

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE UNA  
ÓRTESIS DINÁMICA PARA EL TRATAMIENTO Y REHABILITACIÓN DE LOS  
MÚSCULOS EXTENSORES DE MUÑECA Y DEDOS EN PERSONAS QUE  
SUFREN DE ESPASTICIDAD GRADO 1+ O 2 CAUSADA POR  
ENFERMEDADES CEREBROVASCULARES.**

**AUTORES**

**SEBASTIAN ALEJANDRO MARTÍNEZ CARRILLO**

**ANDRÉS FELIPE HERNÁNDEZ FORERO**

**JUAN SEBASTIAN MATEUS CUBIDES**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**2018**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE UNA  
ÓRTESIS DINÁMICA PARA EL TRATAMIENTO Y REHABILITACIÓN DE LOS  
MÚSCULOS EXTENSORES DE MUÑECA Y DEDOS EN PERSONAS QUE  
SUFREN DE ESPASTICIDAD GRADO 1+ O 2 CAUSADA POR  
ENFERMEDADES CEREBROVASCULARES.**

**AUTORES**

**SEBASTIAN ALEJANDRO MARTÍNEZ CARRILLO**

**ANDRÉS FELIPE HERNÁNDEZ FORERO**

**JUAN SEBASTIAN MATEUS CUBIDES**

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de Ingeniero  
Mecánico.**

**DIRECTOR**

**DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ**

**Ingeniero Mecánico, PhD**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**2018**

## **DEDICATORIAS**

A mis padres,  
por el apoyo incondicional que me brindaron  
en mis estudios profesionales  
y por los valores inculcados  
que me formaron como persona.

A mi hermano,  
por su colaboración y compañía  
a lo largo de mi proceso de formación.

**ANDRÉS FELIPE HERNÁNDEZ FORERO**

## **DEDICATORIAS**

A mis padres,  
por formarme como persona  
con su ejemplo y educación  
y por su apoyo incondicional en todas  
las etapas de mi vida.

A mi hermana,  
por todo lo que ha contribuido  
a mi formación personal.

**JUAN SEBASTIAN MATEUS CUBIDES**

## **DEDICATORIAS**

A Dios,  
por bendecir cada uno de mis pasos,  
guiándome siempre por el camino indicado.

A mis padres,  
por formarme como una persona de bien,  
por su constante apoyo, dedicación, y su ejemplo  
en cada etapa de mi vida.

A mi familia,  
por su entera disposición y apoyo,  
en mi formación como profesional  
y como persona con ética y valores.

**SEBASTIAN ALEJANDRO MARTINEZ CARRILLO**

## **AGRADECIMIENTOS**

Los autores del proyecto de grado “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE UNA ÓRTESIS DINÁMICA PARA EL TRATAMIENTO Y REHABILITACIÓN DE LOS MÚSCULOS EXTENSORES DE MUÑECA Y DEDOS EN PERSONAS QUE SUFREN DE ESPASTICIDAD GRADO 1+ O 2 CAUSADA POR ENFERMEDADES CEREBROVASCULARES” agradecen a las siguientes personas e instituciones por su contribución al desarrollo del proyecto:

Al señor Luis Ardila, por su entera disposición y colaboración en las etapas de diseño y pruebas funcionales del prototipo, mostrando siempre interés en la búsqueda de obtener un proyecto exitoso.

A la fisioterapeuta Janneth Cristina Rodríguez Corredor, quien, con su entusiasmo, fue guía en cada una de las etapas del proyecto, colaborándonos con la aclaración de dudas y en la búsqueda de sitios especializados o personas que fueron necesarias para concluir el proyecto de forma exitosa.

Al técnico ortoprotesista Rodolfo Rondón Villamizar, por su asesoría técnica, y quien con su experiencia en el campo diseño y construcción de órtesis y prótesis, fue de gran importancia en la etapa de diseño en detalle en nuestro proyecto, asesorándonos en la construcción de la articulación de muñeca, la cual fue de vital importancia para obtener el prototipo final.

Al profesor Diego Fernando Villegas, por la confianza, motivación y asesoría brindada durante el progreso de cada una de las etapas del proyecto. Buscando siempre encontrar una solución pronta a cualquier problema presentando, y proporcionando conceptos ingenieriles que fueron de vital importancia para el buen desempeño y funcionamiento del prototipo.

A la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander, por cumplir con su misión, brindándonos una formación integral y científica. Por permitarnos realizarnos interpersonal y científicamente con el desarrollo de este proyecto, con la puesta a disposición de las instalaciones y software necesario para la realización del proyecto.

## CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN .....	23
1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA .....	24
1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA .....	24
1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA .....	27
1.3 OBJETIVOS.....	28
1.3.1 Objetivo general.....	28
1.3.2 Objetivos específicos.....	29
2. MARCO TEÓRICO.....	29
2.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS .....	29
2.1.1 A nivel internacional.....	29
2.1.2 A nivel nacional.....	30
2.1.3 A nivel regional.....	31
2.2 MARCO CONCEPTUAL.....	34
2.2.1 Anatomía de la mano.....	34
2.2.1.1 Anatomía osteoarticular.....	35
2.2.1.2 Anatomía muscular.....	36
2.2.2 Biomecánica de la mano.....	39
2.2.2.1 Movimientos de la mano.....	39
2.2.2.2 Patrones funcionales.....	45
2.2.3 Enfermedades cerebrovasculares (ECV).....	47

2.2.3.1 ECV isquémico (80% de los casos).	48
2.2.3.2 ECV hemorrágica.	49
2.2.4 Efectos físicos de un accidente cerebrovascular.	50
2.2.4.1 Debilidad muscular.	51
2.2.4.2 Fatiga.	51
2.2.4.3 Dolor.	51
2.2.4.4 Espasticidad o flacidez.	51
2.2.4.5 Acortamiento o alargamiento de músculos.	51
2.2.5 Espasticidad.	52
2.2.5.1 Síntomas.	52
2.2.5.2 Evaluación.	53
2.2.5.3 Rehabilitación.	53
2.2.5.4 Procedimientos de rehabilitación.	55
2.2.6 Órtesis dinámicas.	55
2.2.6.1 Funciones de las órtesis.	56
3. DISEÑO METODOLÓGICO	57
3.1 TIPOS DE INVESTIGACIÓN	57
3.2 IMPACTO SOCIAL	57
3.3 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO	58
3.3.1 Adaptación a dimensiones.	58
3.3.2 Diseño conservativo.	58
3.3.3 Bajo costo.	59
4. PROCESO DE DISEÑO DE LA ÓRTESIS DINÁMICA	59
4.1 PRE-FASE A.	61

4.1.1 Ponderación de los requerimientos del usuario. ....	61
4.1.2 Constantes de diseño. ....	66
4.2.1 Descripción de funcionalidad. ....	68
4.2.2. Diseño conceptual de la órtesis dinámica primera ronda. ....	71
4.2.2.1. Evaluación de alternativas de los diseños de los mecanismos de funcionamiento. ....	74
4.2.2.2. Matriz Pugh primera ronda del concepto de diseño del mecanismo. ....	75
4.2.3. Diseño conceptual de la órtesis dinámica segunda ronda. ....	77
4.2.3.1 Evaluación de alternativas de los diseños de los mecanismos de funcionamiento. ....	78
4.2.4 Despliegue de la función de calidad (QFD). ....	80
4.3 FASE B. ....	84
4.3.1 Diseño en detalle. ....	85
4.3.1.2 Diseño de la base de la órtesis. ....	88
4.3.1.3 Diseño de guías para dedos índice, medio, anular y meñique. ....	92
4.3.1.4 Diseño de guías para dedo pulgar. ....	98
4.3.1.5 Diseño de guías para el antebrazo. ....	101
4.3.1.6 Diseño de la articulación de muñeca. ....	102
4.3.1.7 Diseño de resortes. ....	104
4.3.2 Ensamblaje general. ....	122
4.3.3 Primera prueba funcional. ....	123
4.3.4 Costos. ....	125
4.3.4.1 Costo de materiales. ....	125
4.3.4.2 Costo de manufactura. ....	125
4.3.4.3 Costo total de la órtesis. ....	125

4.4.1 Optimización. ....	128
4.4.2 Componentes de la órtesis dinámica. ....	128
4.4.3 Segunda prueba funcional. ....	129
4.4.4 Mantenimiento básico de la órtesis. ....	134
4.4.4.1 Mantenimiento básico de la órtesis. ....	134
4.4.4.2 Mantenimiento correctivo. ....	134
4.4.4.3 Mantenimiento preventivo. ....	134
4.4.5 Observaciones. ....	135
4.4.6 Observaciones del paciente. ....	137
5. CONCLUSIONES. ....	138
BIBLIOGRAFÍA. ....	140

## LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Huesos de la mano .....	36
Figura 2. Músculos de la mano .....	37
Figura 3. Movimientos de la mano .....	40
Figura 4. Flexión y extensión de articulaciones metacarpofalángicas .....	41
Figura 5. Flexión y extensión de articulaciones interfalángicas .....	41
Figura 6. Abducción y aducción de las articulaciones metacarpofalángicas.....	42
Figura 7. Flexión y extensión total .....	43
Figura 8. Flexión y extensión del pulgar a nivel de la articulación metacarpofalángicas.....	43
Figura 9. Flexión y extensión del pulgar a nivel de la articulación interfalángicas .	44
Figura 10. Abducción palmar .....	44
Figura 11. Oposición.....	45
Figura 12. Agarres de fuerza .....	46
Figura 13. Agarre de precisión.....	47
Figura 14. Áreas funcionales del cerebro .....	48
Figura 15. Órtesis dinámica de mano y antebrazo .....	56
Figura 16. NASA ESMD Capstone Design .....	60
Figura 17. Pre-Fase A.....	61
Figura 18. Fase A .....	67
Figura 19. Movimientos de la mano (bis figura 3) .....	69
Figura 20. Flexión y extensión de articulaciones metacarpofalángicas (bis figura 4) .....	70
Figura 21. Flexión y extensión del pulgar a nivel de la articulación metacarpofalángicas (bis figura 8) .....	71
Figura 22. Órtesis concepto A .....	72

Figura 23. Órtesis concepto B .....	73
Figura 24. Órtesis concepto C .....	74
Figura 25. Órtesis concepto D (bis figura 23) .....	77
Figura 26. Órtesis concepto E .....	78
Figura 27. Quality Function Deployment.....	83
Figura 28. Fase B .....	84
Figura 29. Materiales usados en órtesis .....	85
Figura 30. Molde Antebrazo-Muñeca.....	90
Figura 31. Molde Antebrazo-Muñeca cortado.....	91
Figura 32. Molde forrado.....	92
Figura 33. Anatomía de la mano.....	93
Figura 34. Órtesis dinámica .....	96
Figura 35. Construcción guías .....	97
Figura 36. Flexión y extensión total (bis figura 7) .....	100
Figura 37. Construcción guía pulgar .....	100
Figura 38. Construcción guía antebrazo .....	101
Figura 39. Construcción articulación.....	102
Figura 40. Articulación final.....	103
Figura 41. Dimensiones de un resorte .....	111
Figura 42. Dimensiones de un resorte (bis figura 51) .....	120
Figura 43. Proceso de ensamblaje .....	122
Figura 44. Ensamble final .....	123
Figura 45. Primera prueba funcional.....	124
Figura 46. Fase C .....	127
Figura 47. Agarre pelota sin órtesis .....	130
Figura 48. Agarre pelota con órtesis.....	131
Figura 49. Agarre de un cono sin órtesis .....	132
Figura 50. Agarre de un cono con órtesis .....	133

## LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Escala de Ashworth Modificada .....	26
Tabla 2. Requerimientos del consumidor.....	62
Tabla 3. Requerimientos del especialista .....	63
Tabla 4. Matriz de relacionamiento .....	64
Tabla 5. Sumatoria de requerimientos .....	65
Tabla 6. Constantes de diseño .....	66
Tabla 7. Conceptos de diseño .....	75
Tabla 8. Matriz Pugh.....	76
Tabla 9. Conceptos de diseño segunda ronda .....	79
Tabla 10. Matriz Pugh segunda ronda .....	79
Tabla 11. Medidas necesarias para el molde .....	88
Tabla 12. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo índice de hombre en mm.....	93
Tabla 13. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo medio de hombre en mm.....	94
Tabla 14. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo anular de hombre en mm.....	94
Tabla 15. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo meñique de hombre en mm.....	95
Tabla 16. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo pulgar de hombre en mm.....	99
Tabla 17. Propiedades generales del material.....	106
Tabla 18. Coeficientes de acuerdo al material.....	109
Tabla 19. Tabla de costos.....	125

Tabla 20. Componentes de la órtesis ..... 128

## **LISTA DE ANEXOS**

**(Ver anexos adjuntos en el CD y pueden visualizarlos en la Base de Datos de la Biblioteca UIS)**

ANEXO A. PLANOS DEL PROTOTIPO FUNCIONAL.

ANEXO B. CONSENTIMIENTO INFORMADO FIRMADO POR EL PACIENTE.

ANEXO C. ENCUESTA DE SATISFACCIÓN DEL PACIENTE.

## RESUMEN

**TÍTULO:** DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE UNA ÓRTESIS DINÁMICA PARA EL TRATAMIENTO Y REHABILITACIÓN DE LOS MÚSCULOS EXTENSORES DE MUÑECA Y DEDOS EN PERSONAS QUE SUFREN DE ESPASTICIDAD GRADO 1+ O 2 CAUSADA POR ENFERMEDADES CEREBROVASCULARES\*

**AUTORES:** SEBASTIAN ALEJANDRO MARTINEZ CARRILLO  
ANDRES FELIPE HERNANDEZ FORERO  
JUAN SEBASTIAN MATEUS CUBIDES\*\*

**PALABRAS CLAVE:** Biomecánica, Espasticidad, Diseño, Órtesis, Cerebrovasculares, Dedos.

### DESCRIPCIÓN:

En el presente proyecto de investigación se diseñó y construyó un prototipo funcional de una órtesis dinámica, con la finalidad de ayudar a personas que sufren de espasticidad en un rango de 1+ o 2, según la escala de Ashworth. Esto con el fin de optimizar los procesos de tratamiento y rehabilitación de los músculos extensores de muñeca y mano, de esta forma mejorando la calidad de vida en pacientes con espasticidad. En cuanto al proceso de diseño se usó la metodología planteada por "NASA ESMD Capstone Design", buscando una alternativa que cumpla todos los requerimientos, a la vez que se minimizan los costos totales. Los mecanismos fueron diseñados para que se ajusten a cualquier tamaño o dimensiones de muñeca y mano, de tal manera que fuera lo más versátil posible. Se implementó una articulación de muñeca en la órtesis, buscando dar mayor estabilidad y control de los movimientos solicitados en las terapias. Fueron diseñados 2 resortes, el principal encargado de ejercer la tracción a los dedos anular, índice, medio y meñique y el secundario encargado de ejercer la tracción únicamente al dedo pulgar. Mediante medidas cualitativas e interacciones con el paciente, se obtuvieron resultados favorables. Con la ejecución de agarres de fuerza solicitados en las terapias, se evidenció una gran mejoría. Cuando se hizo uso de la órtesis, ergonómicamente fue exitoso el diseño y estéticamente agradó al usuario.

---

\* Proyecto de grado

\*\* Facultad: Físico-mecánicas. Escuela: Ingeniería Mecánica. Director: Diego F. Villegas

## ABSTRACT

**TITLE:** DESIGN AND CONSTRUCTION OF A FUNCTIONAL PROTOTYPE OF A DYNAMIC ORTHOSIS FOR THE TREATMENT AND REHABILITATION OF WRIST AND FINGER EXTENSION MUSCLES IN PEOPLE SUFFERING FROM SPASTICITY DEGREE 1+ OR 2 CAUSED BY CEREBROVASCULAR DISEASES\*

**AUTHORS:** SEBASTIAN ALEJANDRO MARTINEZ CARRILLO  
ANDRES FELIPE HERNANDEZ FORERO  
JUAN SEBASTIAN MATEUS CUBIDES\*\*

**KEY WORDS:** Biomechanics, Spasticity, Design, Orthosis, Cerebrovascular, Fingers.

### DESCRIPTION:

In this research project we designed and built a functional prototype of a dynamic orthosis, with the aim of helping people suffering from spasticity in a range of 1+ or 2, according to the Ashworth scale. This was done in order to optimize the treatment and rehabilitation of the wrist and hand extensor muscles, in this way improving the quality of life in patients with spasticity. Regarding the design process, the methodology proposed by "NASA ESMD Capstone Design" was used, seeking an alternative that meets all the requirements, while the total costs were minimized. The mechanisms were designed to fit any size or dimensions of wrist and hand in order to become as versatile as possible. A wrist joint was implemented in the orthosis, seeking to provide greater stability and control of the movements requested in the therapies. Two springs were designed, the main one, in charge of exerting the traction to the annular, index, middle and little fingers and the secondary one, in charge of exerting the traction only to the thumb. Through qualitative measures and interactions with the patient, favorable results were obtained. With the execution of force clamps requested in the therapies, a great improvement was evidenced. When the orthosis was used, ergonomically the design was successful and aesthetically pleasing to the user.

---

\* Degree Project

\*\* Facultad: Físico-mecánicas. Escuela: Ingeniería Mecánica. Director: Diego F. Villegas

## INTRODUCCIÓN

El presente proyecto de investigación surgió con el interés de favorecer a aquellas personas afectadas por secuelas de alguna enfermedad cerebrovascular, como lo es la espasticidad, con la que cientos de personas deben sobrellevar en sus labores diarias y de la cual se ven afectadas en su rendimiento físico.

Este proyecto tiene como objetivo general el diseño y construcción de una órtesis dinámica para el tratamiento y rehabilitación de personas con espasticidad en miembros superiores (muñeca y dedos).

En estos días de grandes avances tecnológicos y científicos, podemos encontrar gran variedad de diseños que ofrecen empresas dedicadas al diseño de productos ortopédicos; todos estos avances vienen acompañados de igual forma de una gran problemática que azota a nuestro país. Los elevados costos de adquisición hacen que personas de bajos recursos no tengan acceso a productos como estos, entorpeciendo así su proceso de rehabilitación y haciendo para ellos mucho más difícil la convivencia con una sociedad excluyente.

Para lograr cumplir con los objetivos propuestos se usó la metodología de diseño propuesta por la NASA “NASA ESMD Capstone design process”, el cual es un sistema organizado que involucra habilidades ingenieriles y que conduce a soluciones más creativas, ahorrando tiempo y minimizando al máximo costos.

El uso de herramientas informáticas CAD/CAE nos permite simular cargas, corregir y verificar el dimensionamiento que se propone a los elementos de la órtesis.

## 1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

### 1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

La espasticidad es un trastorno motor caracterizado por una hipertonía o aumento de la resistencia al estiramiento muscular que varía en función de la velocidad con que se realice el estiramiento. Al incrementar la velocidad de desplazamiento la resistencia aumenta. Se entiende por tono muscular a la propiedad de oponer resistencia a su alargamiento. Hay un tono muscular normal que en determinadas condiciones patológicas puede estar disminuido (hipotonía) o aumentado (hipertonía).<sup>1</sup>

Esta enfermedad se puede presentar en varios grados de daño, de manera leve se produce una sensación de tirantez en los músculos y puede llegar a agravarse produciendo una rigidez muscular significativa hasta el punto de generar espasmos involuntarios, movimientos bruscos y contracciones musculares permanentes. Las partes del cuerpo que se ven mayormente afectadas por dicha enfermedad son las extremidades superiores e inferiores, las cuales necesitan un tratamiento de rehabilitación intensivo.

La espasticidad se puede generar por distintos factores que afectan el sistema nervioso central, pueden ser de nacimiento, como mal formaciones en el feto, cuestiones hereditarias o puede darse por accidentes ocasionados a lo largo de la vida. Dentro de las causas existentes, la que mayor incidencia tiene en el padecimiento de espasticidad son las enfermedades cerebrovasculares (ECV).

---

<sup>1</sup> TECGLEN GARCÍA, Claudia. Guía para las personas que conviven con la espasticidad, 2014. Disponible en: [http://www.fenacerci.pt/web/publicacoes/outras/convives\\_guia.pdf](http://www.fenacerci.pt/web/publicacoes/outras/convives_guia.pdf) [fecha de consulta 01/04/2017]

La ECV es la tercera causa de muerte en el mundo y se estiman cerca de 134.000 muertes anuales. Aproximadamente el 80% de las ECV son infartos cerebrales, en tanto que el 15% de los ataques corresponden a hemorragia cerebral.<sup>2</sup>

Según un estudio, se encontró que en Colombia la cantidad de personas afectadas por enfermedades cerebrovasculares oscila entre 300 y 559 casos por cada 100.000 habitantes, lo que proporciona una idea de qué tan frecuente se presentan estos casos.<sup>3</sup>

Teniendo en cuenta lo anterior, se puede ver que hay una gran cantidad de personas que sufren de espasticidad y necesitan ayuda fisioterapéutica para rehabilitarse. En casos en los que la enfermedad se presenta de manera leve, es mucho más fácil el proceso, puesto que los casos graves son prácticamente imposibles de tratar, ya que quedan paralizados permanentemente.

Según la escala de Ashworth modificada, los pacientes que evolucionan mucho mejor y que se recuperan casi por completo son los que se encuentran en un rango de 1 a 1+ ya que tienen un tono muscular bajo y poseen cierto grado de movimiento.

---

<sup>2</sup> SERRANO RUIZ, Claudia Patricia. Guía basada en la evidencia clínica para el manejo fisioterapéutico de la enfermedad cerebrovascular EVC. En: Guías de intervención fisioterapéutica. Bucaramanga: UIS, 2010, p.28.

<sup>3</sup> *Ibid.*

Tabla 1. Escala de Ashworth Modificada

<b>Escala de Ashworth Modificada</b>		<b>Adaptación de los Valores para el análisis estadístico de la estudio</b>
<b>0</b>	No hay cambios en la respuesta del músculo en los movimientos de flexión o extensión.	<b>0</b>
<b>1</b>	Ligero aumento en la respuesta del músculo al movimiento (flexión ó extensión) visible con la palpación o relajación, o solo mínima resistencia al final del arco del movimiento.	<b>1</b>
<b>1+</b>	Ligero aumento en la resistencia del músculo al movimiento en flexión o extensión seguido de una mínima resistencia en todo el resto del arco de movimiento (menos de la mitad).	<b>2</b>
<b>2</b>	Notable incremento en la resistencia del músculo durante la mayor parte del arco de movimiento articular, pero la articulación se mueve fácilmente.	<b>3</b>
<b>3</b>	Marcado incremento en la resistencia del músculo; el movimiento pasivo es difícil en la flexión o extensión.	<b>4</b>
<b>4</b>	Las partes afectadas están rígidas en flexión o extensión cuando se mueven pasivamente	<b>5</b>

Fuente: AGREDO, Carolina y BEDOYA, Juana. Validación escala de Ashworth modificada. [En línea]. Cali: Universidad del Valle. 2014. (Recuperado el 2 de abril 2017.) Disponible en <http://www.fcs.uner.edu.ar/libros/archivos/articulos/Escala%20ashworth.pdf>

En muchas ocasiones, la persona que se ve afectada en una de sus dos manos con un grado bajo de espasticidad tiene la capacidad de realizar movimientos de contracción, pero se le dificulta realizar el movimiento de extensión, lo cual conlleva como consecuencia el impedimento de soltar objetos una vez hayan sido agarrados.

Dichos pacientes son sometidos a un programa de rehabilitación realizado por un fisioterapeuta, el cual realiza estiramientos musculares y movimientos al paciente que permiten modificar las posturas anormales. El tratamiento debe continuar en el hogar, ya sea con ayuda de un cuidador o por parte del paciente, quien debe

ayudarse con su otra mano a realizar los movimientos de extensión para poder llevar a cabo actividades cotidianas.

Lo anterior hace muy tediosa la tarea de rehabilitación, es estresante para el paciente y puede causar que éste se canse y deje de utilizar su mano afectada, por lo tanto, es necesario utilizar un instrumento terapéutico que ayude a mantener los músculos de la mano flexionados, de manera que el paciente tenga la capacidad de cerrar la mano y al momento de dejar de aplicar fuerza, el instrumento estire los músculos y abra la mano.

Existen varios mecanismos en el mercado, llamados órtesis, que ayudan a realizar el movimiento explicado anteriormente, sin embargo, son muy costosos y en ocasiones muy incómodos.

Se necesita una órtesis dinámica que sea de fácil adaptación para el paciente, que tenga un costo accesible y que sea eficiente a la hora de realizar la tarea de extensión muscular, con esto se asegura una rehabilitación más rápida y menos traumática para el paciente.

## **1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA**

Convivir con la espasticidad es una experiencia global, que afecta a un sin número de personas con diferentes patologías de base. En Colombia, durante el 2010, la ECV fue la tercera causa de muerte en la población general con una tasa cruda de 26,9 muertes por cada 100.000 habitantes. Esta fue la segunda causa de mortalidad en el grupo de edad de 50 a 79 años, conforme lo indican las estadísticas presentadas por ONS<sup>4</sup>.

---

<sup>4</sup> ONS. Mortalidad 1998-2011 y situación de salud en los municipios de frontera terrestre en Colombia. [en línea]. Disponible en <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/IA/INS/Segundo%20informe%20ONS.pdf>

La alta incidencia de la ECV en Colombia hace que este sea un campo de alto interés para la investigación e innovación en diferentes dispositivos que optimicen el proceso de recuperación en personas con distintas secuelas de la ECV, como lo es la espasticidad.

Con este proceso de investigación se busca afianzar el proceso de formación integral, técnica y científica que se lleva como ingenieros mecánicos; aportando bases para el desarrollo de la biomecánica y generando motivación para que nuevas generaciones abarquen tópicos relacionados al proyecto, que podrá complementar a la posteridad de nuevas tecnologías.

Con el diseño y construcción de una órtesis dinámica para la mano, se contribuirá al desarrollo de nuevos avances orientados a la rehabilitación de personas afectadas por niveles 1+ o 2 de espasticidad (según escala de Ashworth) producido por enfermedades cerebrovasculares. La implementación de un dispositivo externo que modifique aspectos funcionales de la mano optimizará el proceso de rehabilitación, disminuyendo de esta forma el periodo de tiempo en el que un paciente debe asistir al centro terapéutico encargado de su proceso de recuperación y facilitando el progreso de la terapia por parte del especialista tratante.

### **1.3 OBJETIVOS**

**1.3.1 Objetivo general.** Diseñar y construir un prototipo funcional de órtesis para el tratamiento y rehabilitación de los músculos extensores de muñeca y dedos en personas que sufren de espasticidad grado 1+ o 2 causada por enfermedades cerebrovasculares y de esta manera, participar en el cumplimiento de la misión de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander al brindar solución a una necesidad de la fisioterapia.

### **1.3.2 Objetivos específicos.**

- Diseñar un prototipo de una órtesis dinámica orientado a facilitar las terapias de rehabilitación en personas que sufren de espasticidad grado 1+ o 2.
- Construir un prototipo funcional con el propósito de analizar su funcionamiento, asegurar que cumple con los parámetros de diseño.
- Validar el prototipo propuesto con un paciente de ACV con movilidad limitada como producto de espasticidad 1+ o 2.

## **2. MARCO TEÓRICO**

### **2.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS**

#### **2.1.1 A nivel internacional.**

- Diseño y construcción de una órtesis de rodilla, destinada a la rehabilitación automatizada de la extremidad inferior<sup>5</sup>.

El proyecto tuvo como objetivo la elaboración de una órtesis de rodilla que permitiera facilitar las labores de rehabilitación en la extremidad inferior. Como guía se siguieron los conceptos de biomecánica y control, de manera que se pudiera obtener un sistema automatizado. Para la elaboración de la órtesis se realizó una

---

<sup>5</sup>ROMERO SACOTO, Mónica Alexandra. Diseño y construcción de una órtesis de rodilla, destinada a la rehabilitación automatizada de la extremidad inferior. Tesis de grado ingeniero electrónico. Cuenca, Ecuador: Universidad politécnica salesiana sede Cuenca. 2012. [citado el 3 de mayo de 2017]. Disponible en:

<http://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/2814/1/UPS-CT002463.pdf>

evaluación de los posibles materiales a utilizar de acuerdo a las propiedades y factores de costo que genera.

El desarrollo de dicha órtesis se basó en los requerimientos y necesidades del cliente, los cuales fueron tenidos en cuenta para el diseño y elaboración del prototipo.

Finalmente, para determinar los resultados del proyecto se realizaron diferentes pruebas en las que analizaban los indicadores obtenidos en cada una de ellas para demostrar su utilidad y beneficio.

El aporte esencial al presente proyecto es el estudio detallado que se realiza en el análisis de esfuerzos, la manera de seleccionar un material con las propiedades requeridas y la forma de evaluar los resultados obtenidos, en este caso, aplicado a la órtesis de rodilla que puede llegar a ser útil en una órtesis para muñeca y dedos como lo es el caso a trabajar.

### **2.1.2 A nivel nacional.**

- Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad<sup>6</sup>.

El estudio de este proyecto se desarrolla mediante modelos matemáticos aplicados al diseño de prótesis de mano en donde analizan esfuerzos, tensión y demás variables pertinentes. Se usa una metodología de diseño concurrente e integradora que logra identificar los materiales óptimos, geometrías y formas eficientes, que

---

<sup>6</sup> LOAIZA BERNAL, Jair Leopoldo. Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad. Trabajo de investigación Maestría en ingeniería mecánica. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia. Departamento de ingeniería mecánica y mecatrónica. 2012. [Citado el 3 de mayo de 2017]. Disponible en:

<http://www.bdigital.unal.edu.co/42964/1/80492327.2013.pdf>

aporten las mejores características a la prótesis. En las diferentes alternativas planteadas, evalúan el desempeño de cada una y la libertad de movilidad que puede llegar a tener, medido en el número de grados de libertad.

La prótesis trabajada se basó en la ergonomía, ensamblaje y en los posibles procesos de fabricación por los que tendría que pasar.

Por último, se llevan a cabo conclusiones enfocadas en la verificación de los criterios planteados como lo son la libertad del movimiento, la geometría del diseño, funcionalidad, entre otros.

El documento proporciona una variedad de parámetros importantes para tener en cuenta al momento de trabajar en un diseño que facilitan el abordaje del tema.

### **2.1.3 A nivel regional.**

- Diseño y construcción de un prototipo funcional de prótesis transfemoral de bajo costo<sup>7</sup>.

Este proyecto tuvo como objetivo principal diseñar y construir una prótesis transfemoral funcional de bajo costo, utilizando materiales que se encuentran fácilmente en el mercado, además utilizaron un método de diseño llamado “NASA ESMD Capstone Design” el cual permitió mejorar la movilidad de la prótesis y reducir su costo. Utilizaron piezas estándar o fáciles de construir para que su

---

<sup>7</sup> GONZÁLES DÍAS, Andrés Felipe, GUI AVELLA, Sergio Andrés y LIZARAZO MORENO, Edwin Horacio. Diseño y construcción de un prototipo funcional de prótesis transfemoral de bajo costo. [Base de dato en línea]. Proyecto de grado ingeniero mecánico. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica, 2016. 157 p. [Citado el 3 de mayo de 2017]. Disponible en: <http://tangara.uis.edu.co/biblioweb/tesis/2016/165499.pdf>

manufactura se hiciera más sencilla, por último, hicieron diferentes tipos de pruebas para estudiar el comportamiento de la prótesis.

Como aporte al proyecto de grado a realizar, el documento brinda información muy importante acerca del método de diseño “NASA ESMD Capstone Design”, este nos permitirá optimizar la alternativa seleccionada, con el fin de reducir los costos y mejorar la movilidad de la órtesis, además nos muestra algunos requerimientos técnicos importantes que serán tenidos en cuenta para el desarrollo del prototipo.

- Diseño y construcción de una prótesis transtibial de bajo costo con movilidad en los planos sagital y frontal<sup>8</sup>.

En este proyecto se realizó el diseño y construcción de una prótesis transtibial enfocada en los movimientos sagital y frontal, el objetivo era construir una prótesis económica y de fácil mantenimiento, utilizaron el método de los elementos finitos para dimensionar de manera óptima los componentes y se buscó fabricar la prótesis con piezas estándar o de fácil producción.

El documento aporta varias ideas para tener en cuenta en el diseño del prototipo, por ejemplo, muestra que se puede fabricar una prótesis que sea adaptable a personas que se encuentran en etapas de crecimiento, algo que sería importante en el diseño de la férula. Por otro lado, nos guía hacia la implementación de herramientas CAD como SolidWorks para hacer una simulación detallada de la

---

<sup>8</sup> NAVAS TORRES, Oscar Miguel y ROMERO PADILLA, Walter José. Diseño y construcción de una prótesis transtibial de bajo costo con movilidad en los planos sagital y frontal. [Base de dato en línea]. Proyecto de grado ingeniero mecánico. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica, 2016. 151 p. [Citado el 3 de mayo de 2017]. Disponible en: <http://tangara.uis.edu.co/biblioweb/tesis/2016/165489.pdf>

órtesis y poder mejorar sus diferentes aspectos, optimizando de esta manera su diseño.

- Artefacto para el favorecimiento de la actividad alimentaria en la población infantil con espasticidad manual originada por la parálisis cerebral<sup>9</sup>.

El diseño y construcción de un artefacto que mejore la calidad de vida de los infantes, en este caso favoreciendo el desempeño en las actividades y destrezas necesarias a la hora de alimentarse es un gran avance en el desarrollo de dispositivos que ayuden a sobrellevar y a avanzar en los tratamientos terapéuticos y psicológicos dirigidos hacia mejorar la capacidad motriz de los pacientes con traumas por ECV.

Si bien la espasticidad no puede ser mejorada totalmente, puede ser tratada para disminuir su impacto biopsicosocial, dicho tratamiento se indica precisamente cuando ella empieza a limitar la Amplitud de la Movilidad (AMA), cuando genera dolor o cuando disminuye la calidad de vida cotidiana.<sup>10</sup>

El objetivo general de este proyecto se centró en diseñar un artefacto con el fin de disminuir el patrón anormal de movimiento de dedos en garra mediante la variación

---

<sup>9</sup> RUEDA GONZÁLES, Oscar Mauricio. Artefacto para el favorecimiento de la actividad alimentaria en la población infantil con espasticidad manual originada por la parálisis cerebral. [Base de datos en línea] Proyecto de grado para optar por el título de Diseñador Industrial. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Diseño Industrial, 2016. [Citado el 2 de mayo de 2017]. Disponible en:

[http://tangara.uis.edu.co/biblioweb/pags/cat/popup/pa\\_detalle\\_matbib.jsp?parametros=177334|%20|1|1](http://tangara.uis.edu.co/biblioweb/pags/cat/popup/pa_detalle_matbib.jsp?parametros=177334|%20|1|1)

<sup>10</sup> SEPULVEDA, Ángel; SALINAS, Jorge; MONZÓN DE BRICEÑO, Yolanda; CASTILLO, David. Manejo de espasticidad en miembros superiores con infiltraciones de fenol y toxina botulínica. Citado el 2 de mayo de 2017, Disponible en: <http://www.saber.ula.ve/bitstream/123456789/21849/1/articulo3.pdf>.

de su recorrido angular. Para poder sobrellevar y cumplir a cabalidad el objetivo anteriormente citado, se puede resaltar una excelente búsqueda de información y estructuración de datos esenciales a la hora de plantear alternativas de solución y matrices de decisión.

Otro factor importante al momento de seleccionar la mejor alternativa de solución fue el de la observación, toma y análisis de comportamiento al momento de usar prototipos experimentales, esto se realizó mediante encuestas y métodos estadísticos, como tablas y gráficas que englobaron y resaltaron los mejores y peores atributos de cada alternativa.

Como conclusión, se logró desarrollar un mecanismo de rehabilitación que contemple dar acceso a la recuperación funcional de un niño con espasticidad, tanto física como psicológica, mejorando su forma de conllevar su enfermedad y dándole mejor cavidad en una sociedad altamente excluyente como la que hoy en día vivimos.

## **2.2 MARCO CONCEPTUAL**

**2.2.1 Anatomía de la mano.** Son el principal órgano para la manipulación física del medio. La punta de los dedos contiene algunas de las zonas con más terminaciones nerviosas del cuerpo humano; son la principal fuente de información táctil sobre el entorno, por eso el sentido del tacto se asocia inmediatamente con las manos. Como en los otros órganos pares (ojos, oídos, piernas), cada mano está controlada por el hemisferio del lado contrario del cuerpo.

La mano humana está unida al antebrazo por una unión llamada muñeca (cuyos huesos forman el carpo) y consiste en una palma central (cuyos huesos forman el metacarpo) de la que surgen cinco dedos (también denominados falanges).

Además, la mano está compuesta de varios, músculos y ligamentos diferentes que permiten una gran cantidad de movimientos y destreza.<sup>11</sup>

**2.2.1.1 Anatomía osteoarticular.** La mano humana tiene al menos 27 huesos: el carpo o muñeca tiene 8; el metacarpo o palma tiene 5 y los 14 huesos restantes son digitales (falanges).<sup>12</sup>

- Carpo o muñeca:

La muñeca tiene ocho huesos (los huesos carpianos), dispuestos en dos grupos de cuatro:

- Los huesos de la fila proximal son, de fuera hacia adentro: el escafoides, el semilunar, el piramidal y el pisiforme.
- Los huesos de la fila distal son, de fuera hacia adentro: el trapecio, el trapecoide, el grande y el ganchoso.

- Palma:

La palma de la mano tiene cinco huesos (los huesos metacarpos), uno por cada dedo.

---

<sup>11</sup> Mano. En Wikipedia. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://es.wikipedia.org/wiki/Mano>

<sup>12</sup> AGUILAR, Lula. Anatomía Humana. 2012. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <http://lulyanatomia.blogspot.com.co/2012/04/los-huesos-de-la-mano-la-mano-esta.html>

- Falanges:

Las manos humanas contienen catorce huesos digitales, también llamados falanges: dos en el pulgar, y tres en cada uno de los otros cuatro dedos; cabe mencionar que el pulgar no tiene falange media. Estos son:

- La falange distal.
- La falange media.
- La falange proximal.

Figura 1. Huesos de la mano



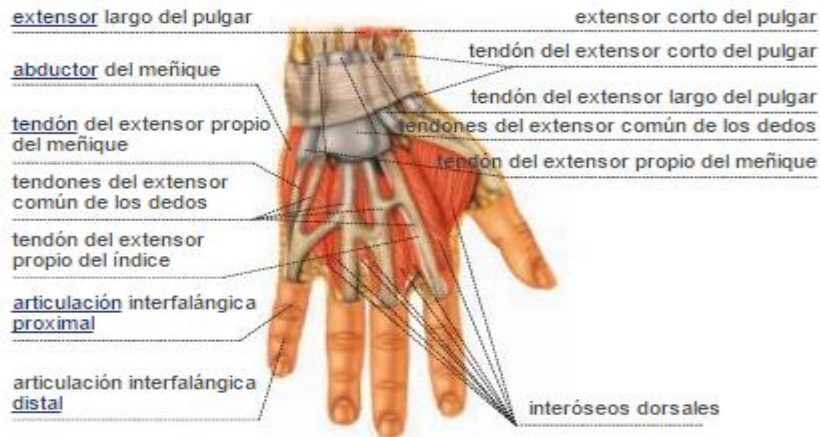
Fuente: Mano. En Wikipedia. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://es.wikipedia.org/wiki/Mano>

**2.2.1.2 Anatomía muscular.** Para el estudio de los músculos de la mano, suele dividirse ésta en región palmar (anterior) y en región dorsal (posterior). La región palmar, a su vez, está dividida en región tenar (músculos destinados al pulgar),

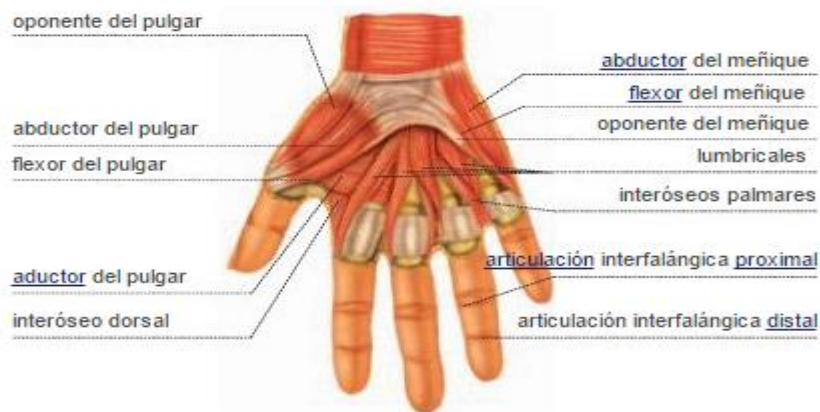
región hipotecar (músculos destinados al meñique), y un grupo medio donde se encuentran los músculos interóseos y lumbricales.<sup>13</sup>

Figura 2. Músculos de la mano

**Vista desde el dorso**



**Vista desde la palma**



<sup>13</sup> LINERO CUETO, Gary Job, GUERRA TORO, Carlos Fabián. Músculos de la mano. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/ova/mod/resource/view.php?inpopup=true&id=618>

Fuente: LONDOÑO, Carmiña. Miembro superior. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <http://anatomia-nhd.blogspot.com.co/2014/12/musculos-mano-antes-de-adentrarnos-en.html>

- Región tenar:

Se compone de:

- Abductor corto del pulgar (separador corto del pulgar ó abductor pollicis brevis).
- Flexor corto del pulgar.
- Oponente del pulgar.
- Aductor del pulgar (aproximador del pulgar).

- Región hipotenar:

Se compone de:

- Palmar corto (palmar cutáneo).
- Aductor del meñique (aproximador del meñique línea media del cuerpo ó separador del meñique línea media de la mano).
- Flexor corto del meñique.
- Oponente del meñique.

- Celda palmar media:

Se compone de:

- Lumbricales.
- Interóseos palmares.

- Regio posterior:

Compuesta de los interóseos dorsales.

**2.2.2 Biomecánica de la mano.** La disposición anatómica de la mano permite entender su gran versatilidad en la manipulación de objetos y ajustes posicionales de acuerdo con las necesidades en la ejecución de patrones funcionales.

Constantemente la mano debe adoptar formas diversas que permiten al ser humano interactuar con su medio externo; posiciones como la concavidad palmar que permite tomar y soltar objetos, movimientos de oposición que proporcionan la pinza y facilitan la manipulación de instrumentos de precisión, y actividades de destreza manual final.<sup>14</sup>

**2.2.2.1 Movimientos de la mano.**<sup>15</sup> Las amplitudes de los movimientos se miden a partir de la posición anatómica.

- Movimientos de la muñeca:

Se dividen en los siguientes movimientos:

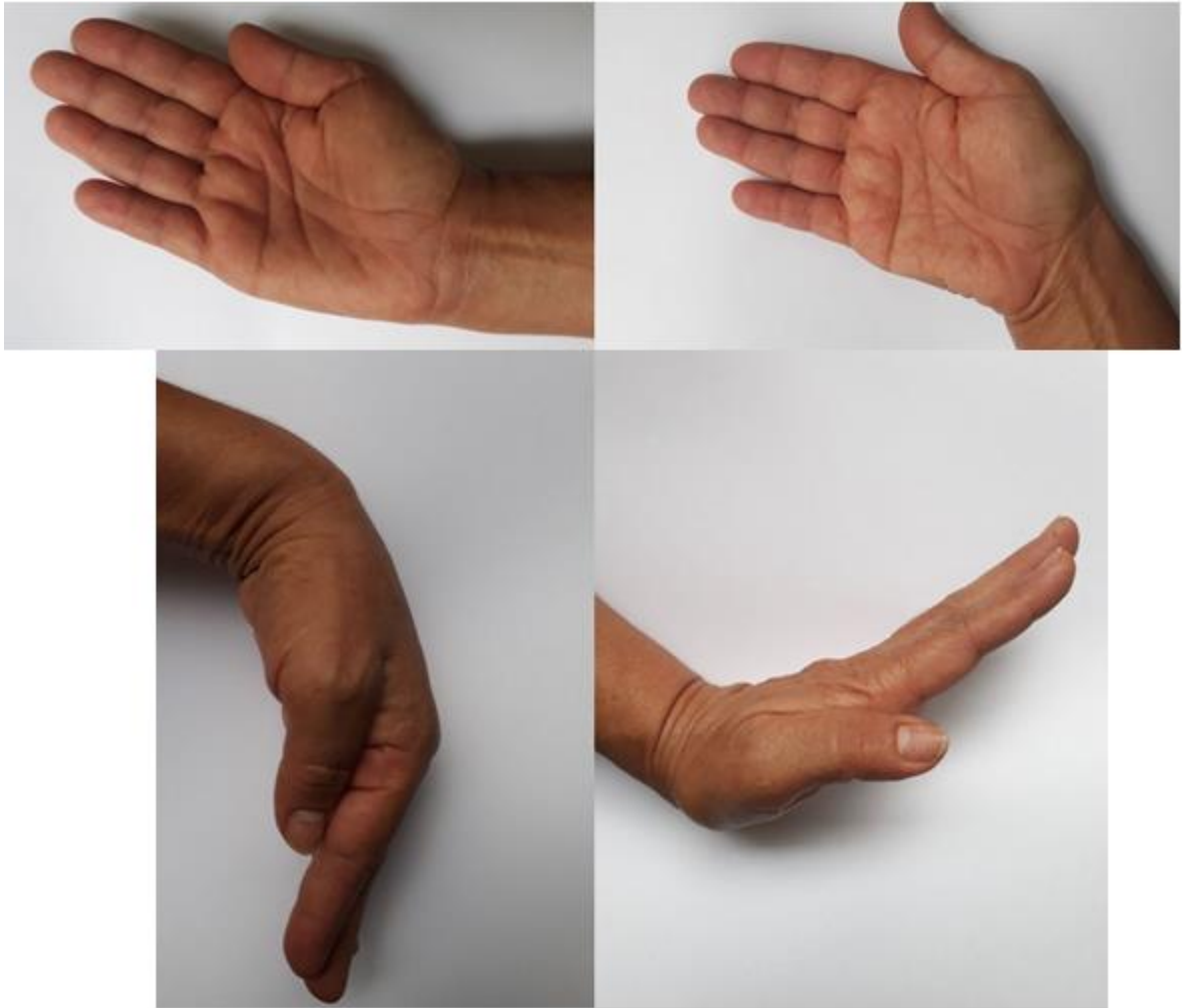
- Flexión 80°.
- Extensión 70°.
- Desviación radial 20°.
- Desviación cubital 30°.
- Supinación del antebrazo.
- Pronación del antebrazo.

---

<sup>14</sup> ARIAS LÓPEZ, Luz Amparo. Biomecánica y patrones funcionales de la mano. Artículo investigativo. Universidad Nacional de Colombia. 2012. [Citado el 13 de septiembre de 2017].

<sup>15</sup> GODINES MORADO, Isaac. Arcos y ángulos de movimiento. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/pedroespinosa106/52756563-angulosyarcosdemovimiento>

Figura 3. Movimientos de la mano



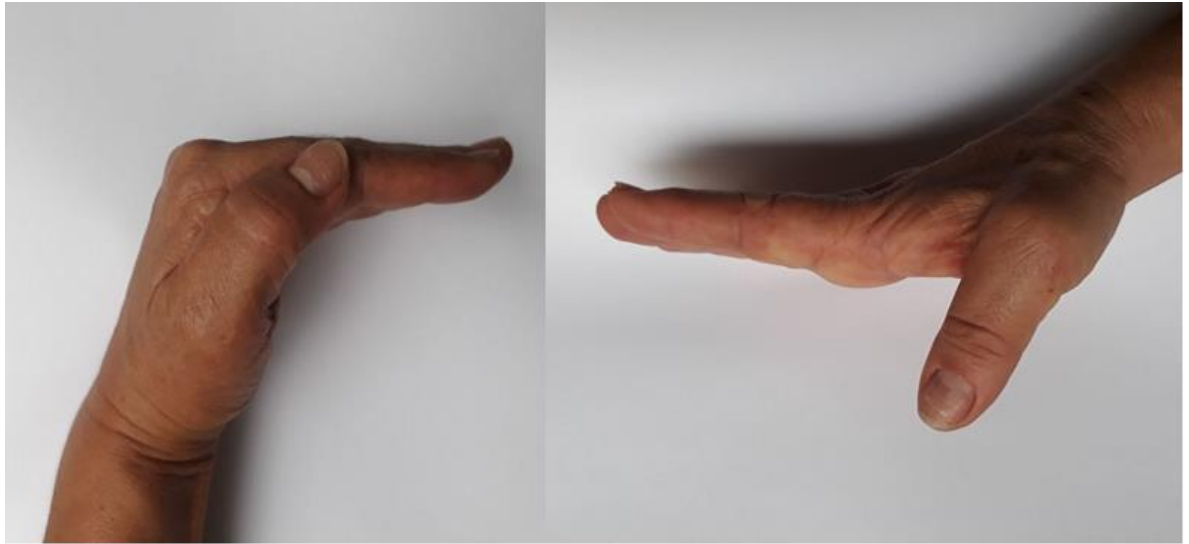
Fuente: Autores.

- Movimiento de los dedos:

Se presentan los siguientes movimientos:

- Flexión de articulaciones metacarpofalángicas: respecto al plano sagital y en torno al eje transversal a  $90^\circ$ .
- Extensión de articulaciones metacarpofalángicas: respecto al plano sagital y en torno al eje transversal a  $30^\circ$ - $45^\circ$ .

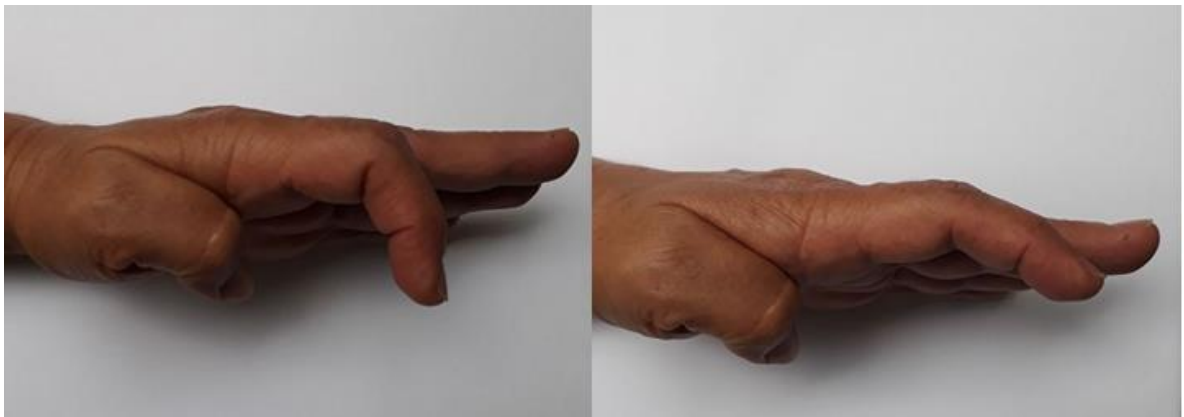
Figura 4. Flexión y extensión de articulaciones metacarpofalángicas



Fuente: Autores.

- Flexión y extensión de articulaciones interfalángicas: poseen un solo grado de libertad de  $10^\circ$  en extensión y  $100^\circ$  en flexión.

Figura 5. Flexión y extensión de articulaciones interfalángicas



Fuente: Autores.

- Abducción y aducción de las articulaciones metacarpofalángicas: se desplazan en un plano sagital y se realizan en un eje transversal a 20°.

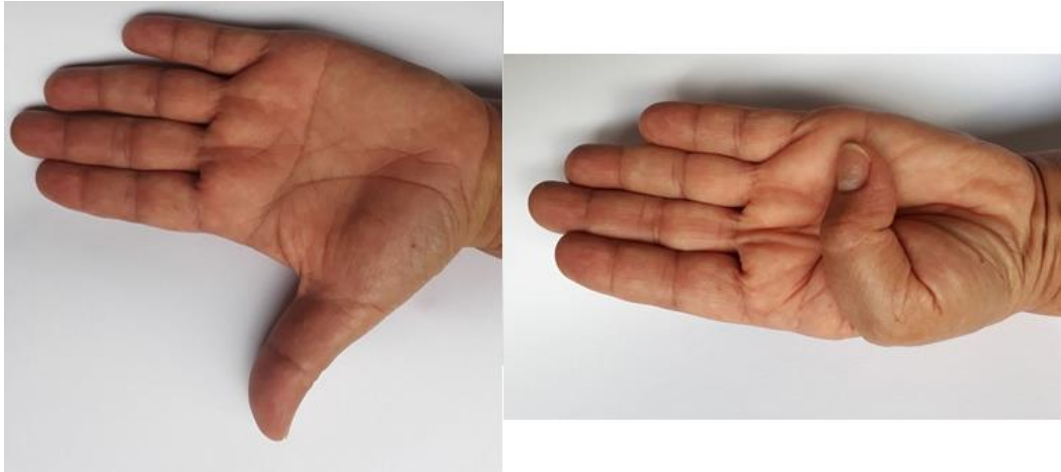
Figura 6. Abducción y aducción de las articulaciones metacarpofalángicas



Fuente: Autores.

- Flexión y extensión total.

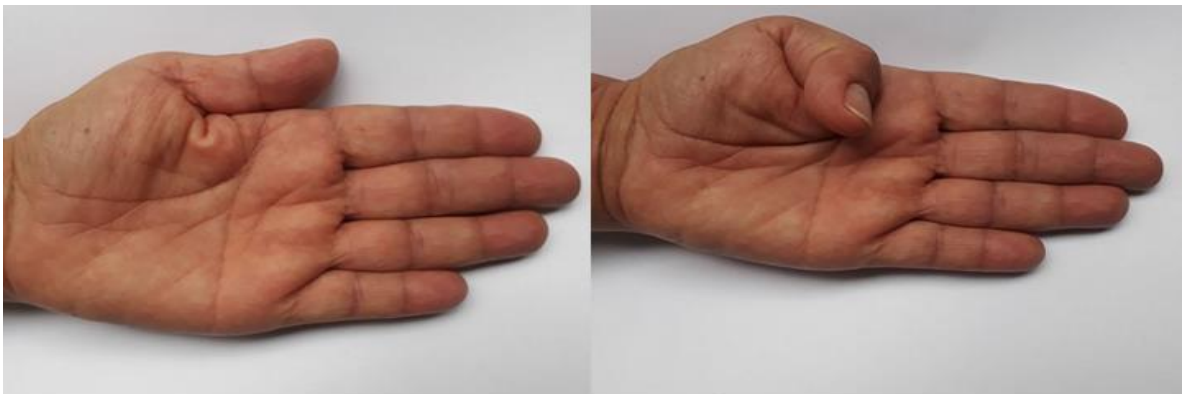
Figura 7. Flexión y extensión total



Fuente: Autores.

- Flexión y extensión del pulgar a nivel de la articulación metacarpofalángicas: flexión de  $50^{\circ}$ , y de extensión  $0^{\circ}$ .

Figura 8. Flexión y extensión del pulgar a nivel de la articulación metacarpofalángicas



Fuente: Autores.

- Flexión y extensión del pulgar a nivel de la articulación interfalángicas: tiene un arco total de movimiento de  $90^\circ$  a  $110^\circ$  de movimiento dividiéndose en  $90^\circ$  para flexión y  $0^\circ$  a  $20^\circ$  para la extensión.

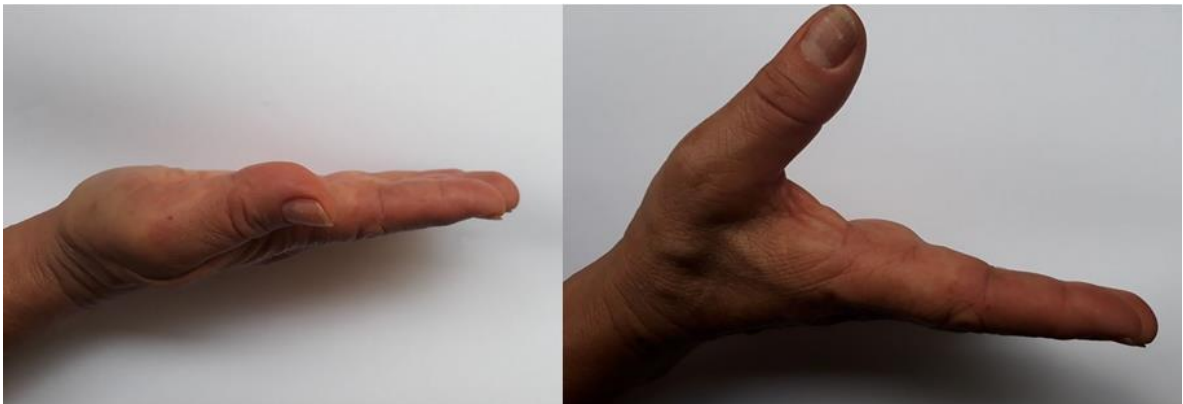
Figura 9. Flexión y extensión del pulgar a nivel de la articulación interfalángicas



Fuente: Autores.

- Abducción palmar:  $70^\circ$  sólo en flexión.

Figura 10. Abducción palmar



Fuente: Autores.

- Oposición: Este movimiento se mide por la distancia que falta entre la punta del pulgar y la base del quinto dedo.

Figura 11. Oposición



Fuente: Autores.

**2.2.2.2 Patrones funcionales.**<sup>16</sup> Esta compleja organización anatómica y funcional de la mano converge en la prensión. La función prensil de la mano depende de la integridad de la cadena cinética de huesos y articulaciones extendida desde la muñeca hasta las falanges distales.

---

<sup>16</sup> ARIAS LÓPEZ. *Op. Cit.*

Los patrones de función prensil son movimientos en los que se agarra un objeto y éste se mantiene en parte o de forma completa dentro de la superficie de la mano. Estos patrones se pueden clasificar en: agarres de fuerza y agarres de precisión. Los agarres de fuerza son aquellos en los cuales los dedos están flexionados en las tres articulaciones, el objeto se encuentra entre los dedos y la palma, el pulgar se aduce y queda posicionado sobre la cara palmar del objeto, hay una ligera desviación cubital y se realiza una ligera dorsiflexión para aumentar la tensión de los tendones flexores.

Figura 12. Agarres de fuerza



Fuente: Autores.

Los agarres de precisión son aquellos utilizados para la manipulación de pequeños objetos entre el pulgar y las caras flexoras de los dedos, la muñeca se posiciona en dorsiflexión, los dedos permanecen semiflexionados y el pulgar se aduce y se opone. Los agarres de precisión se clasifican de acuerdo con las partes de las

falanges utilizadas para soportar el objeto que se está manipulando, así: pinza terminal, pinza palmar, pinza lateral o de llave, pinza de pulpejo o cubital.

Figura 13. Agarre de precisión



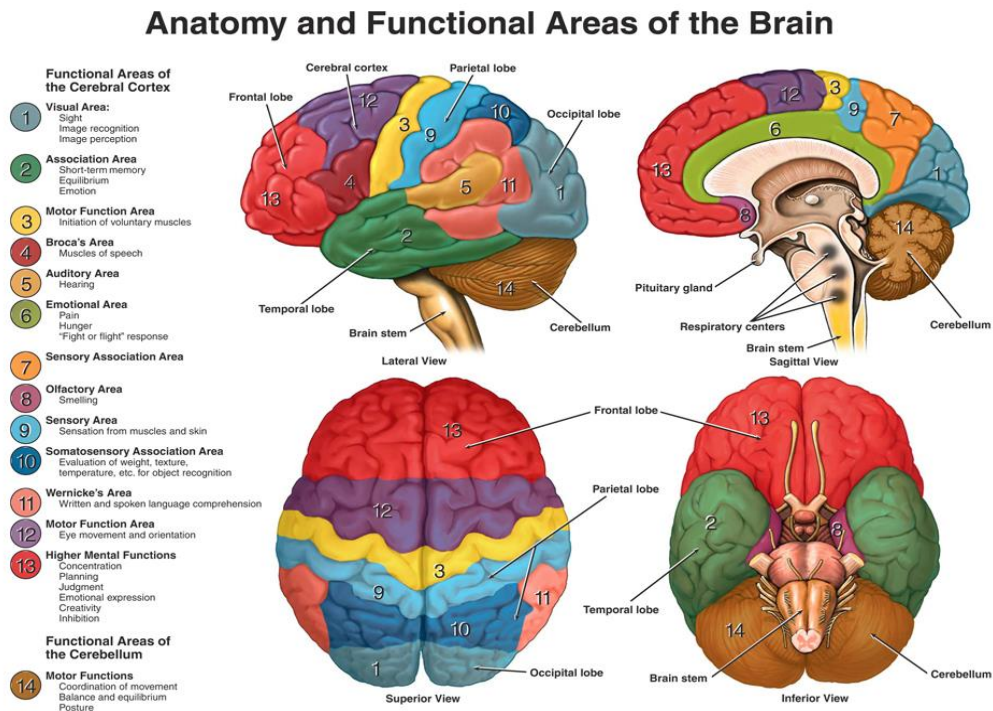
Fuente: Autores.

**2.2.3 Enfermedades cerebrovasculares (ECV).** Las enfermedades cerebrovasculares (ECV) comprenden un conjunto de trastornos de la vasculatura cerebral que conllevan a una disminución del flujo sanguíneo en el cerebro (flujo sanguíneo cerebral o FSC) con la consecuente afectación, de manera transitoria o permanente, de la función de una región generalizada del cerebro o de una zona más pequeña o focal, sin que exista otra causa aparente que el origen vascular.<sup>17</sup>

---

<sup>17</sup> Enfermedad cerebrovascular. En Wikipedia. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: [https://es.wikipedia.org/wiki/Enfermedad\\_cerebrovascular](https://es.wikipedia.org/wiki/Enfermedad_cerebrovascular)

Figura 14. Áreas funcionales del cerebro



Fuente: VAN DEN BERG, Emma. Design of a wrist orthosis for chronic stroke patients. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: [http://essay.utwente.nl/66611/1/Report\\_openbaar\\_Bergvanden\\_Emma\\_s1070282.pdf](http://essay.utwente.nl/66611/1/Report_openbaar_Bergvanden_Emma_s1070282.pdf)

Las ECV se pueden dividir en dos grupos según el mecanismo, así suele ser de tipo isquémico, o sea por falta de sangre y se denomina enfermedad cerebrovascular isquémica o hemorrágico (derrame cerebral).

**2.2.3.1 ECV isquémico (80% de los casos).** El accidente cerebrovascular isquémico ocurre cuando un vaso sanguíneo que irriga sangre al cerebro resulta bloqueado por un coágulo de sangre. Esto puede suceder de dos maneras:

- Se puede formar un coágulo en una arteria que ya está muy estrecha. Esto se denomina accidente cerebrovascular trombótico.
- Un coágulo se puede desprender de otro lugar de los vasos sanguíneos del cerebro, o de alguna parte en el cuerpo, y trasladarse hasta el cerebro. Esto se denomina embolia cerebral o accidente cerebrovascular embólico.<sup>18</sup>

**2.2.3.2 ECV hemorrágica.** Un accidente cerebrovascular hemorrágico ocurre cuando un vaso sanguíneo de una parte del cerebro se debilita y se rompe. Esto provoca que la sangre se escape hacia el cerebro.

La presión arterial alta es el principal factor de riesgo para los accidentes cerebrovasculares. Otros factores de riesgo importantes son:

- Frecuencia cardíaca irregular, llamada fibrilación auricular.
- Diabetes.
- Antecedentes familiares de la enfermedad.
- Colesterol alto.
- Aumento de la edad, especialmente después de los 55 años.
- Origen étnico (las personas de raza negra son más propensas a morir de un accidente cerebrovascular).
- Personas que tienen hábitos de un estilo de vida malsano tales como el tabaquismo, una dieta rica en grasa y falta de ejercicio.<sup>19</sup>

---

<sup>18</sup> Accidente cerebrovascular. [En línea]. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000726.htm>

<sup>19</sup> Ibid.

Estadísticamente se estiman cerca de 134.000 muertes anuales debido a esta patología; sin embargo, a pesar de la disminución en el número de decesos se ha incrementado la incidencia de nuevos casos.<sup>20</sup>

En Colombia, según diversos estudios la prevalencia de la ECV oscila entre 300 y 559 casos por 100.000 habitantes, pero no se conoce el comportamiento específico de la enfermedad por subgrupos en nuestra población.<sup>21</sup>

**2.2.4 Efectos físicos de un accidente cerebrovascular.** Los efectos de un accidente cerebrovascular pueden ser leves o graves, transitorios o permanentes. Algunos pacientes se restablecen completamente en cuestión de días, mientras que otros nunca se restablecen. La gravedad de un accidente cerebrovascular depende de:

- La región del cerebro que haya sido afectada,
- La extensión del daño en las células cerebrales,
- La rapidez con la que el organismo logra restablecer el flujo sanguíneo a las partes lesionadas del cerebro,
- La rapidez con la que las zonas intactas del cerebro logran compensar, suplir o asumir las funciones que antes eran realizadas por la zona lesionada.<sup>22</sup>

Los efectos físicos más comunes del derrame cerebral son:

---

<sup>20</sup> SERRANO RUIZ, Claudia Patricia. “Guía basada en la evidencia clínica para el manejo fisioterapéutico de la enfermedad cerebrovascular EVC”. En: Guías de intervención fisioterapéutica. Bucaramanga: UIS, 2010, p.28

<sup>21</sup> Ibid.

<sup>22</sup> Accidente cerebrovascular. [En línea]. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: [http://www.texasheart.org/HIC/Topics\\_Esp/Cond/strok\\_sp.cfm](http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Cond/strok_sp.cfm)

**2.2.4.1 Debilidad muscular.** La debilidad en un lado del cuerpo es el efecto físico más común. Alrededor del 80% de los sobrevivientes de un accidente cerebrovascular experimentan problemas de movimiento debido a esto. Esta debilidad puede variar de una debilidad muy leve a parálisis completa.

**2.2.4.2 Fatiga.** A muchos pacientes les resulta difícil mantenerse activos durante mucho tiempo, tanto física como emocionalmente. Por ejemplo, los pacientes pueden luchar para usar sus cubiertos hasta el final de una comida.

**2.2.4.3 Dolor.** Los pacientes pueden sentir dolor si el derrame cerebral ha dañado el "centro del dolor" del cerebro (el tálamo) o puede ser causado indirectamente como resultado de tensión muscular o debilidad física.

**2.2.4.4 Espasticidad o flacidez.** Estos son los cambios en el tono muscular. Si el tono muscular se ha incrementado, los pacientes pueden desarrollar rigidez muscular, conocida como espasticidad. Cuando el tono muscular disminuye, se llama flacidez. La espasticidad afecta hasta un tercio de los sobrevivientes de accidente cerebrovascular y siempre ocurre en el lado más débil del cuerpo.

**2.2.4.5 Acortamiento o alargamiento de músculos.** La rigidez y el espasmo pueden causar un acortamiento permanente de los músculos. Esto también puede ocurrir si un paciente no puede mover sus extremidades completamente y regularmente. Si esto sucede, los músculos y el tejido blando alrededor de las articulaciones pueden cambiar de forma. Esto puede causar que algunos músculos cambien la longitud, haciéndose más cortos o más largos.<sup>23</sup>

---

<sup>23</sup> STROKE ASSOCIATION. Physical effects of stroke. [En línea]. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: [http://www.texasheart.org/HIC/Topics\\_Esp/Cond/strok\\_sp.cfm](http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Cond/strok_sp.cfm)

**2.2.5 Espasticidad.** La espasticidad es un trastorno motor asociado a múltiples enfermedades y discapacidades. Su origen se encuentra en una alteración del sistema nervioso central que provoca un aumento del tono muscular dificultando y/o imposibilitando total o parcialmente el movimiento de los músculos afectados.<sup>24</sup>

El grado de espasticidad varía desde una leve rigidez muscular hasta graves, dolorosos e incontrolables espasmos musculares.

La espasticidad es causada por un desequilibrio de las señales del sistema nervioso central (cerebro y médula espinal) a los músculos. Este desequilibrio se encuentra a menudo en las personas con parálisis cerebral, lesión cerebral traumática, accidente cerebrovascular, esclerosis múltiple y lesión de la médula espinal.<sup>25</sup>

En la espasticidad, el tono muscular elevado afecta de manera característica los grupos musculares anti gravitación. En los brazos, el tono está generalmente elevado en los aductores de los hombros; los flexores de los codos, las muñecas y los dedos; y los pronadores del antebrazo. La flexión excesiva de los dedos y la aducción de los pulgares da como resultado la característica deformidad del “puño cerrado” con “el pulgar en palma”.<sup>26</sup>

**2.2.5.1 Síntomas.** Entre los síntomas más frecuentes se encuentran:

- Aumento del tono muscular.
- Reflejos hiperactivos.
- Los movimientos involuntarios, que pueden incluir espasmos (contracciones musculares involuntarias enérgicas y / o sostenidas) y clonus (series de contracciones involuntarias rápidas).

---

<sup>24</sup> ¿Qué es la espasticidad?. [En línea]. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <http://www.convivirconespasticidad.org/espasticidad/>

<sup>25</sup> Espasticidad: causas. [En línea]. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <http://espasticidad.org/causas/>

<sup>26</sup> ¿Qué es la espasticidad?. [En línea]. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <http://www.intramed.net/contenidover.asp?contenidoID=84985>

- Dolor.
- Disminución de las capacidades funcionales y el retraso en el desarrollo motor.
- Dificultad con cuidado e higiene.
- Postura anormal.
- Contracturas (contracción permanente del músculo y tendón debido a rigidez persistente severa y espasmos).
- Deformidades óseas y articulares.<sup>27</sup>

**2.2.5.2 Evaluación.** Para evaluar y monitorear el efecto del tratamiento sobre la espasticidad se puede utilizar la escala de Ashworth.

**2.2.5.3 Rehabilitación.** Los objetivos del tratamiento de la espasticidad son los siguientes:

- Mejorar la funcionalidad:
  - Más capacidad de movimiento.
  - De la marcha y del equilibrio.
  - De las actividades de la vida diaria.
  - Reducir el gasto energético.
  - Facilitar la sedestación y la bipedestación.
  - Facilitar las transferencias.
  - Aumentar la autonomía (manejo de la silla de ruedas.
  - Relaciones sexuales.

---

<sup>27</sup> Espasticidad: síntomas. [En línea]. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <http://espasticidad.org/sintomas/>

- Mejorar la estética:
  - Evitar el uso de órtesis o zapatos especiales.
  - Mejorar la imagen corporal.
  
- Mejorar síntomas:
  - Aliviar el dolor.
  - Reducir el número de espasmos.
  - Mejorar la calidad del sueño.
  - Favorecer la adaptación de la órtesis.
  - Mejorar la calidad de vida y el confort.
  
- Facilitar la labor del cuidador:
  - Higiene (palma de la mano, flexura del codo, región perineal, etc.).
  - Vestir.
  - Alimentación.
  
- Prevenir y tratar las complicaciones musculoesqueléticas:
  - Contracturas.
  - Subluxaciones.
  - Úlceras por presión.<sup>28</sup>

---

<sup>28</sup> TECGLEN, Claudia. Guía para las personas que conviven con la Espasticidad. 2014. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <http://www.convivirconespasticidad.org/espasticidad/guia-espasticidad/>

#### **2.2.5.4 Procedimientos de rehabilitación.**

- Rehabilitación: fisioterapia y terapia ocupacional.
- Utilización de férulas.
- Detectar/eliminar/minimizar los factores que exacerban la espasticidad.
- Tratamiento médico con fármacos por vía oral.
- Bloqueo: Inyección intramuscular Toxina Botulínica.
- Aplicación de órtesis.
- Cirugía ortopédica correctora.
- Neurocirugía intervencionista.
- Bomba intratecal de baclofén.
- Bomba intratecal de clonidina.
- Estimulación eléctrica.<sup>29</sup>

**2.2.6 Órtesis dinámicas.** Las órtesis son dispositivos biomecánicos aplicados externamente con la finalidad de restaurar o mejorar la funcionalidad del sistema musculoesquelético.

Se utilizan materiales termoplásticos de baja temperatura (orthoplast, aquaplast, entre otros) o de alta temperatura (polivinílico-PVC, acrílico, plexidur), que pueden ser prefabricados o confeccionados a medida. Otros materiales incluyen, yeso, metal, elásticos y velcro.

En contraste con las órtesis estáticas, estos dispositivos permiten o facilitan el movimiento. Este tipo de ortéticos es utilizado primariamente para asistir al movimiento de músculos debilitados.

Las órtesis o férulas dinámicas permiten, guían, limitan o resisten movimientos específicos. Es conveniente que se conozcan con exactitud los movimientos que

---

<sup>29</sup> Ibid.

deben evitarse, así como el movimiento que hay que asistir o resistir. Igualmente debe definirse el límite del movimiento deseado. Pueden utilizar fuentes internas de fuerza (acción muscular) o fuentes externas (bandas de caucho, resortes, barras de tensión o fuentes eléctricas o electrónicas).<sup>30</sup>

### 2.2.6.1 Funciones de las órtesis.

- Incrementar el rango de movimiento (ROM = Range Of Motion).
- Inmovilizar una extremidad para ayudar a promover la cicatrización tisular.
- Aplicar tracción para corregir o prevenir contracturas.
- Ayudar a prevenir o corregir deformidades manteniendo el alineamiento.
- Asistir en mejorar una función deteriorada.
- Aliviar el dolor.
- Servir como un conector o vínculo para dispositivos de asistencia (AVD).
- Bloquear movimientos inadecuados de una articulación (estabilización).

Figura 15. Órtesis dinámica de mano y antebrazo



<sup>30</sup> ARCE, Carlos. Órtesis de miembros superiores. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://www.ortopedialopez.com/tienda/ferulas-de-muneca/ferulas-dinamicas-de-miembro-superior/>

Fuente: Férulas dinámicas de miembro superior. 2014. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <http://www.convivirconespasticidad.org/espasticidad/guia-espasticidad/>

### **3. DISEÑO METODOLÓGICO**

#### **3.1 TIPOS DE INVESTIGACIÓN**

El diseño metodológico se divide en dos etapas. La primera etapa es de tipo exploratorio, ya que en el mercado se encuentran gran variedad de diseños, en esta etapa se seleccionan las variables de mayor importancia en cada diseño y por ende las características que hacen sobresalir a unas sobre otras. En la segunda etapa, de tipo descriptivo, se analizan y se evalúan cada una de las variables seleccionadas anteriormente para lograr obtener el mejor diseño.

#### **3.2 IMPACTO SOCIAL**

Este proyecto está dirigido a personas con limitaciones físicas en sus miembros superiores (muñeca y dedos), causadas por espasticidad de grado 1+ o 2 (según escala de Ashworth). Con el fin de mejorar aspectos funcionales de la mano y optimizar el proceso de rehabilitación a pacientes de espasticidad causada por ECV.

De igual forma está dirigido a personas de bajos recursos económicos, los cuales no cuentan con acceso a terapias u órtesis necesarias para su recuperación.

Como muestra de esta población, se cuenta con la colaboración de un paciente de espasticidad de grado 2, causada por un ECV hemorrágico, lo que le conlleva una hemiparesia espástica en la parte izquierda de su cuerpo. Con su colaboración se

tomarán datos necesarios para el diseño de la órtesis, cabe resaltar que hoy el paciente cuenta con el acceso a tratamiento de rehabilitación. De igual forma el diseño de la órtesis deberá adaptarse a diferentes tamaños y formas de la mano, así como a la fuerza aplicada por los mecanismos para evitar manifestar dolor en los pacientes que hagan uso de ella.

### **3.3 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO.**

Es importante determinar cuáles serán las variables que recaerán directa o indirectamente sobre la calidad del producto, éstas serán comparadas para determinar el avance y alcance del proyecto.

**3.3.1 Adaptación a dimensiones.** Es de gran importancia para los pacientes de espasticidad que la órtesis se adapte a la forma de su mano, no solo a sus medidas, sino a los diferentes ángulos a los que se ven afectados los diferentes miembros de la mano. Por ende, esta es una de las variables que más se debe tener en cuenta a la hora de partir a diseñar, ya que el diseño que propondremos será de características globales, que se adapte a los requerimientos de cualquier paciente ubicado en el rango de alcance de este proyecto (pacientes con espasticidad de grado 1+ ó 2 en la escala de Ashworth).

**3.3.2 Diseño conservativo.** Aquí entran en juego gran variedad de factores a tener en cuenta en este proyecto. Entre más sencillo sea el uso, mantenimiento, adaptabilidad y funcionamiento de la órtesis, mayor éxito se obtendrá en este proyecto. Un factor por resaltar es la comodidad, en donde directamente está involucrado el peso de la órtesis, entre más liviano se logre obtener el diseño, más ergonómico y versátil será la órtesis.

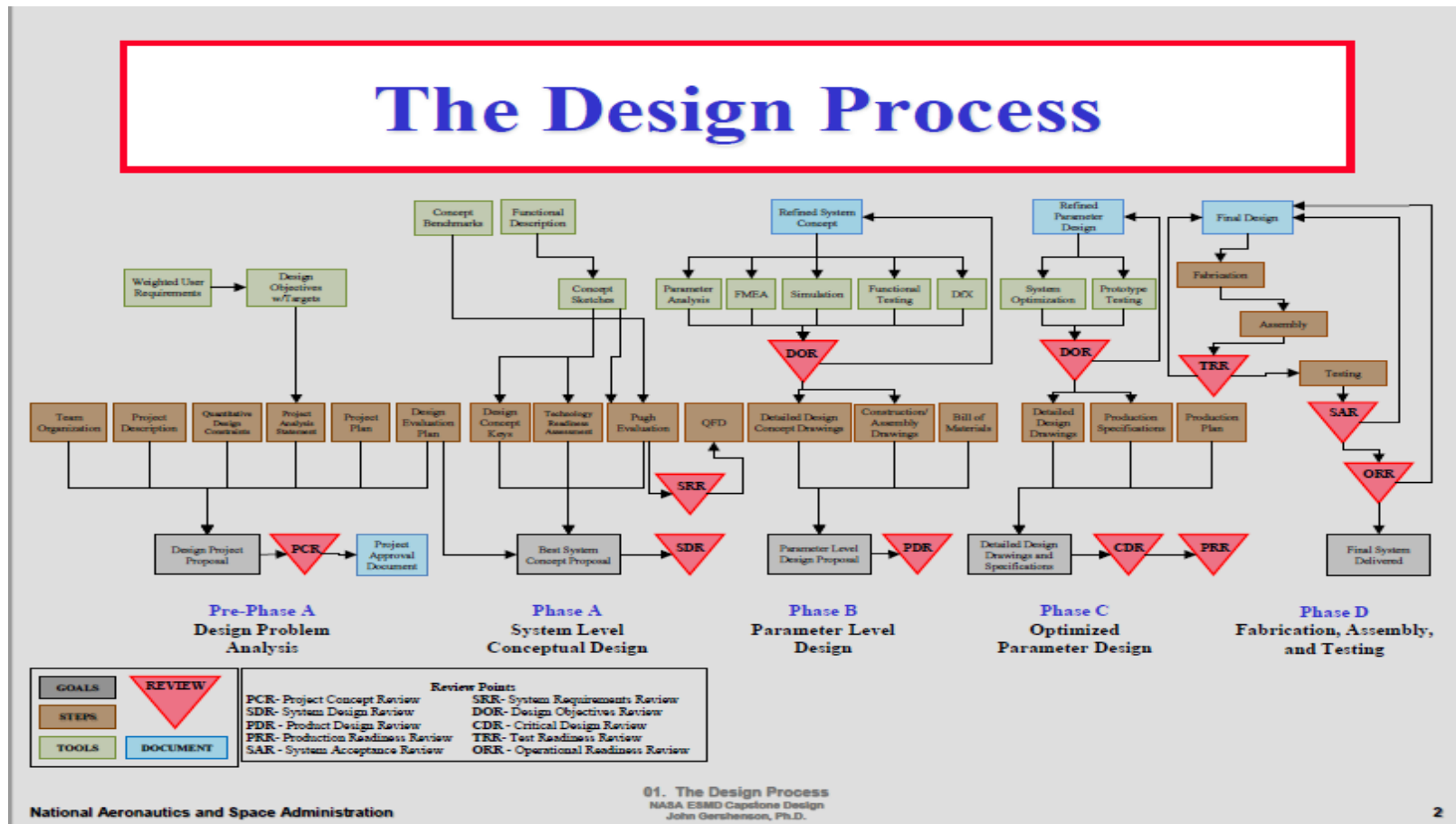
**3.3.3 Bajo costo.** El costo es una variable que en cualquier proyecto de diseño debe controlarse adecuadamente pues es la base para obtener un producto viable. El costo será minimizado mediante el diseño de procesos sencillos de manufactura, la selección de materiales no sobredimensionados y como anteriormente esta explicado, un diseño conservativo. Un diseño económico es de gran importancia ya que este proyecto está encaminado a ayudar personas de bajos recursos en sus procesos de rehabilitación.

#### **4. PROCESO DE DISEÑO DE LA ÓRTESIS DINÁMICA**

Para el desarrollo de este proyecto se utilizó la metodología usada por la NASA, conocida como “NASA ESMD Capstone Design”, la cual consta de una ventajosa estructuración fijada a encontrar la solución que mejor se adapte a las necesidades y requerimientos solicitados por el problema planteado. El enfoque que esta metodología contiene permite encontrar la solución más creativa ahorrando tiempo en el proceso de diseño, de igual forma, genera la mejor relación beneficio-costo considerando desempeño, riesgo y programación.

Estos procesos de diseño se dividen en 5 fases, la pre-fase A consiste en el análisis del problema de diseño, en esta etapa se planea, se especifican limitaciones y se realiza un plan de evaluación de diseño. La fase A consiste en el diseño conceptual del nivel del sistema, acá se plantean diferentes alternativas de solución, para finalmente por medio de una evaluación se obtenga la mejor propuesta conceptual del sistema. La fase B consiste en el diseño a nivel de parámetros, acá se conciben los parámetros de diseño, obtenidos mediante bocetos y simulación. La fase C consiste en la optimización de los parámetros de diseños, esto se realiza mediante la construcción de un prototipo funcional y verificando que cumpla los parámetros anteriormente dispuestos. Finalmente, la fase D consiste en la fabricación, ensamblaje y pruebas del dispositivo diseñado.

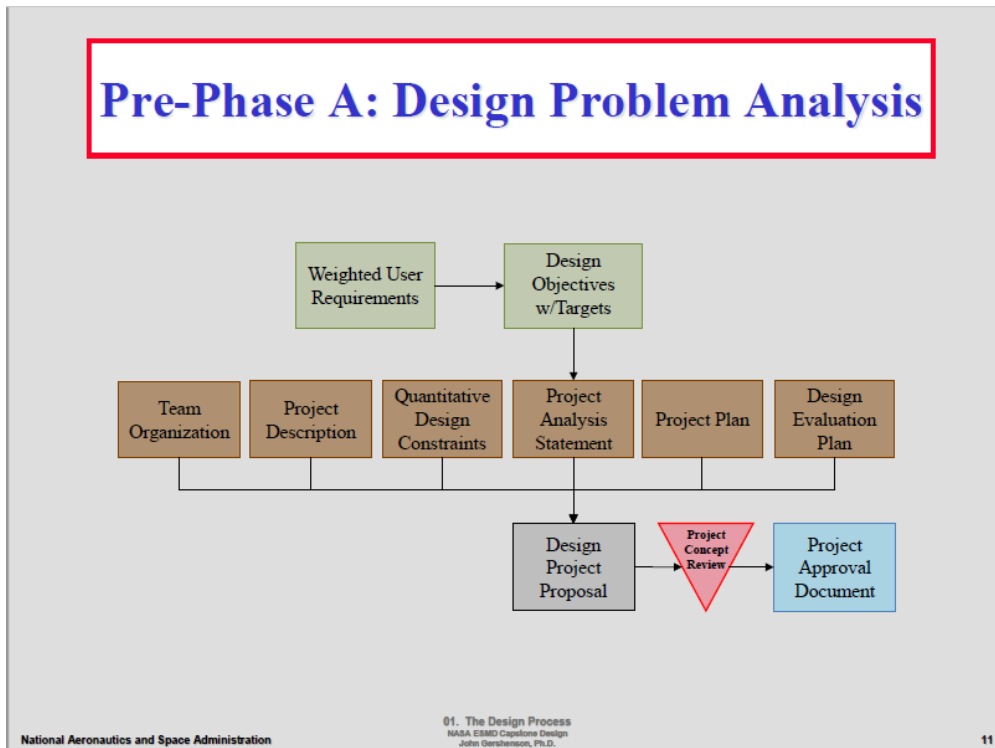
Figura 16. NASA ESMD Capstone Design



Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

## 4.1 PRE-FASE A

Figura 17. Pre-Fase A



Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

**4.1.1 Ponderación de los requerimientos del usuario.** Los requerimientos del usuario fueron establecidos por el cliente, en donde él especificó cuáles eran las características que debe contener el diseño y que son de mayor importancia para él, fueron ponderadas de 1 a 5, siendo 5 el mayor valor a tomar y 1 el menor. Siendo la economía, comodidad, mantenimiento y peso las de mayor ponderación.

Tabla 2. Requerimientos del consumidor

Requerimientos del consumidor	Ponderación
Económica	5
Vida útil	3
Ecológica	4
Mantenimiento	5
Movilidad	3
Ergonómica	4
Fácil de colocar	4
Compacta	3
Cómoda	5
Liviana	5
Estética	2

Fuente: Autores

De igual forma, mediante la consulta a un especialista en el tema de desplegaron ciertas características importantes para tener en cuenta en el proceso de diseño.

Tabla 3. Requerimientos del especialista

Requerimientos del especialista
Bajo costo
Diseño conservativo
Materiales
Mantenimiento
Adaptación a dimensiones
Ergonómica
Versátil

Fuente: Autores

Conocidos los requerimientos del usuario y de un especialista, se despliega la matriz de relacionamiento, en donde se muestran los requerimientos del cliente en la primera columna y su respectiva relación y puntajes con los requerimientos del especialista.

Tabla 4. Matriz de relacionamiento

REQUERIMIENTOS		Bajo costo	Diseño conservativo	Materiales	Mantenimiento	Adaptación a dimensiones	Ergonómica	Versátil	Cómoda	Liviana	Estética
Económica	5	9	3	9	3	1	3	9	3	0	1
Vida útil	3	9	3	9	3	0	1	3	0	0	0
Ecológica	4	3	3	9	3	0	3	0	0	0	0
Mantenimiento	5	3	0	3	9	0	1	0	0	1	0
Movilidad	3	3	1	3	0	9	1	1	9	9	0
Ergonómica	4	0	3	1	1	1	9	1	1	1	0
Fácil de colocar	4	1	3	0	0	9	9	0	3	0	0
Compacta	3	3	3	3	9	1	1	1	3	3	9
Cómoda	5	3	1	1	0	3	1	0	9	3	0
Liviana	5	9	1	3	0	0	3	0	1	9	1
Estética	2	3	1	9	0	0	1	0	0	0	9

Fuente: Autores

De la matriz de relacionamiento realizada anteriormente, se obtienen unos puntajes parciales de cada relación y estos se ponderan para conseguir las principales características de diseño, mediante la matriz de resultados.

Tabla 5. Sumatoria de requerimientos

REQUERIMIENTOS	Bajo costo	Diseño conservativo	Materiales	Mantenimiento	Adaptación a dimensiones	Ergonómica	Versátil	Cómoda	Liviana	Estética
Económica	45	15	45	15	5	15	45	15	0	5
Vida útil	27	9	27	9	0	3	9	0	0	0
Ecológica	12	12	36	12	0	12	0	0	0	0
Mantenimiento	15	0	15	45	0	5	0	0	5	0
Movilidad	9	3	9	0	27	3	3	27	27	0
Ergonómica	0	12	4	4	4	36	4	4	4	0
Fácil de colocar	4	12	0	0	36	36	0	12	0	0
Compacta	9	9	9	27	3	3	3	9	9	27
Cómoda	15	5	5	0	15	5	0	45	15	0
Liviana	45	5	15	0	0	15	0	5	45	5
Estética	6	2	18	0	0	2	0	0	0	18
<b>SUMATORIA</b>	<b>187</b>	<b>82</b>	<b>183</b>	<b>112</b>	<b>90</b>	<b>135</b>	<b>64</b>	<b>117</b>	<b>105</b>	<b>55</b>

Fuente: Autores

De la matriz de resultados mostrada anteriormente, se obtiene que los principales parámetros de diseño serán: bajo costo, materiales, ergonomía y comodidad. Pues estos son los que más están involucrados en los parámetros restantes.

**4.1.2 Constantes de diseño.** En las constantes de diseño se estipulan valores medibles según los requerimientos de diseño, para poder obtener de esta manera una comparación aceptable entre el diseño y lo estipulado, así estaremos siempre dentro de los rangos de diseño, no afectando la calidad y el desempeño de la órtesis.

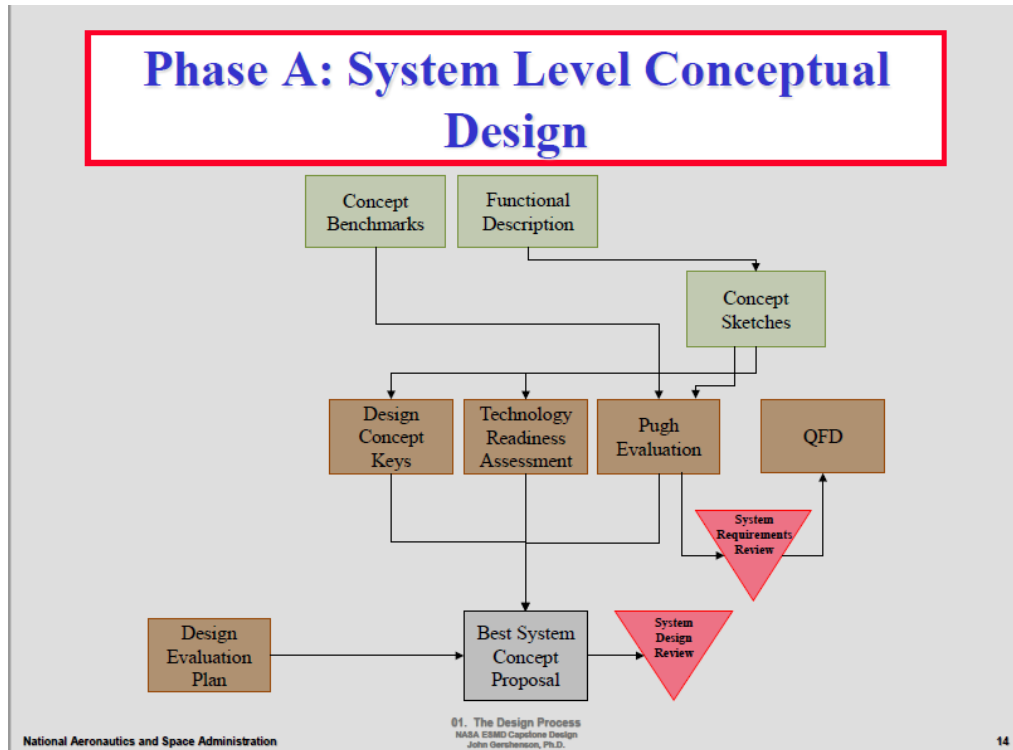
Tabla 6. Constantes de diseño

Constante	Medición	Objetivo	Valor aceptable
Costo	Precio de fabricación de una unidad [COP]	\$350.000,00	\$380.000,00
Movilidad	Movimiento de la muñeca en extensión el plano sagital en torno a un eje transversal [grados]	0 - 50	0 – 45
	Flexión de la articulación metacarpofalángica en el plano sagital [grados]	30	35 - 40
	Extensión del pulgar a nivel de la articulación metacarpofalángica [grados]	0 - 10	0 - 15

Fuente: Autores

## 4.2 FASE A

Figura 18. Fase A



Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

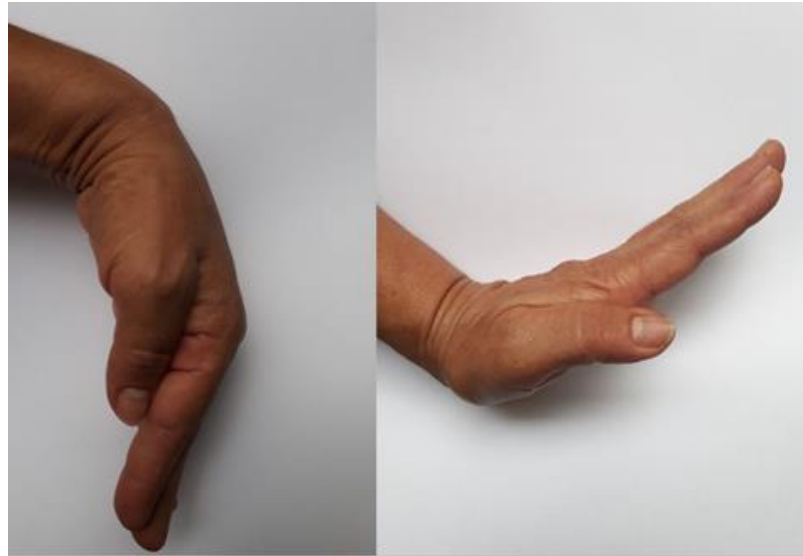
Esta etapa de diseño tiene como propósito general concebir la mejor propuesta conceptual del sistema. Esta metodología propone una serie de pasos a seguir: concebir los puntos de referencia de comparación, descripción funcional de cada una de las propuestas, planteadas mediante bocetos o el uso de software CAD/CAE, despliegue de la Matriz Pugh y finalizando con el despliegue de la función QFD.

**4.2.1 Descripción de funcionalidad.** En la descripción funcional se realiza una descripción de las tareas que cada sistema debe desempeñar. La tarea solicitada por este proyecto es la extensión de la muñeca y dedos de la mano para pacientes de espasticidad grado 1+ o 2.

La mano es el principal órgano destinado a la manipulación física del medio. Debido a esto, restringir totalmente el movimiento de cada articulación esta fuera del alcance de este proyecto. Para cumplir con los objetivos planteados, nos centraremos únicamente en los movimientos rotacionales de la muñeca respecto a un plano sagital, extensión de articulaciones metacarpofalángicas y extensión del pulgar a nivel de la articulación metacarpofalángicas e interfalángicas.

- Movimiento rotacional de la muñeca respecto a un plano sagital: Como se observa en la imagen la muñeca tiene un grado de libertad de 80° en flexión y 70° en extensión respecto al eje transversal. Un ángulo optimo en extensión para realizar agarres de fuerza respecto a un plano sagital y en torno al eje transversal es de 30°- 45°. Por ende, el prototipo a diseñarse deberá ser lo más versátil posible, pudiéndose se esta forma ajustar la posición de la muñeca a diferentes ángulos según se soliciten.

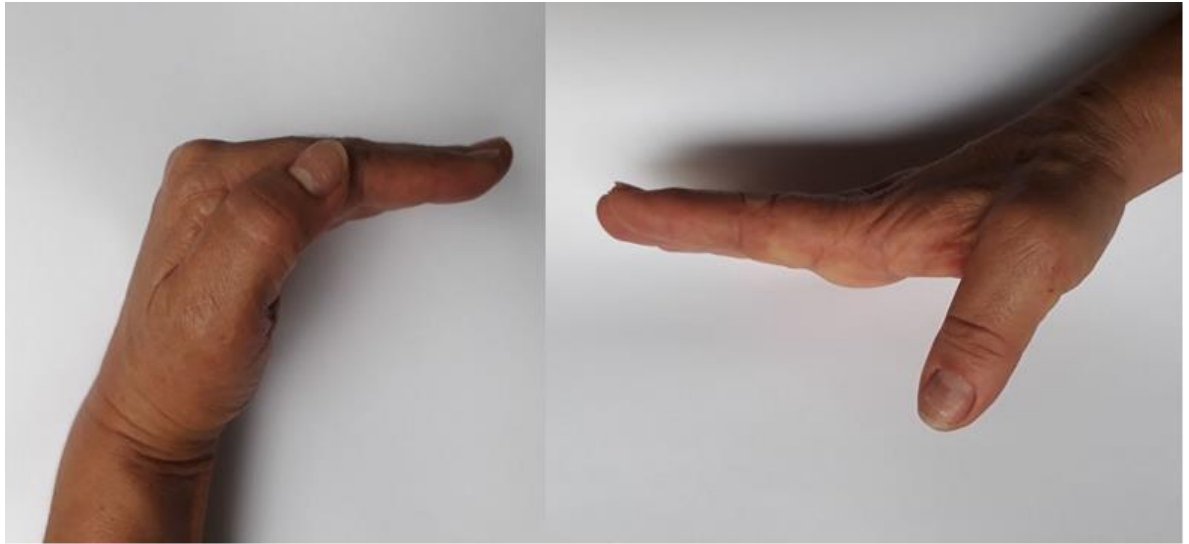
Figura 19. Movimientos de la mano (bis figura 3)



Fuente: Autores.

- Extensión de articulaciones metacarpofalángicas: Los dedos se dividen en dos articulaciones, metacarpofalángicas e interfalángicas. La articulación metacarpofalángica tiene un grado de libertad de 30-45° en extensión y 90° en flexión. Las restricciones en cada propuesta deberán ir dirigidas a controlar el movimiento de las articulaciones metacarpofalángicas a un ángulo de 30° máximo en flexión respecto a un plano sagital en torno a un eje transversal. No es necesario especificar el grado de libertad de las articulaciones interfalángicas ya que esta variable no interviene directamente en un agarre de fuerza y en un óptimo uso de la órtesis (pueden estar en cualquier rango de libertad sin generar dolor al paciente).

Figura 20. Flexión y extensión de articulaciones metacarpofalángicas (bis figura 4)



Fuente: Autores.

- Extensión del pulgar a nivel de la articulación metacarpofalángica: al igual que resto de los dedos, el dedo pulgar se divide en dos articulaciones, metacarpofalángicas e interfalángicas. La articulación metacarpofalángica solo tiene un grado de libertad (flexión) de  $50^\circ$  respecto a un eje transversal. Cada prototipo debe restringir la flexión de la articulación metacarpofalángica en un ángulo de  $0 - 10^\circ$  en torno a un eje transversal. De igual forma, no es necesario especificar el grado de libertad de las articulaciones interfalángicas.

Figura 21. Flexión y extensión del pulgar a nivel de la articulación metacarpofalángicas (bis figura 8)

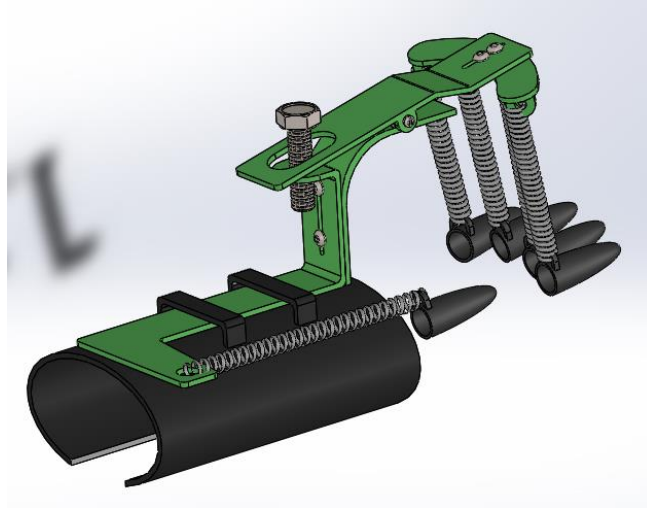


Fuente: Autores.

**4.2.2. Diseño conceptual de la órtesis dinámica primera ronda.** Se proponen tres alternativas de diseño iniciales para dar solución al problema planteado de mantener una posición específica de la mano.

**Concepto A.** Esta alternativa consta de una pequeña estructura, la cual soporta la tensión provocada por los resortes. Esta estructura esta sostenida por una abrazadera que rodea la muñeca. También posee una perilla con tornillo que permite ajustar la ubicación de los resortes, lo cual influye en la tensión que generen estos sobre los dedos. Se usan 5 resortes diferentes, uno para cada dedo de la mano, de manera que cada uno produce el efecto de tensión sobre su recíproco. Los resortes están unidos a una funda que cubre hasta la falange media de los dedos exceptuando el pulgar, el cual está cubierto hasta la falange proximal.

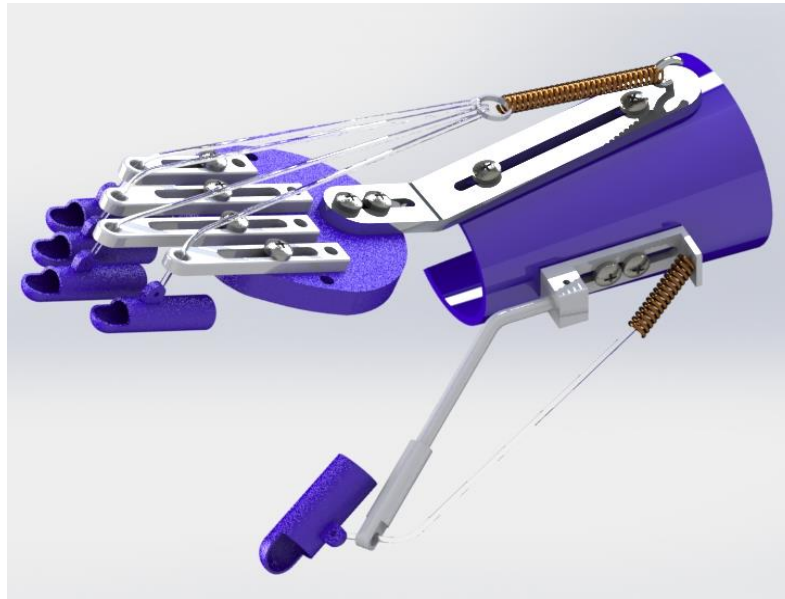
Figura 22. Órtesis concepto A



Fuente: Autores

**Concepto B.** Esta alternativa posee un sistema soportado por un resorte principal para los dedos, exceptuando el dedo pulgar, el cual tiene su resorte individual, la base del resorte principal está soportada por una estructura alrededor de la muñeca, al igual que la base del dedo pulgar, y otra sobre el dorso de la mano, ajustada a ella por medio de una correa. Para que el resorte principal actúe sobre los cuatro dedos, se une a cuatro cadenas que en sus extremos poseen una tira de plástico, cada una de esas tiras pasa por una guía que las comunica con los soportes presentes en cada dedo, estos soportes son prácticamente un molde en el que encajan cada uno de los dedos. Igualmente, el resorte del dedo pulgar se une a una cadena que es guiada por una barra que conduce al soporte del dedo. La posición de las guías de las cadenas y del soporte de los resortes puede ajustarse, de manera que se pueda adaptar la órtesis a diferentes tamaños de mano y regular la fuerza que ejercen los resortes en la extensión de los dedos.

Figura 23. Órtesis concepto B

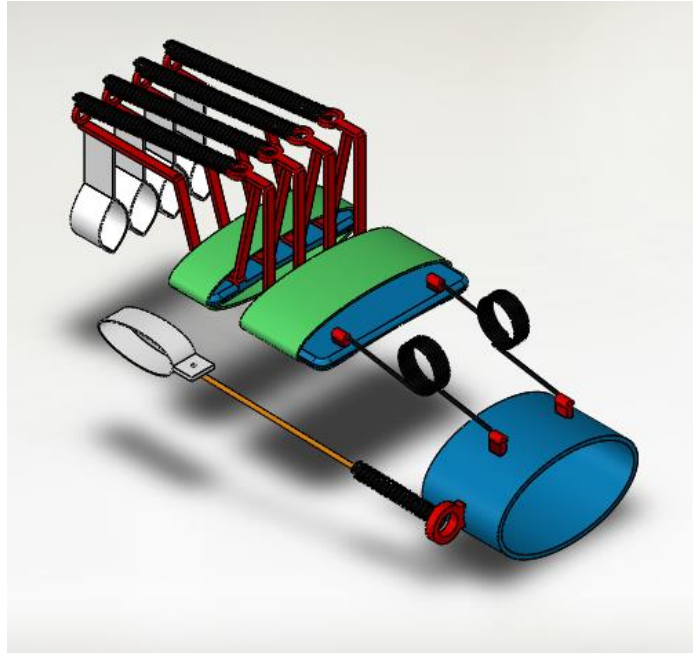


Fuente: Autores

**Concepto C.** Esta alternativa consta de 3 estructuras macizas las cuales soportan diferentes magnitudes de tensión ejercidas por los diferentes tipos de resortes dispuestos sobre la ortesis. Dos resortes de torsión y uno de tensión son soportados sobre la estructura que estará acoplada a la muñeca. Los dos resortes de torsión estarán soportados en una segunda estructura, esta disposición se realiza para ofrecer estabilidad al antebrazo y muñeca (estructura carpiana de la mano). De igual forma el resorte de tensión que está acoplado a la primera estructura, tendrá la función de ofrecer estabilidad al dedo pulgar, mediante fuerzas ejercidas por el resorte que ayudaran a su estiramiento. La segunda y tercera estructura de la ortesis planteada están acopladas una a otra, esto se hace para evitar su desajuste, a estas estructuras están acoplados 4 resortes de tensión, cada uno tendrá la función de favorecer el estiramiento de los dedos restantes de la mano. Estas

estructuras estarán sobre los metacarpianos y falanges de la mano respectivamente y se ajustarán mediante correas.

Figura 24. Órtesis concepto C



Fuente: Autores

**4.2.2.1. Evaluación de alternativas de los diseños de los mecanismos de funcionamiento.** Se reúnen las ideas claves de los diferentes diseños plateados mediante una tabla para facilitar la forma de evaluarlas. De esta manera se logra comparar los diferentes funcionamientos, sus aspectos positivos y negativos que posteriormente se verán reflejados en la matriz Pugh.

Tabla 7. Conceptos de diseño

CONCEPTOS	DESCRIPCIÓN
CONCEPTO A	Se plantea la idea de generar la tensión en los dedos mediante resortes. Se tiene una pequeña estructura que soporta los mismos en cada uno de los dedos, con la opción de variar la ubicación de éstos, lo que influye en la tensión que generan.
CONCEPTO B	Se propone el uso de un único resorte para los dedos (exceptuando el pulgar). Posee una estructura alrededor de la muñeca que varía su posición relativa con la del dorso de la mano mediante una especie de guía. Igualmente se tiene una guía para cada dedo de manera que se ajuste a cualquier tamaño de mano.
CONCEPTO C	Se plantea una estructura más sencilla, con tres agarres: en los dedos, palma y dorso de la mano y otro en la muñeca. Se genera la tensión en los dedos mediante resortes, unidos a unas correas que rodean a cada uno de éstos. Otros dos resortes a torsión le dan el soporte a los agarres y a la estructura como tal.

Fuente: Autores

#### 4.2.2.2. Matriz Pugh primera ronda del concepto de diseño del mecanismo.

Esta herramienta consiste en darle a cada uno de los criterios su ponderación respectiva de acuerdo con las opciones, tal que permita comparar y escoger la mejor. Dicha ponderación se lleva a cabo mediante signos. El signo “+” hará referencia a un comportamiento apropiado del criterio para la opción, la letra “N”

significará una posición neutra en cuanto al criterio y el signo “-” representará un comportamiento inapropiado.

Tabla 8. Matriz Pugh

CRITERIO	OPCIÓN A	OPCIÓN B	OPCIÓN C
Piezas estándar	-	+	-
Diseño conservativo	N	+	-
Materiales económicos	N	-	+
Mantenimiento	+	+	+
Durabilidad	-	+	-
Costos de manufactura	+	-	+
Liviana	-	N	+
Versátil	+	+	N
Total positivos	3	5	4
Total negativos	3	2	3

Fuente: Autores

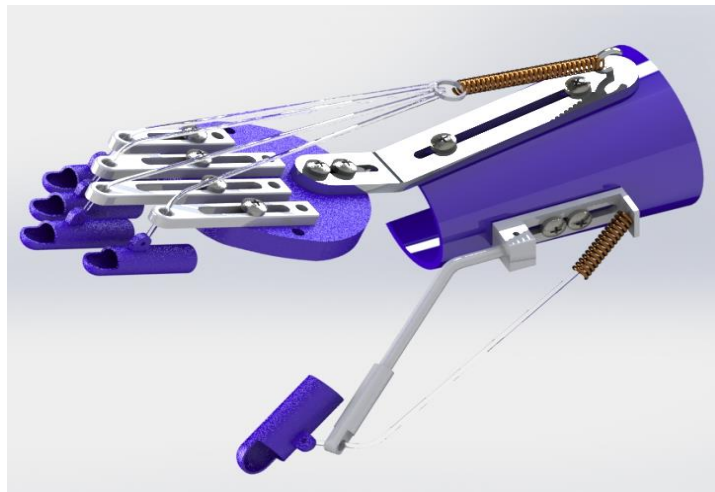
Al haber evaluado las tres opciones iniciales de diseño mediante la matriz Pugh se obtiene que la opción ganadora es la B, debido a su mayor número de puntos positivos (5) y a sus claras virtudes como lo son tener piezas estándar, lo que ayuda y economiza el mantenimiento para prolongar la vida útil de la órtesis y ser una opción más compacta y práctica al momento de ser usada.

Se lleva a cabo una segunda ronda de evaluación en la que se tiene como propósito mejorar puntos negativos o débiles que se hayan tenido en la alternativa ganadora y fortalecer sus puntos positivos o virtudes. Para ello se crean nuevas opciones.

#### 4.2.3. Diseño conceptual de la órtesis dinámica segunda ronda.

**Concepto D.** Esta alternativa posee un sistema soportado por un resorte principal para los dedos, exceptuando el dedo pulgar, el cual tiene su resorte individual, la base del resorte principal está soportada por una estructura alrededor de la muñeca, al igual que la base del dedo pulgar, y otra sobre el dorso de la mano, ajustada a ella por medio de una correa. Para que el resorte principal actúe sobre los cuatro dedos, se une a cuatro cadenas que en sus extremos poseen una tira de plástico, cada una de esas tiras pasa por una guía que las comunica con los soportes presentes en cada dedo, estos soportes son prácticamente un molde en el que encajan cada uno de los dedos. Igualmente, el resorte del dedo pulgar se une a una cadena que es guiada por una barra que conduce al soporte del dedo. La posición de las guías de las cadenas y del soporte de los resortes puede ajustarse, de manera que se pueda adaptar la órtesis a diferentes tamaños de mano y regular la fuerza que ejercen los resortes en la extensión de los dedos.

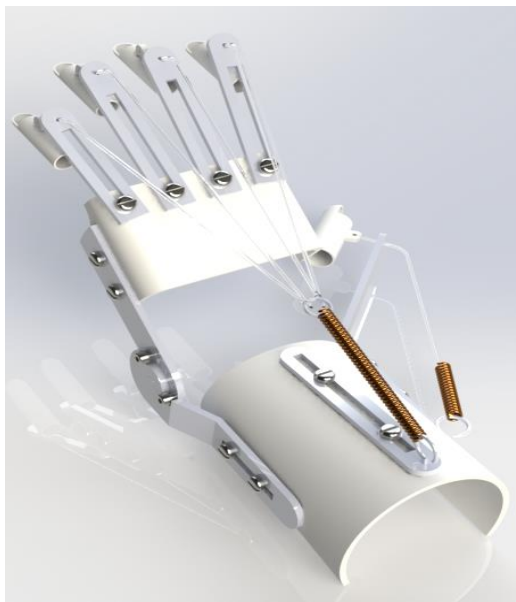
Figura 25. Órtesis concepto D (bis figura 23)



Fuente: Autores

**Concepto E.** Este concepto es concebido con el objetivo de abarcar mayor población afectada por espasticidad, por tal razón, se propone agregar otro mecanismo dirigido a regular la posición angular de la muñeca. De esta manera se puede adecuar la órtesis para los diferentes pacientes de espasticidad grado 1+ y 2, los cuales presentan diferencias en los grados de tensión muscular, y por tanto en los grados de restricciones en la movilidad de la muñeca y dedos.

Figura 26. Órtesis concepto E



Fuente: Autores

**4.2.3.1 Evaluación de alternativas de los diseños de los mecanismos de funcionamiento.** Se reúnen nuevamente las ideas específicas de los nuevos diseños mediante una tabla para facilitar la forma de evaluarlas.

Tabla 9. Conceptos de diseño segunda ronda

CONCEPTOS	DESCRIPCIÓN
CONCEPTO D	Se propone el uso de un único resorte para los dedos (exceptuando el pulgar). Posee una estructura alrededor de la muñeca que varía su posición relativa con la del dorso de la mano mediante una especie de guía. Igualmente se tiene una guía para cada dedo de manera que se ajuste a cualquier tamaño de mano.
CONCEPTO E	Se propone un diseño similar al planteado en el concepto D. Este concepto tiene como agregado un mecanismo que genera mayor libertad de movilidad en la muñeca, haciendo la órtesis más versátil para el paciente.

Fuente: Autores

#### 4.2.3.2 Matriz Pugh segunda ronda del concepto de diseño del mecanismo.

Se evalúan nuevamente en una matriz Pugh las nuevas alternativas junto con el concepto ganador de la primera ronda, esto con el fin de obtener un diseño más apropiado para cumplir con los objetivos planteados en el proyecto. Se tendrá en cuenta la misma representación de signos y respectiva ponderación.

Tabla 10. Matriz Pugh segunda ronda

CRITERIO	OPCIÓN D	OPCIÓN E
Piezas estándar	+	+
Diseño conservativo	+	+

Materiales económicos	+	+
Mantenimiento	N	N
Durabilidad	-	+
Costos de manufactura	+	-
Liviana	+	N
Versátil	-	+
Total positivos	5	5
Total negativos	2	1

Fuente: Autores

Al haber evaluado la opción ganadora junto a las otras dos modificaciones, se obtiene que la más acorde a los objetivos es el concepto E, debido a su mayor número de puntos positivos (5) y a sus fortalezas en cuanto mayor versatilidad y movilidad, con mayores grados de ajuste para las necesidades de los pacientes.

**4.2.4 Despliegue de la función de calidad (QFD).** Ahora que se tiene claro el concepto que mejor se adhiere a los objetivos del proyecto, se puede entonces desplegar la matriz de calidad (Quality Function Deployment), la cual tiene como objetivo general centrar el producto en la satisfacción de los requerimientos del cliente.

Partiendo de los requerimientos del cliente y de los requerimientos funcionales (especificados por un especialista), y mediante métodos numéricos o gráficos, se establecen relaciones (fuerte, moderada o débil) y correlaciones (positiva, negativa o sin correlación) entre las distintas características técnicas y requerimientos especificados.

El QFD permite fijar los objetivos del proyecto, y nos señala la dirección en la cual se obtienen mejoras, ya sea maximizando, minimizando o cumpliendo el objetivo planteado.

Finalmente, nos muestra mediante el despliegue gráfico cuales son los factores de mayor relevancia, y los cuales serán vitales a la hora de realizar el diseño en detalle.

Como resultados obtenidos de la matriz de calidad, se observa que el prototipo propuesto tiene mayor relevancia en cuanto a economía, movilidad, facilidad de uso y estética en comparación con las órtesis dinámicas dispuestas hoy en día en el mercado. Por ende, estos son los factores para tener en cuenta en el diseño en detalle de la órtesis, ya que estos son los que aseguran el éxito del prototipo.

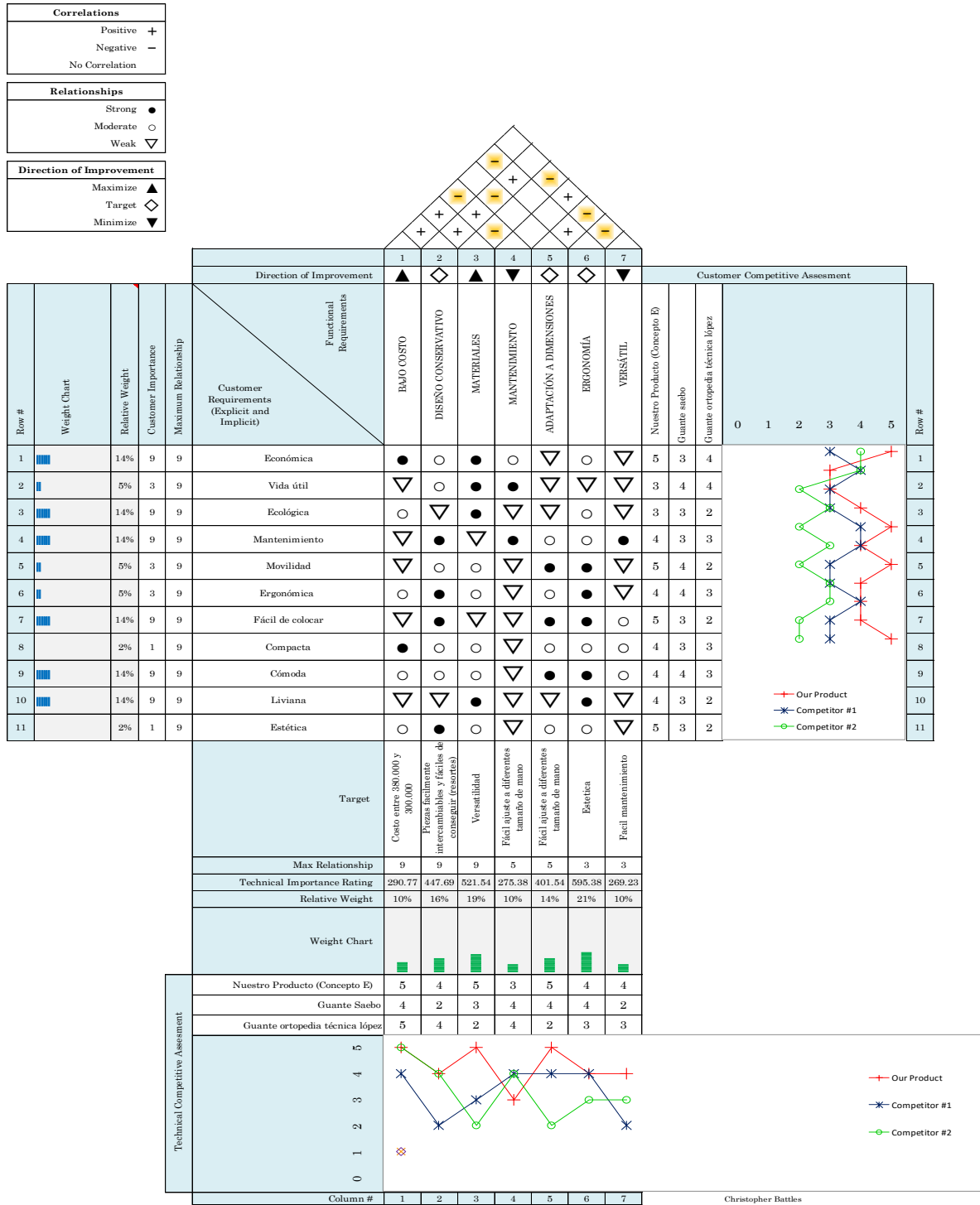
En cuanto a aspectos como ergonomía, comodidad y peso se mantiene en un valor estándar. Los objetivos del proyecto no se encaminan a obtener un menor peso, ya que todas estas órtesis son diseñadas con cierta restricción para no obtener pesos que sean impedimento para el buen funcionamiento y uso por parte del paciente, por ende, todas estas están manufacturadas de forma conservadora y realizadas de materiales livianos. En cuanto a ergonomía y comodidad es importante manejar estándares que se adhieran a los requerimientos estipulados por el usuario.

Los aspectos que menor relevancia tuvieron fueron la selección de materiales amigables con el medio ambiente y una larga vida útil de la órtesis. El proyecto se encamina al diseño y construcción de un prototipo funcional, no a la producción en serie, por ende, estos factores son los que menos trascendencia tienen a la hora de llevar a cabo el diseño en detalle.

Se concluye entonces que nuestra propuesta tiene mejor desempeño y aceptación en los requerimientos que son de mayor importancia para el cliente y el ingeniero. Siendo de esta forma la economía, movilidad, facilidad de uso y estética los de mayor potencial, y los cuales habrán de ser los más significantes al momento del diseño en detalle. Sin quitar la vista en tratar de potencializar aspectos como ergonomía y peso. Los cuales están directamente relacionados con la comodidad

del usuario. Por último, como hoy en día es necesario en cualquier proyecto investigativo, ser amigable con el medio ambiente, buscando materiales reciclables y de larga vida útil.

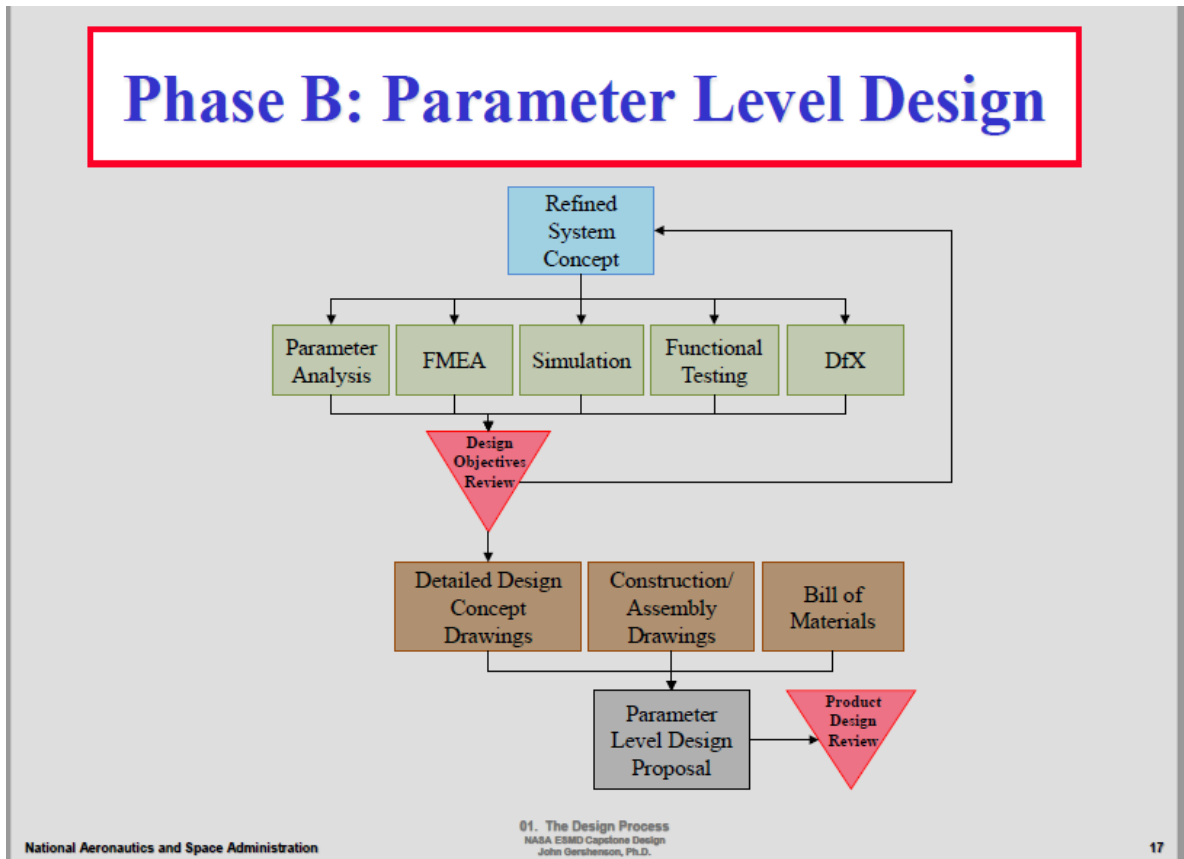
Figura 27. Quality Function Deployment



Christopher Battles

### 4.3 FASE B.

Figura 28. Fase B



Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

La fase B hace referencia a los cálculos de diseño, tiene como objetivo concebir los parámetros pertinentes a la propuesta definida. En esta etapa se lleva a cabo el diseño en detalle, lo que hace referencia a los respectivos cálculos, evaluación del material y seguimiento de la construcción.

### 4.3.1 Diseño en detalle.

Los elementos que caracterizan a una órtesis dinámica son los siguientes:

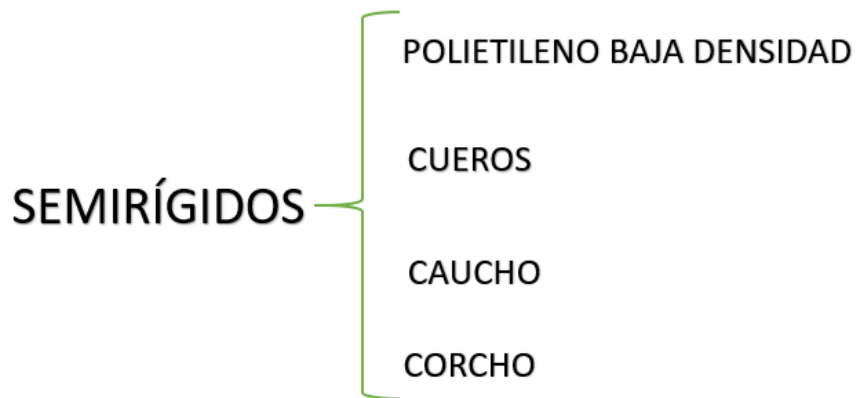
- Su modo de acción mecánica: Dentro de este elemento encontramos la forma de estabilización, limitación, amplitud y su postura dinámica.
- Localización anatómica y posición articular.
- Accesorios específicos facultativos.

En estos tres elementos se describen los materiales, elementos mecánicos de tracción, medios de fijación y ajuste de la órtesis. Los cuales se describirán detalladamente.

#### 4.3.1.1 Materiales más usados en la fabricación de órtesis.

Figura 29. Materiales usados en órtesis





Fuente: <http://kinesiuba.com.ar/wp-content/uploads/2014/07/MATERIALES.pdf>

Las órtesis pueden realizarse en diferentes tipos de materiales, siendo actualmente los más utilizados por sus propiedades físico-mecánicas los termoplásticos de baja temperatura.

Las órtesis / férulas elaboradas de materiales termoplásticos de baja - temperatura pueden ser adaptadas directamente al paciente y ser fácilmente cambiadas. Estas

se han convertido en una parte integral del proceso de terapia cuando se desea recuperar movimiento o función en la mano.

Estos termoplásticos tienen como principal materia prima el polímero plástico termo moldeable. (Polietileno – Polipropileno).

Los materiales base para el diseño del prototipo serán polietileno, aluminio y acero, a continuación, se hará una breve descripción de cada uno:




- **Polietileno:** El polietileno será usado para la base del antebrazo y muñeca en la órtesis. Es un termoplástico que se obtiene por polimerización de adición del etileno. Se moldea en horno a temperatura entre 120° y 180°, mediante la técnica del vacío. En cuanto a sus principales ventajas encontramos que es un material liviano, de bajo costo y de fácil mantenimiento. Como desventajas se puede comúnmente encontrar que es un material que puede producir alta sudoración en los pacientes, por tal razón es recomendable adicionar un forro protector que interfiera en el contacto del material y la piel del paciente. Podemos concluir que este material es el más apto para adecuarse al diseño a la órtesis, por su bajo costo, su bajo peso y sus adecuadas propiedades mecánicas.
- **Aluminio:** El aluminio será usado para la construcción de las guías, soportes y el mecanismo de articulación de la muñeca en la órtesis. El aluminio es un metal usado comúnmente en órtesis de marcha, férulas y prótesis. Entre sus ventajas encontramos que es un material liviano y fácil de moldear. En cuanto a sus desventajas podríamos resaltar su dificultad para ser soldado. Es un material adecuado para nuestro fin ya que su peso y su facilidad de mecanizar facilita su manufactura y uso sobre la órtesis.
- **Acero:** Es un metal que cada vez se utiliza menos en ortopedia debido su peso, por tal razón será únicamente usado en el diseño de los resortes presentes en la órtesis, ya que presenta una alta resistencia al uso.







#### 4.3.1.2 Diseño de la base de la órtesis.

- Medidas necesarias para el moldeo de la base:

Estas medidas son necesarias para la construcción de la base del prototipo, ya que partir de estas se realiza un croquis con el cual se obtendrá la forma y dimensiones finales. El proceso de moldeo consiste, en primera instancia en realizar dicho croquis, seguidamente el material se introduce en un horno, en donde alcanza una temperatura apta para ser fácilmente moldeable y darle las dimensiones necesarias, finalmente sobre un molde se le da la forma y dimensiones finales, retirando excesos de material y realizando acabados superficiales, para evitar cambios abruptos de formas o dimensiones.

Tabla 11. Medidas necesarias para el molde

Imagen	Descripción	Medida [cm]
	Ancho metacarpial	8.5
	Ancho muñeca	6.26
	Ancho antebrazo	7.57

	<p>Longitud antebrazo</p>	<p>20</p>
	<p>Longitud palma de la mano</p>	<p>10</p>
	<p>Perímetro metacarpial</p>	<p>21</p>
	<p>Perímetro muñeca</p>	<p>17</p>
	<p>Perímetro antebrazo</p>	<p>27</p>
	<p>Altura metacarpial</p>	<p>3.2</p>

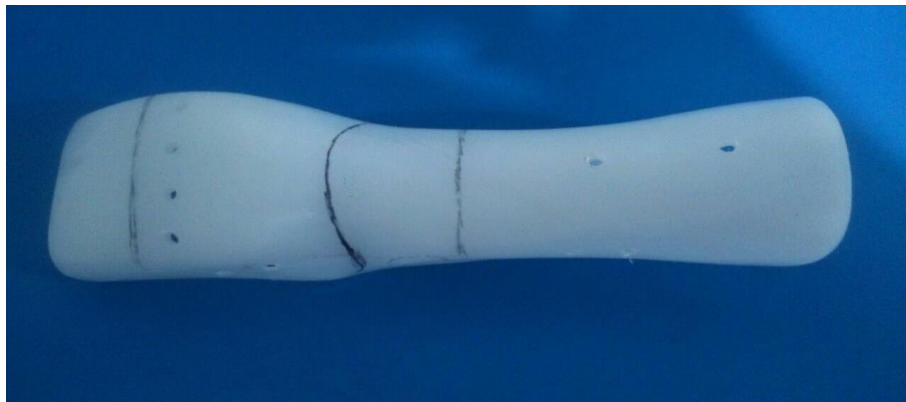
	<p>Altura muñeca</p>	<p>4.6</p>
	<p>Altura antebrazo</p>	<p>8.7</p>

Fuente: Autores

- Detalles finales al molde obtenido:

Después de realizar el proceso descrito anteriormente descrito, el molde obtenido se muestra a continuación.

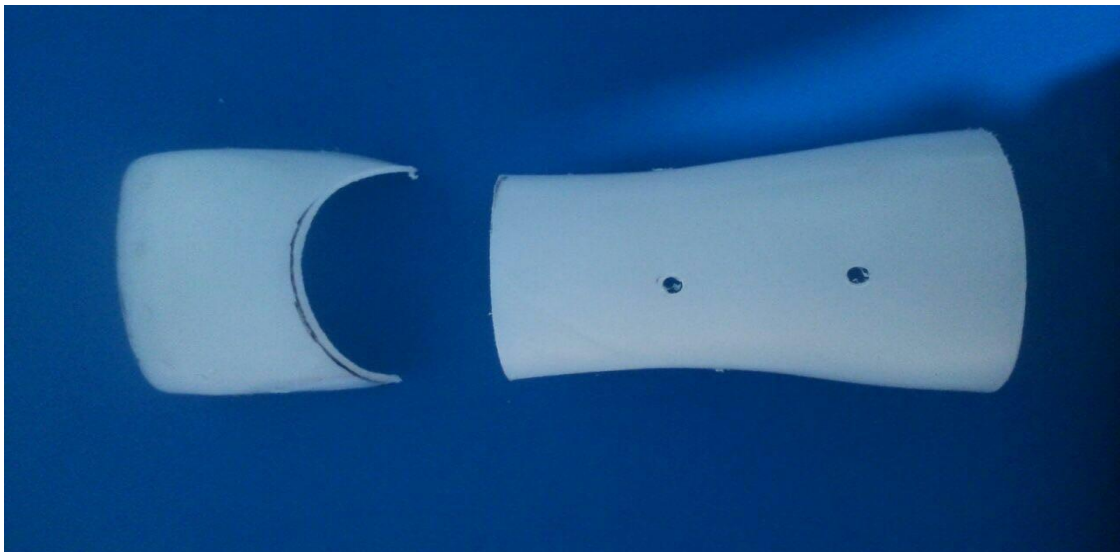
Figura 30. Molde Antebrazo-Muñeca



Fuente: Autores

El molde que se obtiene luego debe ser cortado para adecuarse a la muñeca y antebrazo del paciente.

Figura 31. Molde Antebrazo-Muñeca cortado



Fuente: Autores

Finalmente, como anteriormente explicado en la descripción de los materiales a usar, se debe colocar un forro hecho de velcro que evite altas sudoraciones en el paciente, lo que sería un gran inconveniente para la durabilidad del material y para la comodidad del paciente. Junto con el velcro se incluyen unas correas de sujeción para darle versatilidad a la órtesis, pudiéndose adecuar a diferentes dimensiones de miembro superior.

Figura 32. Molde forrado



Fuente: Autores

#### **4.3.1.3 Diseño de guías para dedos índice, medio, anular y meñique.**

- Dimensionamiento de las guías:

El dimensionamiento de las guías para los dedos se realizó a partir de estudios estadísticos realizados por “International Journal of Morphology”, en donde se obtuvieron datos promedio de las longitudes de las falanges proximal, medial y distal. Las siguientes tablas muestran los resultados obtenidos.

Figura 33. Anatomía de la mano



Fuente: <https://kiaenzona.com/liga-endesa/la-consulta-del-fisio-las-fracturas-de-falange-en-el-baloncesto-2542/>

Tabla 12. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo índice de hombre en mm

edades	Falange proximal		Falange media		Falange distal	
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	51±12	51±11	31±6	32±5	24±3	24±4
20-24	50±12	50±12	31±6	31±6	24±3	24±3
25-29	50±13	51±13	31±7	31±7	25±3	25±4
30-34	49±12	50±11	32±7	32±6	25±4	24±4
35-39	43±13	44±12	30±6	29±7	24±3	25±2
40-44	50±16	50±14	30±9	31±9	24±6	24±6
45-49	53±12	50±11	32±7	32±7	24±3	25±3
50-54	51±11	51±11	31±6	31±6	24±3	24±3
55-59	47±16	48±15	30±9	30±8	25±3	25±3
60-64	45±16	45±17	31±9	31±9	25±3	25±3

Fuente: BINVIGNAT, Octavio. Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos. Artículo investigativo. Universidad Autónoma de Chile. 2012. (Recuperado el 22 de noviembre 2017.)

Tabla 13. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo medio de hombre en mm

edades	Falange proximal		Falange media		Falange distal	
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	55±13	53±12	35±6	35±6	25±4	25±4
20-24	53±13	54±13	36±6	35±6	25±3	25±3
25-29	56±14	55±14	37±8	36±8	27±4	27±4
30-34	53±13	53±12	35±7	36±7	27±4	26±4
35-39	47±16	47±14	33±8	32±7	26±3	26±3
40-44	55±16	55±16	34±11	35±11	26±6	26±7
45-49	57±13	57±13	38±8	37±8	26±3	26±2
50-54	56±13	56±12	36±7	36±7	26±4	26±4
55-59	53±17	52±16	36±10	35±9	27±4	28±5
60-64	49±18	51±17	35±10	35±8	26±4	26±4

Fuente: BINVIGNAT, Octavio. Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos. Artículo investigativo. Universidad Autónoma de Chile. 2012. (Recuperado el 22 de noviembre 2017.)

Tabla 14. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo anular de hombre en mm

edades	Falange proximal		Falange media		Falange distal	
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	44±13	43±13	31±6	31±6	23±3	23±3
20-24	45±12	45±11	30±6	30±6	23±4	23±4
25-29	45±12	45±12	31±6	32±7	23±3	23±2
30-34	35±16	34±14	26±8	24±8	21±4	22±4
35-39	47±10	46±11	30±7	30±7	22±4	22±4
40-44	46±11	46±10	31±6	31±6	24±2	24±3
45-49	45±11	45±11	31±6	30±6	23±3	23±3
50-54	43±13	42±13	30±7	30±6	23±3	23±3
55-59	37±15	37±15	27±8	27±8	23±4	23±4
60-64	34±14	35±13	27±7	28±8	22±2	22±3
65-69	42±19	42±18	30±9	31±10	24±1	24±1

Fuente: BINVIGNAT, Octavio. Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos. Artículo investigativo. Universidad Autónoma de Chile. 2012. (Recuperado el 22 de noviembre 2017.)

Tabla 15. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo meñique de hombre en mm

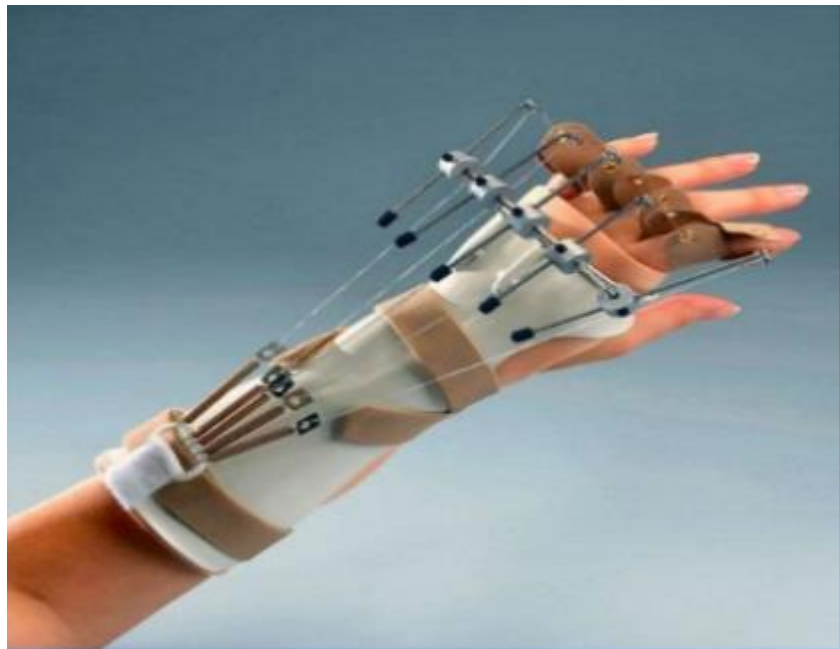
edades	Falange proximal		Falange media		Falange distal	
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	36±10	35±11	22±5	23±5	20±3	21±3
20-24	37±9	36±10	22±5	22±5	20±3	20±3
25-29	37±9	37±10	23±5	23±3	20±2	20±2
30-34	29±14	29±13	19±6	19±7	19±3	19±3
35-39	37±10	37±9	22±5	22±6	20±3	19±3
40-44	37±9	37±9	23±5	22±6	20±3	20±3
45-49	37±9	37±10	23±4	23±5	20±3	20±3
50-54	34±12	33±11	21±6	22±6	20±3	20±2
55-59	30±13	30±13	20±7	20±7	19±4	20±3
60-64	30±12	29±10	20±6	21±5	19±2	20±3
65-69	36±15	36±15	23±7	23±7	20±5	20±3

Fuente: BINVIGNAT, Octavio. Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos. Artículo investigativo. Universidad Autónoma de Chile. 2012. (Recuperado el 22 de noviembre 2017.)

De las anteriores tablas se puede observar que no hay una gran variante en la longitud de las falanges para los dedos índice, medio y anular, por tal razón se tomó una medida de 9 cm para las guías de estos dedos. Mientras que, para el dedo meñique, al ser el dedo de menor longitud, se tomó un valor de 8 cm para su respectiva guía. Cabe recalcar que estas dimensiones no están limitadas a variaciones, ya que, al ser guías de ajuste, pueden adaptarse sobre la órtesis aumentando o disminuyendo su longitud según lo requiera el paciente. Otro factor a tener en cuenta es que, como podemos observar en las tablas, la longitud de las falanges de cada dedo es mayor a los valores seleccionados para las guías, esto

es debido a que biomecánicamente, la tracción generada por el elemento mecánico en los dedos no debe ser totalmente perpendicular a ellos. Esto tiene el propósito de mantener la flexión en las metacarpofalángicas en  $30^\circ$ . Por ende, las guías no deben llegar hasta la punta de los dedos de la mano. Como se puede apreciar en la siguiente imagen:

Figura 34. Órtesis dinámica



Fuente: [https://es.slideshare.net/dr\\_hetvi/upper-limb-orthosis](https://es.slideshare.net/dr_hetvi/upper-limb-orthosis)

- Construcción de las guías:

El material con el que serán construidas las guías será aluminio, sobre las láminas de aluminio se dibujan los croquis de las guías y mediante corte laser se obtiene el acabado final.

Figura 35. Construcción guías

a)



b)



c)



Fuente: Autores

Las cavidades que fueron cortadas en medio de cada guía permiten la adaptación a diferentes longitudes, permitiendo el desplazamiento lineal y ajuste mediante tornillos cuando esté definida la posición. De igual forma los orificios al final de las guías tienen la función de guiar el nylon y generar un ángulo adecuado de aplicación de la fuerza proveniente de los resortes hacia los dedos.

#### **4.3.1.4 Diseño de guías para dedo pulgar.**

- Dimensionamiento de la guía:

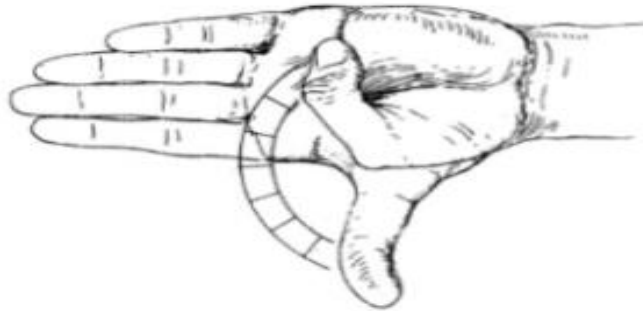
Para el dimensionamiento de esta guía se tomaron datos estadísticos de “International Journal of Morphology”, en los que se muestra las dimensiones promedio de las falanges del dedo pulgar. Adicionalmente, es importante describir la abducción de las articulaciones metacarpofalángicas del dedo pulgar que se desplazan en un plano sagital y se realizan en el eje transversal. Con el fin de dar una orientación adecuada a la guía.

Tabla 16. Longitudes promedio del sector de las falanges del dedo pulgar de hombre en mm

edades	Falange	proximal	Falange	distal
	Mano der	Mano izq	Mano der	Mano izq
18-19	41±7	41±7	32±4	32±4
20-24	40±6	40±6	32±3	32±3
25-29	42±7	42±7	34±4	34±5
30-34	41±9	41±8	32±5	31±5
35-39	39±8	38±8	32±4	31±5
40-44	40±10	40±11	31±9	31±8
45-49	44±4	43±6	33±3	32±4
50-54	41±7	40±7	32±4	32±4
55-59	39±11	40±12	33±4	33±4
60-64	38±9	38±10	33±4	33±5

Fuente: BINVIGNAT, Octavio. Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos. Artículo investigativo. Universidad Autónoma de Chile. 2012. (Recuperado el 22 de noviembre 2017).

Figura 36. Flexión y extensión total (bis figura 7)



Fuente: GODINES MORADO, Isaac. Arcos y ángulos de movimiento. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/pedroespina106/52756563-angulosyarcosdemovimiento>

La guía del dedo pulgar, adicionalmente de las cavidades necesarias para los diferentes ajustes, tendrá una inclinación de  $45^\circ$  respecto al plano sagital de la mano, esto con el propósito de adecuar la guía a la máxima abducción del dedo pulgar respecto al mismo plano sagital. La longitud de la guía será adecuada de la misma forma que las guías anteriormente descritas, por tal razón, el valor seleccionado será de 7 cm.

- Construcción de la guía:

Figura 37. Construcción guía pulgar





Fuente: Autores

El proceso de manufactura de esta guía es similar al de las guías anteriormente descritas, pero a diferencia de las otras, se adiciona la inclinación que se debe adecuar a la guía para su adecuado funcionamiento.

#### **4.3.1.5 Diseño de guías para el antebrazo.**

Sobre esta guía estará soportado el resorte que transmitirá la fuerza de tracción a través de cadenas y nailon a los dedos índice, medio, anular y meñique de manera independiente. La longitud de esta guía será de 7 cm, la cual es adecuada para ajustarse a la longitud del antebrazo. De igual forma a las anteriores guías, tendrá una ranura que le permitirá ajustarse longitudinalmente con el fin de aumentar o disminuir la tensión en el resorte si se requiere.

Figura 38. Construcción guía antebrazo



Fuente: Autores

#### **4.3.1.6 Diseño de la articulación de muñeca.**

La articulación de muñeca permite regular la extensión dorsal de la muñeca, limitando el rango de movimientos de la articulación de la muñeca e inmovilizándola en una posición determinada.

La articulación consta de dos segmentos, un segmento guía, el cual tiene 12 orificios en su circunferencia sobre los cuales se varia la inclinación relativa de los segmentos y el segmento de asentamiento, el cual consta de una geometría particular, que tiene como función fijar una posición determinada por el paciente, evitando el movimiento relativo entre los dos segmentos.

Los dos segmentos son unidos mediante un perno y permiten adaptarse angularmente, alineando los orificios del segmento guía sobre el segmento de asentamiento hasta obtener la posición deseada. Dicha posición relativa es fijada mediante dos tornillos brístol.

- Construcción de la articulación de muñeca:

Figura 39. Construcción articulación





Fuente: Autores

Luego de obtener unas dimensiones cercanas a las deseadas, se deben realizar acabados finales para adecuar la articulación a la base obtenida anteriormente y hacer los cortes pertinentes sobre los segmentos, necesarios para realizar ajustes longitudinales sobre la muñeca.

Figura 40. Articulación final.



Fuente. Autores

#### 4.3.1.7 Diseño de resortes.

Para la selección de los resortes indicados se realizaron varias pruebas con resortes de diferentes constantes de elasticidad, de manera que se escogiera el más adecuado para cumplir con la función de una permanente extensión de los dedos de la mano que a su vez permita una flexión de los mismos.

Variables pertinentes

$A_p$  = Constante (intersección de línea recta)

$C$  = Índice del resorte

$D$  = Diámetro medio del resorte

$d$  = Diámetro del alambre

$\delta_{max}$  = Deformación máxima

$\delta_s$  = Deformación sólida

$f_n$  = Frecuencia natural

$G$  = Módulo de elasticidad por cortante o rigidez

$g$  = Gravedad

$h_l$  = Altura libre

$h_s$  = Altura sólida

$K$  = Constante del resorte

$K_c$  = Factor de confiabilidad

$K_f$  = Concentrador de esfuerzos

$K_s$  = Factor del cortante transversal

$K_T$  = Factor de temperatura

$K_w$  = Factor de corrección

$l_{max}$  = Longitud máxima

N = Factor de seguridad

$N_a$  = Número de espiras activas

$N_t$  = Número total de espiras

P = Carga de trabajo

$\rho$  = Densidad

$S_{es}$  = Límite de endurancia en corte

$S'_{es}$  = Límite de endurancia en corte modificado por factores y concentradores

$\delta_u$  = Esfuerzo último

$S_{ys}$  = Resistencia a la cedencia en corte

$\tau$  = Esfuerzo de corte

$\tau_a$  = Esfuerzo de corte alternativo

$\tau_m$  = Esfuerzo de corte medio

$\lambda$  = Ángulo de paso de la espira

- Diseño de resorte principal:

Inicialmente se tienen como datos conocidos el diámetro medio del resorte “D”, el diámetro del alambre “d”, el número total de espiras “ $N_t$ ”, el material del cual está hecho el resorte y las deformaciones máxima y mínima del resorte.

Material = Acero (alambre de piano)

$D = 8,7 [mm]$

$$d = 0,8 [mm]$$

$$Nt = 73 [espiras]$$

$$\delta_{max} = 63 [mm]$$

$$\delta_{min} = 33 [mm]$$

El índice de resorte C debe ser un valor entre:  $4 < C < 12 \rightarrow$  (Recomendación)

$$C = \frac{D}{d} = \frac{8,7 mm}{0,8 mm} = 10,88$$

Este valor de índice de resorte cumple con la recomendación.

Tabla 17. Propiedades generales del material

**Tabla 16.1** Propiedades generales de materiales de resortes comunes. [Adaptada de Relvas [1996].]

Nombre común	Especificación	Módulo de elasticidad, E, psi	Módulo de elasticidad por cortante, G, psi	Densidad, $\rho$ , lb/pulg <sup>3</sup>	Temperatura de servicio máxima, °F	Características principales
<b>Aceros de alto carbono</b>						
Alambre de piano	ASTM A228	$30 \times 10^6$	$11.5 \times 10^6$	0.283	250	Alta resistencia; excelente vida a la fatiga
Estrado duro	ASTM A227	$30 \times 10^6$	$11.5 \times 10^6$	.283	250	Uso general; vida a la fatiga deficiente
<b>Aceros inoxidables</b>						
Martensítico	AISI 410, 420	$29 \times 10^6$	$11 \times 10^6$	.280	500	No satisfactorio para aplicaciones bajo cero
Austenítico	AISI 301, 302	$28 \times 10^6$	$10 \times 10^6$	.282	600	Buena resistencia a temperaturas moderadas; baja relajación de esfuerzos
<b>Aleaciones con base de cobre</b>						
Latón para resorte	ASTM B134	$16 \times 10^6$	$6 \times 10^6$	.308	200	Bajo costo; alta conductividad; propiedades mecánicas deficientes
Bronce fosforado	ASTM B159	$15 \times 10^6$	$6.3 \times 10^6$	.320	200	Capacidad para soportar flexiones repetidas; aleación popular
Cobre al berilio	ASTM B197	$19 \times 10^6$	$6.5 \times 10^6$	.297	400	Alta resistencia elástica y a la fatiga; templeable
<b>Aleaciones con base de níquel</b>						
Inconel 600	—	$31 \times 10^6$	$11 \times 10^6$	.307	600	Buena resistencia; alta resistencia a la corrosión
Inconel X-750	—	$31 \times 10^6$	$11 \times 10^6$	.298	1 100	Endurecimiento por precipitación; para altas temperaturas
Ni-Span C	—	$27 \times 10^6$	$9.6 \times 10^6$	.294	200	Módulo constante sobre un amplio rango de temperatura

Fuente: HAMROCK, Bernard. Elementos de máquinas. México D.F.: McGraw-Hill ediciones, 2000. p.738. ISBN 0-256-19069-09

$$G = 79289,7 \text{ [MPa]} \quad \rightarrow \quad 11,5 * 10^6 \text{ psi}$$

$$E = 206842,72 \text{ [MPa]} \quad \rightarrow \quad 30 * 10^6 \text{ psi}$$

$$\rho = 7833 \text{ [Kg/m}^3\text{]} \quad \rightarrow \quad 0,283 \text{ lbf/pulg}^3$$

Para determinar el número total de espiras se tienen los siguientes parámetros

$N_t = N_a \rightarrow$  Natural

$N_t = N_a + 1,5 \rightarrow$  Resorte encuadrado

$N_t = N_a + 1 \rightarrow$  Resorte esmerilado

$N_t = N_a + 2 \rightarrow$  Resorte encuadrado y esmerilado

Se tiene entonces que  $N_t = N_a$  ya que no se le realizó alguna modificación adicional después de la fabricación del resorte (Natural).

Con la siguiente fórmula se determina la constante de elasticidad del resorte principal

$$K = \frac{G * d^4}{8 * N_a * D^3} = \frac{79289,7 * 0,8^4}{8 * 73 * 8,7^3} = 0,08445 \left[ \frac{N}{mm} \right] \text{ ó } 84,45 \left[ \frac{N}{m} \right]$$

Conociendo la constante de elasticidad del resorte se calculan las cargas máxima y mínima a las cuales está sometido:

$$P_{max} = K * \delta_{max} = 0,08445 * 63 = 5,32 \text{ [N]}$$

$$P_{min} = K * \delta_{min} = 0,08445 * 33 = 2,78 \approx 2,8 \text{ [N]}$$

Para el cálculo del esfuerzo cortante se tiene

$$\tau_{max} = \frac{8 * P_{max} * D}{\pi * d^3} * K_w * K_o$$

$$\tau_{min} = \frac{8 * P_{min} * D}{\pi * d^3} * K_w * K_o$$

En donde

$$K_w = \frac{4 * C - 1}{4 * C - 4} + \frac{0,615}{C} = \frac{4 * 10,88 - 1}{4 * 10,88 - 4} + \frac{0,615}{10,88} = 1,133$$

Para el factor  $K_o$  se recomienda un valor entre “1,33< $K_o$ <1,5”. Se tomará el siguiente valor

$$K_o = 1,4$$

Resolviendo

$$\tau_{max} = \frac{8 * 5,32 * 0,0087}{\pi * 0,0008^3} * 1,133 * 1,4 = 365 [MPa]$$

$$\tau_{min} = \frac{8 * 2,8 * 0,0087}{\pi * 0,0008^3} * 1,133 * 1,4 = 191,2 [MPa]$$

$$\tau_m = \frac{\tau_{max} + \tau_{min}}{2} = 278,1 [MPa]$$

$$\tau_a = \frac{\tau_{max} - \tau_{min}}{2} = 86,91 [MPa]$$

Para calcular el esfuerzo último, se tiene como material un acero de alto carbono, el alambre de piano, el cual es de los más usados.

Tabla 18. Coeficientes de acuerdo al material

**Tabla 16.2** Coeficientes usados en la ecuación (16.2) para cinco materiales de resorte. [*Engineering Guide to Spring Design*, Barnes Group, Inc., 1987.]

Material	Rango del tamaño		Exponente m	Constante, $A_p$	
	pulg	mm		ksi	MPa
Alambre de piano <sup>a</sup>	0.004–0.250	0.10–6.5	0.146	196	2 170
Revenido en aceite <sup>b</sup>	0.020–0.500	0.50–12	0.186	149	1 880
Alambre estirado duro <sup>c</sup>	0.028–0.500	0.70–12	0.192	136	1 750
Cromo vanadio <sup>d</sup>	0.032–0.437	0.80–12	0.167	169	2 000
Cromo silicona <sup>e</sup>	0.063–0.375	1.6–10	0.112	202	2 000

<sup>a</sup> Superficie lisa libre de defectos y con un acabado brillante, lustrado.  
<sup>b</sup> Superficie con cascarilla ligera de tratamiento de calor que se debe remover antes de enchapar.  
<sup>c</sup> Superficie lisa y brillante sin marcas visibles.  
<sup>d</sup> Alambre templado de calidad de aerongval; también se obtiene recocido.  
<sup>e</sup> Templado a Rockwell C49; también se obtiene sin templar.

Fuente: HAMROCK, Bernard. Elementos de máquinas. México D.F.: McGraw-Hill ediciones, 2000. p.739. ISBN 0-256-19069-09

$$A_p = 2170 \text{ [MPa]}$$

$$m = 0,146$$

El valor del diámetro de alambre debe estar entre  $0,10 < d < 6,5$  [mm]

$$\delta_u = \frac{A_p}{d^m} = \frac{2170}{0,8^{0,146}} = 2241,86 \text{ [MPa]}$$

Se debe cumplir que

$$\delta_u \geq \tau_{max} \rightarrow \text{Cumple}$$

Ahora

$$S_{us} = 0,8 * \delta_u = 0,8 * 2241,86 = 1793,48 \text{ [MPa]}$$

$$S_{ys} = 0,4 * \delta_u = 0,4 * 2241,86 = 896,74 \text{ [MPa]}$$

$$S_{es} = \frac{K_c * K_T * S'_{es}}{K_f}$$

El límite de endurencia en corte modificado por factores y concentradores depende si la operación adicional de granallado se le realizó al resorte

$$S'_{es} = 465 \text{ MPa} \rightarrow \text{Granallado}$$

$$S'_{es} = 310 \text{ MPa} \rightarrow \text{No granallado}$$

Para este caso sí se efectuó dicho procedimiento, por tanto,  $S'_{es} = 465 \text{ MPa}$

$$K_T = 1 \rightarrow \text{Debido a que } T < 72^\circ\text{C}$$

$$K_c = 0,753 \rightarrow \text{Asumiendo confiabilidad de 99,9\%}$$

$$K_f = \frac{K_w}{K_s}$$

Factor del corte transversal

$$K_s = 1 + \frac{0,5}{C} = 1 + \frac{0,5}{10,88} = 1,046$$

Concentrador de esfuerzos

$$K_f = \frac{1,133}{1,046} = 1,083$$

Resolviendo para vida infinita

$$S_{es} = \frac{0,753 * 1 * 465}{1,083} = 323,4 \text{ [MPa]}$$

Para una vida útil de 200.000 ciclos

$$\frac{\text{Log}10(0,9 * S_{us}) - \text{Log}10(A)}{\text{Log}10(N_{ciclos}) - 3} = \frac{\text{Log}10(0,9 * S_{us}) - \text{Log}10(S_{es})}{6 - 3}$$

$$A = 470,3 \text{ [MPa]}$$

Para carga estática

$$\frac{1}{N} = \frac{\tau_m}{S_{ys}} + K_f * \frac{\tau_a}{A} = \frac{\tau_m}{896,74} + 1,083 * \frac{\tau_a}{470,3}$$

$$N = 1,96$$

Se recomienda usar un factor de seguridad N comprendido entre  $\rightarrow 1,3 < N < 2$

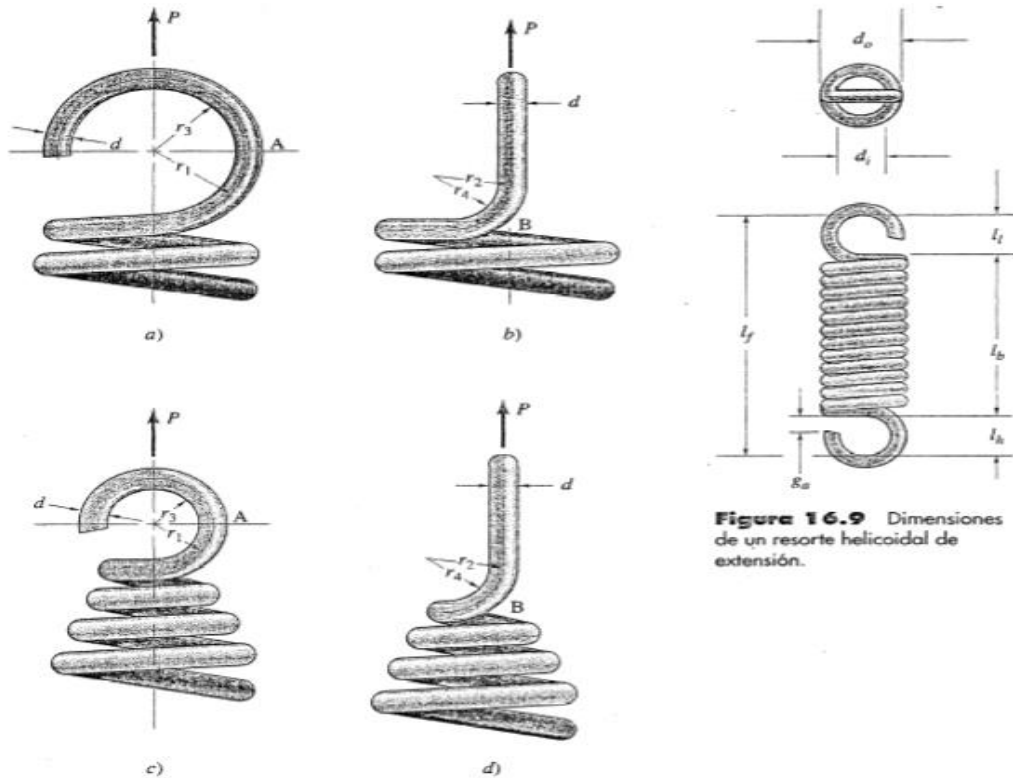
Para fatiga

$$N = \frac{S_{ys} * S_{es}}{\tau_a * (2 * S_{ys} - S_{es}) + \tau_m * S_{es}} = \frac{896,74 * 323,4}{\tau_a * (2 * 896,74 - 323,4) + \tau_m * 323,4}$$

$$N = 1,33$$

Ahora se determina la altura libre y la máxima longitud que alcanzará el resorte

Figura 41. Dimensiones de un resorte



**Figura 16.9** Dimensiones de un resorte helicoidal de extensión.

**Figura 16.8** Extremos para resortes de extensión.  
a) Diseño convencional; b) vista lateral de la figura 16.8a);  
c) diseño mejorado sobre la figura 16.8a); d) vista lateral de la  
figura 18.8c).

Fuente: HAMROCK, Bernard. Elementos de máquinas. México D.F.: McGraw-Hill ediciones, 2000. p.756. ISBN 0-256-19069-09

En la imagen:

$$l_l = l_1$$

$$l_h = l_2$$

$$l_1 = l_2 = 8 [mm]$$

$$h_s = d * Nt = 0,8 * 73 = 58,4 [mm]$$

$$h_l = h_s + l_1 + l_2$$

$$h_l = 58,4 + 8 + 8 = 74,4 [mm]$$

$$l_{max} = h_l + \delta_{max}$$

$$l_{max} = 74,4 + 63 = 137,4 [mm]$$

Finalmente se lleva a cabo un chequeo del ángulo de paso de la espira

$$\tan \lambda = \frac{Paso}{\pi * D}$$

Para esto se tiene que

$$\delta_{max} = 63 [mm]$$

$$\delta_s \geq 1,2 * \delta_{max}$$

Entonces

$$\delta_s = 1,2 * 63 = 75,6$$

$$Paso = \frac{\delta_s}{Na} + d = \frac{75,6}{73} + 0,8$$

$$Paso = 1,835 [mm]$$

Resolviendo

$$\tan \lambda = \frac{1,835}{\pi * 8,7}$$

$$\lambda = 3,84^\circ$$

Recomendación  $\lambda < 12^\circ$ , por lo tanto, cumple

- Diseño de resorte secundario:

Inicialmente se tienen como datos conocidos el diámetro medio del resorte “D”, el diámetro del alambre “d”, el número total de espiras “Nt”, el material del cual está hecho el resorte y las deformaciones máxima y mínima del resorte.

Material = Acero (alambre de piano)

$$D = 8,3 [mm]$$

$$d = 0,8 [mm]$$

$$Nt = 30 [espiras]$$

$$\delta_{max} = 20 [mm]$$

$$\delta_{min} = 7 [mm]$$

El índice de resorte C debe ser un valor entre:  $4 < C < 12 \rightarrow$  (Recomendación)

$$C = \frac{D}{d} = \frac{8,3 \text{ mm}}{0,8 \text{ mm}} = 10,38$$

Este valor de índice de resorte cumple con la recomendación.

Tabla 16. Propiedades generales del material

**Tabla 16.1** Propiedades generales de materiales de resortes comunes. [Adaptada de Relvas (1996).]

Nombre común	Especificación	Módulo de elasticidad, $E$ , psi	Módulo de elasticidad por cortante, $G$ , psi	Densidad, $\rho$ , lb/pulg <sup>3</sup>	Temperatura de servicio máxima, °F	Características principales
<b>Aceros de alto carbono</b>						
Alambre de piano	ASTM A228	$30 \times 10^6$	$11.5 \times 10^6$	0.283	250	Alta resistencia; excelente vida a la fatiga
Estirado duro	ASTM A227	$30 \times 10^6$	$11.5 \times 10^6$	.283	250	Uso general; vida a la fatiga deficiente
<b>Aceros inoxidables</b>						
Martensítico	AISI 410, 420	$29 \times 10^6$	$11 \times 10^6$	.280	500	No satisfactorio para aplicaciones bajo cero
Austenítico	AISI 301, 302	$28 \times 10^6$	$10 \times 10^6$	.282	600	Buena resistencia a temperaturas moderadas; baja relajación de esfuerzos
<b>Aleaciones con base de cobre</b>						
Latón para resorte	ASTM B134	$16 \times 10^6$	$6 \times 10^6$	.308	200	Bajo costo; alta conductividad; propiedades mecánicas deficientes
Bronce fosforado	ASTM B159	$15 \times 10^6$	$6.3 \times 10^6$	.320	200	Capacidad para soportar flexiones repetidas; aleación popular
Cobre al berilio	ASTM B197	$19 \times 10^6$	$6.5 \times 10^6$	.297	400	Alta resistencia elástica y a la fatiga; templeable
<b>Aleaciones con base de níquel</b>						
Inconel 600	—	$31 \times 10^6$	$11 \times 10^6$	.307	600	Buena resistencia; alta resistencia a la corrosión
Inconel X-750	—	$31 \times 10^6$	$11 \times 10^6$	.298	1 100	Endurecimiento por precipitación; para altas temperaturas
Ni-Span C	—	$27 \times 10^6$	$9.6 \times 10^6$	.294	200	Módulo constante sobre un amplio rango de temperatura

Fuente: HAMROCK, Bernard. Elementos de máquinas. México D.F.: McGraw-Hill ediciones, 2000. p.738. ISBN 0-256-19069-09

$$G = 79289,7 \text{ [MPa]} \quad \rightarrow \quad 11,5 \times 10^6 \text{ psi}$$

$$E = 206842,72 \text{ [MPa]} \rightarrow 30 * 10^6 \text{ psi}$$

$$\rho = 7833 \text{ [Kg/m}^3\text{]} \rightarrow 0,283 \text{ lbf/pulg}^3$$

Para determinar el número total de espiras se tienen los siguientes parámetros

$$N_t = N_a \rightarrow \text{Natural}$$

$$N_t = N_a + 1,5 \rightarrow \text{Resorte encuadrado}$$

$$N_t = N_a + 1 \rightarrow \text{Resorte esmerilado}$$

$$N_t = N_a + 2 \rightarrow \text{Resorte encuadrado y esmerilado}$$

Se tiene entonces que  $N_t = N_a$  ya que no se le realizó alguna modificación adicional después de la fabricación del resorte (Natural).

Con la siguiente fórmula se determina la constante de elasticidad del resorte secundario

$$K = \frac{G * d^4}{8 * N_a * D^3} = \frac{79289,7 * 0,8^4}{8 * 30 * 8,3^3} = 0,2367 \left[ \frac{N}{mm} \right] \text{ ó } 236,7 \left[ \frac{N}{m} \right]$$

Conociendo la constante de elasticidad del resorte se calculan las cargas máxima y mínima a las cuales está sometido:

$$P_{max} = K * \delta_{max} = 0,2367 * 20 = 4,7 \text{ [N]}$$

$$P_{min} = K * \delta_{min} = 0,2367 * 7 = 1,7 \text{ [N]}$$

Para el cálculo del esfuerzo cortante se tiene

$$\tau_{max} = \frac{8 * P_{max} * D}{\pi * d^3} * K_w * K_o$$

$$\tau_{min} = \frac{8 * P_{min} * D}{\pi * d^3} * K_w * K_o$$

En donde

$$K_w = \frac{4 * C - 1}{4 * C - 4} + \frac{0,615}{C} = \frac{4 * 10,38 - 1}{4 * 10,38 - 4} + \frac{0,615}{10,38} = 1,139$$

Para el factor  $K_o$  se recomienda un valor entre “ $1,33 < K_o < 1,5$ ”. Se tomará el siguiente valor

$$K_o = 1,4$$

Resolviendo

$$\tau_{max} = \frac{8 * 4,7 * 0,0083}{\pi * 0,0008^3} * 1,139 * 1,4 = 311,6 [MPa]$$

$$\tau_{min} = \frac{8 * 1,7 * 0,0083}{\pi * 0,0008^3} * 1,139 * 1,4 = 109,1 [MPa]$$

$$\tau_m = \frac{\tau_{max} + \tau_{min}}{2} = 210,4 [MPa]$$

$$\tau_a = \frac{\tau_{max} - \tau_{min}}{2} = 101,3 [MPa]$$

Para calcular el esfuerzo último, se tiene como material un acero de alto carbono, el alambre de piano, el cual es de los más usados.

Tabla 17. Coeficientes de acuerdo al material

**Tabla 16.2** Coeficientes usados en la ecuación (16.2) para cinco materiales de resorte. [*Engineering Guide to Spring Design*, Barnes Group, Inc., 1987.]

Material	Rango del tamaño		Exponente m	Constante, $A_p$	
	pulg	mm		ksi	MPa
Alambre de piano <sup>a</sup>	0.004–0.250	0.10–6.5	0.146	196	2 170
Revenido en aceite <sup>b</sup>	0.020–0.500	0.50–12	0.186	149	1 880
Alambre estirado duro <sup>c</sup>	0.028–0.500	0.70–12	0.192	136	1 750
Cromo vanadio <sup>d</sup>	0.032–0.437	0.80–12	0.167	169	2 000
Cromo silicona <sup>e</sup>	0.063–0.375	1.6–10	0.112	202	2 000

<sup>a</sup> Superficie lisa libre de defectos y con un acabado brillante, lustroso.  
<sup>b</sup> Superficie con cascarilla ligera de tratamiento de calor que se debe remover antes de enchapar.  
<sup>c</sup> Superficie lisa y brillante sin marcas visibles.  
<sup>d</sup> Alambre templado de calidad de aeronaval; también se obtiene recocido.  
<sup>e</sup> Templado a Rockwell C49; también se obtiene sin templar.

Fuente: HAMROCK, Bernard. Elementos de máquinas. México D.F.: McGraw-Hill ediciones, 2000. p.739. ISBN 0-256-19069-09

$$A_p = 2170 \text{ [MPa]}$$

$$m = 0,146$$

El valor del diámetro de alambre debe estar entre  $0,10 < d < 6,5$  [mm]

$$\delta_u = \frac{A_p}{d^m} = \frac{2170}{0,8^{0,146}} = 2241,86 \text{ [MPa]}$$

Se debe cumplir que

$$\delta_u \geq \tau_{max} \rightarrow \text{Cumple}$$

Ahora

$$S_{us} = 0,8 * \delta_u = 0,8 * 2241,86 = 1793,48 \text{ [MPa]}$$

$$S_{ys} = 0,4 * \delta_u = 0,4 * 2241,86 = 896,74 \text{ [MPa]}$$

$$S_{es} = \frac{K_c * K_T * S'_{es}}{K_f}$$

El límite de endurencia en corte modificado por factores y concentradores depende si la operación adicional de granallado se le realizó al resorte

$$S'_{es} = 465 \text{ MPa} \rightarrow \text{Granallado}$$

$$S'_{es} = 310 \text{ MPa} \rightarrow \text{No granallado}$$

Para este caso sí se efectuó dicho procedimiento, por tanto,  $S'_{es} = 465 \text{ MPa}$

$$K_T = 1 \rightarrow \text{Debido a que } T < 72^\circ\text{C}$$

$$K_c = 0,753 \rightarrow \text{Asumiendo confiabilidad de 99,9\%}$$

$$K_f = \frac{K_w}{K_s}$$

Factor del corte transversal

$$K_s = 1 + \frac{0,5}{C} = 1 + \frac{0,5}{10,38} = 1,048$$

Concentrador de esfuerzos

$$K_f = \frac{1,139}{1,048} = 1,087$$

Resolviendo para vida infinita

$$S_{es} = \frac{0,753 * 1 * 465}{1,087} = 322,2 \text{ [MPa]}$$

Para una vida útil de 200.000 ciclos

$$\frac{\text{Log}10(0,9 * S_{us}) - \text{Log}10(A)}{\text{Log}10(N_{ciclos}) - 3} = \frac{\text{Log}10(0,9 * S_{us}) - \text{Log}10(S_{es})}{6 - 3}$$

$$A = 468,9 \text{ [MPa]}$$

Para carga estática

$$\frac{1}{N} = \frac{\tau_m}{S_{ys}} + K_f * \frac{\tau_a}{A} = \frac{\tau_m}{896,74} + 1,087 * \frac{\tau_a}{468,9}$$

$$N = 2,1$$

Se recomienda usar un factor de seguridad N comprendido entre  $\rightarrow 1,3 < N < 2$

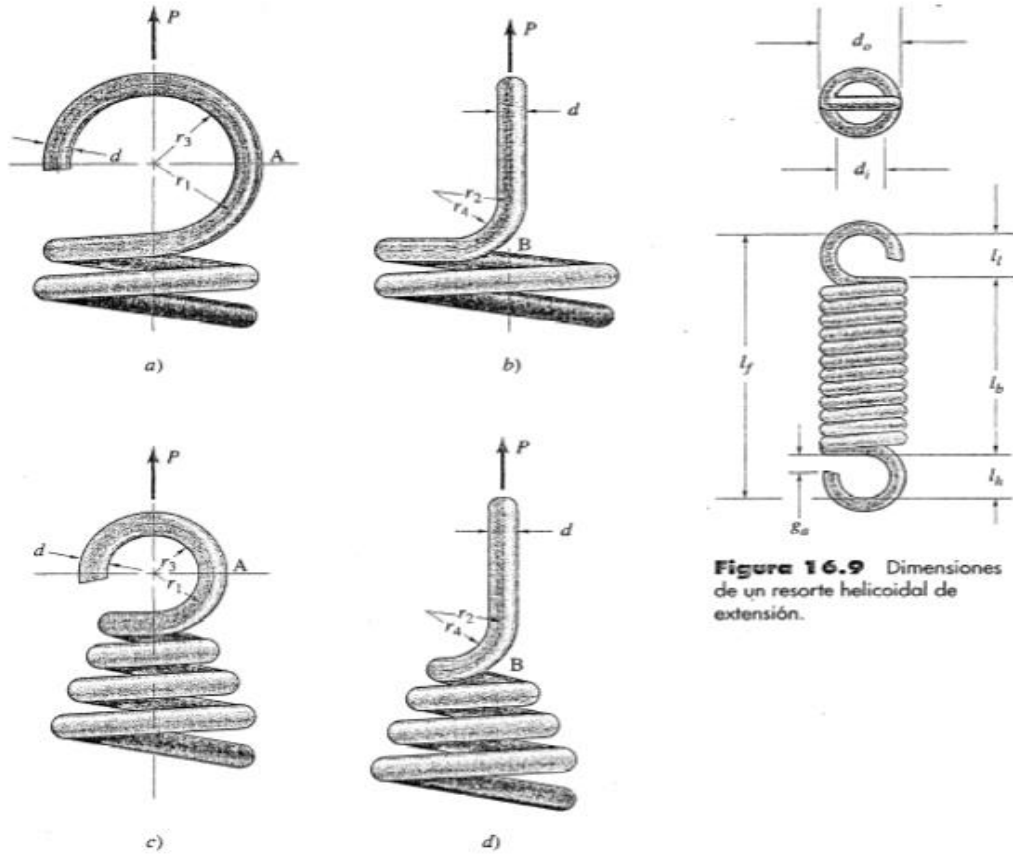
Para fatiga

$$N = \frac{S_{ys} * S_{es}}{\tau_a * (2 * S_{ys} - S_{es}) + \tau_m * S_{es}} = \frac{896,74 * 322,2}{\tau_a * (2 * 896,74 - 322,2) + \tau_m * 322,2}$$

$$N = 1,33$$

Ahora se determina la altura libre y la máxima longitud que alcanzará el resorte.

Figura 42. Dimensiones de un resorte (bis figura 51)



**Figura 16.8** Extremos para resortes de extensión.  
 a) Diseño convencional; b) vista lateral de la figura 16.8a);  
 c) diseño mejorado sobre la figura 16.8a); d) vista lateral de la figura 18.8c).

**Figura 16.9** Dimensiones de un resorte helicoidal de extensión.

Fuente: HAMROCK, Bernard. Elementos de máquinas. México D.F.: McGraw-Hill ediciones, 2000. p.756. ISBN 0-256-19069-09

En la imagen:

$$l_l = l_1$$

$$l_h = l_2$$

$$l_1 = l_2 = 8 [mm]$$

$$h_s = d * Nt = 0,8 * 30 = 24 [mm]$$

$$h_l = h_s + l_1 + l_2$$

$$h_l = 24 + 8 + 8 = 40 [mm]$$

$$l_{max} = h_l + \delta_{max}$$

$$l_{max} = 40 + 20 = 60 [mm]$$

Finalmente se lleva a cabo un chequeo del ángulo de paso de la espira

$$\tan \lambda = \frac{Paso}{\pi * D}$$

Para esto se tiene que

$$\delta_{max} = 20 [mm]$$

$$\delta_s \geq 1,2 * \delta_{max}$$

Entonces

$$\delta_s = 1,2 * 20 = 24$$

$$Paso = \frac{\delta_s}{Na} + d = \frac{24}{30} + 0,8$$

$$Paso = 1,6 [mm]$$

Resolviendo

$$\tan \lambda = \frac{1,6}{\pi * 8,3}$$

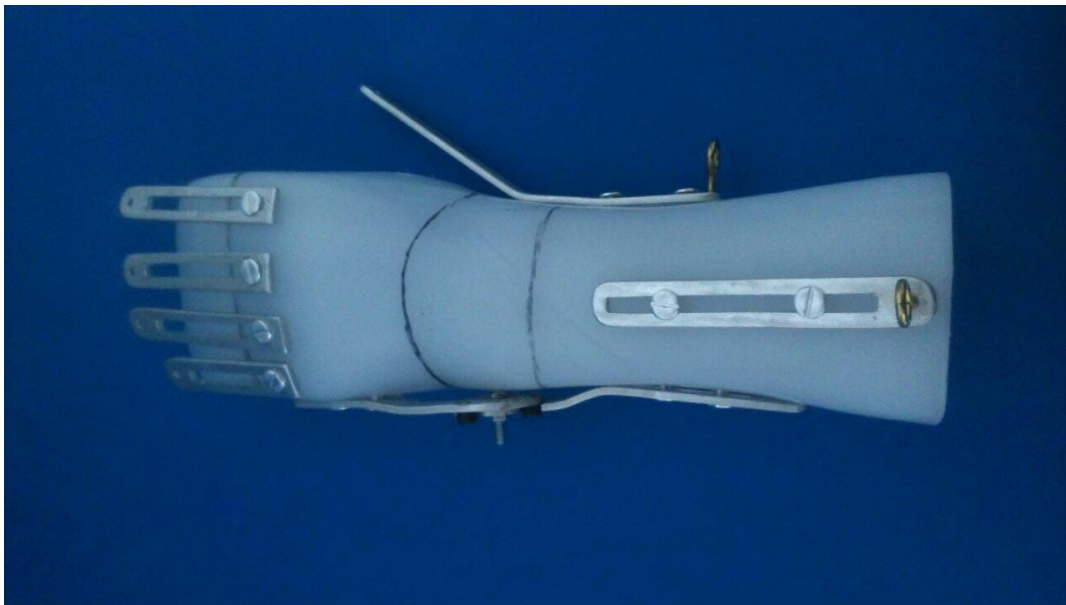
$$\lambda = 3,51^\circ$$

Recomendación  $\lambda < 12^\circ$ , por lo tanto, cumple

### 4.3.2 Ensamblaje general.

Obtenidas cada una de las piezas esenciales que componen la órtesis, se procede a hacer el ensamblaje general sobre la base, para observar si se debe realizar algún ajuste final, antes de forrar y cortar el termoplástico.

Figura 43. Proceso de ensamblaje



Fuente: Autores

Realizando ajustes finales, se procede a cortar y forrar la base antes de remachar todos los elementos, esto para evitar agravios que afecten la estética de la órtesis.

De igual forma se ajustan las cadenas, el nylon, los resortes y las punteras de los dedos sobre las guías.

Figura 44. Ensamble final



Fuente: Autores

#### **4.3.3 Primera prueba funcional.**

Con el prototipo construido y con la colaboración conjunta del paciente y el centro terapéutico donde es tratado, se realizó la primera prueba funcional, la cual tuvo como finalidad identificar factores que afecten el desempeño del prototipo.

Lo percibido por el paciente, la fisioterapeuta y los diseñadores se enumera a continuación:

- Debido a la fricción generada entre las guías y el nailon, este tiende a desgastarse rápidamente con el uso, a causa de que las guías no tienen un acabado superficial adecuado en la cavidad donde entra en contacto con él nailon, lo que conlleva a que el movimiento natural de los dedos se vea distorsionado.
- Se pudo observar que la base de la muñeca se desajustaba fácilmente con el uso, esto es debido a que el acople entre la articulación y la base no era suficientemente rígido.

Figura 45. Primera prueba funcional



Fuente: Autores

#### 4.3.4 Costos.

Se realiza un análisis detallado de costos.

##### 4.3.4.1 Costo de materiales.

Se presenta el listado de la materia prima y piezas estándar usadas para la fabricación de la órtesis dinámica.



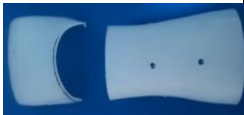
##### 4.3.4.2 Costo de manufactura.



El costo de manufactura agregó valor al costo final del prototipo funcional de la órtesis dinámica. Se buscó usar unos procesos de fabricación sencillos y sin la necesidad de una alta tecnología, que de igual manera diera como resultado unas piezas estéticamente bien presentadas con las dimensiones requeridas. Para estas operaciones fue necesario disponer de máquinas herramienta como torno, taladro, tronzadora, esmeril, pulidora e incluso instrumentos como limas, brocas, buriles, entre otros.

**4.3.4.3 Costo total de la órtesis.** Para conocer el precio neto de la total fabricación de la órtesis, se deben sumar los costos de materia prima y de manufactura.

Tabla 19. Tabla de costos

COSTOS				
COSTOS MATERIALES	Material	Cantidad	Costo	
	Materia prima			
	Lamina de aluminio de 3 [mm] de espesor	4X100 [cm]	\$ 7.500,00	
	Polietileno	30x30 [cm]	\$ 30.000,00	
	Piezas estándar			
	Tornillos	12	\$ 4.000,00	

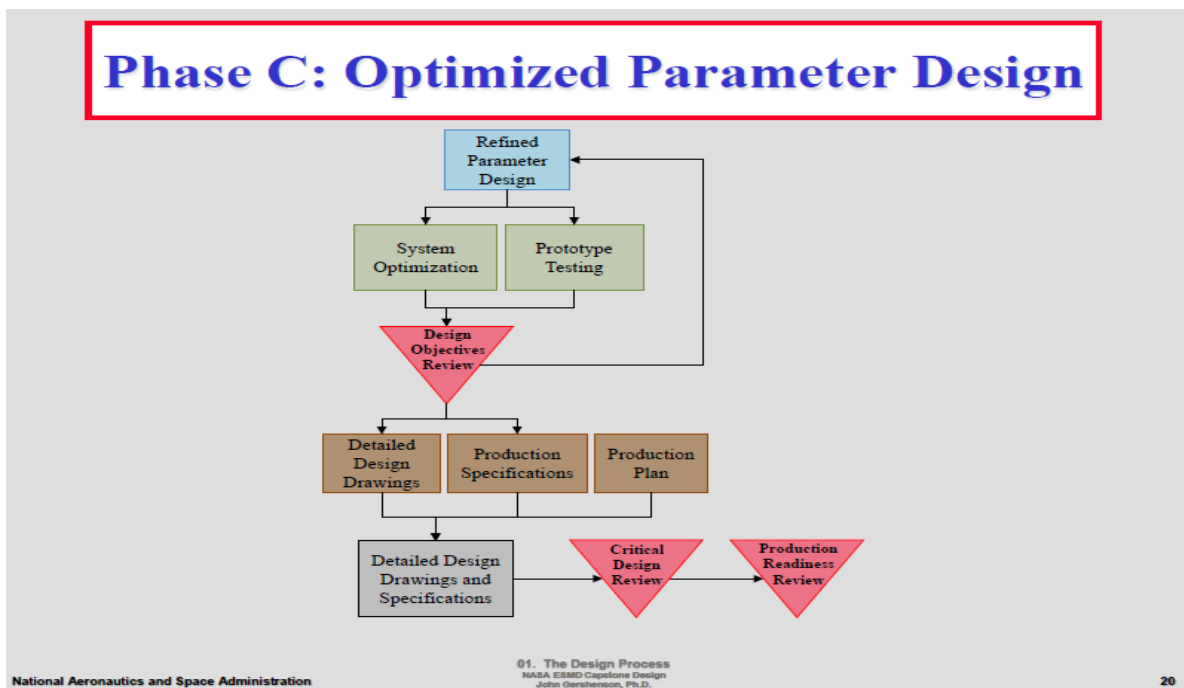
	Remaches		6		\$ 1.000,00	
	Cintas de Velcro		3		\$ 10.000,00	
	Férula stack dedo		5		\$ 35.000,00	
	Resorte de acero (alambre de piano)		2		\$ 8.000,00	
	Nylon		90 [m]		\$ 4.100,00	
	Forro		30x30 [cm]		\$ 10.000,00	
	Cadena		1 [m]		\$ 800,00	
	Argolla		1		\$ 300,00	
	Broche pico de loro		5		\$ 500,00	
	Seguro tapa nudos		10		\$ 150,00	
	Armella		2		\$ 400,00	
	<b>Total</b>				<b>\$111.750,00</b>	
<b>COSTOS MANUFACTURA</b>	<b>Pieza</b>	<b>Nombre</b>	<b>Material</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Costo unitario</b>	<b>Costo manuf.</b>
		Barra de guía para dedos	Aluminio	4	\$ 7.500,00	\$ 30.000,00
		Barra de guía para dedo pulgar	Aluminio	1	\$ 20.000,00	\$ 20.000,00
		Base	Polietileno	1	\$ 45.000,00	\$ 45.000,00
		Articulación de muñeca	Aluminio	1	\$ 83.000,00	\$ 83.000,00

						
	Barra guía principal	Aluminio	1	\$ 10.000,00	\$ 10.000,00	
<b>TOTAL</b>					\$188.000,00	
<b>COSTO TOTAL</b>						
<b>Total órtesis (Materiales + Manufactura)</b>					<b>\$ 299.750,00</b>	

Fuente: Autores

#### 4.4 FASE C.

Figura 46. Fase C



Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

Esta fase consiste en la optimización del sistema, en la cual se maximizará la calidad del prototipo y se corroborará con una segunda prueba funcional. Para finalmente obtener los planos y especificaciones finales del producto.

#### 4.4.1 Optimización.

Con base en las observaciones realizadas en la primera prueba funcional se efectuaron los ajustes necesarios para obtener un mejor desempeño de la órtesis.

- La cavidad de la guía fue lijada para eliminar rugosidades que maltrataban el nilón, de igual forma se situó cinta aislante que forra la cavidad de la guía, con el fin de evitar el contacto directo entre estos.
- Con respecto al acople entre la articulación y la base de la muñeca, se añadieron arandelas en las uniones para aumentar el ajuste de las mismas y por ende aumentar la rigidez del prototipo.

#### 4.4.2 Componentes de la órtesis dinámica.

Tabla 20. Componentes de la órtesis

Ítem	Descripción	Material
1	Base	Polietileno
2	Barra guía dedo pulgar	Aluminio
3	Barra guía dedo índice	Aluminio
4	Barra guía dedo medio	Aluminio
5	Barra guía dedo anular	Aluminio
6	Barra guía dedo meñique	Aluminio

<b>7</b>	Barra guía principal	Aluminio
<b>8</b>	Articulación de muñeca	Aluminio
<b>9</b>	Resorte primario	Acero
<b>10</b>	Resorte secundario	Acero
<b>11</b>	Ligas	Nylon
<b>12</b>	Correas de ajuste	Velcro

Fuente: Autores

#### **4.4.3 Segunda prueba funcional.**

Con los cambios efectuados sobre la órtesis se procedió a realizar la segunda prueba funcional. La cual consistió en que el paciente debía tomar con fuerza diferentes objetos usados comúnmente en sus terapias para luego intentar soltarlos, en este caso fueron un cono de cartón y una pelota de goma. Esto con el fin de evidenciar los cambios obtenidos al realizar los movimientos de flexión y extensión de la mano con y sin ayuda de la órtesis.

Se pudo observar que la órtesis tuvo un gran efecto sobre el paciente, ya que por más esfuerzo que hiciese le fue imposible soltar los objetos cuando no estaba haciendo uso de esta, por lo cual necesitó de ayuda para poder extender los dedos. Sin embargo, cuando hizo uso de la órtesis, además de facilitar la extensión de la mano, se evidencio una mayor estabilidad en el antebrazo, muñeca y dedos al realizar los movimientos solicitados por él test.

- Agarre a pelota de goma:

En el siguiente registro fotográfico se evidencian las diferencias en el agarre de la pelota de goma, al realizar los movimientos sin y con la órtesis.

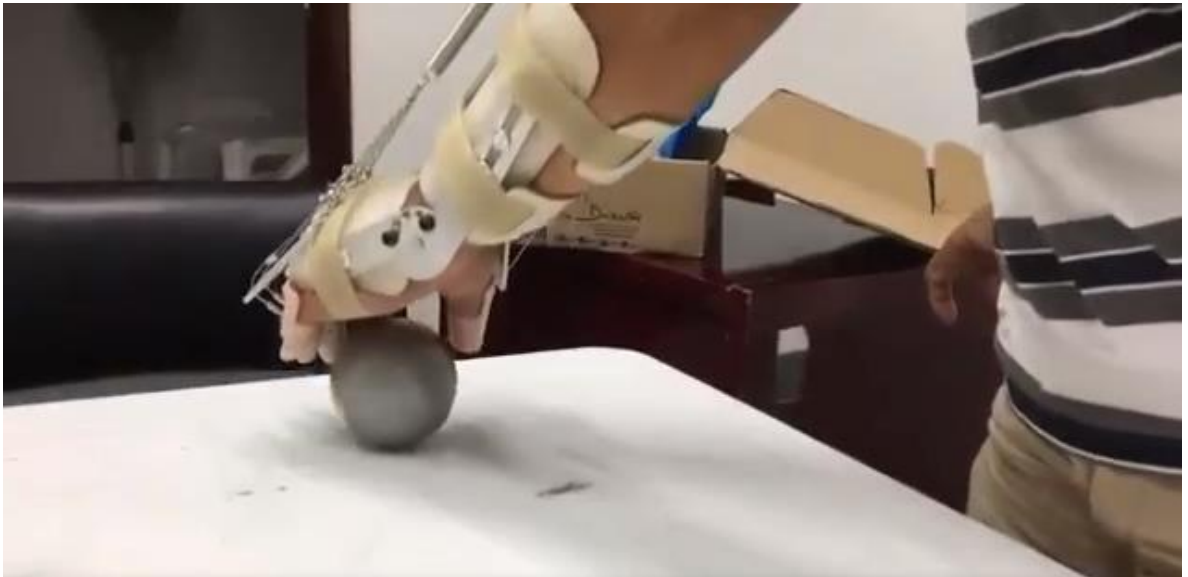
Figura 47. Agarre pelota sin órtesis



Fuente: Autores

En las anteriores imágenes se puede observar cómo le es imposible al paciente soltar el objeto luego de realizar el agarre.

Figura 48. Agarre pelota con órtesis



Fuente: Autores

Con el uso de la órtesis, además de mayor estabilidad al realizar el agarre de la pelota, le fue posible soltarla sin ningún problema.

- Agarre a cono de cartón:

En el siguiente registro fotográfico se evidencian las diferencias en el agarre del cono de cartón, al realizar los movimientos sin y con la órtesis.

Figura 49. Agarre de un cono sin órtesis



Fuente: Autores

Se pudo observar que al paciente se le dificultó realizar el agarre al cono por la geometría y el material de este, por ende, solicitó de ayuda tanto para tomarlo como para soltarlo.

Figura 50. Agarre de un cono con órtesis



Fuente: Autores.

Con el uso de la órtesis, el agarre al cono fue más fácil para el paciente, aunque al momento de soltarlo se notó una mayor dificultad para él, solicitando de esta forma ayuda externa para poder completar el movimiento.

#### **4.4.4 Mantenimiento básico de la órtesis.**

##### **4.4.4.1 Mantenimiento básico de la órtesis.**

La órtesis de mano dinámica no es un dispositivo que necesite de un mantenimiento riguroso como sería el caso de una máquina industrial, sin embargo, es necesario realizar ciertos procedimientos para mantenerla en óptimas condiciones.

##### **4.4.4.2 Mantenimiento correctivo.**

En caso de que se presenten componentes rotos o defectuosos en el dispositivo, se debe suspender el uso del mismo y reemplazar las piezas dañadas.

Los componentes que pueden sufrir más desgaste son las correas de sujeción, los resortes y el nylon que actúa como unión entre el resorte y los dedos.

##### **4.4.4.3 Mantenimiento preventivo.**

Se debe hacer una inspección visual cada vez que se vaya a usar la órtesis, esto con el fin de detectar fallos en los componentes o imperfecciones en la órtesis.

Es importante realizar una limpieza completa de la órtesis una vez a la semana, con el fin de evitar la acumulación de suciedad, ya sea por agentes externos o por la misma sudoración del paciente.

En el caso de la base de polipropileno y las férulas stack de los dedos, se deben limpiar cuidadosamente con agua y jabón.

Las piezas hechas de aluminio se deben limpiar solamente con agua, ya que el jabón contiene químicos que las pueden dañar.

Todas las partes que hayan sido limpiadas se deben secar completamente con el fin de evitar residuos de agua que las deterioren, por último, cuando se vaya a utilizar la órtesis, se debe verificar que los tornillos y remaches estén bien ajustados, ya que esto garantiza un correcto funcionamiento de todos los componentes del dispositivo.

#### **4.4.5 Observaciones.**

Con el desarrollo de este proyecto pudimos corroborar la gran falta de investigación y de inversión en dispositivos como el diseñado. Durante la ejecución del diseño metodológico, fue complicado obtener información veraz y confiable acerca del diseño de estos dispositivos, de la misma manera, fue complicado localizar un sitio especializado en el diseño y manufactura de prótesis y órtesis, que estuviera dispuesto a colaborar en la manufactura de los mecanismos y guías de nuestro diseño. Esto fue debido a que la mayoría de esos lugares se especializan en el diseño de órtesis estáticas y de simple complejidad.

Por ende, pudimos concluir que es de gran importancia avanzar en la investigación de dispositivos como estos, puesto que su única finalidad, es la de beneficiar personas con diferentes incapacidades, las cuales dificultan el desarrollo de actividades cotidianas, como en nuestro caso, el hecho de no poder tener un control adecuado del miembro superior del cuerpo. Del mismo modo, al haber un avance científico en nuestro país con respecto a estos dispositivos, el costo de estos mismos se minimizaría considerablemente, siendo accesibles para cualquier persona que no cuenta con elevados recursos económicos, pues este es uno de los mayores problemas, por los cuales no se hace uso de estos dispositivos en terapias de rehabilitación.

Al haberse tratado nuestro proyecto del diseño y construcción de un prototipo funcional, obtuvimos la siguiente recomendación, es de gran importancia mejorar el proceso de manufactura de la órtesis dinámica, pues no fue un proceso secuencial, por lo que no hubo un orden estricto en cada fase de la manufactura de la órtesis. Esto sería primordial si se quisiera producir un producto como este en masa para poderlo comercializar.

Examinando el ámbito mercantil, habría una gran viabilidad en llegar a comercializar este producto, puesto que en Bucaramanga no encontramos un lugar en donde se produjeran y comercializaran órtesis dinámicas. Importarlas tendría un costo demasiado elevado.

A lo largo del desarrollo del proyecto se evidenciaron los altos costos que presentan los elementos protésicos que se encuentran actualmente en el mercado. Esto se debe a que la mayoría son importados y no hay alguna empresa dedicada a la fabricación de dichos elementos en la región, lo que incrementa su valor.

Teniendo como guía la metodología NASA ESMD Capstone design, se obtuvo como resultado del proceso de diseño un prototipo funcional, que cumple los requerimientos de diseño planteados.

En el diseño se tuvo especial cuidado en usar piezas estándar y de fácil fabricación que se encontraban disponibles en la industria local con el fin de facilitar el cambio o reparación de estas, las órtesis presentes en el mercado utilizan elementos que sólo se consiguen en algunas páginas web y están diseñadas para que ésta solo sea compatible con las piezas del fabricante, además de poseer un costo elevado debido a que para comprar las partes es necesario importarlas.

En contraste con el diseño del proyecto, no se encontraron en el mercado órtesis que tengan todas las características que presenta el prototipo, la fase de diseño se centró en recopilar las mejores características de los productos presentes en el mercado para implementarlas en el dispositivo.

#### **4.4.6 Observaciones del paciente.**

Mediante una encuesta de satisfacción realizada al paciente de espasticidad, podemos recalcar en primer instante que el usuario no cuenta el acceso a un dispositivo como este, debido a que es muy complicado conseguirlo en el mercado y el costo es muy elevado. Según el paciente, el dispositivo cumplió el propósito de facilitar el proceso de rehabilitación del miembro superior y estéticamente buen aspecto. Finalmente, según la opinión del paciente, es importante mejorar la forma en que se adecua la órtesis al tamaño de los dedos de cada paciente para que sea más satisfactorio su uso.

## 5. CONCLUSIONES

- La órtesis diseñada le permitió al paciente, quien sufre de parálisis en el lado izquierdo del cuerpo ocasionado por la hemiparesia espástica debido a un ACV, mantener una extensión en los dedos de la mano afectada y realizar agarres esféricos y cilíndricos, con la sujeción y liberación del objeto, que no es capaz de hacer por sí mismo.
- A diferencia de otras órtesis dinámicas de mano con características similares a la diseñada, cuyos costos son elevados y oscilan en valores de entre \$ 600.000 y \$ 1.000.000, el prototipo realizado en el proyecto se logró fabricar con un valor neto de \$ 299.750, lo que resalta la gran diferencia que puede haber si se utilizan materiales y piezas estándar y de fácil fabricación, además son muy escasas las órtesis del mercado actual que cuentan con todas las características que posee el diseño del proyecto. Cabe señalar que no se está teniendo en cuenta el costo intelectual, el cual es criterio de los diseñadores y que para este caso se ha fijado en \$700.250, es decir, el valor total de la órtesis quedaría en \$ 1.000.000. Si bien es cierto que este valor sería superior al de algunas órtesis del mercado, hay que tener en cuenta que dichos dispositivos son fabricados en serie, por lo tanto, su costo de producción disminuye considerablemente en comparación con el prototipo diseñado del cual solo existe una única unidad.
- El prototipo posee un diseño con ajuste de dimensiones en cuanto a las distancias entre la sección de la mano y muñeca de la órtesis, así como también la longitud de las barras de los dedos, posee un mecanismo de ajuste del ángulo de inclinación de la muñeca que permite adaptarse a diferentes personas con diferentes niveles de afectación en la mano de la enfermedad estudiada, además

el mecanismo de resortes es muy versátil, ya que es posible cambiar el resorte de acuerdo al nivel de espasticidad de la persona.

- El diseño sencillo y la implementación de piezas estándar en el prototipo facilita el mantenimiento de la órtesis, el montaje y desmontaje de las partes puede ser realizado por cualquier persona.
- La estética de la órtesis diseñada es un elemento diferenciador del dispositivo, en comparación con otros productos, el prototipo no posee elementos muy grandes y que sobresalgan mucho sobre la mano, lo cual facilita su movimiento, la hace más ligera y es más cómoda para el paciente a la hora de utilizarla. Uno de los puntos clave en el diseño de estos dispositivos es que el paciente se sienta bien utilizando el dispositivo tanto mental como físicamente ya que esto influye de gran manera en su rehabilitación.

## BIBLIOGRAFÍA

AGREDO, Carolina y BEDOYA, Juana. Validación escala de Ashworth modificada. [En línea]. Cali: Universidad del Valle. 2014. (Recuperado el 2 de abril 2017.) Disponible en <http://www.fcs.uner.edu.ar/libros/archivos/articulos/Escala%20ashworth.pdf>

ARCE, Carlos. Órtesis de miembros superiores. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://www.ortopedialopez.com/tienda/ferulas-de-muneca/ferulas-dinamicas-de-miembro-superior/>

ARIAS LÓPEZ, Luz Amparo. Biomecánica y patrones funcionales de la mano. Artículo investigativo. Universidad Nacional de Colombia. 2012. [Citado el 13 de septiembre de 2017].

BINVIGNAT, Octavio. Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos. Artículo investigativo. Universidad Autónoma de Chile. 2012. (Recuperado el 22 de noviembre 2017).

BOLAÑOS JIMÉNEZ, Rodrigo, *et al.* Espasticidad, conceptos fisiológicos y fisiopatológicos aplicados a la clínica. México: Laboratorio de Neurociencias y Biotecnología, Universidad Panamericana. 2011.

DEL VALLE PONSATI, Elena; RUBÉN CORRAO, Héctor. Órtesis y prótesis. Disponible en <http://kinesiouba.com.ar/wp-content/uploads/2014/07/MATERIALES.pdf>

GARCÍA DIEZ, E. Fisioterapia de la espasticidad: técnicas y métodos. Zaragoza: Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud de Zaragoza, 2014.

GERSHENSON, Jhon. NASA ESMD CAPSTONE DESIGN. [en línea]. Disponible en <http://www.nasacapstonedesign.mtu.edu/Overview.html>

GODINES MORADO, Isaac. Arcos y ángulos de movimiento. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/pedroespinoso106/52756563-angulosyarcosdemovimiento>

HAMROCK, Bernard. Elementos de máquinas. México D.F.: McGraw-Hill ediciones, 2000. p.738. ISBN 0-256-19069-09

INSTITUTO NACIONAL DE SALUD. Mortalidad 1998-2011 y situación de salud en los municipios de frontera terrestre en Colombia. Bogotá: INS, 2013. 237p. Disponible en <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/IA/INS/Segundo%20informe%20ONS.pdf>

KAPANJI, A.I. Fisiología Articular: esquemas comentados de mecánica humana. 6 ed. Madrid: Médica Panamericana, 2006. ISBN 84-9835-002-6

LINERO CUETO, Gary Job, GUERRA TORO, Carlos Fabián. Músculos de la mano. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: <http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/ova/mod/resource/view.php?inpopup=true&id=618>

MOORE, Keith L; DAILEY, Arthur F; AGUR, Anne M.R. Anatomía con orientación clínica. 7 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2013. ISBN 978-1-4511-8447-1

RUEDA GONZÁLES, Oscar Mauricio. Artefacto para el favorecimiento de la actividad alimentaria en la población infantil con espasticidad manual originada por la parálisis cerebral. [Base de datos en línea] Proyecto de grado para optar por el título de Diseñador Industrial. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Diseño Industrial, 2016. [Citado el 2 de mayo de 2017].

SERRANO RUIZ, Claudia Patricia. Guía basada en la evidencia clínica para el manejo fisioterapéutico de la enfermedad cerebrovascular EVC. En: Guías de intervención fisioterapéutica. Bucaramanga: UIS, 2010, p.28.

STROKE ASSOCIATION. Physical effects of stroke. [En línea]. [Citado el 13 de septiembre de 2017]. Disponible en: [http://www.texasheart.org/HIC/Topics\\_Esp/Cond/strok\\_sp.cfm](http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Cond/strok_sp.cfm)

TECGLEN GARCÍA, Claudia, *et al.* Guía para las personas que conviven con las Espasticidad. Universidad Nacional de Educación a Distancia. Madrid: Librería UNED, 2014.

VAN DEN BERG, Emma. Design of a wrist orthosis for chronic stroke patients. The Netherlands: University of Twente, December 30th, 2014.

XÉNARD, J. Ortesis de la mano. Enciclopedia Médico-Quirúrgica. Disponible en <https://es.slideshare.net/normaobaid/ortesis-de-man>