esfuerzo admisible o esfuerzo permisible. Por consiguiente, el esfuerzo real que se desarrolla en el componente tiene que ser menor que el esfuerzo de diseño. Para algunos tipos de carga es más conveniente establecer una relación con la que se pueda calcular el factor de diseño ( $N$ ) partiendo de los esfuerzos reales aplicados y de la resistencia del material.

A continuación (tabla 6), se presentan algunos lineamientos del diseño para materiales dúctiles

Tabla 6. Factor de diseño en materiales dúctiles

N = 1.25 a 2.0	Diseño de estructuras bajo cargas estáticas, para las que haya un alto grado de confianza en todos los datos del diseño.
N = 2.0 a 2.5	Diseño de elementos de máquina bajo cargas dinámicas con una confianza promedio en todos los datos de diseño.
N = 2.5 a 4.0	Diseño de estructuras estáticas o elementos de máquinas bajo cargas dinámicas con incertidumbre acerca de las cargas, propiedades de los materiales, análisis de esfuerzos o el ambiente.
N = 4.0 a más	Diseño de estructuras estáticas o elementos de máquinas bajo cargas dinámicas, con incertidumbre en cuanto a alguna combinación de cargas, propiedades de material, análisis de esfuerzo o el ambiente. El deseo de dar una seguridad adicional a componentes críticos puede justificar también el empleo de estos valores.

Fuente: Robert L. Mott, P.E. *Diseño de Elementos de Máquinas*. 4<sup>a</sup> Ed. México 2006

#### 2.9.4 Métodos de análisis de vibraciones

Según [14], Una vibración mecánica puede considerarse como el movimiento de un cuerpo sólido alrededor de una posición de equilibrio, sin que se efectúe desplazamiento alguno. Si el objeto que vibra está en contacto con alguna parte del cuerpo humano, le transfiere la energía generada por la vibración. Esta energía es absorbida por el cuerpo produciendo así diversos efectos, pero que dependen de la intensidad de la vibración.

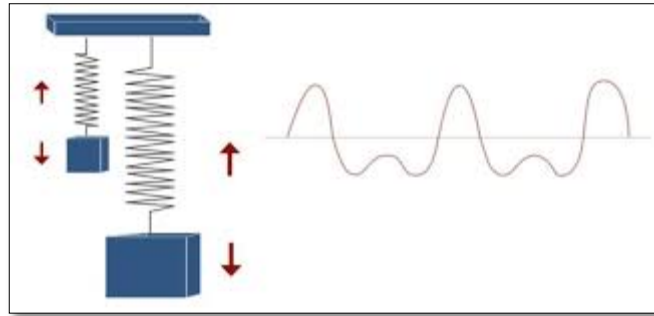


Figura 17. Vibración mecánica

Fuente: [ 12.; pág. 9]

Según [12], Los resultados de la vibración sobre el cuerpo humano dependen de la dirección de incidencia de la misma.

Las vibraciones pueden generarse en tres ejes lineales (longitudinal, lateral y vertical) y tres rotacionales (balanceo, cabeceo y deriva).

La incidencia de la vibración se denota en unos ejes ortogonales de transmisión al cuerpo humano. Por ende, se han determinado unos sistemas de coordenadas.

- ✓ **Para el sistema mano-brazo**, Para este sistema no depende de la dirección de la excitación, por consiguiente, solo hay una gráfica para los ejes x, y, z.

Este tipo de vibraciones se calculan respecto a un sistema de ejes ortogonales, tal y como se muestra en la Figura 18 Eje z: Dirección del eje longitudinal del tercer hueso metacarpiano

- Eje x: Dirección dorso -palma
- Eje y: Dirección perpendicular a los otros dos.

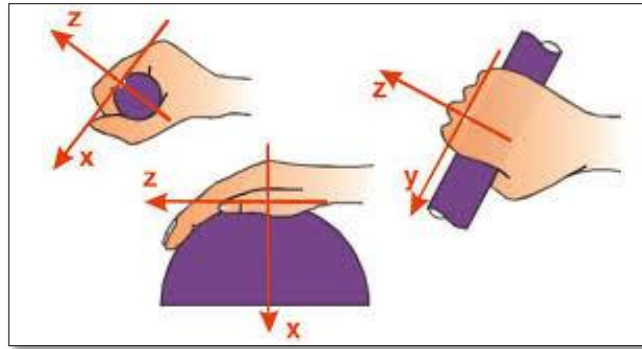


Figura 18. Direcciones de los ejes de vibraciones mecánicas transmitidas al sistema mano-brazo.

Fuente: [ 12.; pág. 12]

- ✓ **Para el cuerpo entero**, las vibraciones se pueden generar en tres direcciones lineales y tres rotacionales. En el caso cuando la persona este sentadas, los ejes lineales se designan como x (longitudinal), eje y (lateral) y eje z (vertical). Las rotaciones alrededor de los ejes x, y, z se designan como rx (balanceo), ry (cabeceo) y rz (deriva), respectivamente. En la figura 19 se simboliza los ejes lineales para adoptar una posición sentada. [12]

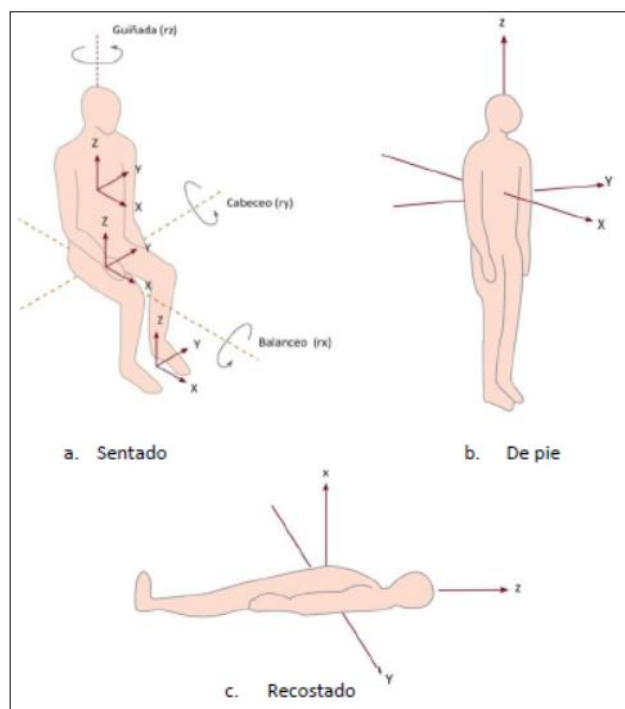


Figura 19. Direcciones de los ejes de vibraciones mecánicas transmitidas al cuerpo entero.

Fuente: [ 12.; pág. 13]

### 2.9.5 Sistemas con un grado de libertad

Un prototipo sencillo para analizar vibraciones es un resorte con un extremo fijo y una masa incorporada en el otro extremo. Tal como se muestra en la figura 20 la representa de un sistema masa-resorte con un GDL. [15]

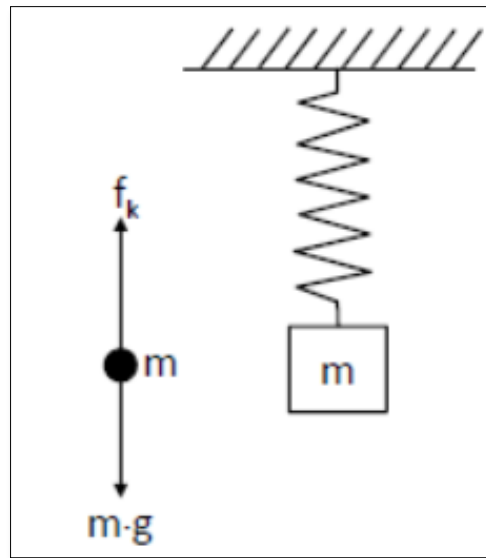


Figura 20. Esquema de un sistema masa-resorte y DCL

Fuente: [ 13.; pág. 3]

Despreciando la masa del resorte en sí, las únicas fuerzas que ejercen sobre la masa son la fuerza gravitacional ( $m \cdot g$ ) y la fuerza de recuperación del resorte ( $f_k$ ). La naturaleza de la fuerza del resorte se puede suponer al realizar un experimento estático simple. Lo cual consiste en aumentar la masa adherida y medir el desplazamiento de la masa ( $x$ ), tal como se muestra en la figura 21. [15]

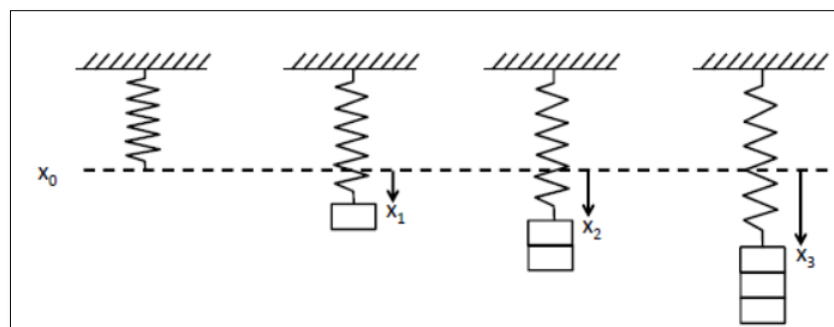


Figura 21. Experimento para determinar la rigidez de un resorte

Fuente: [ 13.; pág. 4]

Lo cual se logra la relación siguiente:

$$f_k = kx \quad (4)$$

La constante  $k$  se llama rigidez del resorte y es una propiedad de cada resorte.

Estimamos un resorte en un arreglo horizontal como se muestra en la figura 22, el que es elongado  $x_0$  desde su posición de equilibrio. La masa del objeto es  $m$  y la rigidez del resorte es  $k$ . La única fuerza que actúa en dicho sistema es la fuerza del resorte. [15]

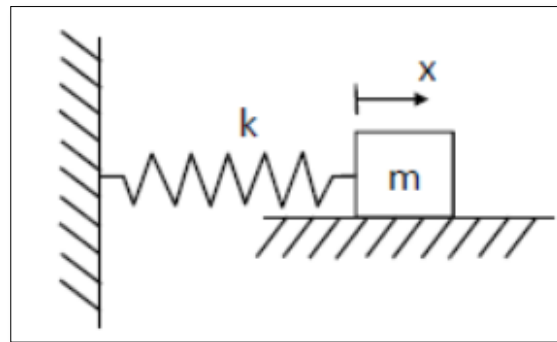


Figura 22. Sistema masa resorte horizontal

Fuente: [ 13.; pág. 4]

Por la adición de fuerzas se obtiene la ecuación de movimiento en la dirección  $x$ :

$$m\ddot{x}(t) = -kx \quad \text{o} \quad m\ddot{x}(t) + kx = 0 \quad (5)$$

donde  $\ddot{x}(t)$  representa la segunda derivada del desplazamiento (i.e., la aceleración). La solución de esta ecuación viene dada por:

$$x(t) = A \sin(\omega_n t + \phi) \quad (6)$$

Esto especifica un movimiento oscilatorio de frecuencia  $\omega_n$  y amplitud  $A$ .  $\omega_n$  se considera frecuencia natural, determina el intervalo de tiempo en el que la función se repite.  $\phi$ , denominada fase, establece el valor inicial de la función sinusoidal. La fase se mide en radianes (rad), a diferencia que la frecuencia se mide en radianes por segundo (rad/s).

Para corroborar que la ecuación 6 sea evidentemente una solución de la

ecuación de movimiento, la sustituimos en la ecuación 5. [15]

$$-m\omega_n^2 A \text{sen}(\omega_n t + \phi) = -k A \text{sen}(\omega_n t + \phi) \quad (7)$$

Esta última ecuación se satisface si,

$$\omega_n^2 = \frac{k}{m} \quad \text{o} \quad \omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (8)$$

Las constantes  $\phi$  y  $A$ , están establecidas por las condiciones iniciales del problema. Establecemos que la posición del resorte se encuentra en  $x_0$  en  $t=0$ , la fuerza inicial  $kx_0$  va a iniciar el movimiento. Si adicionalmente conocemos la velocidad inicial  $v_0$ , tenemos que

$$x_0 = x(0) = A \text{sen}(\phi) \quad (9)$$

$$v_0 = \dot{x}(0) = \omega_n A \text{cos}(\phi) \quad (10)$$

Desarrollando ambas ecuaciones se obtiene:

$$A = \frac{\sqrt{\omega_n^2 x_0^2 + v_0^2}}{\omega_n} \quad \text{y} \quad \phi = \tan^{-1} \frac{\omega_n x_0}{v_0} \quad (11)$$

Por ende, para un sistema masa-resorte su ecuación de movimiento se expresa de la siguiente manera:

$$x(t) = \frac{\sqrt{\omega_n^2 x_0^2 + v_0^2}}{\omega_n} \text{sen} \left( \omega_n t + \tan^{-1} \frac{\omega_n x_0}{v_0} \right) \quad (12)$$

Esta solución se representa a continuación (figura 23).

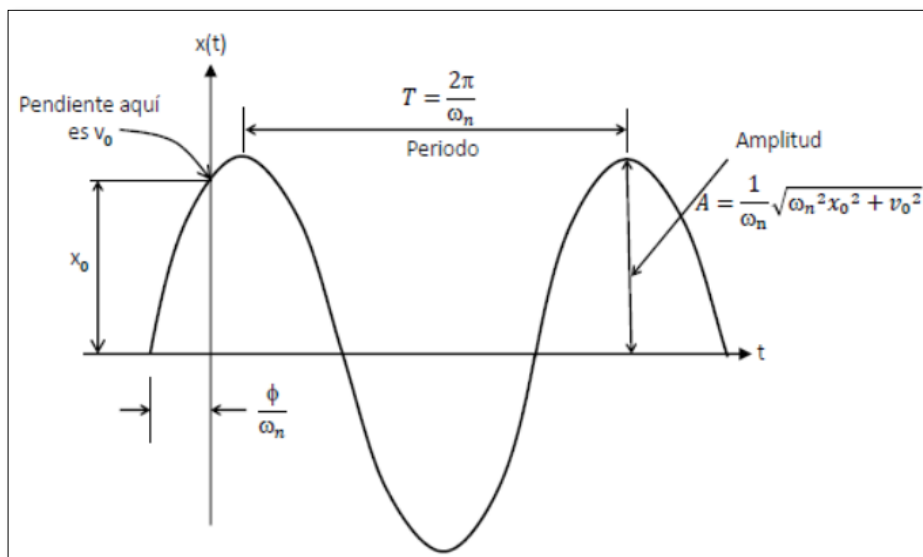


Figura 23. Solución de la ecuación de movimiento para un sistema de un 1 GDL

Fuente: [ 13.; pág. 6]

### 2.9.6 Sistemas con dos grados de libertad

Según [15] Al intercambiar de sistemas de un GDL a sistemas con dos o más GDL, surgen dos definiciones significativas. El primero, es que siempre en un sistema de dos grados de libertad tiene dos frecuencias naturales. El segundo concepto es el de modo de vibración, que no está vigente en sistemas de un grado de libertad. Un modo de vibración es un vector que describe el movimiento relativo entre los dos grados de libertad.

En la Figura 24 se representan 3 ejemplos de sistemas de dos GDL; (a) el primero se basa en dos masas unidas por resortes en serie, (b) el segundo, representa una masa que puede moverse en dos direcciones y (c) el último caso representa una masa que puede desplazarse y al mismo tiempo rotar sobre su eje.

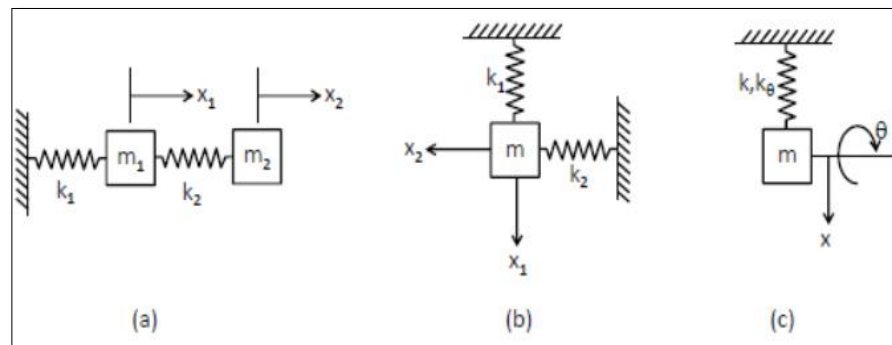


Figura 24. Ejemplos de sistemas de dos grados de libertad

Fuente: [ 13.; pág. 55]

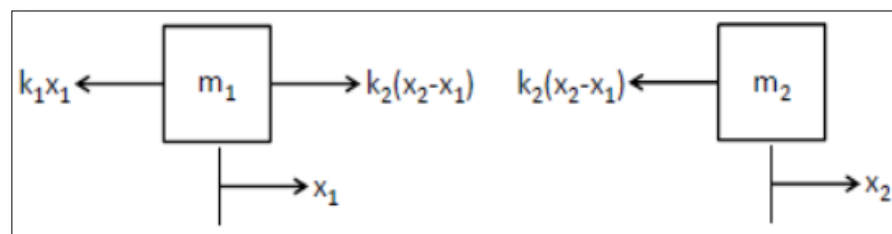


Figura 25. Diagrama de cuerpo libre para el sistema de 2 GDL

Fuente: [ 13.; pág. 56]

Teniendo en cuenta el sistema de la Figura 24 (a). Y su DCL de este sistema es representado en la Figura 25. Si realizamos la sumatoria de las fuerzas para cada masa tenemos:

$$m_1\ddot{x}_1 = -k_1x_1 + k_2(x_2 - x_1) \quad (13)$$

$$m_2\ddot{x}_2 = -k_2(x_2 - x_1) \quad (14)$$

Reacomodando estas ecuaciones, se obtiene,

$$m_1\ddot{x}_1 + (k_1 + k_2)x_1 - k_2x_2 = 0 \quad (15)$$

$$m_2\ddot{x}_2 - k_2x_1 + k_2x_2 = 0 \quad (16)$$

Estas ecuaciones están representando a un sistema de dos ecuaciones diferenciales acopladas con coeficientes constantes. En este caso la solución depende de cuatro condiciones iniciales: [15]

$$x_1(0) = x_{10} \quad \dot{x}_1(0) = v_{10} \quad x_2(0) = x_{20} \quad \dot{x}_2(0) = v_{20} \quad (17)$$

donde las constantes  $x_{10}$ ,  $x_{20}$  y  $v_{10}$ ,  $v_{20}$  representan a los desplazamientos y velocidades iniciales.

Existen múltiples metodologías para el desarrollo de sistemas de ecuaciones diferenciales. Debido a su complejidad no es posible desarrollar cada ecuación de forma independiente dado que cada ecuación contiene a  $x_1$  y  $x_2$  (sistema acoplado). Físicamente, esto representa que el movimiento de  $x_1$  afecta a  $x_2$  y viceversa. Una manera de resolver el sistema de ecuaciones, es expresarlo de forma matricial: [15]

$$\begin{bmatrix} m_1 & 0 \\ 0 & m_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \ddot{x}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 \\ -k_2 & k_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (18)$$

Lo que se puede escribir como:

$$M\ddot{x} + Kx = 0 \quad (19)$$

### 2.9.7 Sistemas con más de dos grados de libertad

Según [15] para analizar estructuras, equipos y todos los componentes de un sistema mecánicos es necesario determinar más de dos GDL para definir su movimiento. Para el desarrollo de estos sistemas complejos con múltiples GDL, se emplea el mismo método que los ya mencionados anteriormente.

Para cada masa y/o GDL en el sistema, le compete una coordenada  $x_i(t)$  describiendo así su movimiento en una dimensión; esto nos da un

vector  $x(t)$  con dimensiones  $n \times 1$ , con matrices de masa  $M$  de  $n \times n$  y matriz de rigidez  $K$  de  $n \times n$  satisfaciendo la siguiente ecuación:

$$M\ddot{x} + Kx = 0 \quad (20)$$

La estructura de la ecuación mencionada anteriormente permanece siempre y cuando la masa rote y se mueva solo en las direcciones  $y$ ,  $z$ . es por ello que el vector “ $x$ ” puede contar con hasta 6 GDL por cada masa.

Como modelo genérico, consideramos “ $n$ ” masas acopladas por  $n$  resortes, como se muestra a continuación (Figura 26).

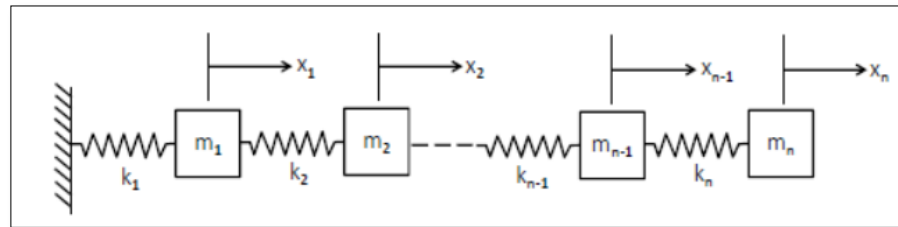


Figura 26. Ejemplo de un sistema con  $n$  grados de libertad

Fuente: [ 13.; pág. 66]

Realizando sumatoria de las fuerzas para cada masa se obtienen  $n$  ecuaciones de la forma:

$$m_i \ddot{x}_i + k_i(x_i - x_{i-1}) - k_{i+1}(x_{i+1} - x_i) = 0, \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (21)$$

donde  $m_i$  denota la  $i$ -ésima masa y  $k_i$  el  $i$ -ésima resorte. En forma de matriz, estas ecuaciones toman la forma 20 con:

$$M = \begin{bmatrix} m_1 & 0 & & \dots & 0 \\ 0 & m_2 & & & \vdots \\ & & m_3 & & \\ & & & \ddots & \\ \vdots & & & & m_{n-1} & 0 \\ 0 & \dots & & & 0 & m_n \end{bmatrix}$$

$$K = \begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 & 0 & & \dots & 0 \\ -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 & & & \vdots \\ 0 & -k_3 & k_3 + k_4 & & & \\ & & & \ddots & & \\ \vdots & & & & k_{n-1} + k_n & -k_n \\ 0 & \dots & & & -k_n & k_n \end{bmatrix}$$

Con esto el vector de desplazamientos  $X$  se expresa como:

$$X = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ x_n \end{bmatrix}$$

Para el desarrollo de un sistema con  $n$  grados de libertad, también se puede utilizar la notación del caso de dos grados de libertad. Se toma la misma secuencia, con la única diferencia que las matrices ahora son de  $n \times n$ , por ende, el resultado son  $n$  ecuaciones modales desacopladas:

$$\ddot{y}_1 + w_1^2 y_1 = 0 \quad (22)$$

$$\ddot{y}_2 + w_2^2 y_2 = 0 \quad (23)$$

⋮

$$\ddot{y}_n + w_n^2 y_n = 0 \quad (24)$$

Ahora existen  $n$  frecuencias naturales,  $w_i$ , donde representan a los valores pertenecientes de la matriz  $M^{-1}K$ . Por lo tanto, los modos de vibración corresponden a los  $n$  vectores propios de esta matriz. [15]

### 2.9.8 Amortiguamiento

En un sistema masa-resorte se presupone que la respuesta del sistema va a oscilar indefinidamente. Sin embargo, la totalidad de los sistemas oscilatorios casualmente decrecen y quedan estáticos. Esto recomienda que el modelo mencionado debe modificarse para incluir este decaimiento. Agregando un término  $c\dot{x}(t)$  a la ecuación de movimiento se consigue una solución que decae en el tiempo. Esto se conoce con el nombre de amortiguamiento viscoso mostrando así una muy buena representación en las observaciones experimentales.

Sabemos que un resorte simboliza un caso físico para conservar energía potencial llegando a causar vibraciones; sin embargo, un amortiguador representa todo lo contrario, el cual disipa energía y amortigua las oscilaciones de un sistema mecánico. Un ejemplo muy claro de un amortiguador es de un pistón que se desliza en un cilindro lleno de aceite, tal como se evidencia en la figura 27. Para ello se efectúan hoyos al pistón

de manera que el aceite pueda atravesar de un lado del pistón al otro. [15]

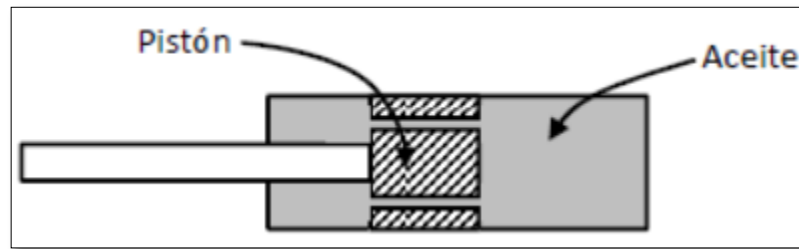


Figura 27. Esquema de un amortiguador

Fuente: [ 13.; pág. 8]

La fuerza que efectúa un amortiguador es proporcional a la velocidad del pistón, en dirección opuesta al movimiento:

$$f_c = -c\dot{x}(t) \quad (25)$$

dato que  $c$  es una constante vinculada con la viscosidad del aceite. Esta constante se llama el coeficiente de amortiguamiento y sus unidades son fuerza por velocidad ( $N\ s/m = kg/s$ ).

En la figura 28 se considera un sistema con un grado de libertad, por ende, la ecuación de movimiento queda expresada:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = 0 \quad (26)$$

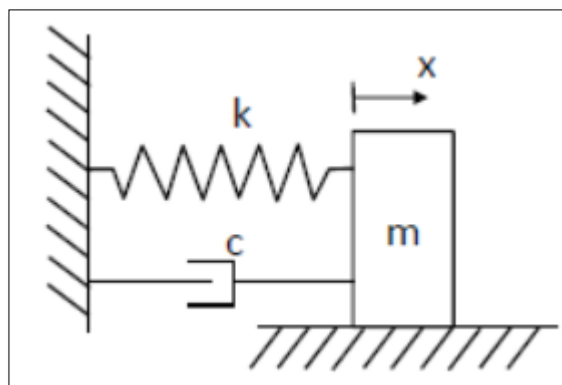


Figura 28. Sistema de un grado de libertad con amortiguador

Fuente: [ 13.; pág. 9]

Para solucionar la ecuación de movimiento amortiguada, se considera una solución de la forma  $x(t) = Ae^{\lambda t}$ . Sustituyendo en la ecuación 26:

$$m\lambda^2 Ae^{\lambda t} + c\lambda Ae^{\lambda t} + k Ae^{\lambda t} = 0 \quad (27)$$

Dividiendo por  $Ae^{\lambda t}$  se consigue la ecuación característica del sistema:

$$m\lambda^2 + c\lambda + k = 0 \quad (28)$$

Las raíces de esta ecuación son:

$$\lambda_{1,2} = -\frac{c}{2m} \pm \frac{c}{2m} \sqrt{c^2 - 4km} \quad (29)$$

Evaluando esta expresión observamos que las raíces pueden tener valores complejos o reales dependiendo del valor de la discriminante,  $c^2 - 4km$ . Si  $c^2 - 4km > 0$ , las raíces  $\lambda_1$  y  $\lambda_2$  son dos números reales negativos. En caso contrario, si el discriminante es negativo, las raíces  $\lambda_1$  y  $\lambda_2$  son dos complejos conjugados con la parte real de valor negativo. Si el discriminante es cero, las raíces son números reales negativos iguales.

Se concluye como amortiguamiento crítico al amortiguamiento que hace que el discriminante tenga a cero: [15]

$$c_c = 2m\omega_n = 2m\sqrt{\frac{k}{m}} \quad (30)$$

A partir de este postulado, se concretiza la razón de amortiguamiento,

$\zeta$  como:

$$\zeta = \frac{c}{c_c} \quad (31)$$

Las soluciones presentes en la ecuación 29, se denotan como un par de raíces complejas conjugadas:

$$\lambda_{1,2} = -\zeta\omega_n \pm \omega_n \sqrt{\zeta^2 - 1} \quad (32)$$

De donde se denota visiblemente que la razón de amortiguamiento  $\zeta$  determina si las raíces son complejas o reales.

Dado que  $x = A_1 e^{\lambda_1 t}$  y  $x = A_2 e^{\lambda_2 t}$  son soluciones del problema, y su suma es la solución general:

$$x = A_1 e^{\lambda_1 t} + A_2 e^{\lambda_2 t} \quad (33)$$

Las soluciones particulares dependen directamente de las constantes,  $A_1$  y  $A_2$ , que se determinan netamente de las condiciones iniciales.

La ecuación 33 se puede escribir como:

$$x = e^{-\zeta\omega_n t} (A_1 e^{\omega_n \sqrt{\zeta^2 - 1} t} + A_2 e^{-\omega_n \sqrt{\zeta^2 - 1} t}) \quad (34)$$

**a) Amortiguamiento débil**

Según [15], si la razón de amortiguamiento  $\zeta$  es menor a 1 y el discriminante es negativo (ecuación 32) estamos frente a un sistema de amortiguamiento débil. obteniendo así dos raíces complejas conjugadas:

$$\lambda_1 = -\zeta\omega_n - j\omega_d \quad (35)$$

$$\lambda_2 = -\zeta\omega_n + j\omega_d \quad (36)$$

donde  $\omega_d = \omega_n \sqrt{1 - \zeta^2}$  se denomina frecuencia natural amortiguada. El desarrollo de la solución de la ecuación de movimiento se denota:

$$x = e^{-\zeta\omega_n t} (A_1 e^{j\omega_d t} + A_2 e^{-j\omega_d t}) \quad (37)$$

Utilizando las identidades:  $e^{j\omega_d t} = \cos\omega_d t + j\text{sen}\omega_d t$  y

$e^{-j\omega_d t} = \cos\omega_d t - j\text{sen}\omega_d t$  entonces se puede escribir como:

$$x = e^{-\zeta\omega_n t} (B \cos\omega_d t + D \text{sen}\omega_d t) \quad (38)$$

$$= A e^{-\zeta\omega_n t} \text{sen}(\omega_d t + \phi) \quad (39)$$

Las constantes  $A$  y  $\phi$  están dadas por las condiciones asumidas inicialmente, similar al caso sin amortiguamiento.

$$x(0) = x_0 = A \text{sen}(\phi) \quad (40)$$

$$\dot{x}(0) = v_0 = -A\zeta\omega_n \text{sen}(\phi) + A\omega_d \cos(\phi) \quad (41)$$

Despejando se obtiene que:

$$A = \sqrt{\frac{(v_0 + \zeta\omega_n x_0)^2 + (\omega_d x_0)^2}{\omega_d^2}} \quad (42)$$

$$\phi = \tan^{-1} \frac{\omega_d x_0}{v_0 + \zeta\omega_n x_0} \quad (43)$$

Esto también se puede redactar como:

$$x = e^{-\zeta\omega_n t} \left( \frac{v_0 + \zeta\omega_n x_0}{\omega_d} \text{sen} \omega_d t + x_0 \cos \omega_d t \right) \quad (44)$$

De la figura 29 se explica la representación de un sistema con amortiguamiento débil. obteniendo así una respuesta oscilatoria y decreciente en el tiempo. La razón de decrecimiento está dada por la razón de amortiguamiento  $\zeta$ . Este tipo de respuesta se observa más en sistemas mecánicos. [15]

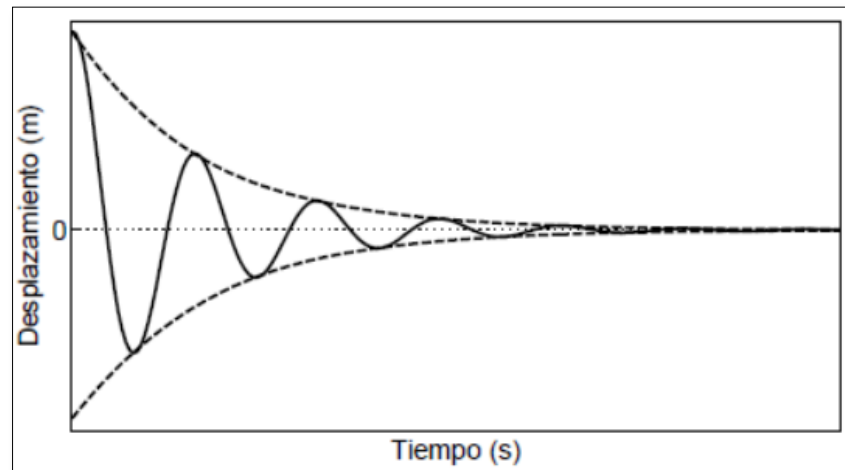


Figura 29. Respuesta de un sistema con amortiguamiento débil:  $0 < \zeta < 1$

Fuente: [ 13.; pág. 11]

### b) Sobreamortiguamiento

Para este sistema se dice que la razón de amortiguamiento es mayor a 1 ( $\zeta > 1$ ). En este análisis, el discriminante de la ecuación 32 es mayor a cero, obteniendo dos raíces reales que se muestran a continuación:

$$\lambda_1 = -\zeta\omega_n - \omega_n\sqrt{1 - \zeta^2} \quad (45)$$

$$\lambda_2 = -\zeta\omega_n + \omega_n\sqrt{1 - \zeta^2} \quad (46)$$

La respuesta del sistema está dada por:

$$x = e^{-\zeta\omega_n t} (A_1 e^{-\omega_n\sqrt{\zeta^2 - 1}t} + A_2 e^{+\omega_n\sqrt{\zeta^2 - 1}t}) \quad (47)$$

Lo que simboliza una respuesta no oscilatoria. Las constantes  $A_1$  y  $A_2$  están dadas en las condiciones iniciales:

$$A_1 = \frac{-v_0 + (-\zeta + \sqrt{\zeta^2 - 1})\omega_n x_0}{2\omega_n\sqrt{\zeta^2 - 1}} \quad (48)$$

$$A_2 = \frac{v_0 + (\zeta + \sqrt{\zeta^2 - 1}) \omega_n x_0}{2\omega_n \sqrt{\zeta^2 - 1}} \quad (49)$$

Resultados semejantes se ve en la Figura 30, en donde observamos que la respuesta es evidentemente no oscilatoria. La característica de un sistema sobreamortiguado aparte de no oscilar, simplemente se direcciona exponencialmente hacia su posición de equilibrio. [15]

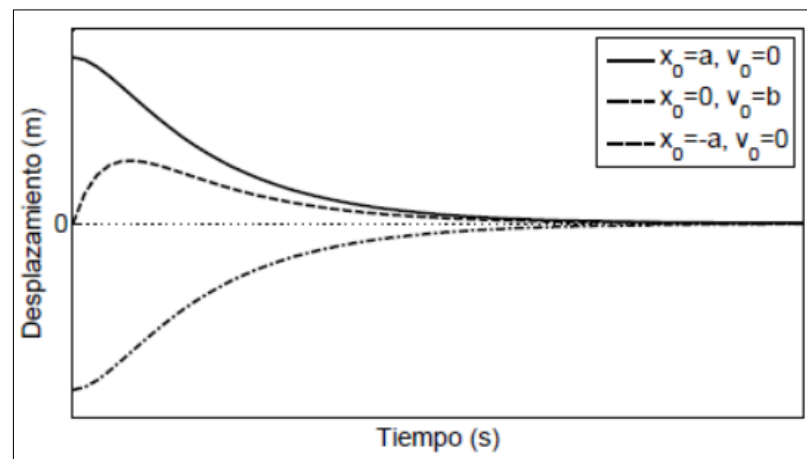


Figura 30. Respuesta de un sistema sobreamortiguado:  $\zeta > 1$

Fuente: [ 13.; pág. 12]

### c) Amortiguamiento crítico

Para este caso, la razón de amortiguamiento es netamente uno ( $\zeta=1$ ) y el discriminante de la ecuación 32 vale cero. Repitiéndose así ambas raíces y obteniendo un valor:

$$\lambda_1 = \lambda_2 = -\omega_n \quad (50)$$

La solución toma la forma,

$$x(t) = (A_1 + A_2 t) e^{-\omega_n t} \quad (51)$$

Las constantes  $A_1$  y  $A_2$  vienen dadas por las condiciones iniciales:

$$A_1 = x_0 \quad (52)$$

$$A_2 = v_0 + \omega_n x_0 \quad (53)$$

Las respuestas en este caso son idénticas a las de la figura 30. Los sistemas con amortiguamiento crítico se pueden observar de

diferentes puntos de vista. Representando así al sistema con el mínimo valor de amortiguamiento que conduce a un movimiento no oscilatorio. Otra forma de expresar el amortiguamiento crítico sería como el caso que separa la no oscilación de la oscilación, o el valor de amortiguamiento que entrega el decaimiento hacia cero más rápido sin oscilación. [15]

#### d) Estimación experimental del amortiguamiento

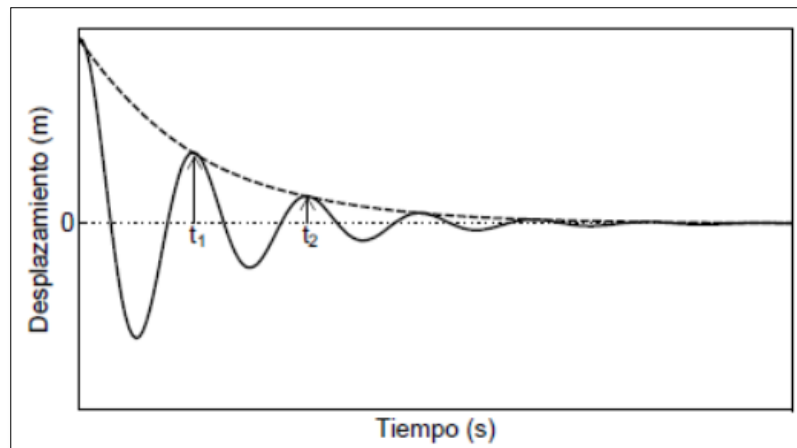


Figura 31. Estimación del amortiguamiento en respuesta con amortiguamiento débil

Fuente: [ 13.; pág. 13]

Según [15] el coeficiente o razón de amortiguamiento es uno de los parámetros más complicados de calcular ya sea numérica o experimentalmente. Si es experimentalmente la razón de amortiguamiento para un sistema con amortiguamiento débil se puede calcular partiendo de la respuesta en el tiempo del sistema. Una técnica común, aprovecha el hecho que la envolvente (línea segmentada) de la Figura 31 viene dada por  $Ae^{-\zeta\omega_n t}$ .

Los puntos medidos  $x(t_1)$ ,  $x(t_2)$ , ... se pueden ajustar a por  $Ae^{-\zeta\omega_n t_1}$ ,  $Ae^{-\zeta\omega_n t_2}$ , ....

Esto nos conduce al valor del coeficiente  $\zeta\omega_n$ . Si  $m$  y  $k$  son conocidos,  $\zeta$  y  $c$  se pueden calcular a partir de  $\zeta\omega_n$ .

Esta metodología conlleva al concepto de decremento logarítmico, denotado por  $\delta$  y definido por:

$$\delta = \ln \frac{x(t)}{x(t+T)} \quad (54)$$

donde  $T$  representa el periodo de oscilación. Sustituyendo la expresión analítica de  $x(t)$ ,

$$\delta = \ln \frac{Ae^{-\zeta\omega_n t} \text{sen}(w_d t + \phi)}{Ae^{-\zeta\omega_n (t+T)} \text{sen}(w_d (t+T) + \phi)} \quad (55)$$

dado que  $w_d T = 2\Pi$ , denominador se convierte en:  $Ae^{-\zeta\omega_n (t+T)} \text{sen}(w_d (t+T) + \phi)$  y la expresión para el decremento se reduce a:

$$\delta = \ln e^{\zeta\omega_n T} = \zeta\omega_n T \quad (56)$$

El periodo  $T$  representa al periodo amortiguado ( $2\Pi/w_d$ ), por ende

$$\delta = \frac{\zeta\omega_n 2\Pi}{w_d} = \frac{2\Pi\zeta}{\sqrt{1-\zeta^2}} \quad (57)$$

despejando  $\zeta$ ,

$$\zeta = \frac{\delta}{\sqrt{4\Pi^2 + \delta^2}} \quad (58)$$

Esto determina la razón de amortiguamiento partiendo del decremento logarítmico. Por ello, midiendo así el valor de  $x(t)$  en dos peaks sucesivos, digamos  $x(t_1)$  y  $x(t_2)$ , la ecuación 54 se puede utilizar para calcular el decremento y la ecuación 58 para encontrar la razón de amortiguamiento. Sin embargo, si conocemos el valor de  $m$  y  $k$ , se puede calcular con exactitud cuánto es el valor del coeficiente de amortiguamiento  $c$ . [15]

### **III. Marco metodológico**

El marco metodológico hace referencia a la serie de pautas o procesos que debe seguir un objeto de investigación para lograr una meta u objetivos de forma más concreta y útil, además está caracterizado por ser una guía de procesos razonables, organizados, controlado y evaluados para determinar los logros de los objetivos propuestos. También en él se expresan las técnicas e instrumentos e incluso hace referencia a la población en la cual será aplicado, todas aquellas acciones o programas que se ejecutaran para determinado fin. [16]

#### **3.1. Descripción de la metodología**

De acuerdo a la esencia de esta investigación y de acorde al fin del estudio, a continuación, se añade el desarrollo de distintos elementos que conforman la misma como es este trabajo de investigación del diseño de una órtesis para pacientes con Parkinson-estadio II para el uso de cuchara en su alimentación.

#### **3.2. Diseño de la investigación**

Este diseño hace mención a la táctica que adquiere el investigador para argumentar los problemas, inquietudes, dificultades o inconvenientes planteados en el desarrollo del estudio.

#### **3.3. Tipo de investigación**

Por sus características podemos concluir que es descriptiva, porque su principal objetivo se fundamenta en llegar a comprender las situaciones, que predominan por medio de la descripción concreta de dichas labores, objetos, procesos y personas. Su finalidad no solo se condiciona a la recopilación de datos, sino que también a la predicción y concordancia de las correlaciones que se generan entre dos o más variables.

#### **3.4. Nivel de investigación**

La presente investigación se enmarca en el problema cuantitativo del análisis en el estudio de los niveles de vibración ocasionados por esta enfermedad de Parkinson presentes en segundo estadio, donde el investigador está en contacto con la realidad, de predecir la hipótesis, el investigador recogerá los datos en forma directa de los pacientes parkinsonianos.

### **3.5. Modalidad de la investigación**

Para el desarrollo de esta modalidad en primera instancia se debe realizar un diagnóstico; luego como segundo paso se debe proponer y argumentar la propuesta de manera teórica y concretizar el proceso metodológico, las actividades y requerimientos pertinentes en su elaboración. Finalmente, se ejecuta dicho análisis sobre la viabilidad de la investigación y, en caso de que el estudio se logre su desarrollo y/o ejecución se evalúa la propuesta tanto del proceso como también de los resultados.

### **3.6. Establecer los niveles de vibración de la enfermedad de Parkinson-estadio II**

El síndrome parkinsoniano se caracteriza por acinesia, rigidez, temblor en reposo e inestabilidad postural. La acinesia es la dificultad para iniciar el movimiento en ausencia de parálisis; se relaciona con bradicinesia (lentitud durante la ejecución del movimiento) e hipocinesia (disminución de la cantidad total de movimiento). La rigidez tiene carácter plástico durante la excursión articular, interrumpida rítmicamente con una frecuencia parecida a la del temblor, conocida como "rigidez en rueda dentada". En ocasiones, para que sea aparente, es necesario explorarla mientras el paciente mueve el otro miembro (signo de Froment). [17]

El temblor parkinsoniano es de frecuencia lenta (4 a 6 Hz), en pronosupinación de las manos, generalmente de inicio unilateral; afecta los pies de manera frecuente y es raro en la cabeza

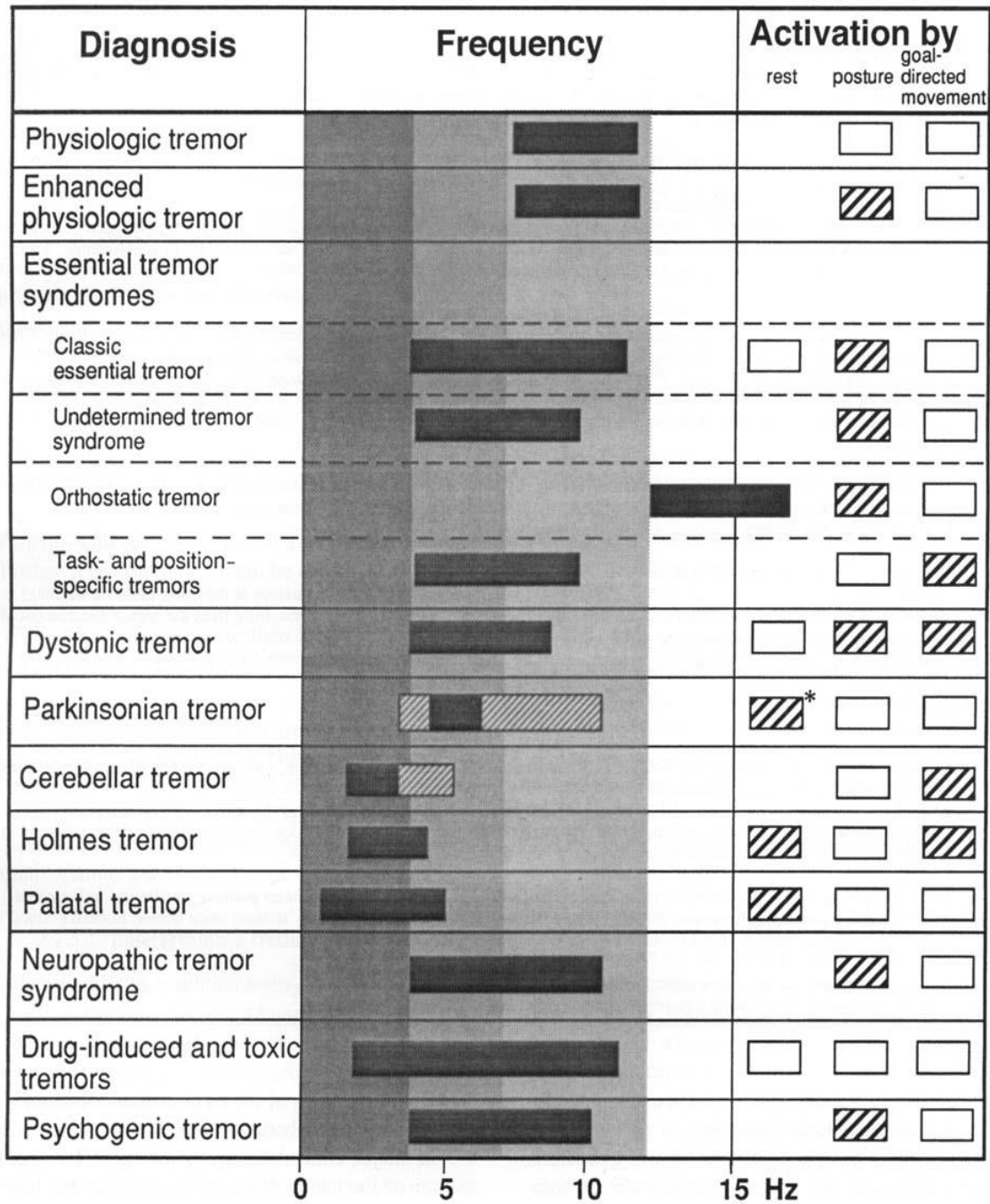
La escala modificada de Hoehn y Yahr es de utilidad para estratificar el estado en el que se encuentra un paciente con enfermedad de Parkinson (tabla 7). [17]

Tabla 7. Escala modificada de Hoehn y Yahr

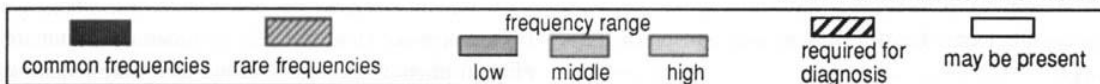
Escala de Hoehn – Yahr para parkinsonismo	
Estado 0	Ningún signo de enfermedad.
Estado 1	Compromiso de un solo lado. Hemiparkinson.
Estado 1,5	Compromiso unilateral + compromiso axial.
Estado 2	Enfermedad con compromiso bilateral. No hay compromiso del equilibrio.
Estado 2,5	Enfermedad bilateral leve. Recupera postura al jalarlo hacia atrás de los hombros.
Estado 3	Enfermedad bilateral leve a moderada. Algún grado de inestabilidad postural, independencia física.
Estado 4	Incapacidad grave. Puede caminar y levantarse de una silla sin asistencia
Estado 5	Limitado a silla de ruedas o a la cama

Según Consensus Statement of the Movement Disorder Society on Tremor realiza la siguiente clasificación sindrómica del temblor. [18]

Tabla 8. Clasificación sindrómica del temblor



\* For Parkinsonian resting tremor only



En la tabla N°8 podemos observar que el temblor de reposo presente en la enfermedad de Parkinson tiene una frecuencia entre 4 – 6 Hz.

### **3.6.1 Tipo I, temblor con reposo y cinético postural con la misma frecuencia.**

El paciente tiene temblor de reposo y puede o no tener Temblor postural/cinético. El temblor se inhibe durante Movimiento y puede volver a ocurrir durante las tareas posturales. El descanso y la postura/temblores cinéticos tienen una frecuencia similar.

Comentario: el temblor de descanso se produce en una parte significativa de los pacientes. La frecuencia del temblor de reposo puro es más de 4 Hz, pero el límite de frecuencia superior no está bien definido.

Se pueden encontrar mayores frecuencias de temblor en reposo de hasta 9 Hz, especialmente en las primeras etapas. Las observaciones clínicas se ajustan a la hipótesis de que esta forma de temblor postural/cinético (con frecuencias similares para el resto y temblores posturales/cinéticos) es una continuación del temblor de reposo en condiciones posturales, cinéticas o ambas. Las frecuencias para el descanso y el temblor postural/cinético pueden considerarse similares si no difieren en más de 1,5 Hz. Con frecuencia hay una pausa en el temblor durante la transición del reposo a la postura. [18]

### **3.6.2 Tipo II, reposo y temblores cinéticos posturales de diferentes frecuencias.**

En este caso, el temblor postural / cinético tiene una frecuencia más alta ( $> 1.5$  Hz) y no armónica relacionada con el temblor en reposo.

Comentario: una forma leve de temblor cinético está presente en casi todos los pacientes parkinsonianos; se puede detectar fácilmente Analizando los movimientos lentos de flexión / extensión. A veces este temblor postural/cinético puede ser incapacitante. Algunos pacientes tienen un temblor postural predominante en Además de su temblor de descanso. Esta forma ha sido a menudo considerada como una combinación de un (temblor esencial) ET con EP. y es raro ( $<10\%$  de los pacientes con EP) según nuestra experiencia. Algunos de estos pacientes han tenido temblor postural más largo

que la EP. La diferencia crítica en frecuencias es de 1.5 Hz. Con algo de experiencia, esta diferencia de frecuencia puede verse clínicamente. [18]

### **3.6.3 Tipo III, temblor cinético posturales puro**

Los temblores posturales y cinéticos aislados ocurren en la EP. Su frecuencia puede variar entre 4 y 9 Hz.

Comentario: Los temblores posturales son comunes en la variante rígida acinética de la EP. Postural severa y hasta intencionada. El temblor es raro en la EP. Estos temblores a menudo han sido considerados como variantes ET o se han encontrado para ser indistinguibles de temblor fisiológico mejorado. [18]

## IV. Diseño

### 4.1. Metodología del diseño

En el presente caso, debido al enfoque estructurado que ha brindado frutos en experiencias previas, se adoptó el modelo de French (Figura 32). En la figura, las elipses representan las fases o resultados obtenidos y los rectángulos simbolizan actividades en ejecución, con ciclos de retroalimentación que muestran las vueltas iterativas a periodos previos que comúnmente son necesarias para alcanzar el éxito en un proyecto.

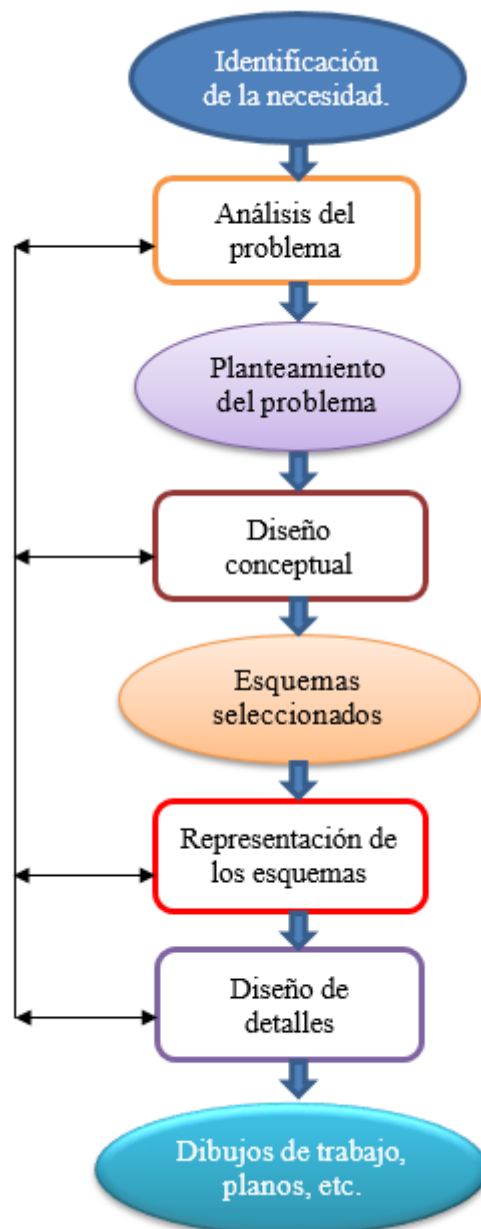


Figura 32. Diagrama del modelo de French del proceso de diseño.

Con base en el modelo de French, el primer paso fue la identificación de la necesidad, cuyo resultado es un planteamiento del problema, el cual consta de tres elementos:

- a) un planteamiento del propio problema de diseño.
- b) las limitaciones que se imponen a la solución.
- c) el criterio de excelencia hacia el que se va a trabajar.

#### **4.1.1 Consideraciones para el funcionamiento del diseño**

Mediante las siguientes afirmaciones cualitativas se indica el funcionamiento que debe realizar este dispositivo

- El dispositivo cumple la función de absorber la energía liberada por las oscilaciones rítmicas involuntarias generadas por esta EP.
- El diseño del sistema de amortiguamiento para la absorción de energía, no necesariamente contará de componentes electrónicos para su respectivo funcionamiento
- Independientemente de su manejo y funcionalidad, el dispositivo contemplará aspectos estéticos adoptando una forma de sentimiento y empatía con el paciente.

#### **4.1.2 Lista de exigencias**

Se estructura una lista de requerimientos para determinar las exigencias (E) y deseos (D) debiendo satisfacer para la elaboración de diseño.

Tabla 9. Lista de exigencias

LISTA DE EXIGENCIAS		
Proyecto: DISEÑO DE UNA ÓRTESIS PARA PACIENTES CON PARKINSON- ESTADÍO II PARA EL USO DE CUCHARA EN SU ALIMENTACIÓN		
Nº	Deseo o Exigencia	DESCRIPCIÓN
1	E	<b>FUNCIÓN PRINCIPAL:</b> Reducir considerablemente los niveles de vibración presentes en los miembros superiores de los pacientes con Parkinson
2	E	<b>ENERGÍA:</b> La órtesis no necesita de energía adicional, más que la composición del material a utilizar.
3	E	<b>FUERZA:</b> La rigidez y la inercia de la órtesis deben estar sincronizadas con la frecuencia vibracional causada por la EP de tal forma que las amplitudes de vibración se mitiguen cuando sean colocadas al miembro superior del paciente.
4	D	<b>ERGONOMÍA:</b> La órtesis no causará ningún tipo de contusiones.
5	E	<b>GEOMETRÍA:</b> La órtesis contará con una geometría que adoptará la forma del miembro superior.
6	E	<b>MATERIAL:</b> Los materiales a utilizar serán de tipo compuesto capaces de absorber los niveles de vibración presentes en los miembros superiores.
7	E	<b>GRADOS DE LIBERTAD:</b> Se desarrollará teniendo en cuenta todos los grados de libertad presentes en la alimentación.
8	D	<b>NIVEL DE VIBRACIÓN:</b> La frecuencia a reducir es de 4-12Hz reposo, postural e intención.
9	D	<b>COSTOS:</b> No se precisan
10	E	<b>PLAZO DE ENTREGA:</b> 15/07/2019

Fuente: Elaboración Propia

### 4.1.3 Caja negra

#### Estructura de funciones

Para poder representar la función se realizará a través de una caja negra "Black box", lo cual sólo se considera tres magnitudes fundamentales de entrada y salida: materia, energía y señales.

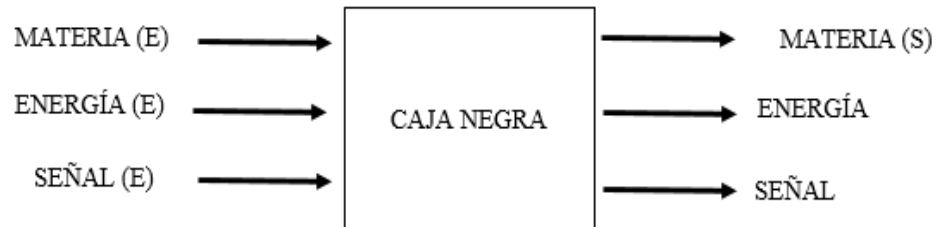


Figura 33. Caja Negra

Fuente: Elaboración Propia

#### ENTRADAS

- Materia: Miembro superior
- Energía: vibración musculoesquelético involuntario
- Señal: vibraciones (Hz)

#### SALIDAS

- Materia: Miembro superior
- Energía: vibración musculoesquelético controlado
- Señal: vibraciones reducidas (Hz)

## 4.2. Funciones del dispositivo

En esta fase se determinan todos los requerimientos que el dispositivo a diseñar debe satisfacer para poder llevar a cabo su principal función.

### 4.2.1 Función principal

Para el diseño de este dispositivo se especifica como una función total interpretada por la black box (caja negra) lo cual se genera una transformación, llamado proceso técnico. Para esta investigación su principal función es:

Disminución de manera considerable las vibraciones ocasionadas por EP en las extremidades superiores de los pacientes con Parkinson.

### 4.2.2 Funciones parciales

Estas funciones del dispositivo se sub dividen en funciones parciales que cumplan con una determinada acción, satisfaciendo así con el proceso requerido.

**a) Alimentación**

Como consecuencia de la reducción de las vibraciones, el paciente logrará alimentarse con facilidad.

**b) Accionamiento**

Este dispositivo es netamente mecánico lo cual no tendrá ningún tipo de accionamiento electrónico, lo cual esto hace que sea de fácil uso.

**c) Vibración**

La fuerza vibratoria será absorbida por las características que tendrán los materiales compuestos en la elaboración del dispositivo.

**4.3. Requisitos del diseño****4.3.1 Criterios de evaluación**

Se denomina criterios de evaluación a las afirmaciones de características cualitativas requeridas en un diseño, esto ayuda a que el diseñador determine qué opción de diseño es la más favorable. En esta investigación se consideró nueve criterios de selección.

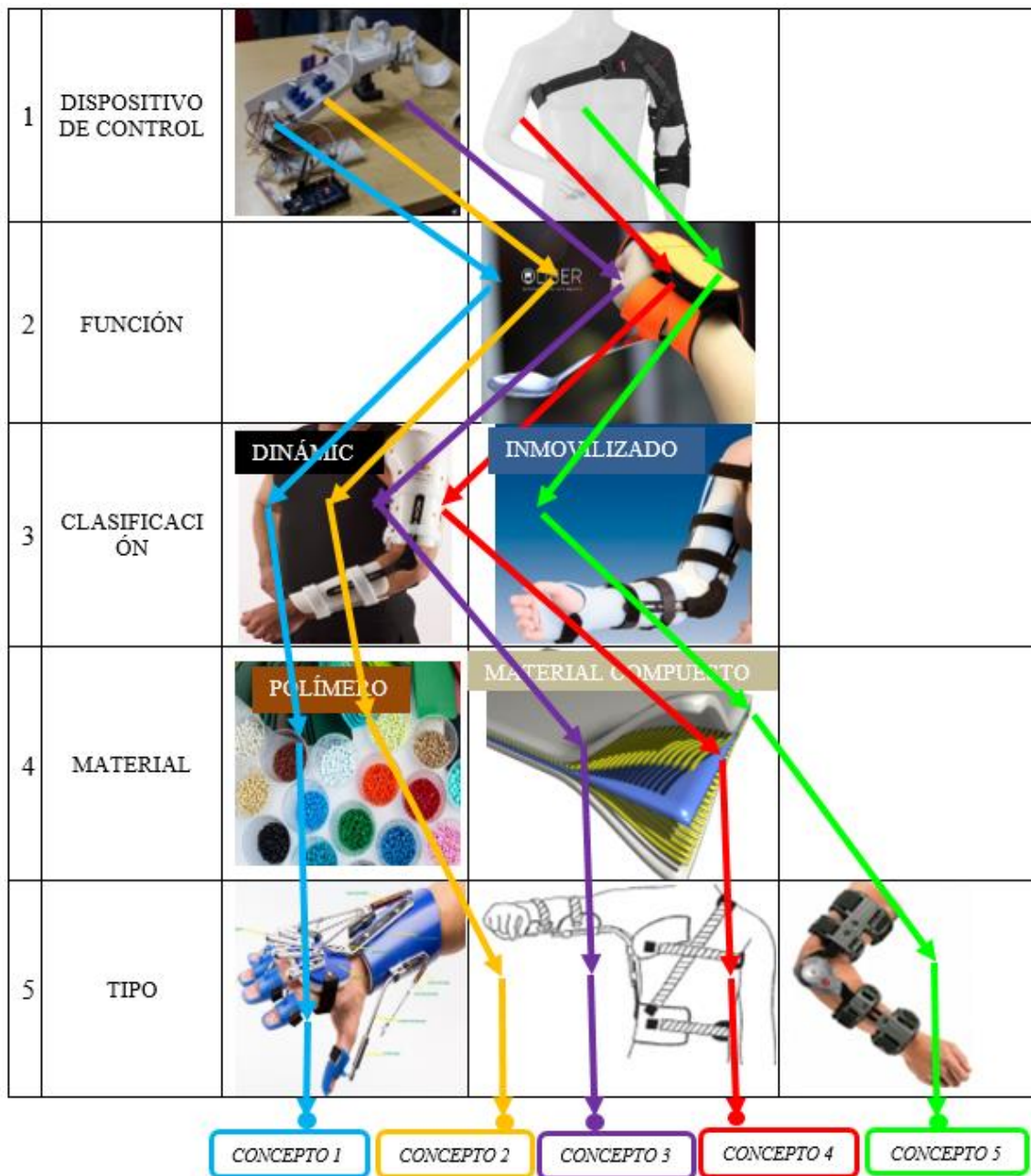
**4.3.2 Diseño**

El diseño es de mucha importancia, ya que se debe tomar en cuenta en cada concepto la cantidad de soluciones que tiene este dispositivo.

**4.3.3 Matriz morfológica**

Para adquirir distintas soluciones existen diferentes métodos, uno de ellos los tradicionales, intuitivos y los discursivos. Para el presente trabajo se mostrará un cuadro estructurado denominado “Matriz morfológica” de Zwicky. En esta metodología se construye un régimen de resoluciones completas para dicho problema, el cual están agrupadas por flechas con un igual modelo.

Tabla 10. Matriz morfológica



Fuente: Elaboración Propia

#### **4.3.4 Disposición básica**

Con esto se define que cada concepto debe satisfacer las funciones, parámetros y todos los requerimientos del diseño. Se representará en forma de esquemas la solución cualitativa adquirida de la matriz morfológica para cada uno de las cinco soluciones planteadas. Estas soluciones se denominan “concepto solución”, por ello se hace un diagnóstico crítico completo de las propiedades a evaluar, de cada concepto de diseño, y así poder concluir que concepto de diseño es el más favorable.

##### **a) Concepto de solución 1**

Para esta solución partimos con un dispositivo de control netamente electrónico, capaz de controlar los movimientos involuntarios situados en los miembros superiores de dichos pacientes, permitiéndoles realizar actividades básicas como es la alimentación, lo cual esto nos conlleva a diseñar una órtesis dinámica, fabricada de materiales poliméricos capaces de absorber la energía producida por esta EP, pero que a su vez este diseño solo se limita a nivel de muñeca en el paciente parkinsoniano.

##### **b) Concepto de solución 2**

Para esta solución el dispositivo de control será electrónico, lo cual nos permitirá reducir los niveles de vibración a un estándar considerable, para que los pacientes con Parkinson puedan alimentarse con normalidad, y sobre todo sin necesidad de ayuda de personas externas, para ello se diseñará una órtesis netamente dinámica, por los mismos grados de libertad que está sometido una persona al momento de alimentarse, por lo cual el material a utilizar es de la familia de los polímeros, y que a su vez este diseño engloba toda la articulación de miembro superior (hombro, brazo y muñeca).

##### **c) Concepto de solución 3**

Para esta solución el dispositivo de control es electrónico, facilitando así la alimentación en aquellos pacientes con esta EP,

lo cual esto nos conlleva a diseñar una órtesis dinámica fabricada de materiales compuestos, capaces de absorber la energía vibracional presente en las extremidades superiores de dichas personas que padecen de esta enfermedad, y que a su vez este diseño engloba toda la articulación de miembro superior (hombro, brazo y muñeca).

**d) Concepto de solución 4**

Para esta solución el dispositivo de control es netamente mecánico, es decir no contiene dispositivos electrónicos, permitiendo y garantizando realizar así la función principal que es la adecuada alimentación en los pacientes, por ende se diseñará una órtesis dinámica para facilitar al paciente a realizar movimientos como rotación y traslación a nivel de sus extremidades superiores, por ello será fabricada de materiales compuestos que absorban en su totalidad dichas vibraciones que son ocasionadas por esta enfermedad de Parkinson, y que a su vez este diseño engloba toda la articulación de miembro superior (hombro, brazo y muñeca) garantizando un estado de confort y una mejor calidad de vida para éstas personas.

**e) Concepto de solución 5**

Para esta solución se contará con un dispositivo de control netamente mecánico, para que los personas que padecen de esta enfermedad puedan alimentarse de manera normal y cómoda, por consiguiente, se diseñara una órtesis inmovilizadora, fabricada de materiales compuestos absorbentes de energía de vibración, pero que a su vez este diseño solo se limita a nivel de brazo y muñeca en el paciente parkinsoniano.

**4.3.5 Evaluación de conceptos de solución**

Se representa la valoración de los conceptos de solución en dos tablas, donde una de ellas está evaluando netamente la parte técnica y la otra tabla evalúa la parte económica.

Tabla 11. Evaluación técnica del concepto de solución

DISEÑO MECÁNICO-EVALUACIÓN DE PROYECTOS													Área de Diseño	
Valor Técnico (xi)														
Proyecto: DISEÑO DE UNA ÓRTESIS														
p: puntaje de 0 a 4														
0 = No satisface, 1= Casi Aceptable, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien (ideal)														
g: el peso ponderado está función de los criterios de evaluación														
Criterios de evaluación para diseño en fase de conceptos o proyectos														
Variantes de proyectos			Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución 4		Solución 5		Solución ideal	
Nr.	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Diseño	8	2	16	4	32	4	36	4	24	2	16	4	32
2	Confiabilidad	9	3	27	3	27	3	27	4	36	3	27	4	36
3	Seguridad	9	2	18	3	27	3	27	3	27	2	18	4	36
4	Ergonomía	7	4	28	3	21	3	27	4	28	3	21	4	28
5	Fabricación	7	3	21	3	21	2	14	3	21	3	21	4	28
6	Montaje y Desmontaje	8	3	24	4	32	2	16	3	24	2	16	4	32
7	Tamaño	9	2	18	3	27	3	27	3	27	2	18	4	36
8	Vida útil	9	3	27	3	27	3	27	3	27	3	27	4	36
9	Mantenimiento	8	3	24	3	24	3	24	4	32	2	16	4	32
Puntaje máximo $\Sigma p$ ó $\Sigma g.p$		74	25	203	29	238	26	225	31	246	22	180	36	296
Valor Técnico xi		-	0,69		0,80		0,76		0,83		0,61		-	
Orden de selección		-	4		2		3		1		5		-	

Fuente: Elaboración Propia

Tabla 12. Evaluación técnica del concepto de solución

DISEÑO MECÁNICO-EVALUACIÓN DE PROYECTOS													Área de Diseño		
Valor Económico ( $y_i$ )															
Proyecto: DISEÑO DE UNA ÓRTESIS															
p: puntaje de 0 a 4															
0 = No satisface, 1= Casi Aceptable, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien (ideal)															
g: el peso ponderado está función de los criterios de evaluación															
Criterios de evaluación para diseño en fase de conceptos o proyectos															
Variantes de Proyectos			Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución 4		Solución 5		Solución ideal		
Nr.	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1	Diseño	8	2	16	3	24	4	32	4	32	3	24	4	32	
2	Confiability	9	3	27	3	27	3	27	4	36	2	18	4	36	
3	Seguridad	9	2	18	3	27	3	27	3	27	3	27	4	36	
4	Ergonomía	7	3	21	2	14	3	21	4	28	2	14	4	28	
5	Fabricación	7	3	21	3	21	2	14	3	21	2	14	4	28	
6	Montaje y Desmontaje	8	2	16	3	24	3	24	4	32	3	24	4	32	
7	Tamaño	9	2	18	3	27	2	18	3	27	2	18	4	36	
8	Vida útil	9	3	27	3	27	3	27	3	27	2	18	4	36	
9	Mantenimiento	8	3	24	3	24	2	16	4	32	2	16	4	32	
Puntaje máximo $\Sigma p$ o $\Sigma g.p$		74	23	188	26	215	25	206	32	262	21	173	36	296	
Valor Económico $y_i$		-	0,64		0,73		0,7		0,89		0,58				
Orden de selección		-	4		2		3		1		5		-		

Fuente: Elaboración Propia

Finalmente, los resultados de esta valoración se representan gráficamente en la Tabla N°13, en donde se da a comprender la alternativa que estime el mejor valor técnico o económico y el mayor balance técnico-económico. Con esto se concluye que la alternativa que se aproxima más a la solución ideal, es la solución 4.

Tabla 13. Evaluación de conceptos de solución

	C.S.1	C.S.2	C.S.3	C.S.4	C.S.5	Solución Ideal
Valor Técnico $x_i$	0,69	0,80	0,76	0,83	0,61	1,00
Valor Económico $y_i$	0,64	0,73	0,7	0,89	0,58	1,00

Fuente: Elaboración Propia

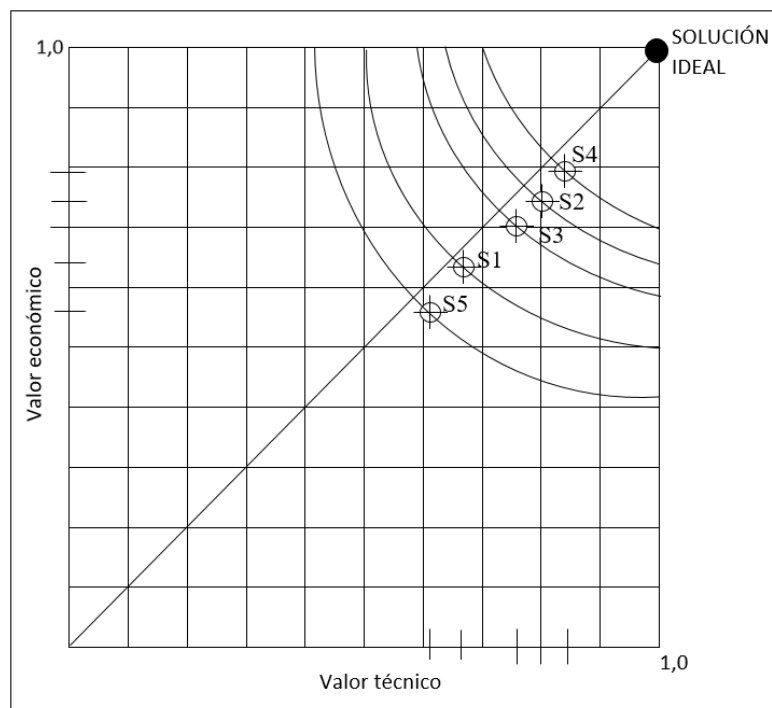


Figura 34. Representación de evaluación final del concepto de solución más óptimo

Fuente: Elaboración Propia

De la figura 34 se concluye que la solución más favorable es el concepto de solución 4

#### 4.4. Cálculos generales

Para desarrollar los cálculos justificativos primero tenemos que comprender el desplazamiento del brazo humano: es decir de los tres planos a las tres dimensiones.

##### 4.4.1 Antropometría

La antropometría es el estudio del tamaño y la forma humana. La antropometría es ampliamente aplicable en muchas áreas temáticas. Por ejemplo, los científicos forenses lo usan para ayudar a determinar la identidad de un individuo desconocido, y los dietistas lo usan para determinar el estado nutricional.

En biomecánica, generalmente se requiere un conocimiento de la antropometría del sujeto que se analiza. A menudo es demasiado difícil y lleva mucho tiempo medir todas las características antropométricas requeridas de cada sujeto. En su lugar, se recurre a conjuntos estandarizados de datos antropométricos. En biomecánica, los parámetros del segmento corporal son de particular importancia. Estos parámetros describen los atributos mecánicos de un segmento del cuerpo que se requieren para resolver problemas biomecánicos.

Hay cuatro parámetros básicos del segmento del cuerpo:

- ✓ longitud
- ✓ masa
- ✓ centro de masa
- ✓ radio de giro

##### 4.4.2 Longitud del segmento

Usando un conjunto estandarizado de datos, es posible estimar la longitud de los segmentos corporales de una persona desde su altura. En la Figura 35 se muestra un conjunto de datos estandarizados. La longitud de cada segmento del cuerpo se expresa como una relación de la altura del cuerpo (H). Por lo tanto, es bastante fácil calcular una estimación de la longitud de un segmento en particular dada la altura del sujeto.

El conjunto de datos estandarizado que se muestra en la Figura 35 es aplicable a toda la población adulta. Sin embargo, las dimensiones

corporales varían con la edad, la constitución corporal, el sexo y el origen racial. Por ende, se pueden obtener estimaciones más precisas para un tema en particular utilizando un conjunto de datos estandarizado más apropiado. Por supuesto, la forma más precisa de obtener la longitud del segmento del cuerpo es hacer mediciones directas. Por lo tanto, los juegos estandarizados para longitudes de segmentos corporales solo deben usarse cuando no es posible realizar mediciones directas.

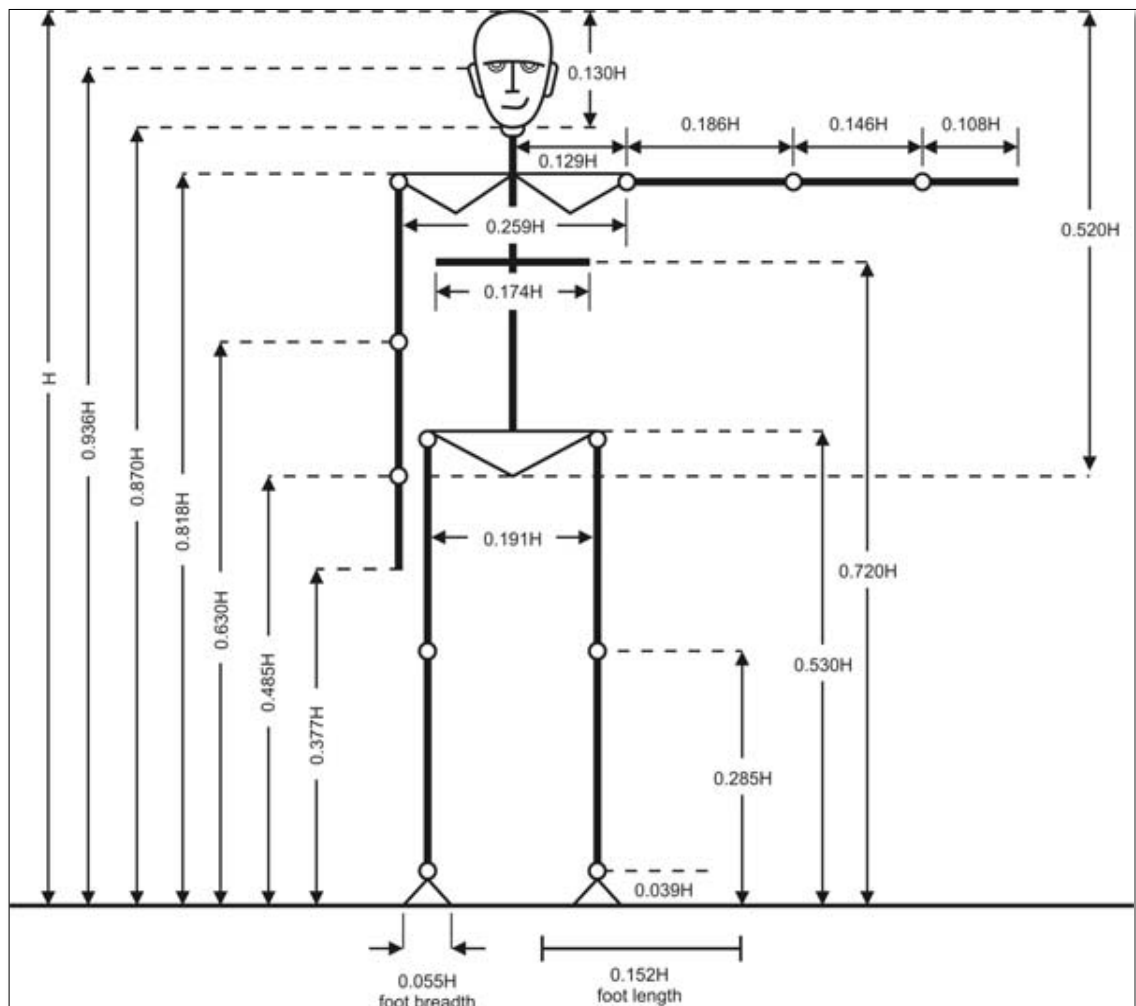


Figura 35. Longitudes del segmento corporal expresados como relaciones de altura del cuerpo.

#### 4.4.3 Segmento de masa y centro de masa

También se han producido conjuntos estandarizados de datos para la masa y la posición del centro de masa de cada segmento del cuerpo. Ambos parámetros son necesarios incluso para el análisis biomecánico más simple. Como estos no se pueden medir fácilmente, el recurso se

hace generalmente a conjuntos de datos estandarizados. Estos conjuntos pueden tomar varias formas diferentes, cada una de las cuales requiere diferentes tipos y cantidades de información. Por ejemplo, algunos requieren medidas de pliegues de la piel. Los más simples requieren solo la masa corporal total del sujeto y la longitud de cada segmento. [19]

En la Tabla 14 se presenta un conjunto estándar de datos antropométricos para la masa y la posición del centro de masa de cada segmento del cuerpo. Los coeficientes son en forma de relaciones de masa de segmento a masa corporal total y de centro de masa a longitud de segmento.

Tabla 14. Masas de segmento corporal expresadas como una relación de masa total de cuerpo.

Segmento	Definición	Radio de giro / Longitud del segmento		
		Centro de masa	Proximal	Distal
Mano	eje de la muñeca / nudillo II dedo medio	0,006	0,560	0,494
Antebrazo	Eje del codo / estilo cubital	0,016	0,430	0,570
Parte superior del brazo	Eje glenohumeral / codo	0,028	0,436	0,564
Antebrazo y mano	Eje del codo / estilo cubital	0,022	0,682	0,318
Brazo total	Articulación glenohumeral / estiloides cubital	0,050	0,530	0,470
Pie	Maléolo lateral / cabeza metatarsiano II	0,0145	0,50	0,50
Pierna	Cóndilos femorales / maléolo medial	0,0465	0,433	0,567
Muslo	Trocánter mayor / cóndilos femorales	0,0465	0,433	0,567
Pie y pierna	Cóndilos femorales / maléolo medial	0,061	0,606	0,394
Pierna total	Trocánter mayor / maléolo medial	0,161	0,447	0,553

Fuente: [ 17.; pág. 11]

Por ejemplo, la Figura 36 muestra todo el brazo con las masas y las posiciones de los segmentos del antebrazo y el brazo superior. Observe que la posición de cada centro de masa está más cerca del extremo proximal del segmento que del extremo distal.

Esto se debe a que, en general, el diámetro de cada segmento aumenta hacia el extremo proximal.

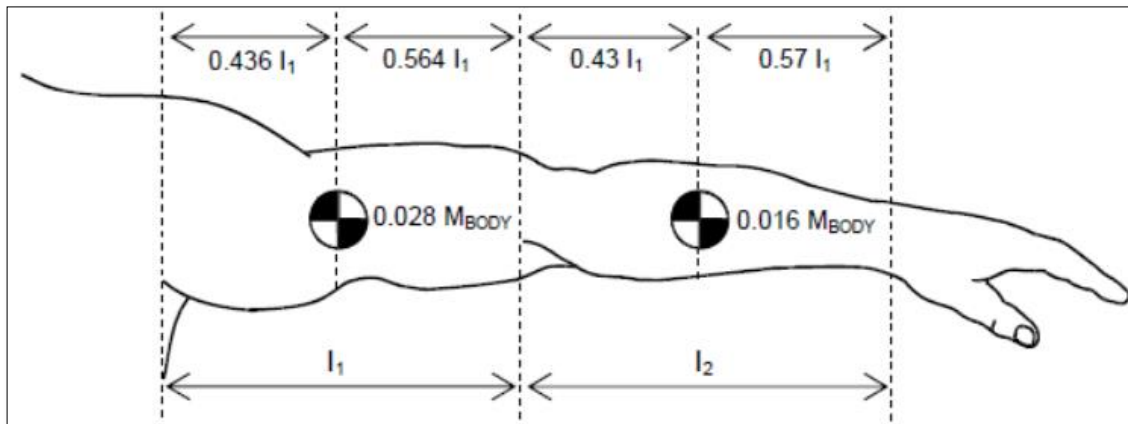


Figura 36. Masas y posiciones de los brazos superiores y segmentos exteriores.  
Fuente: [ 17.; pág. 12]

#### 4.4.4 Momento de inercia y radio de giro

Un cuerpo giratorio tiene inercia, similar a la de un cuerpo que se traslada de manera recta. La inercia de un cuerpo en rotación se denomina momento de inercia. No solo está en función de la masa del cuerpo (como con un cuerpo que se mueve linealmente), sino también de cómo se distribuye esa masa dentro del propio cuerpo en relación con el eje de rotación. Formalmente el momento de inercia se define como la sumatoria de los productos de la masa de todas las partículas del cuerpo y el cuadrado de su distancia perpendicular al eje de rotación. Por lo tanto, cuando un cuerpo tiene su masa concentrada lejos del eje alrededor del cual gira, tendrá un gran momento de inercia. El momento de inercia está representado por el símbolo  $I$  y sus unidades son  $\text{kg m}^2$ .

Cuando consideramos el movimiento lineal, pensamos en toda la masa de un cuerpo como concentrada en su centro de masa. Cuando se considera el movimiento giratorio, es útil pensar que toda la masa de un cuerpo se concentra en un radio particular desde el eje de rotación. Este radio se denomina radio de giro del cuerpo. Está representado por el símbolo  $k$  y sus unidades son metros. Esto nos permite describir el momento de inercia de un cuerpo como equivalente al producto de su masa multiplicado por su radio de giro al cuadrado:

$$I = mk^2$$

Los conjuntos estandarizados de datos antropométricos, como el de la Tabla 15, suelen citar el radio de giro de un segmento corporal en lugar del momento de inercia, ya que el radio de giro no depende de la masa del segmento corporal. Por lo tanto, el momento de inercia se puede calcular utilizando el radio de giro calculado y la masa del segmento, estimado a partir de datos como el de la Tabla 15. El radio de giro se cotiza en torno a tres ejes diferentes de rotación, debido a que está en función de la distribución de la masa en relación con el eje de rotación. Por lo tanto, será diferente para diferentes ejes de rotación.

Los tres ejes de rotación están alrededor del centro de masa, el extremo proximal y el extremo distal. Por lo tanto, es importante que se elija el coeficiente correcto.

Tabla 15. Radio de giro del segmento corporal expresado como una relación al centro de masa.

Segmento	Definición	Radio de giro / Longitud del segmento		
		Centro de masa	Proximal	Distal
Mano	eje de la muñeca / nudillo II dedo medio	0,297	0,587	0,577
Antebrazo	Eje del codo / estilo cubital	0,303	0,526	0,647
Parte superior del brazo	Eje glenohumeral / codo	0,322	0,542	0,645
Antebrazo y mano	Eje del codo / estilo cubital	0,468	0,827	0,565
Brazo total	Articulación glenohumeral / estiloides cubital	0,368	0,645	0,596
Pie	Maléolo lateral / cabeza metatarsiano II	0,475	0,690	0,690
Pierna	Cóndilos femorales / maléolo medial	0,302	0,528	0,643
Muslo	Trocánter mayor / cóndilos femorales	0,323	0,540	0,653
Pie y pierna	Cóndilos femorales / maléolo medial	0,416	0,735	0,572
Pierna total	Trocánter mayor / maléolo medial	0,326	0,560	0,650

Fuente: [ 17.; pág. 13]

#### 4.4.5 Estatura y peso promedio

La siguiente tabla N°16 muestra los tamaños y pesos promedio de algunos países de América del Sur. Todos los datos se refieren a hombres y mujeres entre 18 y 40 años. Por ende, la talla y peso promedio de los hombres peruanos es 1,65m y 71,3kg respectivamente.

Tabla 16. Estatura y peso promedio

AMÉRICA DEL SUR	HOMBRES		MUJERES	
País	Estatura media	Peso	Estatura media	Peso
Argentina	1,74 m	84,5 kg	1,59 m	69,8 kg
Brasil	1,73 m	78,7 kg	1,60 m	68,6 kg
Chile	1,71 m	81,3 kg	1,59 m	71,3 kg
Perú	1,65 m	71,3 kg	1,53 m	63,4 kg
Ecuador	1,67 m	74,2 kg	1,54 m	66,2 kg
Bolivia	1,67 m	70,6 kg	1,53 m	64,8 kg

fuelle: <https://www.datosmundial.com/estatura-promedio.php>

#### 4.4.6 Medidas antropométricas brazo – antebrazo -mano

Con las medidas de la tabla N°16, se puede calcular las medidas y la masa del brazo de acuerdo a la talla y al peso del individuo.

Siendo:

- ✓  $H = \text{Talla promedio}$
- ✓  $M_{\text{cuerpo}} = \text{Masa del cuerpo}$

Tabla 17. Medidas y peso en función de la talla

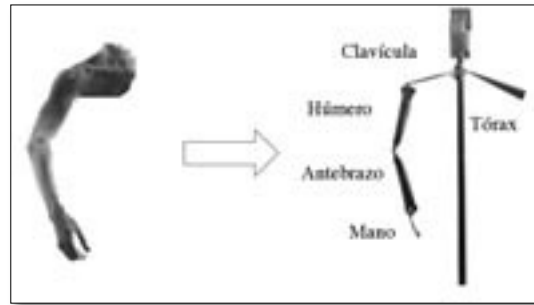
	Brazo	Antebrazo	Mano
Medida	$0,186H$	$0,146H$	$0,108H$
Masa	$0,028M_{\text{cuerpo}}$	$0,016M_{\text{cuerpo}}$	

fuelle: Elaboración propia

#### 4.4.7 Modelo del brazo humano

Estamos hablando de un modelo biomecánico del miembro superior, lo cual se define como un mecanismo acoplado entre sí por 4 juntas articulares simples y de cadena abierta de 5 segmentos rígidos. [20]

*Fuente: [ 18.; pág. 2]*



*Figura 37. Modelo biomecánico de la extremidad superior*

Los segmentos (tabla 18) que conforman el mecanismo, serán establecidos como cuerpos rígidos y se definen a continuación.

*Tabla 18. Segmentos que componen como cuerpos rígidos*

SEGMENTO	DEFINICION
Tórax	Es el origen del sistema articulado (tierra)
Clavícula	Parte desde la articulación esterno-clavicular hasta la acromio-clavicular
Húmero	Inicia desde la articulación gleno-humeral hasta la articulación de codo
Antebrazo	Parte desde el codo hasta la muñeca
Mano	Solo a partir de la muñeca

*Fuente: [ 18.; pág. 2]*

Estos segmentos están unidos por cuatro articulaciones que constan de un total de 9 GDL. Las articulaciones incluidas para el modelo y análisis son: La articulación del codo y la muñeca que permite cada uno 2 GDL, la articulación esterno clavicular, que contiene 2 GDL, La articulación del hombro que contiene 3 GDL y que funcionalmente es la junta de las articulaciones acromio-clavicular y gleno-humeral. [20]

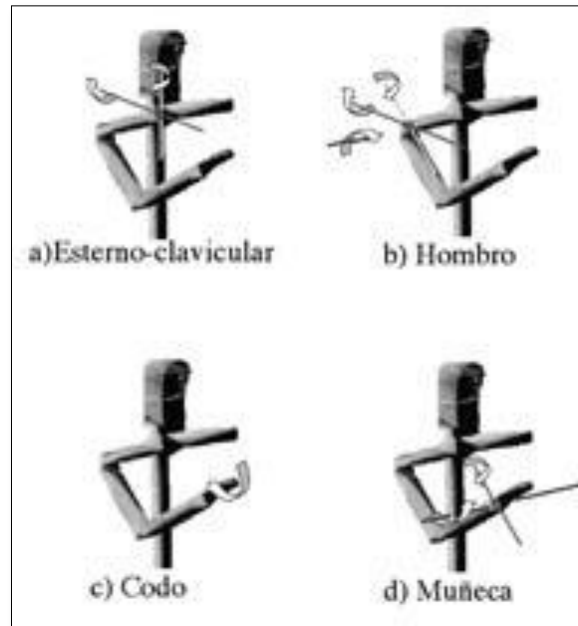


Figura 38. Articulaciones consideradas en el diseño

Fuente: [ 18.; pág. 3]

#### 4.4.8 Definición tradicional de los movimientos del hombro

En la figura 39 se representan los principales ejes que determinan para describir la trayectoria del hombro: un eje antero-posterior (A) que va de la parte posterior hacia delante a través del hombro, un eje transverso (T) que va desde un hombro hasta el otro y un eje longitudinal (L) que traspasa el hombro de manera vertical y que al mismo tiempo es perpendicular a las dos trayectorias ya mencionadas. Adicionalmente se define en un eje longitudinal del miembro (H) fijo al humero. [20]

Con principio a estos ejes ya mencionados se concretiza los siguientes planos de referencia:

- ✓ En el plano de flexión – extensión, el cual comprende el eje antero-posterior y el eje longitudinal, por ende, esto lo hace normal al eje transverso.
- ✓ En el plano de abducción – aducción, el cual comprende los ejes transverso y longitudinal, por ende, esto lo hace normal al eje antero-posterior.

- ✓ En este último plano neutro, comprende los ejes transverso y antero-posterior, y también es normal al eje longitudinal.

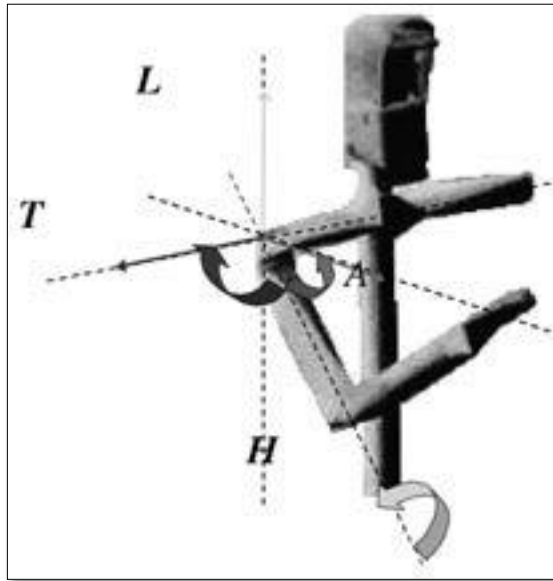


Figura 39. Ejes principales del hombro

Fuente: [ 18.; pág. 3]

#### 4.4.9 Fuerza de reacción en el codo

Dado que los músculos que interactúan en el codo son muy numerosos para el análisis de las fuerzas de reacción presentes en el codo, ya sea en condiciones dinámicas y estáticas, deben ejecutar algunas simplificaciones, presentes en dicha articulación. A continuación, se calculará de forma breve, mediante equilibrio, las fuerzas presentes en la flexión del codo con un ángulo de  $90^\circ$ , para ello se considera el peso propio del brazo más el peso del objeto que sujeta la mano. Por la ubicación del codo es de suponer que los principales músculos serán el bíceps y el braquial. Por ello la fuerza que produce dichos músculos se transmite en dirección de los tendones y esto lo hace perpendicular al eje longitudinal del antebrazo. [21]

#### 4.4.10 Diagrama de cuerpo libre en el codo

Se dice que un cuerpo rígido está en equilibrio siempre y cuando; (1) todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo tienen como resultante cero y (2) la resultante de todos los momentos sobre un punto A en el cuerpo también es cero.

$$\sum_i \vec{F}_i = 0; \quad \sum_i \vec{\tau}_{i,A} = 0 \quad (59)$$

Un diagrama de cuerpo libre (DCL) es la representación de manera pictórica, donde nos permite analizar las fuerzas y los momentos que intervienen en un determinado cuerpo.

En un DCL, las restricciones se reemplazan por flechas que representan las fuerzas y los momentos que generan.

- Estudio de caso: el brazo humano.

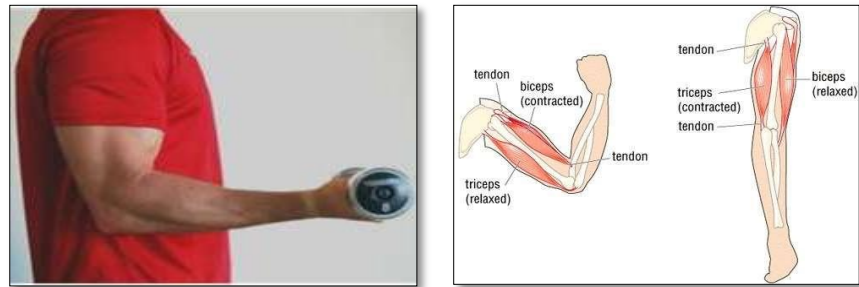


Figura 40. Músculos y tendones

A continuación, se estudiará el equilibrio del sistema compuesto por el antebrazo y la mano cuando éste sostiene una carga.

**a. Paso 1:** ¿Qué suposiciones?

- ✓ El análisis es en 2D (plano único).
- ✓ El antebrazo y la mano son un solo cuerpo rígido.
- ✓ El ángulo formado entre la parte superior del brazo y el antebrazo es de  $90^\circ$ .
- ✓ La carga se aplica en el punto medio de la mano
- ✓ Sólo se considera el músculo bíceps.

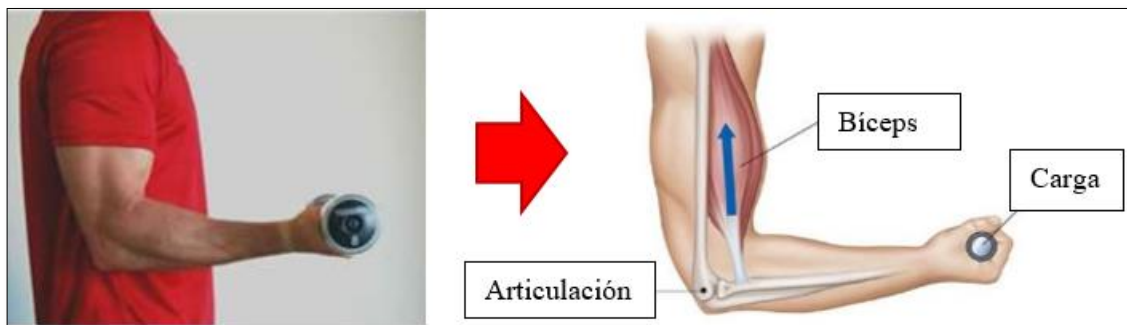


Figura 41. Fuerzas en el antebrazo sujetando un peso

**b. Paso 2:** diagrama de cuerpo libre

$\vec{F}_{E,x}, \vec{F}_{E,y}$  = Fuerzas (en la dirección  $x$  e  $y$ ), que mantenga el codo quieto

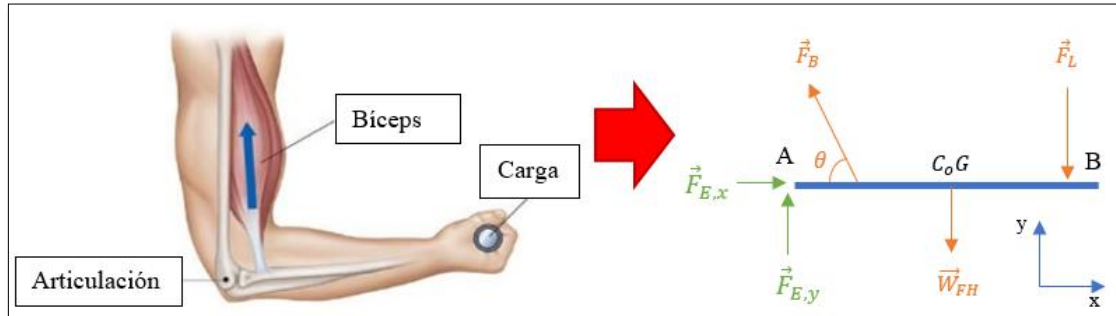


Figura 42. Diagrama de cuerpo libre antebrazo-muñeca

Fuente: Elaboración propia

$AB = \text{Antebrazo} + \text{Mano}$

$\vec{F}_L = \text{Peso de la carga}$

$\vec{W}_{FH} = \text{Peso del antebrazo} + \text{mano}$

$\vec{F}_B = \text{Fuerza debida al bíceps}$

✓ Tener en cuenta que sobre fuerzas  $\vec{F}_{E,x}, \vec{F}_{E,y}$

Incluir fuerzas experimentadas entre segmentos en las superficies articuladas.

Incluya el efecto de la contracción muscular (por ejemplo, fuerzas compresivas, posiblemente de corte y torsión).

No se puede medir directamente. Por lo tanto, los medimos indirectamente utilizando datos cinemáticos y antropométricos.

✓ ¿Dónde se aplican las fuerzas?

Sabemos que para el estudio de equilibrio requerirá el análisis de los momentos, primero debemos elegir un punto de referencia (por ejemplo, A) y medir la longitud de los puntos de aplicación de las fuerzas a partir de este punto.

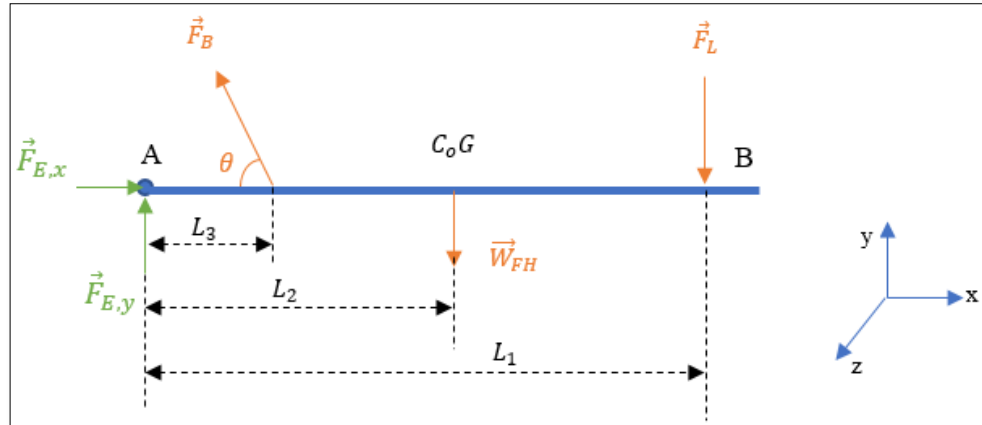


Figura 43. Cargas presentes en el sistema antebrazo-muñeca

Fuente: Elaboración propia

Donde:

$L_1 =$  Distancia de A a la carga

$L_2 =$  Distancia de A a CoG del antebrazo + mano

$L_3 =$  Distancia de A a la fuerza  $\vec{F}_B$

**c. Paso 3:** Equilibrio

$$\text{eje} - x: \quad F_{E,x} - F_B \cos \theta = 0 \quad (60)$$

$$\text{eje} - y: \quad F_{E,y} + F_B \sin \theta - W_{FH} - F_L = 0 \quad (61)$$

$$\text{eje} - z: \quad F_B L_3 \sin \theta - W_{FH} L_2 - F_L L_1 = 0 \quad (62)$$

**d. Paso 4:** Cálculo de fuerzas de reacción

Para calcular las fuerzas de reacción se toman los siguientes datos:

$$\theta = 75^\circ$$

$$F_L = 0,1 \text{ kg} = 0,981 \text{ N}$$

Los cuales se reemplazan en las ecuaciones anteriores, por los que se tiene:

$$\text{eje} - x: \quad F_{E,x} - F_B \cos 75^\circ = 0$$

$$\text{eje} - y: \quad F_{E,y} + F_B \sin 75^\circ - (W_{FH} + F_L) - 10 = 0$$

$$\text{eje} - z: \quad F_B L_3 \sin 75^\circ - (W_{FH} + F_L) L_2 - 10 L_1 = 0$$

Encontramos  $W_{FH}$ , con los valores de la tabla N°14 y el peso de la persona de la tabla N°16.

$$W_{FH} = (0,006 + 0,016) \times 71,3kg \times 9,81 \frac{m}{s^2} \quad (63)$$

$$W_{FH} = 15,387N$$

Luego, con la talla promedio de la persona tabla N°16 se calcula el segmento de brazo-mano:

$$Distancia_{Brazo-Mano} = (0,146 + 0,108) \times 1,65$$

$$Distancia_{Brazo-Mano} = 0,4191m$$

Encontramos las distancias L1, L2 y L3: Para ello hacemos uso de la tabla N°17

$$L_1 = (0,146 + 0,054) \times 1,65m$$

$$L_1 = 0,33m$$

$$L_2 = 0,682 \times 0,4191$$

$$L_2 = 0,29m$$

Se considera  $L_3 = 0,05m$ ; sabiendo que este es el punto de inserción del bíceps en el antebrazo.

Se reemplaza en las ecuaciones para cada eje:

$$eje - x: F_{E,x} - F_B \cos 75^\circ = 0$$

$$eje - y: F_{E,y} + F_B \sin 75^\circ - 16,368N - 10 = 0$$

$$eje - z: F_B(0,05m) \sin 75^\circ - 16,368N \times 0,29m - 3,3m = 0$$

Con estas ecuaciones se calcula los valores de las fuerzas de reacción en el codo que actúan en el segmento antebrazo-mano:

$$eje - x: F_{E,x} = 43,12N$$

$$eje - y: F_{E,y} = -134,56N$$

$$eje - z: F_B = 166,61N$$

#### 4.4.11 Diagrama de momento y fuerza cortante

Ahora se calculará los diagramas de momentos y fuerzas cortantes en el diseño, en los cuales apreciamos que el momento flector máximo es la suma vectorial de los momentos máximos en el eje X y en el eje Y.

Donde:

$$P_1 = 0,981\text{N}$$

$$P_2 = 15,387\text{N}$$

$$P_3 = 166,61\text{N}$$

En este análisis se obtiene una fuerza cortante máxima de 150,24N  
y un momento flector de 3,97 N-m

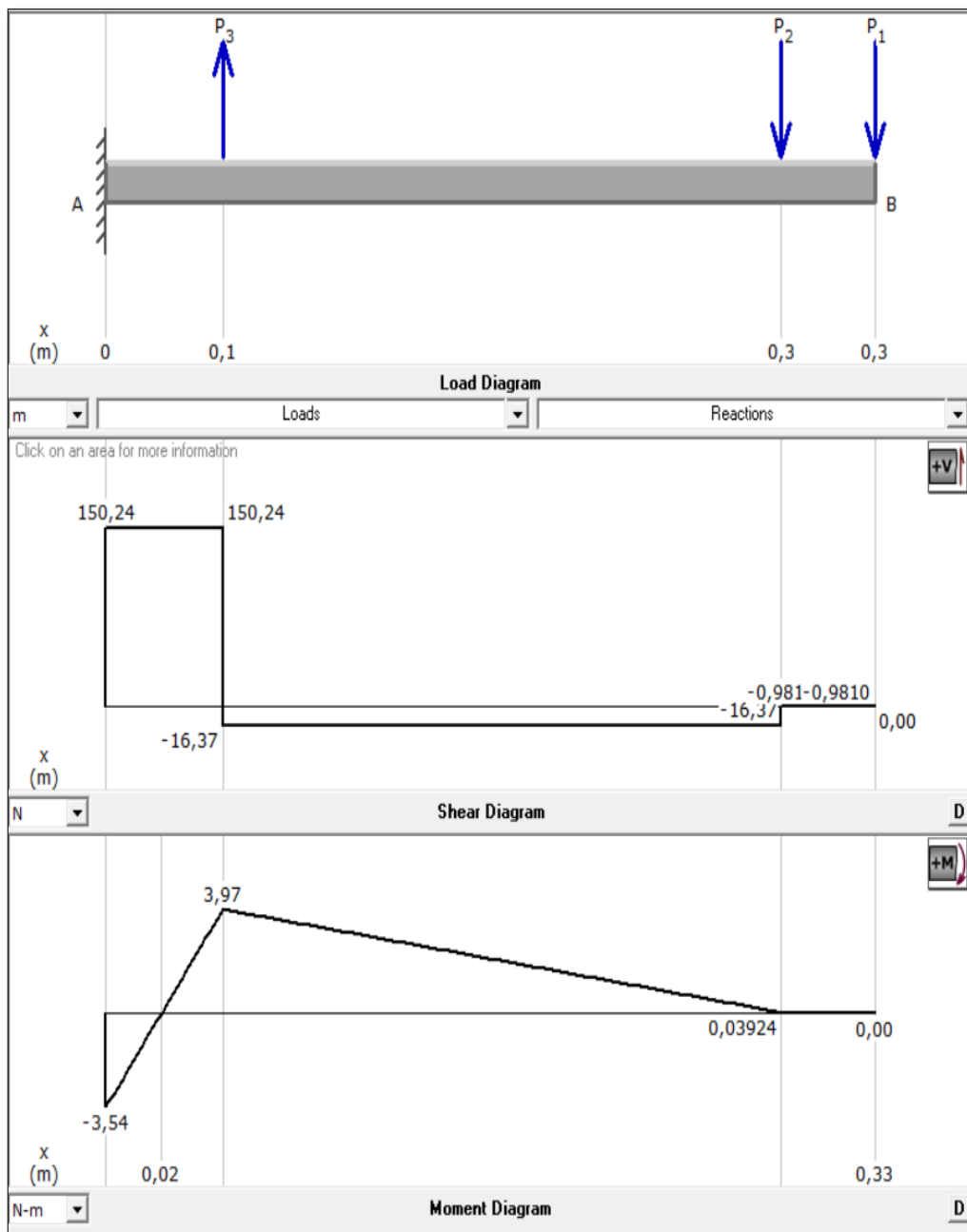


Figura 44. Diagrama de momento y fuerza cortante

Fuente: Elaboración Propia

#### 4.4.12 Cálculo y medida circunferencial del brazo

Generalmente se utilizan las circunferencias de los miembros superiores como indicadores de la muscularidad relativa. Sin embargo, una circunferencia no solo está compuesto de hueso, sino que también consta de una masa de tejido muscular, cubierta de una capa de grasa subcutánea. [22]

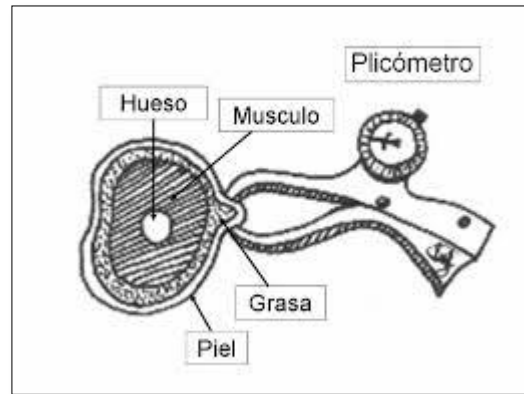


Figura 45. Antropometría del brazo

Fuente: [22]

#### 4.4.13 Grosor de los pliegues cutáneos

Es un indicador de la adiposidad subcutánea localizada inmediatamente debajo de la dermis. Estos pliegues cutáneos están compuestos por una doble capa de piel y de tejido subcutáneo subyacente en sitios específicos. [23]

Dentro de estos pliegues cutáneos encontramos lo siguiente:

##### a. Pliegue cutáneo del tríceps

Se mide en la parte posterior del brazo, por sobre el músculo tríceps al mismo nivel usado para la circunferencia del brazo relajado, que es a mitad de camino entre los procesos de olecranon (en el codo) y acromial (en el hombro). [23]

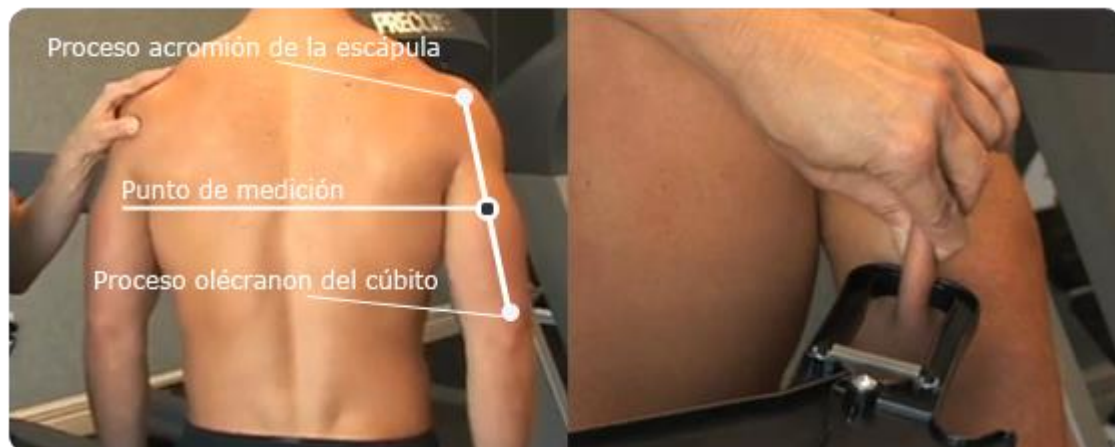


Figura 46. Pliegue cutáneo del tríceps

Fuente: [ 23.; pág. 63]

#### b. Pliegue cutáneo del bíceps

Se mide en la saliencia anterior del brazo, por sobre el músculo bíceps al mismo nivel usado para la circunferencia del brazo relajado.

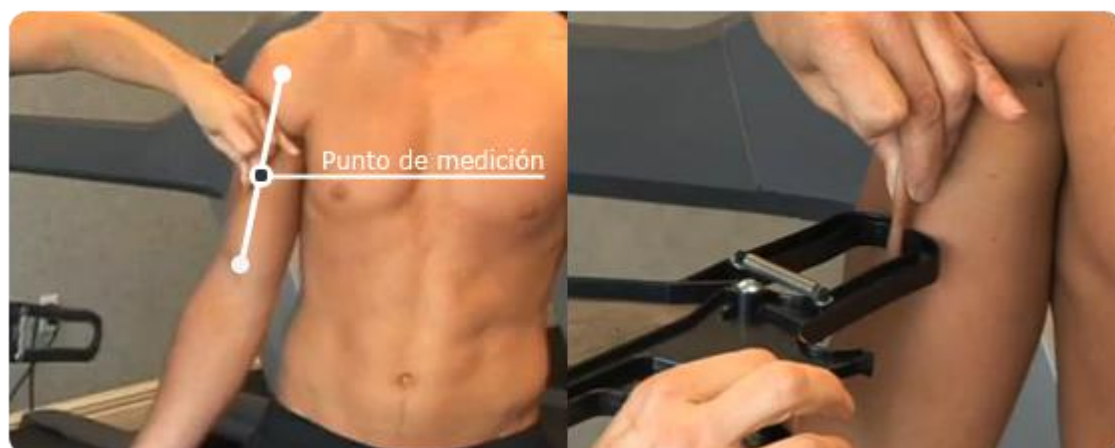


Figura 47. Pliegue cutáneo del bíceps

Fuente: [ 23.; pág. 64]

#### 4.4.14 Valores nominales de los pliegues subcutáneos

A continuación (tabla 19), según Mann-Whitney se presentan los valores promedios establecidos para pliegues subcutáneos. [24]

Tabla 19. Valores nominales de los pliegues subcutáneos

	VARONES	MUJERES
Pliegues(mm)		
Tricipal	8,4 (± 2,9)	16,4 (± 3)
Bicipal	3,8 (± 1)	4,8 (± 1,3)
Perímetros(cm)		
Brazo flexionado	31 (± 2,5)	27,2 (± 1,6)

Fuente: Prueba U de Mann-Whitney [ 24.; pág. 1357-1358]

#### 4.4.15 Cálculo de la circunferencia del brazo

A continuación, se resolverá los cálculos de las circunferencias de los músculos del miembro superior y de las áreas de corte transversal de los músculos y de la grasa. [22]

a. Circunferencia del brazo  $C_1 = 31\text{cm}$

b. Circunferencia muscular del brazo (cm)

$$C_m = \left(\frac{\pi}{2}\right)(S_t + S_b) \quad (64)$$

$$C_m = \left(\frac{\pi}{2}\right)(14,4 + 4,8)$$

$$C_m = 30,2 \text{ cm}$$

c. Área Muscular del brazo ( $\text{cm}^2$ )

$$A_m = \frac{c^2}{4\pi} \quad (65)$$

$$A_m = \frac{30,2^2}{4\pi}$$

$$A_m = 72,6\text{cm}^2$$

d. Área muscular del brazo libre de grasa y hueso ( $\text{cm}^2$ )

✓ Varones = Área muscular del brazo – 10

$$A_b = A_m - 10 \quad (66)$$

$$A_b = 72,6\text{cm}^2 - 10$$

$$A_b = 62,6\text{cm}^2$$

✓ Mujeres = Área muscular del brazo – 6,5

$$A_b = A_m - 6,5 \quad (67)$$

$$A_b = 72,6\text{cm}^2 - 6,5$$

$$A_b = 66,1\text{cm}^2$$

e. Área total del brazo ( $\text{cm}^2$ )

$$A_T = \frac{c_1^2}{4\pi} \quad (68)$$

$$A_T = \frac{31^2}{4\pi}$$

$$A_T = 76,5\text{cm}^2$$

f. Área grasa del brazo ( $cm^2$ )

$$\begin{aligned} A_G &= A_T - A_m \\ A_G &= 76,5 - 72,6 \\ A_G &= 3,9 \text{ cm}^2 \end{aligned} \quad (69)$$

g. Porcentaje de grasa en el brazo (%)

$$P_G = \left( \frac{A_G}{A_T} \right) \times 100 \quad (70)$$

$$P_G = \left( \frac{3,9}{76,5} \right) \times 100$$

$$P_G = 5,1\%$$

Donde:

$C_1$  = Circunferencia del brazo (cm).

$C_m$  = Circunferencia muscular del brazo (cm).

$S_t$  = pliegues cutáneos del triceps (cm).

$S_b$  = Pliegues cutáneos del biceps (cm).

$A_m$  = Área muscular del bazo ( $cm^2$ ).

$A_b$  = Área muscular del brazo libre de grasa y hueso ( $cm^2$ ).

$A_T$  = Área total del brazo ( $cm^2$ ).

$A_G$  = Área grasa del bazo ( $cm^2$ ).

$P_G$  = Porcentaje de grasa en el brazo (%).

#### 4.4.16 Propiedades de materiales absorbentes de energía vibracional

En las siguientes tablas se muestran algunas propiedades físicas, mecánicas, eléctricas y térmicas de los principales materiales absorbente de energía vibracional.

Estas propiedades son una recopilación de materiales obtenidos en la base de datos de MatWeb para la categoría " amida de bloques de poliéter (PEBA)".

Tabla 20. Propiedades físicas, mecánicas y eléctricas del material PEBA

<b>Propiedades físicas</b>	<b>Métrico</b>	<b>Inglés</b>
Densidad	1,00 – 11,0 g / cc	0,0361 – 0,397 lb / in <sup>3</sup>
Absorción de agua	0,700 - 120%	0,700 - 120%
Absorción de humedad en el equilibrio	0,400 - 4.50%	0,400 – 4,50%
Absorción de agua en la saturación	1,00 – 1,50%	1,00 – 1,50%
Número de viscosidad	190 cm <sup>3</sup> / g	1,90 dl / g
<b>Propiedades mecánicas</b>	<b>Métrico</b>	<b>Inglés</b>
Dureza, Shore A	75,0 – 92,0	75,0 – 92,0
Dureza, Shore D	22,0 – 68,0	22,0 – 68,0
Resistencia a la tracción, definitiva	9,00 – 56,0 MPa	1310 - 8120 psi
Resistencia a la tracción, rendimiento	3,00 – 33,0 MPa	435 - 4790 psi
Alargamiento a la rotura	1,00 - 1000%	1,00 - 1000%
Alargamiento en el rendimiento	13,0 – 42,0%	13,0 – 42,0%
Módulo de elasticidad	0,0100 – 4,03 GPa	1,45 - 585 ksi
Módulo de flexión	0,0120 – 2,69 GPa	1,74 - 390 ksi
Módulo de fluencia a la tracción, 1000 horas	60,0 - 200 MPa	8700 - 29000 psi
Resistencia al desgarre	44,0 - 166 kN / m	251 - 947 pli
<b>Propiedades eléctricas</b>	<b>Métrico</b>	<b>Inglés</b>
Resistividad eléctrica	1000 – 2,00e + 13 ohm	1000 – 2,00e + 13 ohm-cm
Resistencia superficial	0,200 – 1,84e + 14 ohm	0,200 – 1,84e + 14 ohm
Constante dieléctrica	4,00 – 13,0	4,00 – 13,0
Resistencia dieléctrica	5,00 – 44,5 kV / mm	127 - 1130 kV / in
Factor de disipación	0,0310 – 0,626	0,0310 – 0,626
<b>Propiedades térmicas</b>	<b>Métrico</b>	<b>Inglés</b>
CTE, lineal	100 - 240 μm / m- ° C	55,6 - 133 μin / in- ° F
Punto de fusión	134 - 218 ° C	273 - 424 ° F
Temperatura de deflexión a 0,46 MPa (66 psi)	42,0 - 106 ° C	108 - 223 ° F
Temperatura de deflexión a 1.8 MPa (264 psi)	45,0 ° C	113 ° F

Fuente: Elaboración propia

Estas propiedades son una recopilación de materiales obtenidos en la base de datos de MatWeb para la categoría "polietileno de alta densidad (HDPE)".

Tabla 21. Propiedades físicas, mecánicas y eléctricas del material HDPE

Propiedades físicas	Métrico	Inglés
Densidad	0,924 – 2,55 g / cc	0,0334 – 0,0921 lb / in <sup>3</sup>
Absorción de agua	0,000 – 0,0700%	0,000 – 0,0700%
Absorción de humedad en el equilibrio	0,0100 – 0,0500%	0,0100 – 0,0500%
Propiedades mecánicas	Métrico	Inglés
Dureza, Rockwell R	33,0 – 66,0	33,0 – 66,0
Dureza, Shore D	50,0 – 76,0	50,0 – 76,0
Resistencia a la tracción, definitiva	7,60 – 43,0 MPa	1100 - 6240 psi
Alargamiento a la rotura	3,20 - 2230%	3,20 - 2230%
Módulo de elasticidad	0,450 – 1,50 GPa	65,3 - 218 ksi
Resistencia a la flexión	13,8 - 48.3 MPa	2000 - 7000 psi
Módulo de flexión	0,280 – 1,81 GPa	40,6 - 263 ksi
Fuerza de rendimiento de compresión	4,00 – 23,0 MPa	580 - 3340 psi
Resistencia al impacto a la tracción	34,0 - 330 kJ / m <sup>2</sup>	16,2 - 157 pies-lb / in <sup>2</sup>
Coeficiente de fricción	0,0270 – 0,300	0,0270 – 0,300
Módulo de fluencia a la tracción, 1 hora	400 - 570 MPa	58000 - 82700 psi
Módulo de fluencia a la tracción, 1000 horas	270 - 400 MPa	39200 - 58000 psi
Prueba de resistencia al desgarro	23,5 – 30,0	23,5 – 30,0
Propiedades eléctricas	Métrico	Inglés
Resistencia superficial	10000 – 1,00e + 14 ohm	10000 – 1,00e + 14 ohm
Constante dieléctrica	2,10 – 3,00	2,10 – 3,00
Resistencia dieléctrica	18,7 - 150 kV / mm	475 - 3810 kV / in
Factor de disipación	0,0000400 – 0,00100	0,0000400 – 0,00100
Propiedades térmicas	Métrico	Inglés
Conductividad térmica	0,288 – 0,480 W / mK	2,00 – 3,33 BTU-in / hr-ft <sup>2</sup> - ° F
Punto de fusión	118 - 137 ° C	244 - 279 ° F
Temperatura de cristalización	108 - 120 ° C	226 - 248 ° F
Temperatura máxima de servicio, aire	70,0 - 120 ° C	158 - 248 ° F
Temperatura de deflexión a 0,46 MPa (66 psi)	42,8 – 93,3 ° C	109 - 200 ° F
Temperatura de deflexión a 1.8 MPa (264 psi)	37,6 – 86,1 ° C	99,7 - 187 ° F
Índice de oxígeno	17,0 – 20,0%	17,0 – 20,0%

Fuente: Elaboración propia

Estas propiedades son una recopilación de materiales obtenidos en la base de datos de MatWeb para la categoría " polipropileno, moldeado".

Tabla 22. Propiedades físicas, mecánicas y eléctricas del material polipropileno moldeado

<b>Propiedades físicas</b>	<b>Métrico</b>	<b>Inglés</b>
Densidad	0,880 – 2,40 g / cc	0,0318 – 0,0867 lb / in <sup>3</sup>
Absorción de agua	0,000 – 1,00%	0,000 – 1,00%
Espesor	25,4 - 102 micrones	1,00 – 4,00 mil
<b>Propiedades mecánicas</b>	<b>Métrico</b>	<b>Inglés</b>
Dureza, Rockwell R	20,0 - 118	20,0 - 118
Dureza, Shore D	30,0 – 83,0	30,0 – 83,0
Resistencia a la tracción, definitiva	9,00 – 80,0 MPa	1310 - 11600 psi
Alargamiento a la rotura	3,00 - 900%	3,00 - 900%
Módulo de elasticidad	0,00800 – 8,25 GPa	1,16 - 1200 ksi
Tenacidad	0,203 – 0,441 N / tex	2,30 – 5,00 g / denier
Resistencia a la flexión	20,0 - 180 MPa	2900 - 26100 psi
Módulo de flexión	0,0260 – 6,89 GPa	3,77 - 999 ksi
Fuerza de rendimiento de compresión	34,5 – 55,2 MPa	5000 - 8000 psi
Módulo de compresión	1,38 GPa	200 ksi
Módulo de corte	0,680 – 0,920 GPa	98,6 - 133 ksi
Coefficiente de fricción	0,250	0,250
Módulo de fluencia a la tracción, 1 hora	550 - 700 MPa	79800 - 102000 psi
Módulo de fluencia a la tracción, 1000 horas	220 - 440 MPa	31900 - 63800 psi
Resistencia al desgarre	20,2 - 226 kN / m	115 - 1290 pli
<b>Propiedades eléctricas</b>	<b>Métrico</b>	<b>Inglés</b>
Resistencia superficial	50,0 – 1,00e + 15 ohm	50,0 – 1,00e + 15 ohm-cm
Constante dieléctrica	2,20 – 2,38	2,20 – 2,38
Resistencia dieléctrica	19,7 - 140 kV / mm	500 - 3560 kV / in
Factor de disipación	0,0000700 – 0,00300	0,0000700 – 0,00300
<b>Propiedades térmicas</b>	<b>Métrico</b>	<b>Inglés</b>
Punto de fusión	61,0 - 220 ° C	142 - 428 ° F
Temperatura de cristalización	110 - 115 ° C	230 - 239 ° F
Temperatura máxima de servicio, aire	65,0 - 125 ° C	149 - 257 ° F
Temperatura de deflexión a 0,46 MPa (66 psi)	40,0 - 160 ° C	104 - 320 ° F
Temperatura de deflexión a 1.8 MPa (264 psi)	37,0 - 172 ° C	98,6 - 341 ° F
Índice de oxígeno	25,0 – 27,0%	25,0 – 27,0%

Fuente: Elaboración propia

Estas propiedades son una recopilación de materiales obtenidos en la base de datos de MatWeb para la categoría "poliamida-imida moldeado".

Tabla 23. Propiedades físicas, mecánicas y eléctricas del material poliamida-imida moldeado

Propiedades físicas	Métrico	Inglés
Densidad	<u>1,40</u> – <u>3,70</u> g / cc	<u>0,0506</u> – <u>0,134</u> lb / in <sup>3</sup>
Absorción de agua	0,300 – 0,600%	0,300 – 0,600%
Absorción de agua en la saturación	1,50 – 4,60%	1,50 – 4,60%
Propiedades mecánicas	Métrico	Inglés
Dureza, Rockwell E	70,0 – 80,0	70,0 – 80,0
Dureza, Rockwell M	106 - 119	106 - 119
Dureza, Shore D	90,0	90,0
Resistencia a la tracción, definitiva	<u>62,1</u> - <u>117</u> MPa	<u>9000</u> - <u>17000</u> psi
Alargamiento a la rotura	2,00 – 3,00%	2,00 – 3,00%
Módulo de elasticidad	<u>3,03</u> – <u>5,52</u> GPa	<u>440</u> - <u>800</u> ksi
Resistencia a la flexión	<u>89,6</u> - <u>165</u> MPa	<u>13000</u> - <u>24000</u> psi
Módulo de flexión	<u>3,79</u> – <u>15,0</u> GPa	<u>550</u> - <u>2180</u> ksi
Fuerza de rendimiento de compresión	<u>110</u> - <u>200</u> MPa	<u>16000</u> - <u>29000</u> psi
Módulo de compresión	<u>2,41</u> – <u>3,45</u> GPa	<u>350</u> - <u>500</u> ksi
Impacto Izod, Muestras	<u>0,267</u> – <u>0,801</u> J / cm	<u>0,500</u> – <u>1,50</u> ft-lb / in
Coefficiente de fricción	0,200 – 0,300	0,200 – 0,300
Factor K (desgaste)	<u>302</u> - <u>1010</u> x 10 <sup>-8</sup> mm <sup>3</sup> / NM	<u>150</u> - <u>500</u> x 10 <sup>-10</sup> in <sup>3</sup> -min / ft-lb-hr
Propiedades eléctricas	Métrico	Inglés
Resistencia superficial	<u>1,00e + 10</u> – <u>1,00e + 13</u> ohm	<u>1,00e + 10</u> – <u>1,00e + 13</u> ohm
Constante dieléctrica	3,80 – 6,00	3,80 – 6,00
Resistencia dieléctrica	<u>17,7</u> – <u>23,6</u> kV / mm	<u>450</u> - <u>600</u> kV / in
Factor de disipación	0,00500 – 0,182	0,00500 – 0,182
Propiedades térmicas	Métrico	Inglés
CTE, lineal	<u>27,0</u> – <u>50,4</u> μm / m- ° C	<u>15,0</u> – <u>28,0</u> μin / in- ° F
Conductividad térmica	<u>0,259</u> – <u>0,533</u> W / mK	<u>1,80</u> – <u>3,70</u> BTU-in / hr-ft <sup>2</sup> - ° F
Temperatura máxima de servicio, aire	<u>260</u> ° C	<u>500</u> ° F
Temperatura de deflexión a 1.8 MPa (264 psi)	<u>178</u> - <u>279</u> ° C	<u>352</u> - <u>534</u> ° F

Fuente: Elaboración propia

Estas propiedades son una recopilación de materiales obtenidos en la base de datos de MatWeb para la categoría "copolímero de acetato de vinilo de etileno (EVA).

Tabla 24. Propiedades físicas, mecánicas y eléctricas del material EVA

Propiedades físicas	Métrico	Inglés
Densidad	0,923 – 1,21 g / cc	0,0333 – 0,0437 lb / in <sup>3</sup>
Tamaño de partícula	5,00 - 1000 μm	5,00 - 1000 μm
Viscosidad	9300 - 9300 cP	9300 - 9300 cP
Propiedades mecánicas	Métrico	Inglés
Dureza, Shore A	53,0 – 98,0	53,0 – 98,0
Dureza, Shore D	15,0 – 67,0	15,0 – 67,0
Resistencia a la tracción, definitiva	1,90 – 26,8 MPa	276 - 3890 psi
Resistencia a la tracción, rendimiento	2,50 – 28,3 MPa	363 - 4110 psi
Alargamiento a la rotura	50,0 - 1300%	50,0 - 1300%
Módulo de elasticidad	0,0110 - 0,700 GPa	1,60 - 102 ksi
Módulo de flexión	0,00190 - 0,345 GPa	0,276 – 50,0 ksi
Módulo secante	0,0210 – 1,25 GPa	3,05 - 181 ksi
Resistencia al impacto a la tracción	2,50 - 945 kJ / m <sup>2</sup>	1,19 - 450 pies-lb / in <sup>2</sup>
Conjunto de compresión	39,0 – 60,0%	39,0 – 60,0%
Propiedades electricas	Métrico	Inglés
Resistividad electrica	400 – 1,00e + 15 ohm	400 – 1,00e + 15 ohm-cm
Índice de seguimiento comparativo	600 V	600 V
Propiedades termales	Métrico	Inglés
Punto de fusion	52,0 - 104 ° C	126 - 219 ° F

Fuente: Elaboración propia

Con las propiedades de las tablas ya mencionadas, podemos concluir que el material con mayor coeficiente de elasticidad “K” es el “polipropileno moldeado”. Lo cual es el material adecuado para la fabricación del diseño.

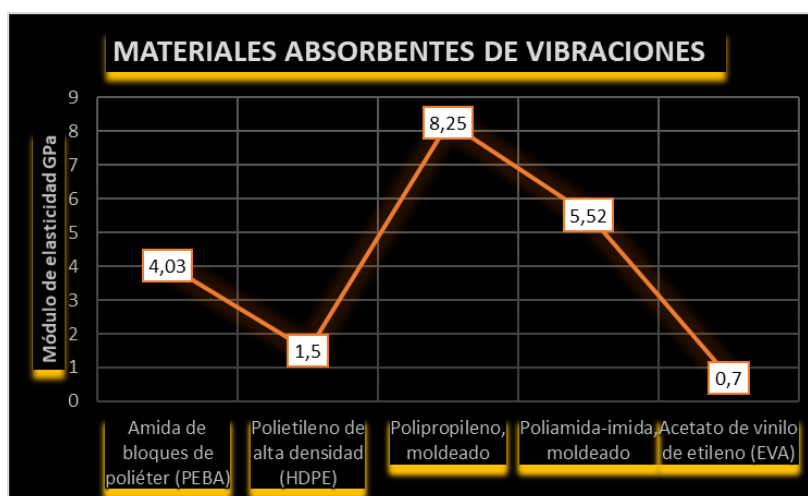


Figura 48. Comparación del coeficiente de elasticidad

Fuente: Elaboración propia

#### 4.4.17 Análisis de tensiones y deformaciones del diseño

Una vez realizado el diseño mediante el software SolidWorks se ejecuta un análisis estático lineal para elegir que material es más absorbente de energía vibracional.

Para este análisis aplicaremos una carga de 16,368N y obtendremos como resultado el desplazamiento en mm, el cual con este dato nos permitirá calcular el coeficiente elástico “K” de dicho material. Y así poder elegir cuál de estos materiales es el más adecuado para el diseño.

El software nos arroja resultados como:

- ✓ Tensión de von Mises.
- ✓ Desplazamientos resultantes.
- ✓ Deformación unitaria equivalente.
- ✓ Factor de seguridad.

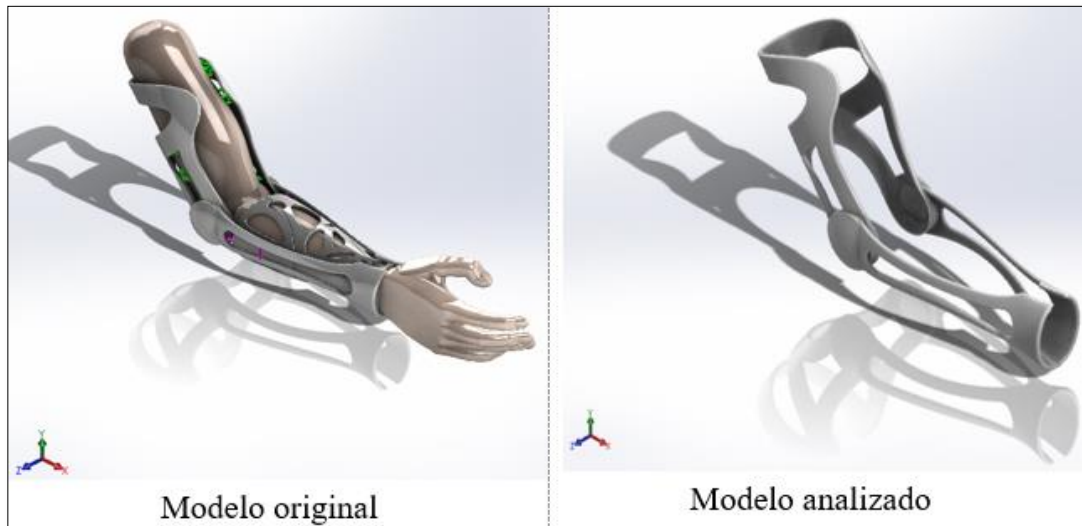
Para un primer análisis se eligió el material “Amida de bloques de poliéter (PEBA)” lo cual sus propiedades mecánicas se encuentran en la siguiente tabla N°25.

*Tabla 25. Propiedades del material Amida de bloques de poliéter (PEBA)*

Nombre:	PEBA
Tipo de modelo:	Isotrópico elástico lineal
Criterio de error:	Tensión de Von Mises
Límite elástico:	2,5e+009 N/m <sup>2</sup>
Límite de tracción:	3,6e+009 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico:	2,5e+009 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson:	0,4
Densidad:	1020 kg/m <sup>3</sup>
Módulo cortante:	4e+012 N/m <sup>2</sup>

*Fuente: Elaboración propia*

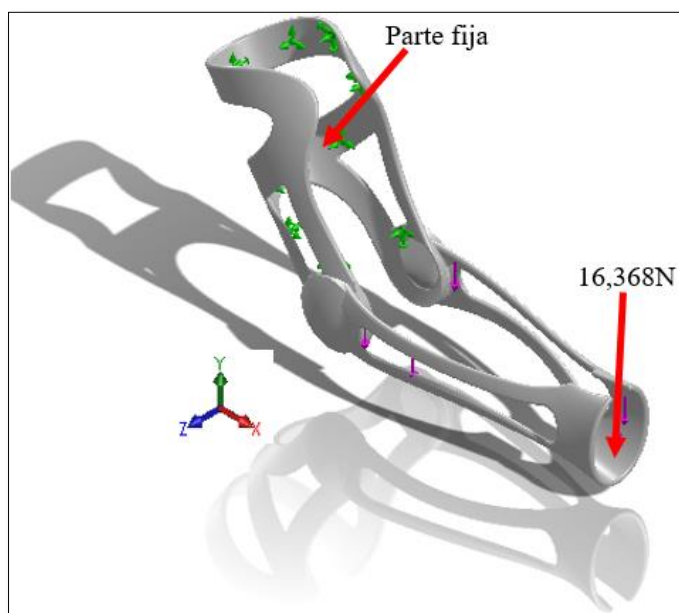
Por ello partimos de dos casos; de un modelo original y de un modelo analizado que podemos observar en la figura N°49.



*Figura 49. Modelo original y modelo analizado*

*Fuente: Elaboración propia*

Para este análisis se fija el segmento del brazo y se aplica una carga de 16,368 N como se puede observar en la figura N° 50.



*Figura 50. Dirección y valor de la carga*

*Fuente: Elaboración propia*

A continuación, se muestran dichos resultados del estudio

**a) Desplazamientos resultantes.**

Como podemos observar en la figura N°51 se obtiene un desplazamiento máximo de 3,386 mm.

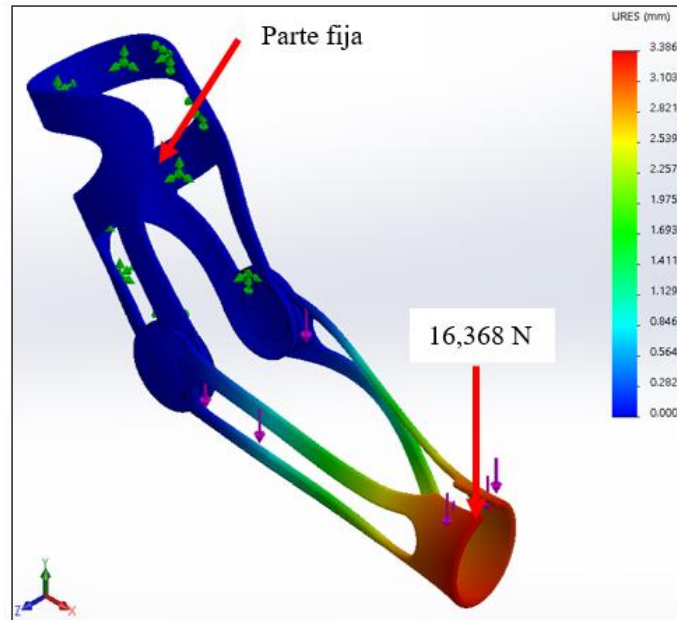


Figura 51. Resultado de desplazamientos resultantes (PEBA)

Fuente: Elaboración propia

Para un segundo análisis se eligió el material “Polietileno de alta densidad” (HDPE), lo cual sus propiedades mecánicas se encuentran en la siguiente tabla N°26.

Tabla 26. Propiedades del material polietileno de alta densidad (HDPE)

Nombre:	HDPE
Tipo de modelo:	Isotrópico elástico lineal
Criterio de error:	Tensión de von Mises máx.
Límite elástico:	2,332e+009 N/m <sup>2</sup>
Límite de tracción:	2,78e+009 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico:	1e+009 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson:	0,46
Densidad:	970 kg/m <sup>3</sup>
Módulo cortante:	3e+013 N/m <sup>2</sup>

Fuente: Elaboración propia

**b) Desplazamientos resultantes.**

Como podemos observar en la figura N° 52 se obtiene un desplazamiento máximo de 4,276 mm

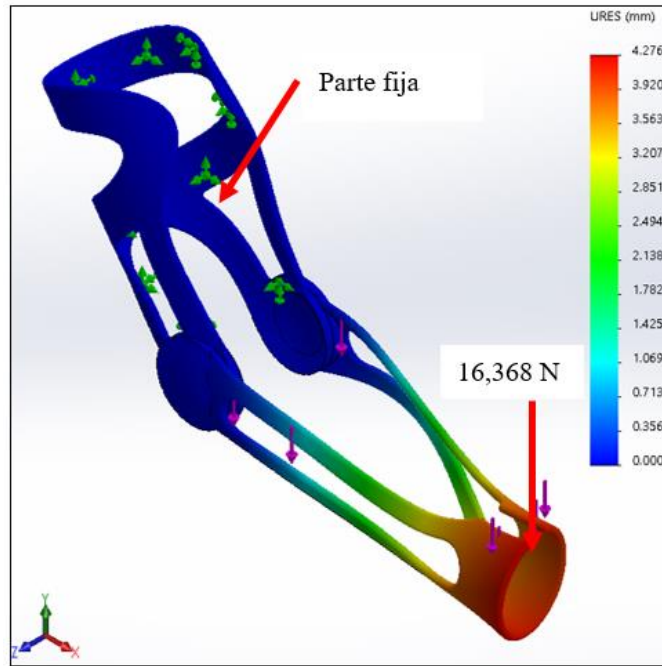


Figura 52. Resultado de desplazamientos resultantes (HDPE)

Fuente: Elaboración propia

Para un tercero análisis se eligió el material “Poliamida-Imida moldeado (PAI)”, lo cual sus propiedades mecánicas se encuentran en la siguiente tabla N°27.

Tabla 27. Propiedades del material Poliamida-Imida moldeado(PAI)

Nombre:	PAI
Tipo de modelo:	Isotrópico elástico lineal
Criterio de error:	Tensión de von Mises máx.
Límite elástico:	1,03649e+008 N/m <sup>2</sup>
Límite de tracción:	9e+007 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico:	2,62e+009 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson:	0,34
Densidad:	1120 kg/m <sup>3</sup>
Módulo cortante:	9,704e+008 N/m <sup>2</sup>

Fuente: Elaboración propia

c) **Desplazamientos resultantes.**

Como podemos observar en la figura N° 53 se obtiene un desplazamiento máximo de 4,030 mm.

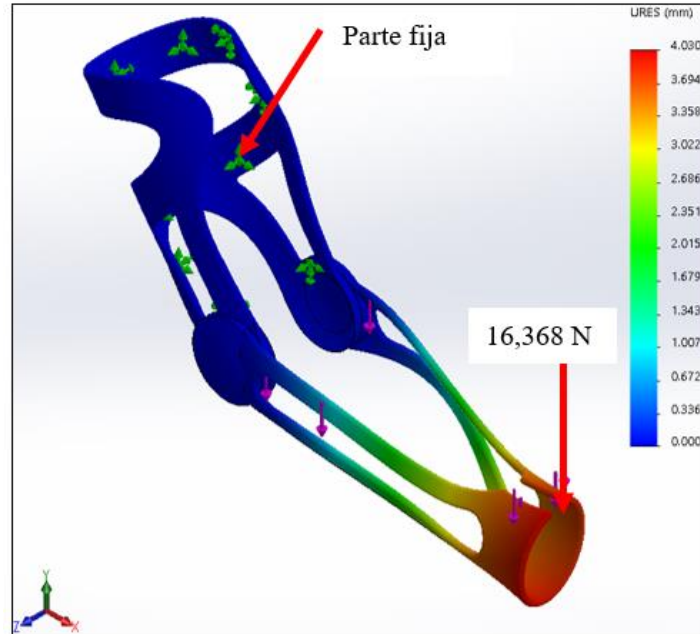


Figura 53. Resultado de desplazamientos resultantes (PAI)

Fuente: Elaboración propia

Para un cuarto análisis se eligió el material “Copolímero de acetato de vinilo de etileno (EVA)”, lo cual sus propiedades mecánicas se encuentran en la siguiente tabla N°28.

Tabla 28. Propiedades del material copolímero de acetato de vinilo de etileno (EVA)

Nombre:	EVA
Tipo de modelo:	Isotrópico elástico lineal
Criterio de error:	Tensión de von Mises máx.
Límite elástico:	4,7e+008 N/m <sup>2</sup>
Límite de tracción:	1,9e+009 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico:	1,1e+009 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson:	0,49
Densidad:	957 kg/m <sup>3</sup>
Módulo cortante:	2,6e+008 N/m <sup>2</sup>

Fuente: Elaboración propia

#### d) Desplazamientos resultantes.

Como podemos observar en la figura N° 54 se obtiene un desplazamiento máximo de 3,882 mm.

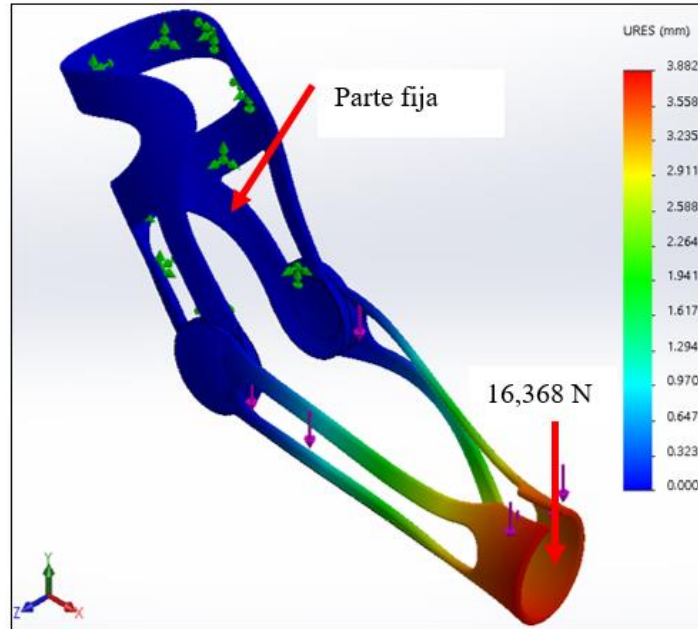


Figura 54. Resultado de desplazamientos resultantes (EVA)

Fuente: Elaboración propia

Para un quinto análisis se eligió el material “Polipropileno moldeado”, lo cual sus propiedades mecánicas se encuentran en la siguiente tabla N°29.

Tabla 29. Propiedades del material polipropileno moldeado

Nombre:	polipropileno moldeado
Tipo de modelo:	Isotrópico elástico lineal
Criterio de error	Tensión de von Mises
Límite elástico:	8,8e+006 N/m <sup>2</sup>
Límite de tracción:	3e+007 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico:	2e+009 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson:	0,394
Densidad:	1020 kg/m <sup>3</sup>
Módulo cortante:	3,189e+008 N/m <sup>2</sup>

Fuente: Elaboración propia

e) **Desplazamientos resultantes.**

Como podemos observar en la figura N° 55 se obtiene un desplazamiento máximo de 2,140 mm.

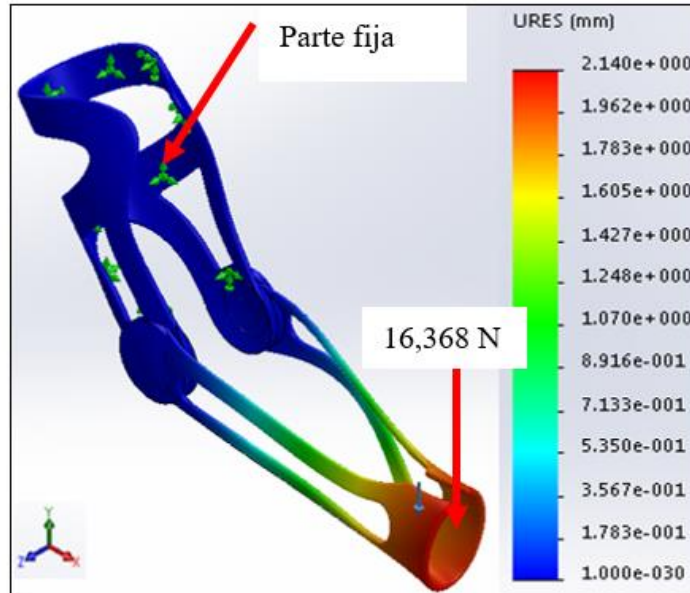


Figura 55. Resultado de desplazamientos resultantes (Polipropileno moldeado)

Fuente: Elaboración propia

f) **Tensión de von Mises.**

Obtenemos tensiones máximas de 3,982 MPa y una mínima de 1,529 MPa; el cual es un valor que no afecta en absoluto para el diseño de la órtesis.

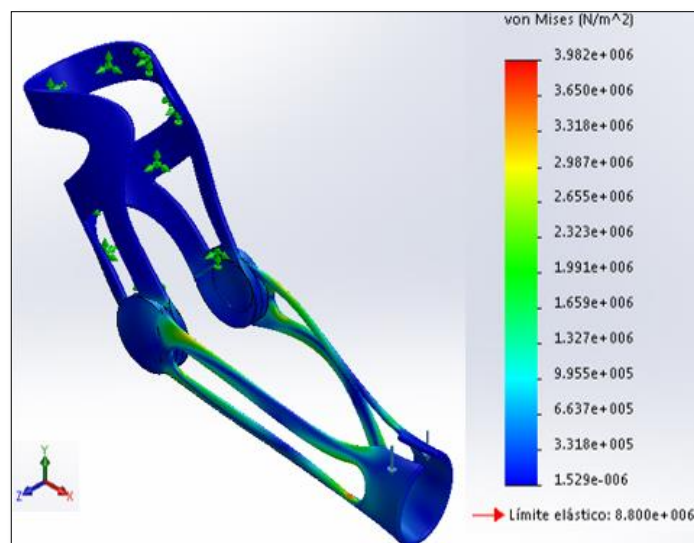


Figura 56. Resultado de la tensión de von Mises (Polipropileno moldeado)

Fuente: Elaboración propia

**g) Deformación unitaria equivalente.**

Obtenemos deformaciones máximas de  $1,645 \times 10^{-3}$  y el mínimo es de  $2,41 \times 10^{-15}$  el cual no afecta al diseño de la órtesis.

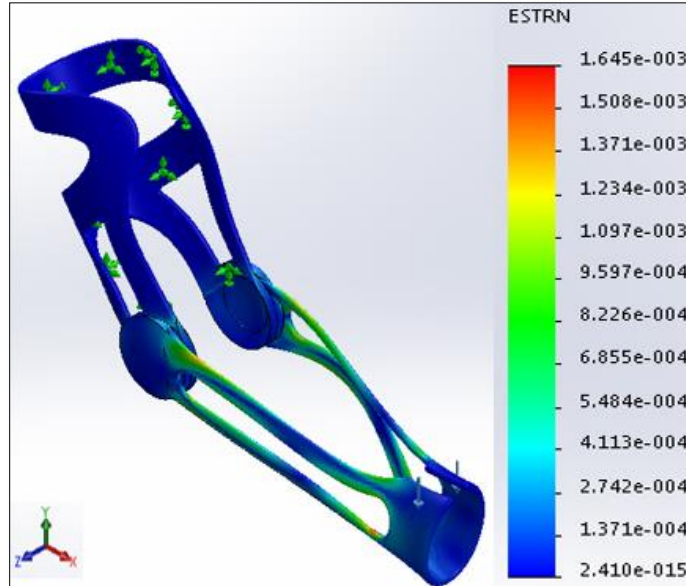


Figura 57. Resultado de deformación unitaria equivalente (Polipropileno moldeado)

Fuente: Elaboración propia

**h) Factor de seguridad.**

Obtenemos un mínimo factor de seguridad de 2,2 el cual es óptimo para el diseño de la órtesis.

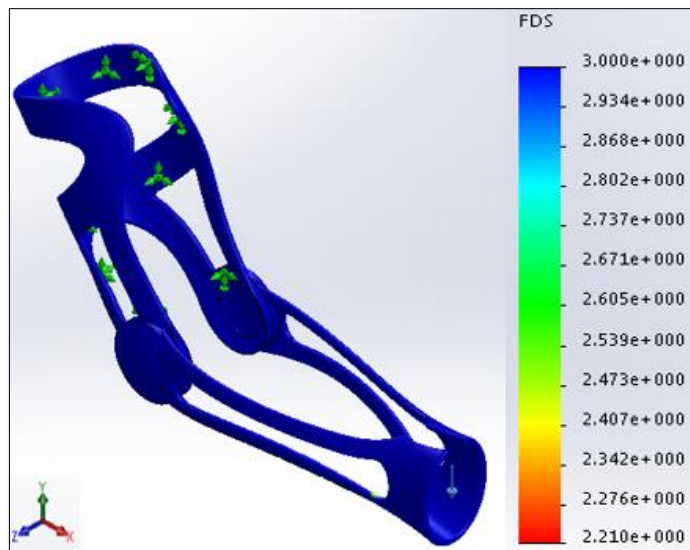


Figura 58. Resultado de factor de seguridad (Polipropileno moldeado)

Fuente: Elaboración propia

Tabla 30. Resumen de tensiones y deformaciones del material polipropileno moldeado.

Resultados	Valor mínimo	Valor máximo
Tensión de von Mises	1,529 MPa	3,982 MPa
Desplazamientos resultantes	0,01mm	2,4 mm
Deformación unitaria equivalente	$2,41 \times 10^{-15}$	$1,645 \times 10^{-3}$
Factor de seguridad	2,2	3

Fuente: Elaboración propia

#### 4.4.18 Cálculo de la posición al final el brazo

Para realizar este cálculo se toma parte del análisis de un brazo robot, la cual se aplica cinemática directa, trabajando en un solo plano con dos grados de libertad. [25]

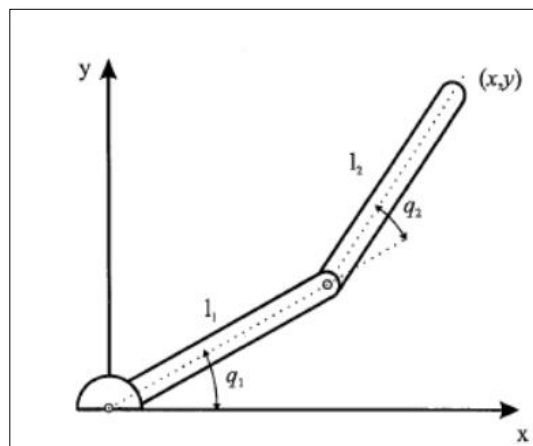


Figura 59. Robot planar de 2 GDL

Fuente: [ 18.; pág. 95]

Esto se fundamenta en descubrir las relaciones en donde nos permiten identificar la ubicación espacial del extremo del robot mediante valores obtenidos de sus coordenadas articulares.

Por ello se han elegido coordenadas cartesianas y el ángulo de Euler para mostrar la orientación y la posición del extremo de un robot que contiene 6 GDL, por ende, la solución al problema cinemático directo se denotará con las siguientes ecuaciones: [25]

$$x = f_x(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6) \quad (71)$$

$$y = f_y(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6) \quad (72)$$

$$z = f_z(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6) \quad (73)$$

$$\alpha = f_x(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6) \quad (74)$$

$$\beta = f_x(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6) \quad (75)$$

$$Y = f_x(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6) \quad (76)$$

La obtención de sus coordenadas para un robot de 2 GDL se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$x = l_1 \cos q_1 + l_2 \cos(q_1 + q_2) \quad (77)$$

$$y = l_1 \operatorname{sen} q_1 + l_2 \operatorname{sen}(q_1 + q_2) \quad (78)$$

Para el cálculo de más de dos grados de libertad se debe plantear una metodología de manera sistemática fundamentada en la aplicación de las matrices de transformación homogénea.

Según [26] Para realizar el reemplazo de variables en las ecuaciones anteriores se tiene que tener en cuenta el análisis biomecánico del cuerpo humano (figura 35).

#### 4.5. Cálculo de la constante elástica “K” (N/m)

Par determinara esta constante “k” partimos de un prototipo sencillo, un resorte fijo en un extremo y una masa incorporada en extremo final, como se observa a continuación.

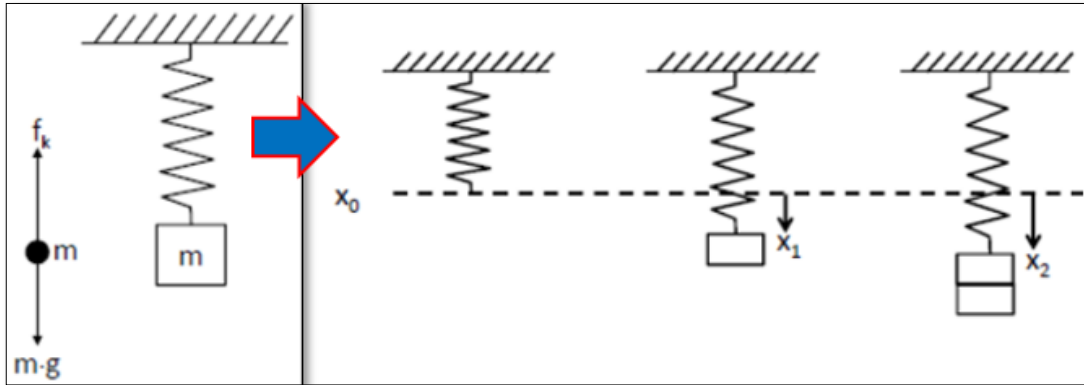


Figura 60. Representación de un sistema masa-resorte

Fuente: [ 13.; pág. 3,4]

Lo cual se logra la relación siguiente:

$$f_k = kx \quad (79)$$

De donde se despeja la constante k, quedando de la siguiente forma:

$$K = \frac{f_k}{x} \quad (80)$$

El valor de la fuerza es el peso del brazo más el peso de la cuchara con el alimento.

Encontramos el peso del brazo  $W_{brazo}$ , con los valores de la tabla N°14 y el peso de la persona de la tabla N°16.

$$W_{brazo} = (0,006 + 0,016) \times 71,3kg \times 9,81 \frac{m}{s^2} \quad (81)$$

$$W_{brazo} = 15,387N$$

Y para la cuchara con el alimento se asigna un peso de 0,1 kg

$$W_{cuchara} = 0,981N$$

Con esto encontramos el valor de  $f_k$ :

$$f_k = 15,387N + 0,981N$$

$$f_k = 16,368N$$

Finalmente, con los desplazamientos ya calculados hallaremos el valor

de la constante elástica “K” para todos los materiales estudiados anteriormente.

**a. Amida en bloques de poliéter (PEBA).**

$$K = \frac{fk}{x} \quad (82)$$

$$K = \frac{16,368 N}{0,003386 m}$$

$$K = 4834N/m$$

**b. Polietileno de alta densidad “HDPE”**

$$K = \frac{fk}{x} \quad (83)$$

$$K = \frac{16,368 N}{0,004276 m}$$

$$K = 3827N/m$$

**c. Polipropileno moldeado**

$$K = \frac{fk}{x} \quad (84)$$

$$K = \frac{16,368 N}{0,00214 m}$$

$$K = 7649N/m$$

**d. Poliamida-Imida moldeado “PAI”**

$$K = \frac{fk}{x} \quad (85)$$

$$K = \frac{16,368 N}{0,00403 m}$$

$$K = 4062N/m$$

**e. Acetato de vinilo de etileno “EVA”**

$$K = \frac{fk}{x} \quad (86)$$

$$K = \frac{16,368 N}{0,003882 m}$$

$$K = 4216N/m$$

Cuadro resumen de los materiales que cuentan con un valor mayor de constante elástica “K”.

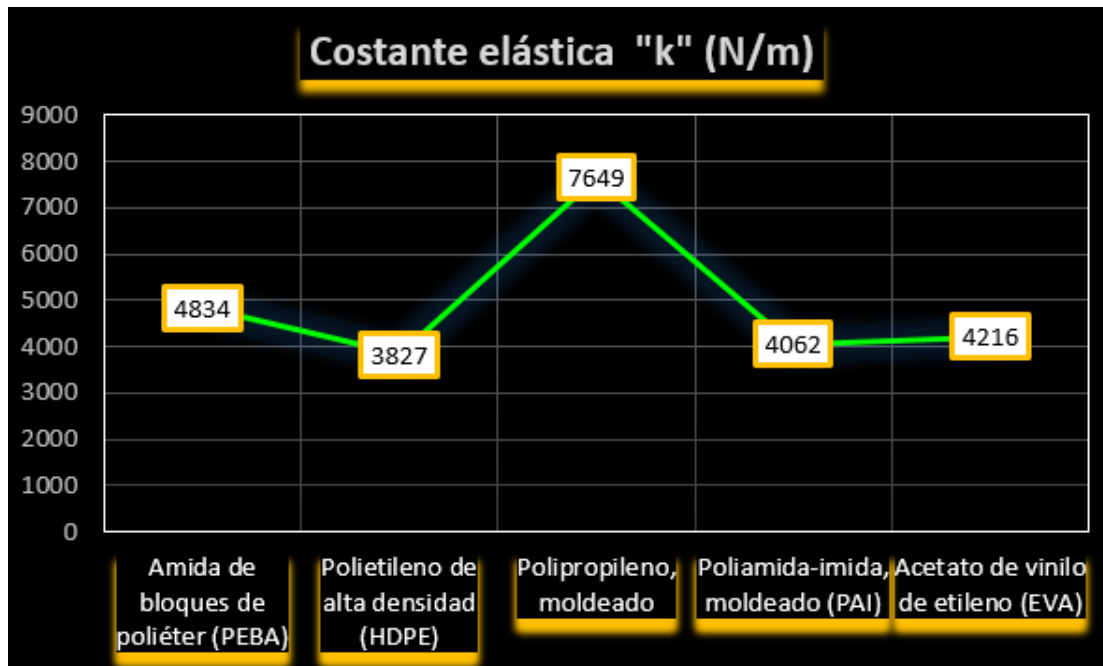


Figura 61. Resumen de la constante elástica "K"

Fuente: Elaboración propia

Con los resultados de la figura N° 61 podemos concluir que el material con mayor constante elástica “K” es el “polipropileno moldeado”. Lo cual es el material adecuado para la fabricación del diseño.

#### 4.6. Cálculo del coeficiente de amortiguamiento “C” (N.s/m; kg/s)

Partiendo de la literatura mencionada sabemos que en un sistema masa-amortiguador-resorte se presentan los siguientes casos de amortiguamiento.

- ✓ Amortiguamiento débil o subamortiguado:  $\zeta < 1$
- ✓ Amortiguamiento crítico:  $\zeta = 1$
- ✓ Sobreamortiguamiento:  $\zeta > 1$

Siendo  $\zeta$  la razón de amortiguamiento

Lo cual para este análisis se trabajará con un sistema subamortiguado  $\zeta < 1$

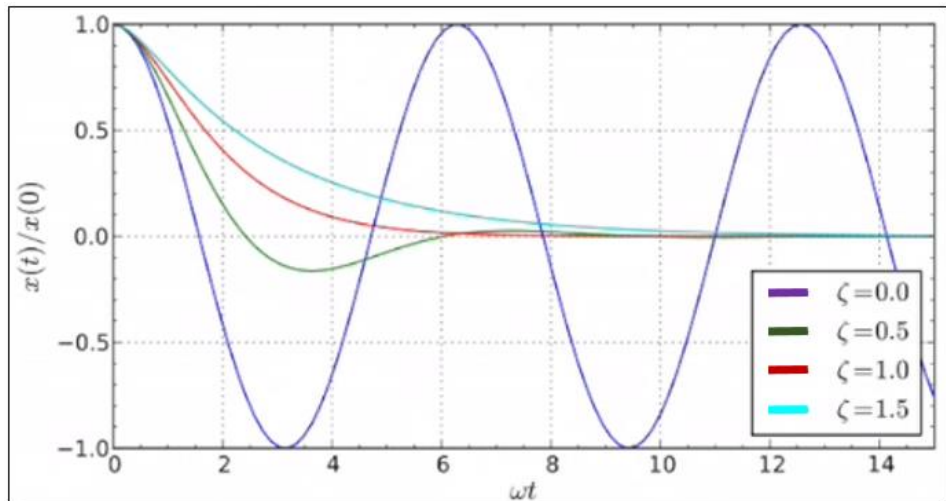


Figura 62. Tipos de amortiguamiento

Primero se calcula el valor del coeficiente de amortiguamiento crítico que viene dado por

$$c_c = 2m\omega_n = 2m\sqrt{\frac{k}{m}} \quad (87)$$

donde:

$$\checkmark \quad m = 3,5 \text{ kg}$$

$$\checkmark \quad k = 7649 \text{ N/m}$$

$$c_c = 2(3,5)\sqrt{\frac{7649}{3,5}}$$

$$c_c = 327$$

Según [27] la razón de amortiguación para el propileno moldeado varía de acuerdo a su temperatura de trabajo de 0,0725 a  $-10^\circ\text{C}$  y 0,02 a  $60^\circ\text{C}$  respectivamente.

A partir de este postulado, se concretiza la razón de amortiguamiento,  $\zeta$  como:

$$\zeta = \frac{c_c}{c} \quad (88)$$

Donde:

$c$  = Coeficiente de amortiguamiento

Despejando quedaría:

$$c = \frac{c_c}{\zeta} \quad (89)$$

$$c = \frac{327}{0,02}$$

$$c = 16350$$

Como es un caso subamortiguado, entonces la razón de amortiguamiento  $\zeta$  tendrá valores menores a 1.

En la siguiente tabla se da valores menores a 1 la razón de amortiguamiento  $\zeta$ , para calcular los posibles valores que puede tomar el coeficiente de amortiguamiento.

Tabla 31. Valores del coeficiente de amortiguamiento (c)

$\zeta$	0,036	0,027	0,022	0,016
c	9000	12000	15000	20000

Fuente: Elaboración propia

Finalmente se concluye que, para mitigar la vibración ocasionada por la enfermedad de Parkinson, los posibles valores que puede tomar el coeficiente de amortiguamiento son:

$$c = 9000, 12000, 15000, 20000$$

Posteriormente para verificar si estos valores realmente mitigan la vibración se valida mediante la herramienta Motion del Software SolidWorks.

#### 4.7. Cálculo de la mitigación de vibración mediante el software SolidWorks.

Para realizar este tipo de análisis se consideró los siguientes parámetros, así como también las condiciones iniciales del sistema Brazo-Antebrazo.

Tabla 32. Parámetros iniciales del sistema

PARÁMETROS	VALOR	UNIDAD
Material	Polipropileno Moldeado	
Coef. Elástico	7649	N/m
Coef. Amortiguamiento	9000/12000/15000/20000	N.s/m
Tiempo	20	S
Masa Miembro superior	3,55	kg
Frecuencia	12	Hz

Fuente: Elaboración propia

- a. En primera instancia se realiza el análisis sin la órtesis absorbente de energía vibracional, aplicando los parámetros establecidos inicialmente.

Lo cual nos arroja una gráfica con un desplazamiento y un tiempo determinado en donde observamos que la vibración es excesivamente elevada.

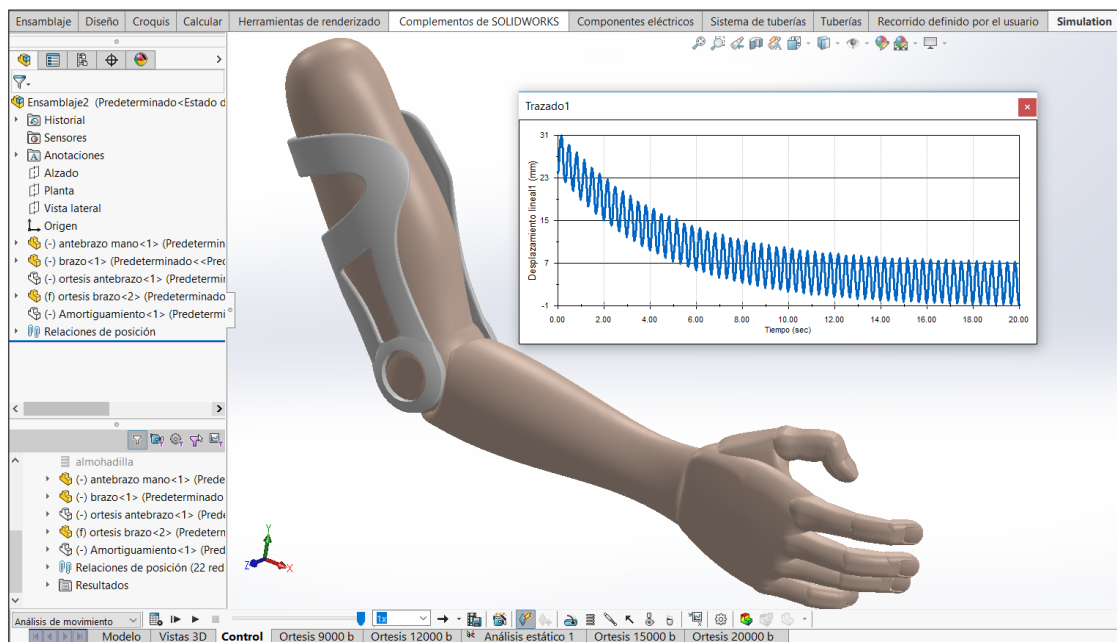
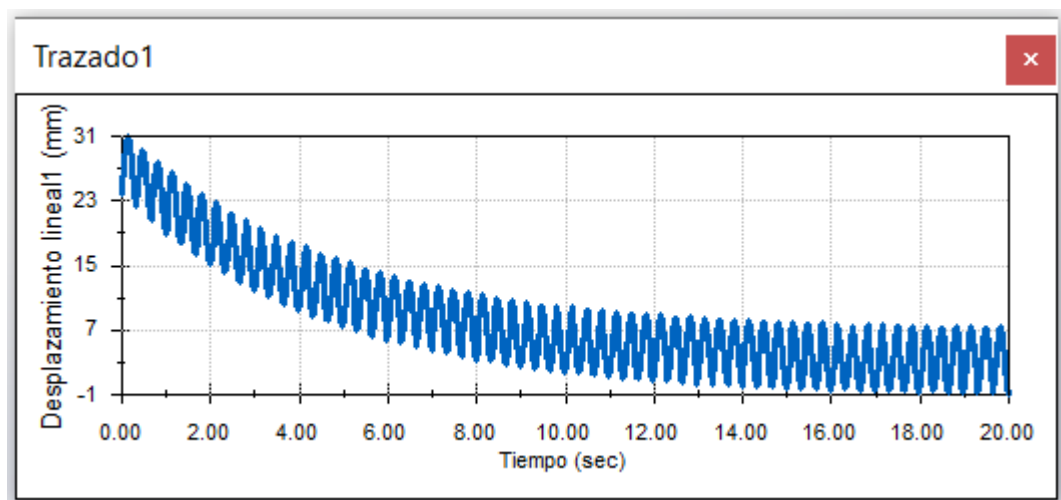


Figura 63. Análisis sin amortiguamiento

Fuente: Elaboración propia

En esta primera gráfica se puede observar una vibración sin ningún tipo de amortiguamiento.



Fuente: Elaboración propia

- b. Luego se realiza un segundo análisis con un coeficiente de amortiguamiento igual a  $b=9000$  con la órtesis superpuesta en el miembro superior, el cual se observa la mitigación de la energía de vibración.

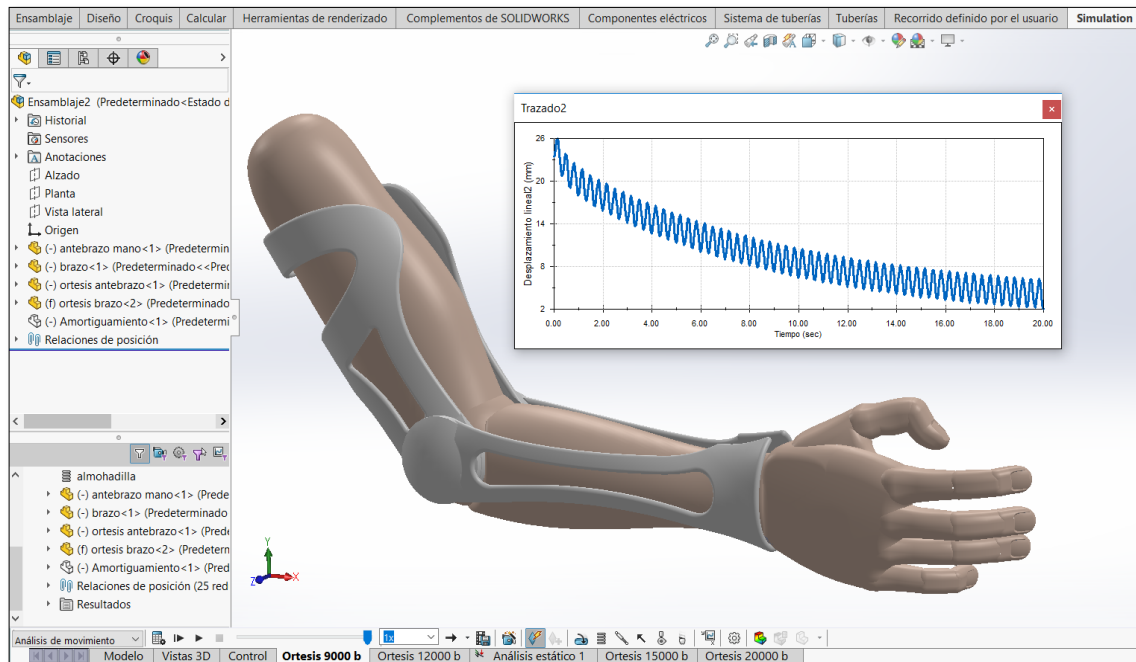
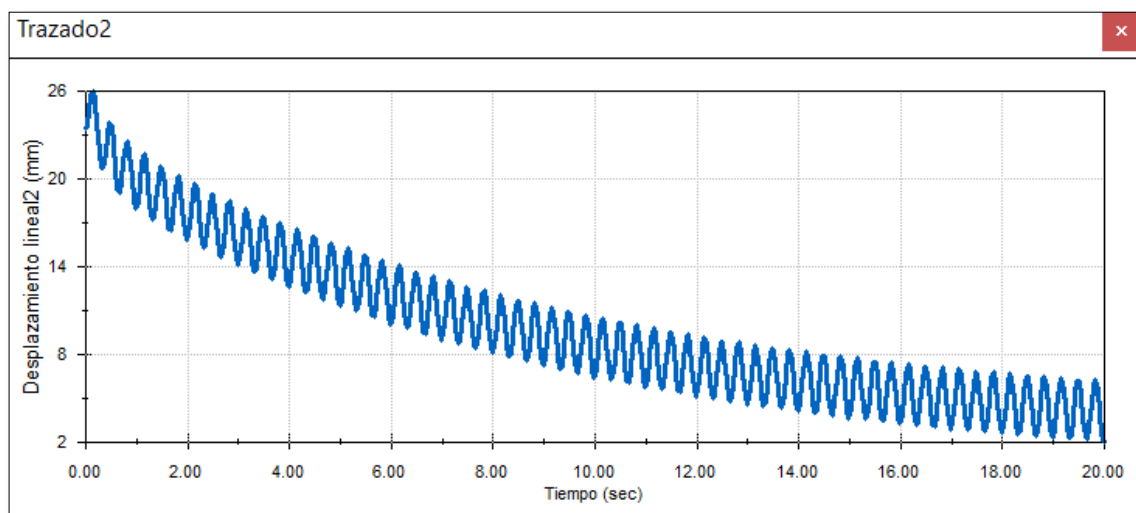


Figura 64. Análisis con amortiguamiento  $b=9000$

Fuente: Elaboración propia

En esta segunda gráfica se observa una vibración ya amortiguada en comparación a la gráfica anterior.

Tabla 33. Vibración amortiguada



Fuente: Elaboración propia

- c. En este tercer análisis con un coeficiente de amortiguamiento igual a  $b=12000$  se observa la mitigación de la energía de vibración.

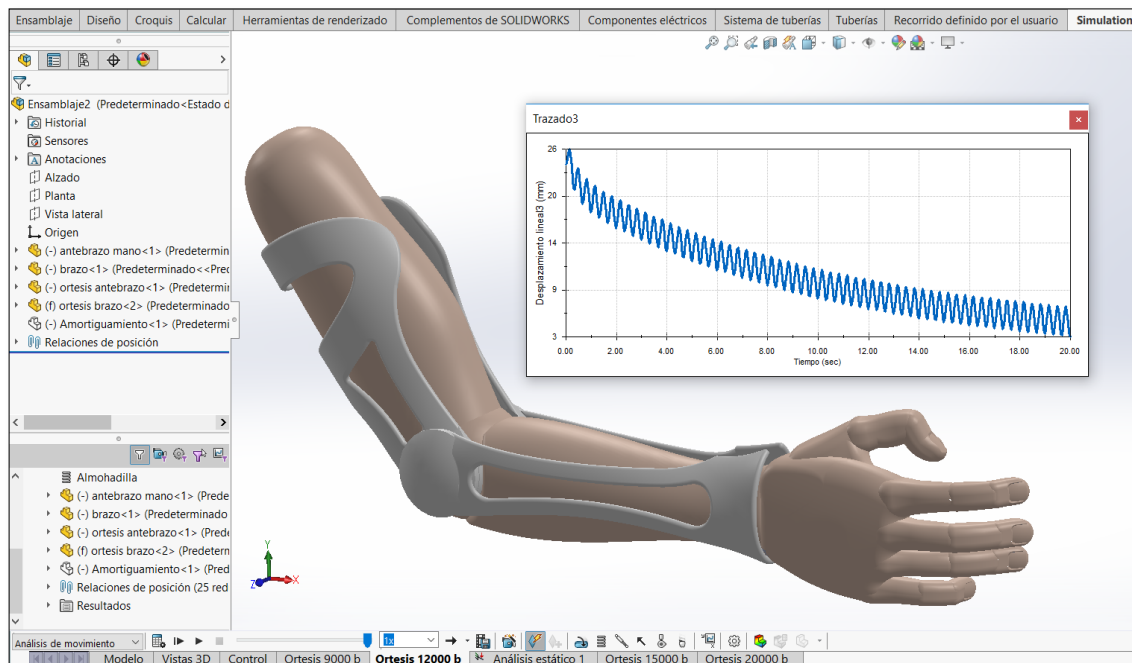
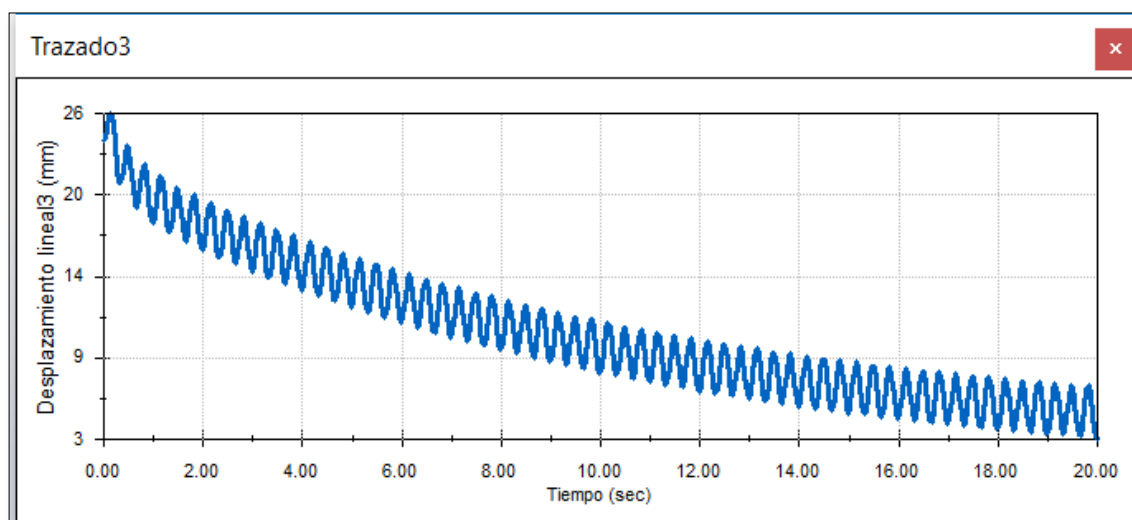


Figura 65. Análisis con amortiguamiento  $b=12000$

Fuente: Elaboración propia

En esta tercera gráfica se observa ya el movimiento vibracional mitigado de una manera más eficiente y aceptable por ende el paciente parkinsoniano podrá realizar su alimentación con entera normalidad.

Tabla 34. Vibración amortiguada



Fuente: Elaboración propia

- d. En este cuarto análisis con un coeficiente de amortiguamiento igual a  $b=15000$  se observa la mitigación de la energía de vibración aún más amortiguada.

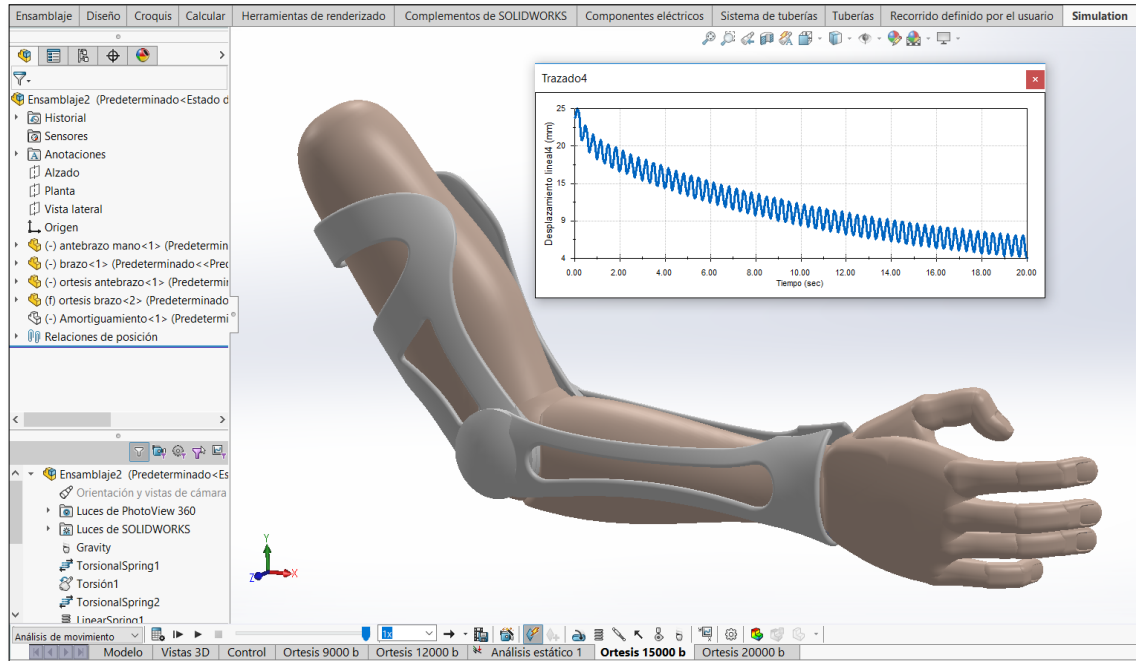
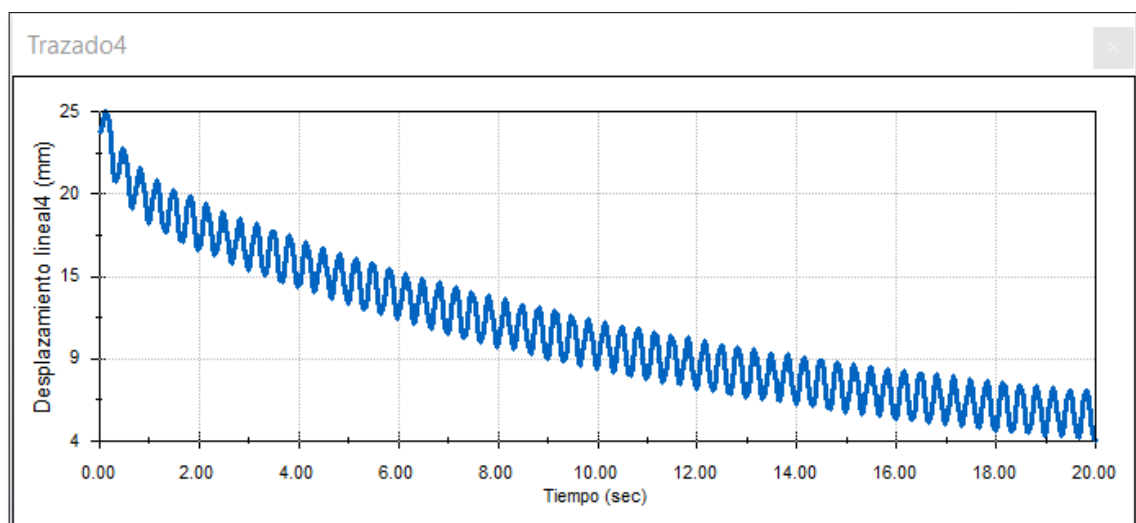


Figura 66. Análisis con amortiguamiento  $b=15000$

Fuente: Elaboración propia

En esta cuarta gráfica se observa ya el movimiento vibracional mitigado de una manera más eficiente observando que los desplazamientos son muy pequeños a comparación de los estudios anteriores.

Tabla 35. Vibración amortiguada



Fuente: Elaboración propia

- e. En este quinto análisis con un coeficiente de amortiguamiento igual a  $b=20000$  se observa la mitigación de la energía de vibración relativamente amortiguada.

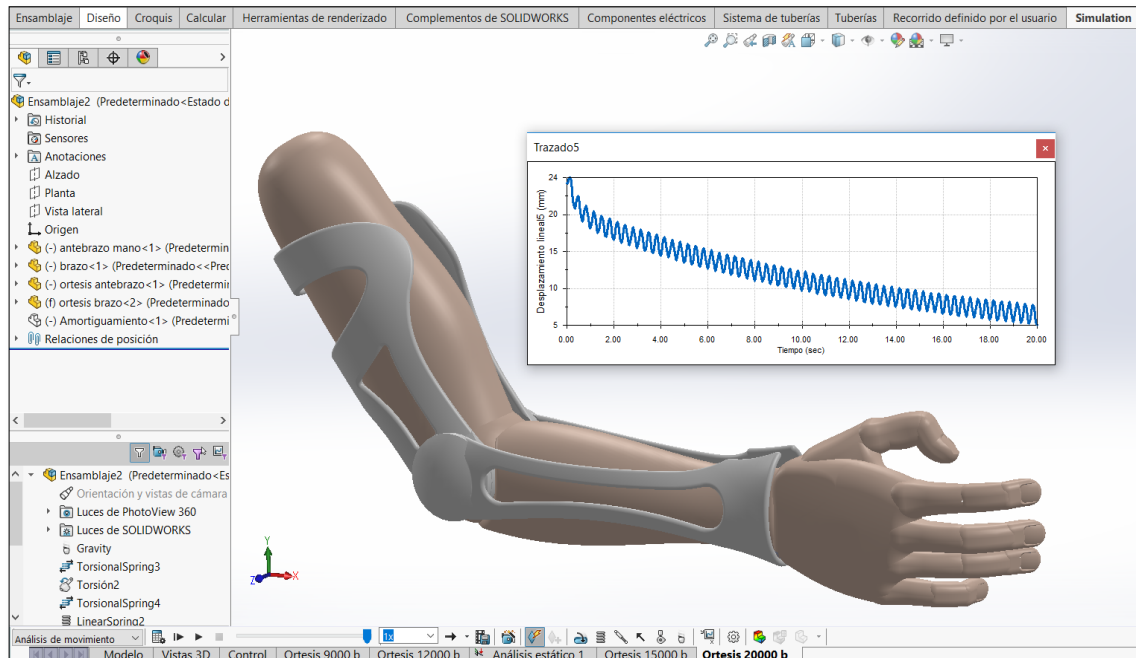
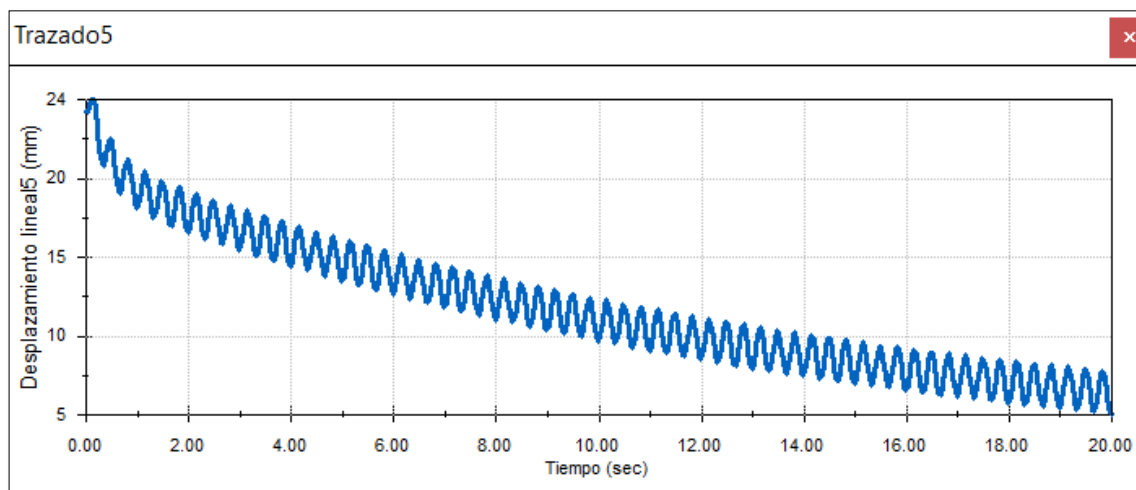


Figura 66. Análisis con amortiguamiento  $b=20000$

Fuente: Elaboración propia

En esta quinta y última gráfica se puede observar ya el movimiento vibracional mitigado de una manera más eficiente observando que los desplazamientos son relativamente pequeños en comparación con los estudios anteriores.

Tabla 36. Vibración amortiguada



Fuente: Elaboración propia

De estos cinco estudios con diferentes valores de coeficiente de amortiguamiento obtenemos los siguientes valores (Tabla N° 37), lo cual nos ayudara para comparar los desplazamientos de los estudios realizados en el software SolidWorks.

Tabla 37. Desplazamientos según el coeficiente de amortiguamiento.

Tiempo(sec)	Control	b=9000 mm	b=12000 mm	b=15000 mm	b=20000 mm
0	23,7388834	23,73888338	23,73888338	23,7388834	23,7388834
0,04	24,6476877	23,92847946	23,80894337	23,7195224	23,6120215
0,08	27,1345243	24,90455202	24,54664075	24,2872309	23,9729553
0,12	29,7421968	25,98398655	25,37892933	24,9461767	24,4207913
0,16	30,945461	26,3635285	25,62106972	25,0935537	24,4524324
0,2	29,9814156	25,63650561	24,92717103	24,4243975	23,8127397
0,24	27,2525429	24,01081565	23,4757691	23,0949978	22,6310494
0,28	24,1037716	22,19520409	21,87162023	21,6365445	21,3491921
0,32	22,1510385	21,0142276	20,81669527	20,6657835	20,480342
0,36	22,3445843	20,95983715	20,72811367	20,5490651	20,3291002
0,4	24,4725917	21,92315891	21,51046527	21,2021475	20,8247104
0,44	27,2747461	23,25262615	22,60647846	22,1346898	21,5581006
0,48	29,127247	24,10672993	23,29840221	22,715186	22,0025764
0,52	28,9229327	23,90934696	23,09614289	22,5122745	21,798222
0,56	26,6692527	22,66084922	22,00178645	21,5274321	20,9458597
0,6	23,4843606	20,93730206	20,50777242	20,1934054	19,8057486
0,64	20,9932309	19,57812735	19,32965636	19,1391846	18,9016925
0,68	20,4467343	19,23056379	19,01763788	18,8484003	18,6363884
0,72	22,0417198	19,99789219	19,65744948	19,396323	19,0723124
0,76	24,8139234	21,38290968	20,82331254	20,4084598	19,8972149
0,8	27,1622333	22,55744293	21,80856822	21,2632795	20,5929881
0,84	27,7174398	22,81110707	22,00846089	21,4287829	20,7160998
0,88	26,0826646	21,93566747	21,24731719	20,7502806	20,1374473
0,92	23,0475147	20,33742666	19,87331163	19,5337921	19,1118884
0,96	20,1619851	18,81715748	18,56974866	18,3800794	18,139905
1	18,8971559	18,13603436	17,98457041	17,8588367	17,6960824
1,04	19,8462098	18,60245735	18,37863359	18,199421	17,9714298
1,08	22,4018578	19,9044149	19,48389209	19,1661324	18,7694672
1,12	25,0865432	21,27869878	20,64868384	20,1859059	19,6125907
1,16	26,3547674	21,92478669	21,19103037	20,6589342	20,0008742
1,2	25,4298947	21,43840671	20,7679886	20,2835038	19,6827862
1,24	22,7234455	20,03017907	19,56114562	19,2191923	18,7912363
1,28	19,6131543	18,41158526	18,17823941	18,0003667	17,7714728
1,32	17,6977577	17,40958633	17,32388706	17,2466084	17,1397389
1,36	17,9294415	17,51806716	17,41739163	17,3266387	17,2032347
1,4	20,0962698	18,62966183	18,36508537	18,1581315	17,8933289
1,44	22,9374115	20,09396274	19,61107948	19,2522919	18,8026887
1,48	24,8281056	21,07039568	20,43878797	19,9789409	19,4061339
1,52	24,6603587	20,9837791	20,35927176	19,9080187	19,345221
1,56	22,441697	19,83562641	19,37590905	19,042406	18,6223099
1,6	19,2911871	18,20329667	17,9825253	17,8163153	17,5992293

Fuente: Elaboración propia

Finalmente superponemos las gráficas con los diferentes valores obtenidos (sin amortiguamiento, con amortiguamiento de  $b=9000$ ,  $b=12000$ ,  $b=15000$ ,  $b=20000$ ) para observar la mitigación de la vibración ocasionada por esta enfermedad del Parkinson.

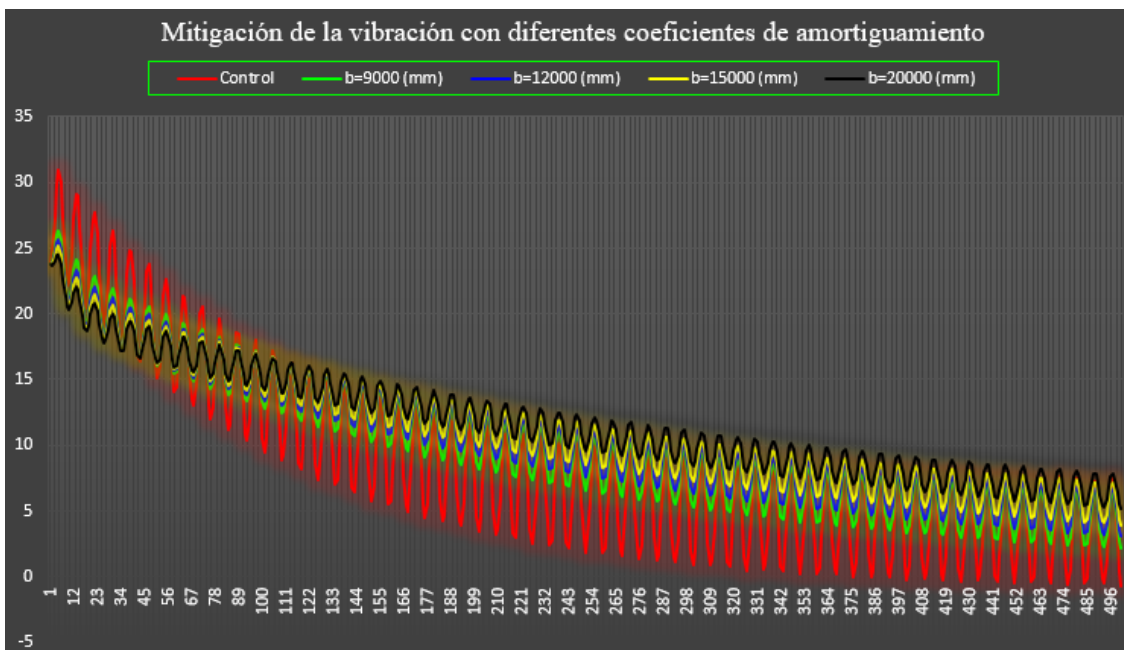


Figura 67. Superposición de ondas de mitigación con  $b=9000$ ,  $b=12000$ ,  $b=15000$ ,  $b=20000$

Fuente: Elaboración propia

Como se observa en la figura N° 67 la onda con un  $b=20000$  (color negro) es la que mitiga mejor la oscilación vibratoria en el sistema dado.

Finalmente se realiza una tabla resumen de desplazamientos en mm de acuerdo al coeficiente de amortiguamiento

Tabla 38. Desplazamientos de acuerdo al coeficiente de amortiguamiento

Valor del coeficiente de amortiguamiento	Desplazamientos en mm
Sin amortiguamiento	9 mm
$b = 9000$	4,5 mm
$b = 12000$	3,9 mm
$b = 15000$	3,3 mm
$b = 20000$	2,8 mm

Fuente: Elaboración propia

De la tabla N° 38 se concluye que con un coeficiente de amortiguamiento igual a  $b=20000$  se reduce la vibración en un 68,8 %, lo cual demuestra que el paciente parkinsoniano podrá realizar su alimentación con cuchara de manera eficiente.

## V. Costos

En el análisis siguiente se estima una descripción de manera general de la inversión a desarrollarse en el estudio, análisis y diseño de la órtesis de miembro superior.

Tabla 39. Costo de material

CATEGORÍA - A -	ÍTEM	Cantidad	Precio unitario	Total
Material	Polipropileno moldeado	1	S/ 800,00	S/ 500,00
	Almohadilla	1	S/ 200,00	S/ 500,00
TOTAL				<b>S/ 1 000,00</b>

Tabla 40. Costo de proceso de maquinado

CATEGORÍA - B -	ÍTEM	Cantidad	Precio unitario	Total
Proceso de maquinado y acabado	Órtesis de brazo	1	S/ 500,00	S/ 500,00
	Órtesis de antebrazo	1	S/ 500,00	S/ 500,00
	Goma absorbente	1	S/ 600,00	S/ 600,00
TOTAL				<b>S/ 1 600,00</b>

Tabla 41. Imprevistos

CATEGORÍA - C -	ÍTEM	Cantidad	Precio unitario	Total
Imprevistos	Imprevistos	5%	S/ 2 600,00	S/ 130,00
TOTAL				<b>S/ 130,00</b>

Tabla 42. Costo total de la elaboración de la órtesis.

CATEGORÍA	Costo	Total
A	S/ 1 000,00	S/ 2 730,00
B	S/ 1 600,00	
C	S/ 130,00	
<b>TOTAL CON IGV</b>		<b>S/ 3 221,40</b>

## VI. Conclusiones

1. Mediante la recopilación de información Según Consensus Statement of the Movement Disorder Society on Tremor y La escala modificada de Hoehn y Yahr se obtuvieron que los niveles de vibración presentes en los pacientes que padecen de la enfermedad de Parkinson es de 4 - 12 Hz, siendo de 4 - 6 Hz en estado de reposo y la de 12 Hz en estado postural e intención.
2. Para realizar el diseño mecánico se eligió un prototipo de órtesis dinámica desmontable para todo el miembro superior, cuya composición es de materiales compuestos como, por ejemplo, " polipropileno, moldeado". Y por su elevado módulo de elasticidad le convierte en un material muy eficiente en absorber energía vibracional. Lo cual este material nos permite reducir hasta un 68,8% de la carga vibracional, permitiendo así al paciente parkinsoniano realizar su alimentación con cuchara de manera eficiente y sin problemas al momento de ingerir sus alimentos.
3. Para los análisis de tensión se utilizó el software SolidWorks analizando como cargas la fuerza que ejerce el brazo que es igual a 16,368 N presente al momento de realizar la alimentación con cuchara. Obteniendo tensiones máximas de 3,982 MPa y una mínima de 1,529 MPa; el cual es un valor que no afecta en absoluto para el diseño de la órtesis. Con este análisis también nos arroja un factor de seguridad de 2,2 lo cual está dentro de los parámetros de diseño.
4. Para el desarrollo de la investigación se estima una inversión de **S/ 3 221,40**.

## VII. Recomendaciones

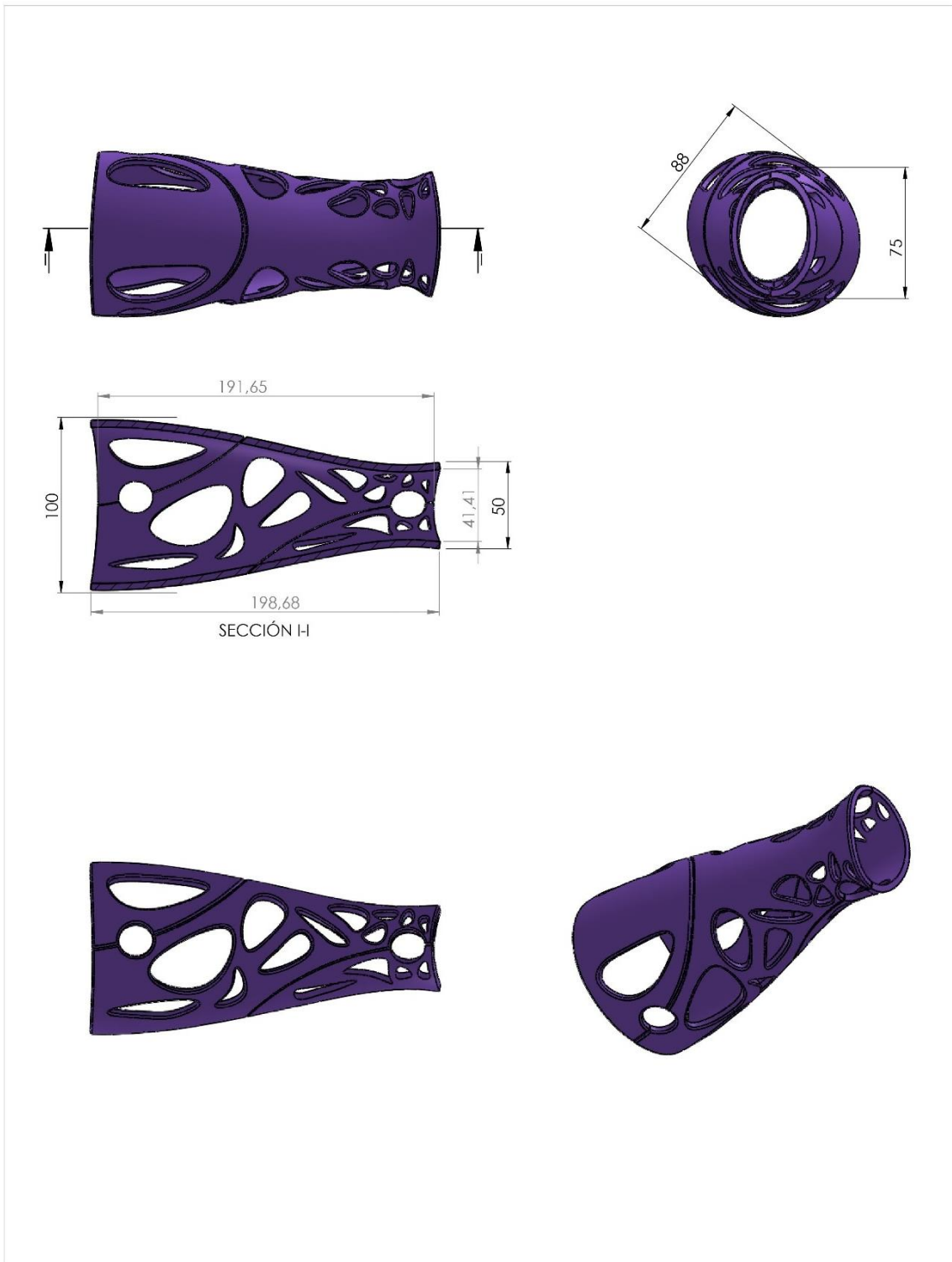
1. Dando paso a futuros trabajos, sería identificar un material que asimile el comportamiento de un tendón, y tenga algún porcentaje de elasticidad sin alterar la elongación el cual es vital para lograr un movimiento más suave, para ello se podría plantear el uso de resortes como tendones.
2. El prototipo de órtesis del antebrazo puede ser controlado a partir de actuadores hidráulicos, actuadores eléctricos y/o actuadores neumáticos (Cilindros neumáticos) como entrada, siendo este último el más recomendable por ser el más factible y relativamente pequeño. Sobre todo, porque trabajan de manera lineal o rotativa el cual sustituye la función del músculo braquiorradial que se encuentra en la parte superior del antebrazo. Lo cual esto nos permitirá mitigar de manera eficiente las vibraciones ocasionadas por esta enfermedad.


### VIII. Referencias

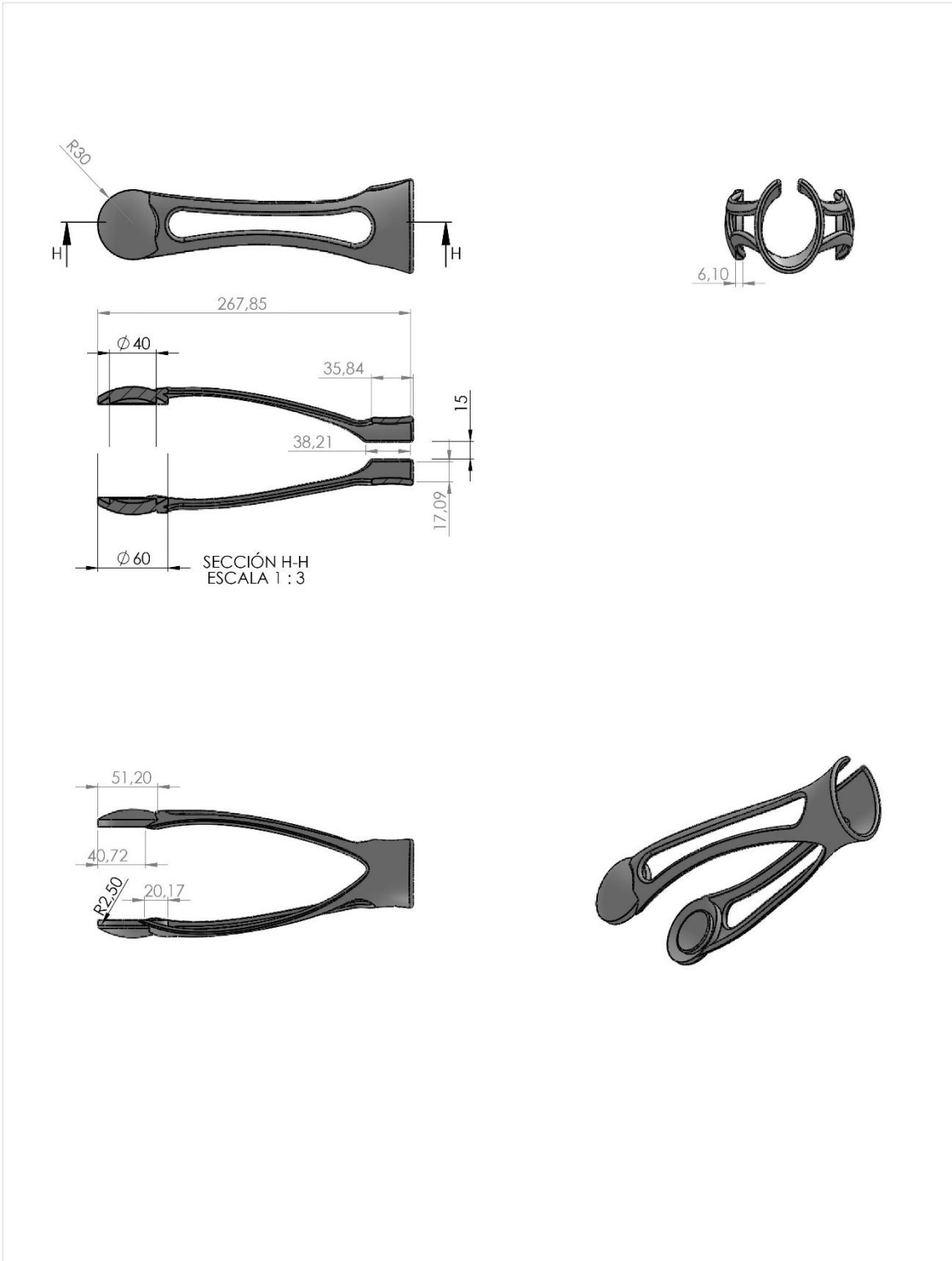
- [1] AENOR, "ASOCIACION ESPAÑOLA DE NORMALIZACION Y CERTIFICACION," 2017. [Online]. Available: <http://www.aenor.es/aenor/inicio/home/home.asp>.
- [2] E. E. Milián, DISEÑO DE ÓRTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR APLICABLE A REHABILITACION Y COMO EXOESQUELETO, ESPAÑA, 2017.
- [3] A. R. R. C. E. Rocon, "Modelo biomecánico del miembro superior para supresión ortésica del temblor," *Instituto de Automática Industrial, CSIC*, 2004.
- [4] D. C. y. E. R. Behzad Taheri, "Controlador robusto para la supresión de temblor a nivel musculoesquelético en la muñeca humana," *IEEE TRANSACCIONES EN SISTEMAS NEURALES E INGENIERÍA DE REHABILITACIÓN*, vol. 22, no. 2, 2014.
- [5] J. M. B. Lois, Principios biomecánicos para la, Valencia, 2009.
- [6] D. M. M. Moreno, Neurología, segunda edición, Bogota: El Manual Moderno, 2010.
- [7] M. MANTO, E. ROCON, J. PONS, A. DAVIES, J. WILLIAMS and BELDALOIS, "An Active Orthosis To Control Upper Limb Tremor," no. 26, p. 2–6, 2004.
- [8] A. M. WEINBERG, I. T. PIETSCH, M. B. HELM and J. y. HESSELBACH, "A new kinematic model of pro– and supination," 2000, pp. 487-491.
- [9] T. YASUTOMI, Y. NAKATSUCHI and H. y. U. S. KOIKE, "Mechanism of limitation of pronation/supination of the forearm," in *Clinical*, 2002, pp. 456-463.
- [10] J. R. ALLEN and A. y. B. E. L. KARCHAK, Design and fabricate a pair of Rancho anthropomorphic manipulator, 1972.
- [11] C. INTERTERRITORIAL, GUÍA DESCRIPTIVA, Madrid.
- [12] R. G. B. y. J. K. Nisbett, Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley, México: McGraw-Hill Interamericana, 2008.
- [13] R. L. Mott, Diseño de elementos de máquinas, Mexico: Pearson Educación,, 2006.
- [14] S. IDEARA, Vibraciones mecánicas, España: Confederación de Empresarios de Pontevedra (CEP), 2014.
- [15] D. d. I. M. U. d. Chile, Vibraciones Mecánicas, Chile.
- [16] L. S. Betancourt, «Propuesta de una Mezcla Alternativa para la Arena Verde de JCR Fundiciones», vol. 10, Ecuador: Universidad San Francisco de Quito, Quito, 2012.
- [17] M. Y. S. E. P. Jaime Toro G, Neurología, Colombia: El Manual Moderno.
- [18] M. B. M. M. F. B. M. Giinther Deuschl, "Consensus Statement of the Movement Disorder Society," vol. 13, pp. 6-10, 1998.
- [19] D. M. J. D. y. D. T. Drew, "Department of Orthopaedic & Trauma Surgery," in *BIOMECHANICAL ANALYSIS*, 2005, pp. 11,12,13.
- [20] H. Q. H. A. Carlos F. Rodriguez, "Movimiento del brazo humano: de los tres planos a las tres dimensiones," *Scielo*, pp. 2-8, 2005.
- [21] E. E. Milian, "Diseño de órtesis de miembro superior aplicable a la rehabilitacion y como exoesqueleto," Madrid, 2017, pp. 57-60.
- [22] R. M. Molina, "Antropometría," *Journal Publice*, vol. 0, 1995.
- [23] P. M. R. Camacho, "Valores de referencia de composición corporal, para población española adulta, obtenido mediante antropometría, impedancia eléctrica (BIA) tetrapolar e interactancia de inflarajos," *Tesis Doctoral*, pp. 63-64, 2017.
- [24] J. A. G. J. E. M. S. y. C. C. O. Francisco Pradas de la Fuente, "Anthropometric characteristics, body composition and somatotype.," *Scielo*, p. 1357, 2013.
- [25] L. F. P. C. B. Antonio Barrientos, "Fundamentos de robotica," in *Fundamentos de robotica*, Mc GRAW-HILL, 1997, pp. 56-63.
- [26] D. M. J. D. T. D. Dolan, BIOMECHANICAL ANALYSIS, 2005.



- [27] M. COLAKOGLU, "Análisis de amortiguación y vibración del compuesto de fibra de polipropileno bajo temperatura variada," p. 355, 2006.
- [28] J. M. B. Lois, "Principios biomecánicos para la," Valencia, 2009, p. 32.

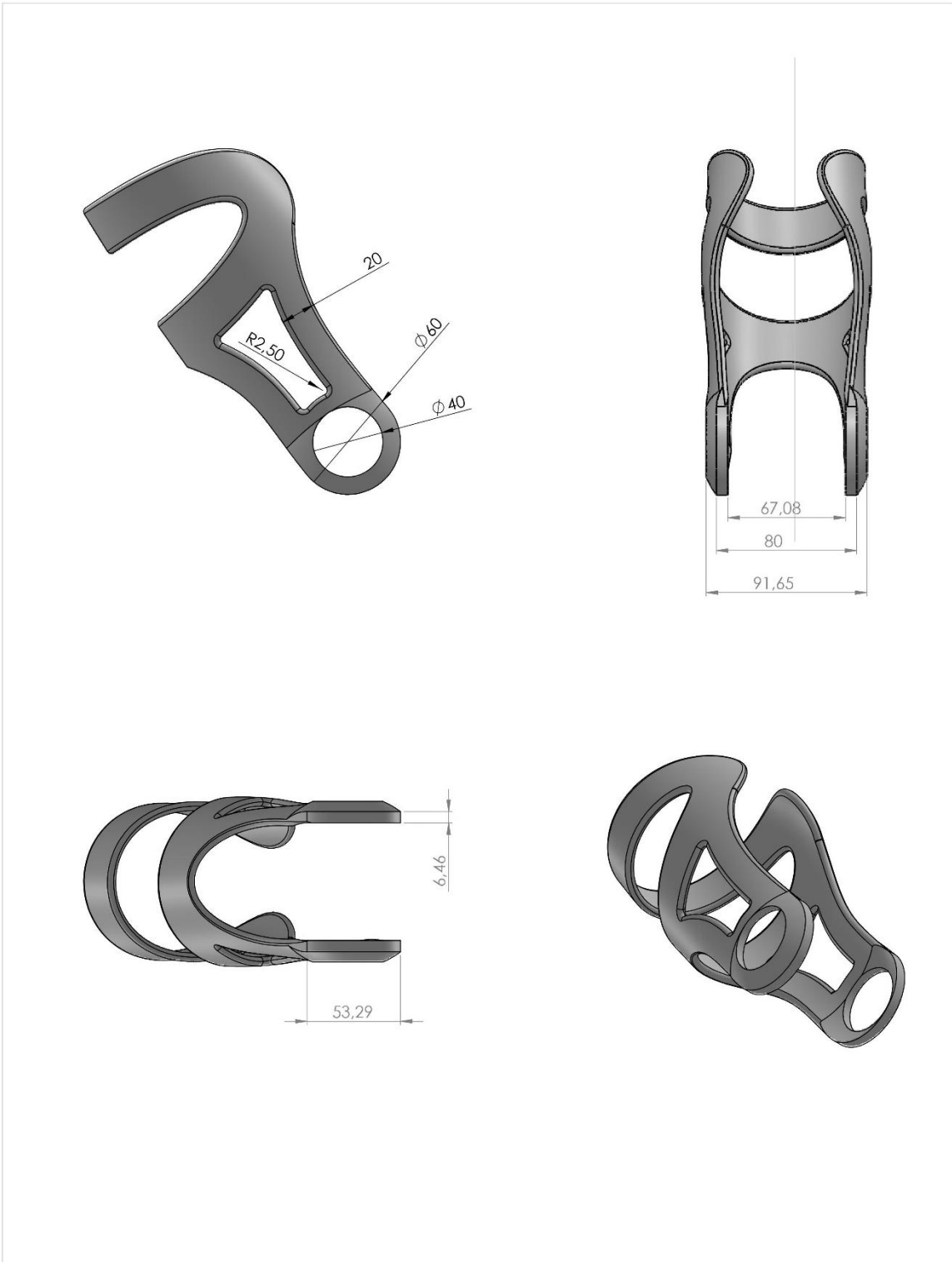
**IX. Planos**





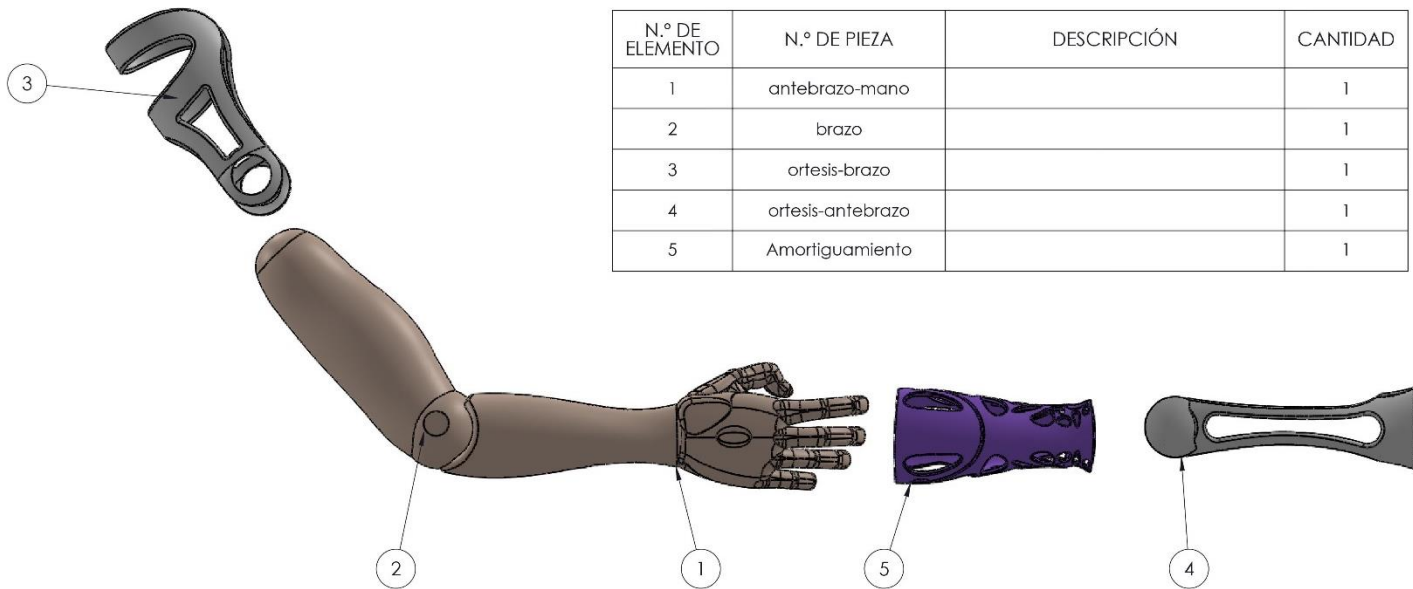
	<b>Observaciones:</b>	<b>Título:</b>		<b>Plano N°: 01</b>
		<b>Goma Absorbente de Vibración (Polipropileno)</b>		<b>Hoja N°: 119</b>
	<b>Un. dim. mm.</b>	<b>Escala:</b>	<b>Dibujado por:</b> Eli Cieza Becerra	<b>Fecha:</b> 10/05/19
		<b>1:2</b>	<b>Comprobado por:</b> Eli Cieza Becerra	<b>Fecha:</b> 20/06/19





	Observaciones:	Título:	Ortesis de Antebrazo		Plano N°: 02
	Un. dim. mm.	Escala:	Dibujado por:	Eli Cieza Becerra	Fecha: 10/05/19
		1:3	Comprobado por:	Eli Cieza Becerra	Fecha: 20/06/19



 <p>USAT Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo</p>	<b>Observaciones:</b>	<b>Título:</b>	<b>Ortesis de Brazo</b>		<b>Plano N°:</b> 03
	<b>Un. dim. mm.</b>	<b>Escala:</b>	<b>Dibujado por:</b>	Eli Cieza Becerra	<b>Hoja N°:</b> 121
		<b>1:2</b>	<b>Comprobado por:</b>	Eli Cieza Becerra	<b>Fecha:</b> 10/05/19
					<b>Fecha:</b> 20/06/19



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	antebrazo-mano		1
2	brazo		1
3	ortesis-brazo		1
4	ortesis-antebrazo		1
5	Amortiguamiento		1

	<b>Observaciones:</b>	<b>Título:</b>	<b>Plano de vista explosiva</b>	<b>Plano N°: 04</b>
	<b>Un. dim. mm.</b>	<b>Escala:</b>	<b>Dibujado por: Eli Cieza Becerra</b>	<b>Hoja N°: 122</b>
	<b>1:4</b>	<b>Comprobado por: Eli Cieza Becerra</b>	<b>Fecha: 10/05/19</b>	<b>Fecha: 20/06/19</b>