

4-12-2013

Diseño e implementación de una ortesis para la prevención y tratamiento del síndrome del túnel del carpo

Karen Edilma Garzón Cruz
Universidad de La Salle, Bogotá

Follow this and additional works at: https://ciencia.lasalle.edu.co/ing_automatizacion

Citación recomendada

Garzón Cruz, K. E. (2013). Diseño e implementación de una ortesis para la prevención y tratamiento del síndrome del túnel del carpo. Retrieved from https://ciencia.lasalle.edu.co/ing_automatizacion/220

This Trabajo de grado - Pregrado is brought to you for free and open access by the Facultad de Ingeniería at Ciencia Unisalle. It has been accepted for inclusion in Ingeniería en Automatización by an authorized administrator of Ciencia Unisalle. For more information, please contact ciencia@lasalle.edu.co.



Diseño e implementación de una ortesis para la prevención y tratamiento del
síndrome del túnel del carpo

Karen Edilma Garzón Cruz

Trabajo de Grado

José Luis Rubiano
Ingeniero Mecánico

Universidad de La Salle
Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica
Bogotá
2013



PDF
Complete

*Your complimentary
use period has ended.
Thank you for using
PDF Complete.*

[Click Here to upgrade to
Unlimited Pages and Expanded Features](#)

Nota de aceptación:

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Bogotá, 12 de Abril de 2013

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN	1
1. MARCO TEORICO	2
1.1 SÍNDROME DEL TÚNEL DEL CARPO	2
1.1.1 Fisiopatología	2
1.1.2 Qué conduce al síndrome del túnel del carpo	3
1.1.3 Tratamiento del síndrome del túnel del carpo	4
1.2 MORFOLOGIA	4
1.2.1 Mano	4
1.2.1.1 Carpo, metacarpo y falanges	5
1.2.1.2 Carpo	5
1.2.1.3 Metacarpo	5
1.2.2. Muñeca	6
1.2.3 El pulgar	6
1.3 BIOMECÁNICA	7
1.3.1 Rangos normales de movimiento del antebrazo y la muñeca	7
1.3.1.1 Flexión de la muñeca	7
1.3.1.2 Extensión de la muñeca	8

1.3.1.3	Inclinación radial o abducción de la muñeca	8
1.3.1.4	Inclinación cubital o aducción de la muñeca	9
1.4	COMPONENTES PROPUESTO PARA EL DISEÑO DE ORTESIS	9
1.4.1	Materiales	9
1.4.1.1	Material 1: PVC (Policloruro de Vinilo)	9
1.4.1.2	Material 2: Nylon 6.6.	9
1.4.1.3	Material 3: Acero inoxidable AISI 304	9
1.4.2	Actuadores	10
1.4.2.1	Servomotor	10
1.4.2.2	Motores paso a paso	12
1.4.3	Sensores propuestos	13
1.4.3.1	Sensor inductivo de ángulo	13
1.4.3.2	Encoders	13
1.4.3.3	Potenciómetro inmerso en un servomotor	14
1.4.4	Sistema de control	14
1.4.4.1	Microcontrolador PIC16F628A	14
1.4.4.2	Microcontrolador PIC16F84A	15
1.4.4.3	Microcontroladores Freescale	15
1.5	ALTERNATIVAS EXISTENTES PARA TRATAR Y PREVENIR EL SINDROME DEL TUNEL DEL CARPO	15

1.5.1 Carp-X	15
1.5.2 CarpaL Support	16
1.5.3 Ortesis con articulación tamarack en muñeca	16
1.5.4 Ortesis para tratamiento y prevención del síndrome del túnel del carpo	17
2. DISEÑO DE LA ORTESIS	18
2.1 PARÁMETROS DE DISEÑO	18
2.1.1 Definición de ángulos	18
2.1.2 Selección de las longitudes de los segmentos corporales de la mano derecha	20
2.1.2.1 Antropometría de la mano	20
2.1.2.2 Obtención de datos experimentales: medias estándar	21
2.1.3 Subsistemas requeridos para el diseño de la ortesis	22
2.1.3.1 Sistema mecánico	22
2.1.3.2 Sistema de accionamiento	23
2.1.3.2 Control y sensórica	23
2.2 SELECCIÓN DE ALTERNATIVA	23
2.2.1 Partes principales de la ortesis	23
2.2.2 Definición de las dimensiones de la ortesis	25
3. SUBSISTEMA MECANICO	27

3.1 ANÁLISIS DE FUERZAS	27
3.1.1 Selección del material	27
3.1.2 Peso de la mano y la ortesis	27
3.1.2.1 Peso de la mano derecha	27
3.1.2.2 Pesos de los soportes	30
3.1.2.3 Peso total del sistema	32
3.2 RESISTENCIA DEL MATERIAL	32
3.2.1 Análisis de esfuerzos	32
3.2.1.1 Tensión de von mises	34
4. SISTEMA DE ACCIONAMIENTO	44
4.1 TORQUE Y POTENCIA	44
4.2 SELECCIÓN DEL ACTUADOR	48
5. SISTEMA DE CONTROL Y SENSÓRICA	51
5.1 POSICIONAMIENTO DE UN SERVOMOTOR	51
5.1.2 Secuencia de movimientos de la ortesis	54
5.3 SELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR	55
5.4 DISEÑO DE TARJETA DE CONTROL	56
5.4.1 Componentes	56

5.4.2 <i>Control de los Servomotores</i>	56
5.5 <i>DIAGRAMA DE FUJO DE LA PROGRAMACION DEL PIC</i>	59
6. <i>CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO</i>	62
6.1 <i>PARTES DEL PROTOTIPO</i>	62
6.1.1 <i>Partes mecanizadas para el diseño ergonómico</i>	62
6.1.2 <i>Sistema de transmisión</i>	62
6.1.3 <i>Actuadores</i>	62
6.1.4 <i>Circuito electrónico</i>	62
6.2 <i>PROCESO DE CONSTRUCCIÓN</i>	62
6.2.1 <i>Diseño de piezas</i>	62
6.2.2 <i>Maquinado de piezas</i>	64
6.2.3 <i>Acople del diseño con los actuadores</i>	64
6.2.4 <i>Diseño del sistema de control</i>	65
7. <i>RELIZACIÓN DE ENSAYOS</i>	59
8. <i>RESULTADOS</i>	61
9. <i>CONCLUSIONES</i>	62
10. <i>RECOMENDACIONES</i>	64
BIBLIOGRAFIA	
ANEXOS	

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Ángulos de rotación para diferentes segmentos de la mano derecha.

Tabla 2. Dimensiones principales de la mano.

Tabla 3. Datos Experimentales de las longitudes de mano derecha.

Tabla 4. Nombre de los segmentos de la ortesis.

Tabla 5. Dimensiones diseño final de la Ortesis.

Tabla 6. Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.

Tabla 7. Pesos de los segmentos corporales de la mano.

Tabla 8. Masa y pesos de los soportes.

Tabla 9. Pesos totales del sistema.

Tabla 10. Propiedades del acero inoxidable AISI 304.

Tabla 11. Datos de la fuerza, el torque y la potencia de los soportes de la ortesis.

Tabla 12. Características de servomotores seleccionados

Tabla 13. *Tiempos de duración de los impulsos*

Tabla 14. *Secuencia de movimientos implementos en el dispositivo.*

Tabla 15. Nombre de los segmentos de la ortesis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ubicación del túnel carpiano.

Figura 2. Morfología de la mano.

Figura 3. Movimiento de oposición del pulgar.

Figura 4. Espacios de Trabajo de la mano y el antebrazo.

Figura 5. Servomotor.

Figura 6. Posicionamiento de un servomotor.

Figura 7. Motor paso a paso.

Figura 8. Ortesis CARP-X.

Figura 9. Carpal Support, Muñequera para sujetar el carpo.

Figura 10. Ortesis Tamarak.

Figura 11. Ortesis Síndrome Túnel del Carpo.

Figura 12. Flexión y extensión de la muñeca de la mano derecha.

Figura 13. Flexión de los dedos de la mano derecha.

Figura 14. Flexión del dedo pulgar mano derecha.

Figura 15. Variables dimensiones mano derecha.

Figura 16. Palma de la mano derecha especificando variables para toma de medidas estándar.

Figura 17. Partes que conforman la ortesis.

Figura 18. Palma de la mano derecha especificando las medidas estándar para el diseño final de la Ortesis.

Figura 19. Dimensiones antropométricas y pesos de los segmentos corporales.

Figura 20. Masas de los segmentos.

Figura 21. Datos de entrada en ALGOR

Figura 22. Proceso de enmallado en Algor Soporte S1

Figura 23. Figura 23. Análisis en Algor Soporte S1. Von Mises.

Figura 24. Proceso de enmallado en Algor Soporte 2.

Figura 25. Análisis en Algor Soporte S2. Von Mises.

Figura 26. Proceso de enmallado en Algor Soporte S3.

Figura 27. Análisis en Algor Soporte S3. Von Mises.

Figura 28. Proceso de enmallado en Algor Conjunto S4

Figura 29. Análisis en Algor Conjunto Von Mises soporte S4.

Figura 30. Análisis en Algor Soporte S1. Desplazamiento.

Figura 31. Análisis en Algor Soporte S2. Desplazamiento.

Figura 32. Análisis en Algor Soporte S3. Desplazamiento.

Figura 33. Análisis en Algor Soporte S4. Desplazamiento.

Figura 34. Dimensiones del soporte S1.

Figura 35. Dimensiones del soporte S2.

Figura 36. Dimensiones del soporte S3

Figura 37. Dimensiones del conjunto de dedos y palma

Figura 38. Servomotor Futaba.

Figura 39. Tiempo de duración del impulso y dirección obtenida del actuador para la posición inicial.

Figura 40. Tiempo de duración del impulso y dirección obtenida del actuador para la posición 1.

Figura 41. Tiempo de duración del impulso y dirección obtenida del actuador para la posición .

Figura 42. Tiempo de duración del impulso y dirección obtenida del actuador para la posición .

Figura 43. Diagrama de pines del pic16f628a.

Figura 44. Diagrama del sistema para el microcontrolador implementado en la Ortesis para tratar y prevenir el STP.

Figura 45. Circuito de control para servomotor.

Figura 46. Circuito de control para servomotor utilizando un Pic16f628A.

Figura 47. Diagrama de flujo, posición neutra del prototipo.

Figura 48. Diagrama de flujo, comportamiento de los servomotores

Figura 49. Rutinas de ejercicios.

Figura 50. Partes que conforman la ortesis.

Figura 51. Conjunto de piezas del ortesis

Figura 52. Ortesis para tratar y prevenir el STC, posición inicial.

Figura 53. Ortesis para tratar y prevenir el STC, movimiento de soporte S1.



PDF
Complete

*Your complimentary
use period has ended.
Thank you for using
PDF Complete.*

[Click Here to upgrade to
Unlimited Pages and Expanded Features](#)

Figura 54. Ortesis para tratar y prevenir el STC, movimiento de soporte S3.

Figura 55. Ortesis para tratar y prevenir el STC, movimiento de soporte S4.



*Your complimentary
use period has ended.
Thank you for using
PDF Complete.*

[Click Here to upgrade to
Unlimited Pages and Expanded Features](#)

LISTA DE ANEXOS

Anexo A. Ángulos de rotación.

Anexo B. Dimensiones mano.

Anexo C. Código de programación para el movimiento de un Servomotor.

Anexo D. Planos



GLOSARIO

ORTESIS: dispositivo o aparato externo que se utiliza para sostener, alinear o prevenir deformidades, o mejorar la función de partes móviles del cuerpo.

CARPO: Está formada por ocho huesos cortos, articulados entre sí, los cuales se pueden dividir en dos filas para su mejor estudio: una fila posterior más proximal y una fila anterior más distal.

TUNEL DEL CARPO: túnel estrecho en la muñeca formado por ligamentos y huesos.

BIOMECÁNICA: es una área de conocimiento interdisciplinaria que estudia los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento (incluyendo el estático) de los seres vivos.

ABDUCCIÓN: movimiento de un miembro o un segmento del miembro al separarse de la línea media del cuerpo. En la mano y en el pie, la línea media empleada como referencia para los dedos es aquella que discurre a lo largo del dedo medio de la mano y del dedo medio del pie, respectivamente.

ADUCCIÓN: es un movimiento por el que una parte del cuerpo se aproxima al plano de simetría sagital o al plano medio del cuerpo.

RETINACULO: Brazaletes membranosos que impide que los tendones, al contraerse sus músculos, deformen la superficie del brazo o de la pierna y pierdan eficacia; como el retináculo de los músculos flexores de la mano y el retináculo de los músculos extensores de la mano, ambos a nivel de la muñeca.

FISIOPATOLOGÍA: es el estudio de los procesos patológicos (enfermedades), físicos y químicos que tienen lugar en los organismos vivos durante la realización de sus funciones vitales.

CIRCUNDUCCIÓN: Movimiento circular de un miembro o parte del mismo alrededor de un eje formado por la articulación sobre la que rota



PDF
Complete

*Your complimentary
use period has ended.
Thank you for using
PDF Complete.*

[Click Here to upgrade to
Unlimited Pages and Expanded Features](#)

RESUMEN

Este documento presenta el diseño e implementación de un prototipo de ortesis para tratar y prevenir el síndrome del túnel del carpo (STC). Esta enfermedad la padece o la puede llegar a padecer gran parte la población, especialmente mujeres mayores de 25 años, que usan las manos en acciones repetitivas. Se diseña el dispositivo basado en la patología de la enfermedad y en la anatomía los segmentos corporales de la mano derecha, obteniendo un mecanismo de cuatro piezas, tres de ellas móviles, en donde se le implementaron secuencias de ejercicios que son necesarias para prevenir y tratar la enfermedad. Las piezas del prototipo se mecanizan en lámina de acero inoxidable AISI 304. Para los movimientos de la ortesis, se instalaron 4 servomotores acoplados a cada uno de los segmentos móviles del dispositivo. Los servomotores son controlados por medio de un microcontrolador PIC16F628A, en donde se programa cuatro secuencias de movimiento, accionadas por sus respectivos pulsadores. El dispositivo está enfocado a complementar los tratamientos dirigidos por fisioterapeutas.

INTRODUCCIÓN

En un mundo globalizado, donde las tecnologías emergentes hacen cada vez más prolijo el uso de las manos en acciones repetitivas, se pueden generar problemas como el síndrome del túnel del carpo (STC). Esta situación, conduce a la necesidad de prevenir y tratar tales patologías por medio de un dispositivo automatizado. Para encontrar una solución adecuada a este problema, se ha consultado con especialistas en medicina que avalaron la ejecución del proyecto para el diseño de una ortesis, en pro del tratamiento y prevención del síndrome del túnel carpiano.

La metodología a seguir, consta inicialmente con la investigación a fondo del STC y después, conocer las alternativas existentes, para tratar y prevenir la enfermedad. El siguiente paso, es investigar la anatomía y las dimensiones de los segmentos de corporales de la mano; con base en esta información, se realiza el diseño del prototipo, teniendo en cuenta el material adecuado para la construcción. Después se realiza la búsqueda y selección del actuador ideal, para lograr que el dispositivo, alcance los movimientos los angulares deseados.

El STC es una patología que afecta inicialmente a la mano dominante y es provocada por una presión sobre el nervio mediano a nivel de la muñeca, esto provoca síntomas como adormecimiento, dolor y hormigueos (especialmente en los dedos pulgar, índice, corazón y mitad del anular). Los síntomas pueden aparecer con actividades como el uso excesivo de los periféricos computacionales como el mouse, el teclado y otras actividades que vinculen el uso constante de la mano como conducir, escribir o barrer.

A partir de la necesidad de prevención del STC, para evitar lesiones incapacitantes a nivel de las manos, se requiere de fisioterapias dirigidas y recurrentes sobre las áreas afectadas, por medio del empleo de un dispositivo automatizado que no requiera la presencia permanente de un fisioterapeuta o un médico para su uso. Solo sería requerida la presencia de alguno de estos profesionales, cuando se haga una evaluación sobre el avance del tratamiento, con el empleo del equipo automatizado. Se diseña el dispositivo acorde a las dimensiones y la anatomía de la mano y se logra, por medio de un sistema electrónico, que el dispositivo tenga movimiento de los diferentes segmentos, para realizar ejercicios enfocados a prevenir y a tratar la enfermedad.

1. MARCO TEORICO

1.1 SÍNDROME DEL TÚNEL DEL CARPO

El síndrome del túnel carpiano (STC) es una enfermedad que afecta la mano dominante de personas que realizan tareas repetitivas con la misma.

Es una dolencia provocada por la inflamación y la presión en el interior del túnel del carpo, formado por huesos (huesos del carpo) y un ligamento (ligamento carpiano transversal) en la muñeca. Por el túnel carpiano discurren diversos tendones y el nervio mediano. Los síntomas de este síndrome se deben a la compresión del mencionado nervio (Torpy, Lynn & Golub, 2011).

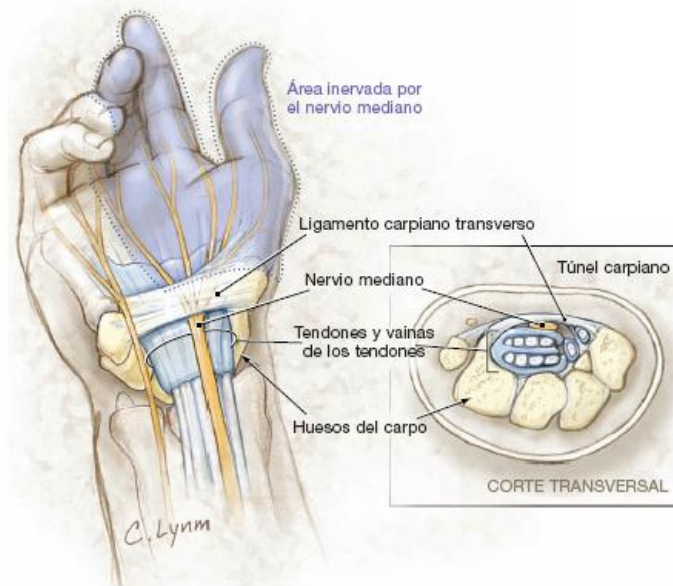
1.1.1 Fisiopatología. Es muy importante tener en cuenta la fisiopatología del STC, ya esta se encarga del estudio del proceso de las patologías o enfermedades a nivel químico y físico.

El carpo tiene un contorno óseo cóncavo en su superficie flexora y está cubierto por el retináculo flexor. Esta estructura forma las paredes y el piso del túnel del carpo y la porción rígida del retináculo flexor forma el techo. El retináculo flexor o ligamento carpal transversal se inserta en el tubérculo del escafoides y el pisiforme (túnel del carpo proximal), y en el tubérculo del trapecio y el aspectocubital del gancho (túnel del carpo distal). El espesor del retináculo flexor es de 1,5 mm y su longitud de 21,7 mm en promedio. Proximalmente, el retináculo flexor es una continuación de la fascia anterior del antebrazo y distalmente se une a las fibras de la fascia medio palmar (Ver Figura 1) (Quintero, Lubinus & Mantilla, 2006).

El túnel carpiano es un túnel angosto que es formado por huesos y otros tejidos de la muñeca. Este túnel protege el nervio mediano. El nervio mediano da la sensación en el dedo pulgar, índice, mediano y anular. Pero cuando otros tejidos, tales como ligamentos y tendones, en el túnel carpiano se hinchan o inflaman éstos presionan el nervio mediano. Esa presión puede hacer que parte de la mano duela o se sienta entumecida. En términos sencillos, responde a un engrosamiento fibroso del ligamento existente en la cara palmar de las muñecas, en la zona llamada túnel del carpo, el cual comprime las estructuras anatómicas que están entre él y los

huesos; como tendones, nervios y vasos sanguíneos, ocasionando dolor y adormecimiento (Quintero et al., 2006).

Figura 1. Ubicación del túnel carpiano.



Fuente: <http://jama.ama-assn.org>

1.1.2 Qué conduce al síndrome del túnel del carpo. Este síndrome se produce como consecuencia de la generación de una carga puntual en las manos y los brazos, junto con la falta de ergonomía en los dispositivos, generándose la aparición de un comportamiento anómalo en el desempeño de las extremidades superiores, comprometiendo la parte concerniente al antebrazo y la mano. Los síntomas pueden aparecer con actividades como el uso excesivo de actividades que requieran los mismos movimientos una y otra vez.

El STC afecta principalmente a personas entre la cuarta y la sexta década de la vida y predomina en mujeres, usualmente afectando inicialmente la mano dominante. El síndrome del túnel del carpo también está asociado con otras anomalías. Puede ser por causa de una lesión en la muñeca tal como una fractura, también la pueden padecer aquellas personas con condiciones de alcoholismo o que posean enfermedades tales como diabetes, artritis reumatoide, diabetes mellitus o enfermedad tiroidea.

El síndrome del túnel carpiano es común durante los últimos meses de embarazo y por la retención excesiva de líquidos en este periodo, aunque existen otros factores relacionados con su aparición como la obesidad y el factor ocupacional. Este último grupo típicamente corresponde a trabajadores industriales, que desarrollan síntomas en relación a movimientos repetitivos durante el trabajo. Las personas que tienen riesgo incluyen aquellos que usan computadoras, los carpinteros, los cajeros en supermercados, los trabajadores de líneas de montaje, empacadores de carne, violinistas, mecánicos, jardineros y amas de casa. (González, 2008)

1.1.3 Tratamientos del síndrome del túnel del carpo. Según la Asociación Zamorana de Traumatología y Cirugía Ortopédica, AZACOT (2000), existen diferentes tipos de tratamiento para esta enfermedad:

Férulas: Especialmente efectivas para disminuir las sensaciones nocturnas de adormecimiento y hormigueo en la mano.

Medicamentos: En el túnel del carpo alivia a la mayoría de los pacientes al menos temporalmente, y algunos con mejoría de larga duración. Los corticoides son los fármacos antiinflamatorios más potentes y, cuando se inyectan en el túnel del carpo, disminuyen la inflamación de los tendones flexores que atraviesan el túnel, por tanto reduciendo la presión sobre el nervio. Otros medicamentos antiinflamatorios también pueden ser útiles.

Cirugía: La cirugía es una opción cuando el síndrome no responde bien al tratamiento conservador. La cirugía consiste en cortar el ligamento que forma el techo del túnel del carpo, permitiendo que el túnel se expanda. Si las vainas de los tendones están engrosadas, pueden extirparse, dando más espacio al nervio dentro del túnel.

Fisioterapia MOVHA: El tratamiento consiste en sesiones de movilización del tejido conectivo, un verdadero masaje a los tejidos bajo la piel, utilizando el efecto del vacío, mecanismo muy semejante al de las milenarias y populares "ventosas", de acuerdo a la lesión que se desea tratar y a la situación de cada paciente, para ir paulatina y gradualmente restituyendo la normalidad anatómica en la zona tratada con la consiguiente mejoría de la enfermedad y sus síntomas+ (Moya, 2007).

1.2 MORFOLOGIA

1.2.1 Mano. El esqueleto de la mano se consta de 27 huesos, divididos en tres grupos, el carpo, los metacarpianos y las falanges (Ver Figura 2). En su conjunto, adoptan la forma de arcos, dos transversales (a nivel del carpo y de los metacarpianos) y los arcos longitudinales digitales (Irisarri, 2005, p.11).

Figura 2. Morfología de la mano.



Fuente: <http://enroquedeciencia.blogspot.com/2009/11/la-tribu-del-pulgar.html>

Según Kapandji (1998), la mano se consta de los siguientes componentes:

1.2.1.1 Carpo, metacarpo y falanges: Para la mano se describe: el Carpo, que está formado por varios huesos pequeños y el metacarpo, que está formado por cinco huesos largos, y los dedos (son los más anteriores) formados por sus tres

falanges.

1.2.1.2 Carpo: Está formada por ocho huesos cortos, articulados entre sí, los cuales se pueden dividir en dos filas para su mejor estudio: una fila posterior más proximal y una fila anterior más distal.

1.2.1.3 Metacarpo: Se encuentra formado por cinco huesos largos, que se pueden enumeran del 1 al 5 siendo el primero el dedo gordo. La parte más proximal se llama base y se articula con el carpo y la parte más distal se llama cabeza y se articula con las falanges formando los nudillos del puño.

1.2.2 Muñeca. La muñeca es la articulación distal del miembro superior, permite que la mano, segmento efector, adopte la posición óptima para la precisión (δ). El complejo articular de la muñeca posee dos grados de libertad. El núcleo central de la muñeca es el carpo, conjunto compuesto por ocho pequeños huesos.

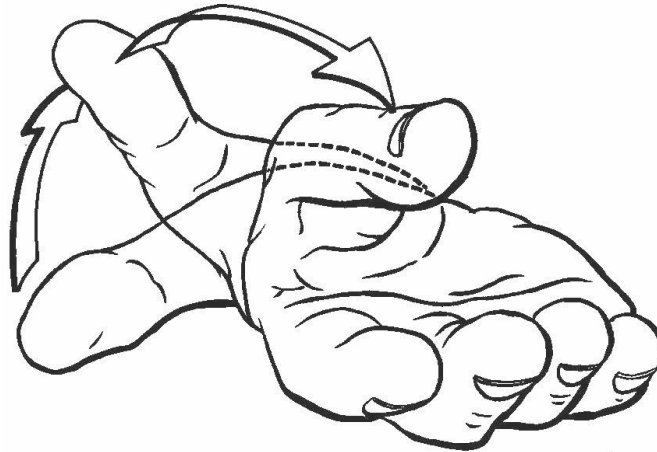
Articulaciones de la muñeca: El nervio mediano viaja a través de un compartimiento de la muñeca llamado túnel carpiano. Los ligamentos que pasan transversalmente por el nervio no son muy flexibles.

La articulación radiocarpiana: articula la glenoide antebraquial con el cóndilo carpiano. La articulación mediocarpiana: articula entre ellas las los filas de los huesos del carpo (Kapandji, 1998, p.146).

1.2.3 El pulgar. El pulgar ocupa una posición y desempeña una fusión aparte en la mano puesto que es indispensable para realizar las pinzas pulgares digitales, con cada uno de los restantes, y en particular con el índice. Sin el pulgar, la mano pierde la mayor parte de sus posibilidades.

El pulgar de esta función eminente, por una parte, a su localización por delante tanto de la palma de la mano como de los otros dedos que le permite, en el movimiento de oposición (Ver Figura 3), dirigirse hacia los otros dedos, de forma aislada o global, o se pararse por el movimiento contra-oposición para relajar la presa. Por otro lado, debe su función a la gran flexibilidad funcional que le proporciona la organización tan peculiar de su columna articular y de sus motores musculares. En total 5 grados de libertad necesarios y suficientes para realizar la oposición del pulgar (González Y, 2002).

Figura 3. Movimiento de oposición del pulgar.



Fuente: http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0376-723X2002000100003&script=sci_arttext

1.3 BIOMECÁNICA

Es importante la biomecánica ya que estudia los fenómenos que tienen que ver con el movimiento de los seres vivos, en este caso y específicamente en el movimiento de la mano.

Biomédicamente hablando la mano es una de las partes del cuerpo más compleja, anatómicamente en esta región coexisten elementos, como nervios, músculos, tendones, vainas tendinosas, arterias, venas, etc., las cuales se encuentran relacionadas entre sí, por lo que si se afecta cualquiera de ellas puede repercutir a las demás simplemente por proximidad en otra diferente.

Una de las partes más comprometidas dentro de esta región anatómica es el denominado túnel carpiano (Ver Figura 1), esta zona está limitada en uno de los lados por los huesos del carpo y en el otro por el otro por el ligamento anular del carpo, a través de él pasan los elementos descritos, muy juntos unos a otros (Farrer & Lozano, 1995).

1.3.1 Rangos normales de movimiento del antebrazo y la muñeca. La mano está sujeta a las variables antropométricas de los individuos. Para realizar un buen diseño ergonómico, se tendrá en cuenta el tramo de dimensiones comprendido entre el percentil 5 y 95 de la población (Farrer et al., 1995).

1.3.1.1 Flexión de la muñeca. La flexión es el movimiento por el cual los huesos u otras partes del cuerpo se aproximan entre sí en dirección anteroposterior, paralela al plano sagital (Ver Figura 4a). La flexión es consecuencia de la contracción de uno o más músculos *flexores*.

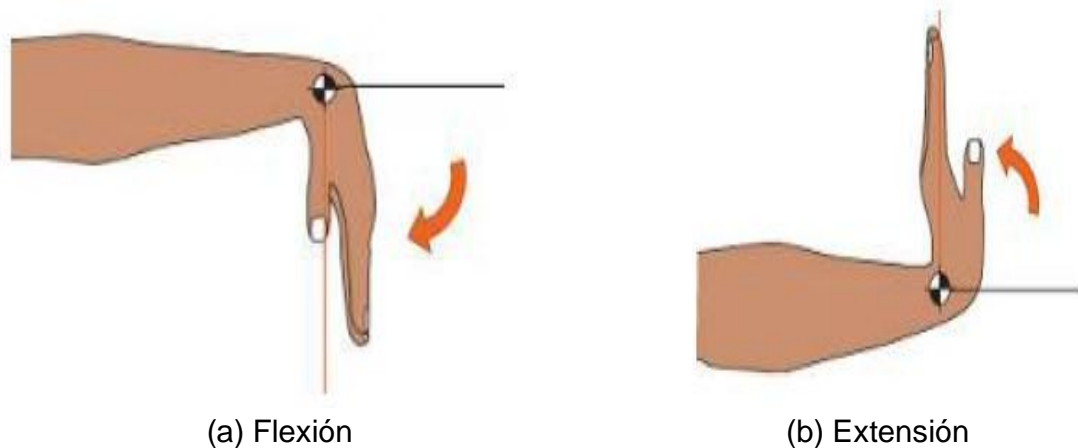
La articulación mediocarpiana completa el 60% del rango total de movimiento. El otro 40% corresponde a la articulación formada por radio-escafoides-semilunar. La flexión de muñeca se reduce si se asocia a la flexión previa de los dedos y, por tanto, la flexión de muñeca y la extensión de dedos son sinergias. El movimiento de flexión se inicia en la hilera distal que provoca la tensión de los ligamentos de la articulación mediocarpiana, principalmente el ligamento piramidal-trapecio-trapezoide, para acabar moviendo el escafoides, que moverá el semilunar y piramidal a través de la membrana interósea. (Hernández, 1999).

1.3.1.2 Extensión de la muñeca. La extensión es un movimiento de separación entre huesos o partes del cuerpo, en dirección anteroposterior (Ver Figura 4b). Por ejemplo, el alejamiento del antebrazo y brazo, alineándolos.

La responsabilidad máxima es para la articulación radiocarpiana que completa el 66% del rango. El resto (33%) es para la articulación mediocarpiana. La extensión de muñeca se reduce si se asocia a la extensión previa de los dedos.

El movimiento de extensión se inicia en la hilera distal que provoca la tensión de los ligamentos de la articulación mediocarpiana, principalmente los ligamentos extrínsecos palmares profundo y superficiales, para acabar moviendo el escafoides, que moverá el semilunar y piramidal a través de la membrana interósea (Hernández, 1999).

Figura 4. Espacios de Trabajo de la mano y el antebrazo.



Fuente: http://www.enfoqueocupacional.com/2011_02_01_archive.html

1.3.1.3 Inclinación radial o abducción de la muñeca. La abducción, también conocida como separación, es el movimiento de erección de una parte del cuerpo respecto al plano de simetría -sagital- de éste. Por lo tanto es un movimiento de dirección transversal.

El movimiento se inicia en la 2ª hilera que se mueve hacia radial mientras la 1ª se dirige hacia cubital además de flexionarse. El 60% del movimiento es responsabilidad de la articulación mediocarpiana+(Hernández, 1999).

1.3.1.4 Inclinación cubital o aducción de la muñeca. La aducción es un movimiento por el que una parte del cuerpo se aproxima al plano de simetría sagital de éste.

El movimiento se inicia en la 2ª hilera que se mueve hacia cubital mientras la 1ª se dirige hacia radial además de extenderse. El 60% del movimiento es responsabilidad de la articulación mediocarpiana+(Hernández, 1999).

1.4 COMPONENTES PROPUESTO PARA EL DISEÑO DE ORTESIS

1.4.1 Materiales. Se busca un material resistente, que sea adecuado para implementar en el área de la medicina, fuerte, económico, de gran durabilidad. Tiene que ser una material manejable para mecanizado, de gran fuerza y de buena calidad. Los materiales propuestos son:

1.4.1.1 Material 1: PVC (Policloruro de Vinilo). Es una combinación química entre carbono, hidrógeno y cloro. Es un material termoplástico lo que indica que bajo la acción del calor se reblandece, y puede así moldearse fácilmente; al enfriarse recupera la consistencia inicial y conserva la nueva forma. Es ligero, resistente, inerte, impermeable a gases y líquidos, aislante |posee elevada resistencia a sustancias químicas, mínima absorción de agua y es un material económico en cuanto a su relación calidad-precio (Cristaleria Alkazar, 1988)

1.4.1.2 Material 2: Nylon 6.6. Es un material resistente, semicristalino, translúcido, blanco, es producto de la reacción de ácido adípico y hexametilenediamina. Rígido, resistente al desgaste y a deformaciones, fácil de mecanizar. Por ser una fabricación de los productos intermedios para las poliamidas es de muy buena calidad por su color y grado de polimerización y además es un producto económico gracias a su rendimiento y al costo de fabricación de los ingredientes (Textos científicos, 2005).

1.4.1.3 Material 3: Acero inoxidable AISI 304. El acero inoxidable del tipo AISI 304 es el más representativo de este grupo de aleaciones. Posee una buena resistencia a la corrosión atmosférica y se lo emplea en forma significativa en la industria química, alimentaria y médica. Tiene excelentes propiedades para el conformado y el soldado, no requiere recocido tras la soldadura para que se desempeñe. Es esencialmente no magnético en estado recocido y sólo puede endurecerse en frío. Posee 19% Cr y 10% Ni (Sumitec, 2007).

1.4.2 Actuadores. Se necesita un actuador que transmita un movimiento rotacional teniendo en cuenta un ángulo determinado, el cual lo establece un sistema control, además de un tamaño pequeño, con la potencia necesaria que

requiere el sistema, económico, de buena calidad y gran durabilidad. Los actuadores propuestos son:

1.4.2.1 Servomotor. Un Servo es un dispositivo pequeño que tiene un eje de rendimiento controlado. Este puede ser llevado a posiciones angulares específicas al enviar una señal codificada. Con tal de que una señal codificada exista en la línea de entrada, el servo mantendrá la posición angular del engranaje. Los servomotores tiene algunos circuitos de control y un potenciómetro (una resistencia variable) esta es conectada al eje central del servo motor (Ver Figura 5).

Este potenciómetro permite a la circuitería de control, supervisar el ángulo actual del servo motor. Si el eje está en el ángulo correcto, entonces el motor está apagado. Si el circuito chequea que el ángulo no es el correcto, el motor girará en la dirección adecuada hasta llegar al ángulo correcto. El eje del servo es capaz de llegar alrededor de los 180 grados. Normalmente, en algunos llega a los 210 grados, pero varía según el fabricante. Un servo normal se usa para controlar un movimiento angular de entre 0 y 180 (Monaseza, 2009).

Figura 5. Servomotor.



Fuente: <http://monasezaelectronics.blogspot.com/2009/02/servomotores.html>

¡ **Estructura interna de un servomotor.** La velocidad inicial del motor para transformarla en fuerza de trabajo, cuando gira el último engranaje acoplado al eje, se obtiene una velocidad reducida. El sistema tiene una rueda de acoplamiento que es límite o tope de recorrido para determinar una salida final de giro de 180°. Dentro del servo está incluido un potenciómetro que se encarga de informar la posición que tiene el actuador que está en el parte exterior para controlar con exactitud la posición final, este sensor está incorporado al sistema de control y se une en forma mecánica al eje que esta externo.

¡ **Conexiones del Servomotor.** La conexión de un servo se basa en colores, el Rojo indica positivo para la alimentación principal y el cable negro indica negativo para la alimentación principal. El tercer cable que es amarillo, corresponde al control de posicionamiento del actuador mecánico. La tensión de trabajo que se va a utilizar esta entre 3 y 7 V, además se requiere de una señal de control de 5 Volts de amplitud.

¡ **Señal de control del servomotor.** Los servomotores son controlados mediante impulsos de ancho variable, es decir, su tiempo de duración, que deben actualizarse periódicamente, para que un servo permanezca en una posición es necesario enviarle continuamente la señal con la posición deseada, de esta manera, el sistema de control seguirá operando y el servomotor conservará su posición y resistirá a las fuerzas externas que intenten cambiarlo de posición.

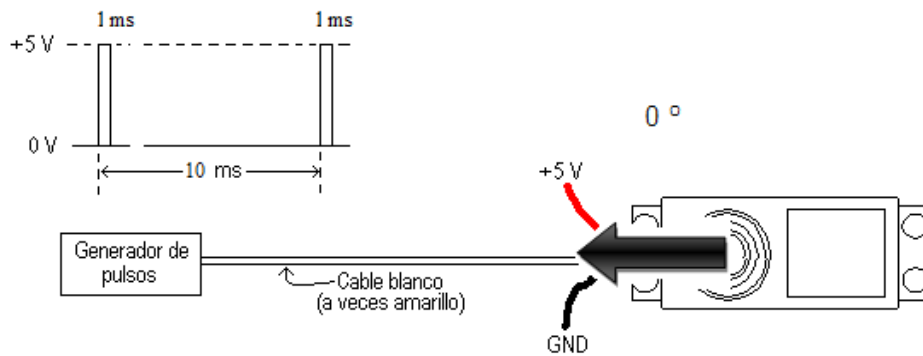
¡ **Posicionamiento de un servomotor.** Para controlar un servomotor se indica su posición mediante una señal cuadrada de voltaje (Ver Figura 6), el ángulo de ubicación del servo depende de la duración del nivel alto de la señal. Para este caso el margen de operación de la señal de alto esta en 1 y 2 ms, dando al motor los extremos de giro (0° y 180°, respectivamente).

Para el ubicarlos en la posición central se establece el valor 1,5 ms, que se repite a un ritmo de 10 ms.

Para hallar la duración del pulso t y conseguir el ángulo de posición deseado ϕ se utiliza ecuación1:

$$t = 1 + (\phi / 180^\circ) \quad (1)$$

Figura 6. Posicionamiento de un servomotor.



Fuente. Autor

El control de posición de un servomotor se efectúa internamente mediante un potenciómetro el cual va conectado mecánicamente al eje de salida y controla un PWM (modulador de anchura de pulsos) interno, para así compararlo con la entrada PWM externa del servo, mediante un sistema diferencial, y así modificar la posición del eje de salida hasta que los valores se igualen y el servo pare en la posición indicada (Capek, 2001)

1.4.2.2 Motores paso a paso. Los motores paso a paso se utilizan para la construcción de mecanismos en donde se necesitan movimientos muy precisos. (Ver Figura 7a). La característica principal de estos motores es el hecho de poder moverlos un paso a la vez por cada pulso que se le aplique. Este paso puede variar desde 90° hasta pequeños movimientos de tan solo 1.8°, es decir, que se necesitarán 4 pasos en el primer caso (90°) y 200 para el segundo caso (1.8°), para completar un giro completo de 360°.

¡ Funcionamiento: Están constituidos por un rotor (Ver Figura 7b) sobre el que van aplicados distintos imanes permanentes y por un cierto número de bobinas excitadoras bobinadas en su estator (Ver Figura 7c). Las bobinas son parte del estator y el rotor es un imán permanente. Toda la conmutación (o excitación de las bobinas) deber ser externamente manejada por un controlador (Velasco, 2006).

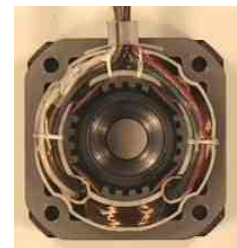
Figura 7. Motor paso a paso.



(a) Motor paso a paso



(b) Rotor



(c) Estator de 4 bobinas

Fuente: <http://www.docentes.unal.edu.co>

1.4.3 Sensores propuestos. Para lograr que la ortesis realice su función con precisión es necesario implementar dispositivos que arrojen la información relacionada con la posición de sus partes o articulaciones, para eso se decide implementar sensores internos.

Se aplican solo sensores internos para determinar la posición inicial de la ortesis, con los cuales se establece un punto inicial para que los diferentes grados de movimiento del dispositivo sean los más preciso posible. Los actuadores sensores son:

1.4.3.1 Sensor inductivo de ángulo. El transductor de ángulo funciona de acuerdo al principio de la bobina diferencial (inductivo medio puente). Utilizados para el control de posicionado en manipuladores, rotores, robots, etc. Se suministran con la electrónica de amplificación a aparte, o integrada (SM61 ó SM62) Guemisa (1986).

1.4.3.2 Encoders. Los codificadores rotatorios (conocidos genéricamente como encoders) son mecanismos utilizados para entregar la posición, velocidad y aceleración del rotor de un motor. Un codificador rotatorio es un dispositivo electromecánico que convierte la posición angular de un eje, directamente a un código digital.

Dentro de los encoders incrementales, se encuentran los encoders en cuadratura, ampliamente utilizados en motores de alta velocidad y en aplicaciones en las que interesa conocer la dirección del movimiento del eje (Venegas, 2009).

1.4.3.3 Potenciómetro inmerso en un servomotor. Los servomotores tienen un potenciómetro (una resistencia variable) el cual está conectado al eje central del servo motor, este permite a la circuitería de control, supervisar el ángulo actual del servo motor. Si el circuito chequea que el ángulo no es el correcto, el motor girará en la dirección adecuada hasta llegar al ángulo correcto. El eje del servo es capaz de llegar alrededor de los 180 grados. Normalmente, en algunos llega a los 210 grados, pero varía según el fabricante. Un servo normal se usa para controlar un movimiento angular de entre 0 y 180 (González, 2003).

1.4.4 Sistema de control. Se empleará un circuito integrado programable (microcontrolador), para que ejecute las órdenes programadas y lograr que la ortesis funcione adecuadamente.

Un **micro controlador** es un circuito integrado o chip que incluye en su interior las tres unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y unidades de E/S (entrada/salida).

Son diseñados para reducir el costo económico y el consumo de energía de un sistema en particular. Por eso el tamaño de la unidad central de procesamiento, la cantidad de memoria y los periféricos incluidos dependerán de la aplicación.

El control de un electrodoméstico sencillo como una batidora, utilizará un procesador muy pequeño (4 u 8 bit) por que sustituirá a un autómata finito (Ingeniatic, 2011). Los microcontroladores propuestos son:

1.4.4.1 Microcontrolador PIC16F628 El PIC 16F628 incorpora tres características importantes que son:

- Procesador tipo RISC (Procesador con un Conjunto Reducido de Instrucciones).
- Procesador segmentado.
- Arquitectura HARVARD.

Con estos recursos el PIC es capaz de ejecutar instrucciones solamente en un ciclo de instrucción. Con la estructura segmentada se pueden realizar simultáneamente las dos fases en que se descompone cada instrucción, ejecución de la instrucción y búsqueda de la siguiente.

La separación de los dos tipos de memoria son los pilares de la arquitectura Harvard, esto permite acceder en forma simultánea e independiente a la memoria de datos y a la de instrucciones. El tener memorias separadas permite que cada una tenga el ancho y tamaño más adecuado. Así en el PIC 16F628 el ancho de los datos es de un byte, mientras que la de las instrucciones es de 14 bits (Electrónica Corposta, 2011).

1.4.4.2 Microcontrolador PIC16F84A. Es un MICROCONTROLADOR con memoria de programa tipo FLASH, lo que representa gran facilidad en el desarrollo de prototipos y en su aprendizaje ya que no se requiere de borrado con luz ultravioleta como las versiones EPROM sino, permite reprogramarlo nuevamente sin ser borrado con anterioridad.

El PIC16F84 dispone de 4 elementos programables (los modelos superiores tienen más) que se encuentran en la llamada palabra de configuración. A estos 4 elementos o bits de configuración también se les conoce como fusibles (Dispositivos lógicos microprogramables, 2004).

1.4.4.3 Microcontroladores Freescale. Esta familia de microcontroladores es una de las más difundidas y utilizadas a nivel mundial, brindando un sinnúmero de posibilidades que harán que cualquier diseñador no piense otra cosa que no sea utilizar un microcontrolador Freescale en sus desarrollos. Sus aplicaciones incluyen las comunicaciones, el control y la electrónica automotriz (Rojas, 2011).

1.5. ALTERNATIVAS EXISTENTES PARA TRATAR Y PREVENIR EL SINDROME DEL TUNEL DEL CARPO

1.5.1 Carp-X. Í Aporta movimiento en el tratamiento de la epicondilitis lateral (Ver Figura 8). Es una ortesis dinámica que avanza a una nueva era en el tratamiento de la epicondilitis lateral en contraste con métodos convencionales. Esta ortesis consta de dos partes diferentes, con distintas referencias y tallajes formando un único producto y de esta forma, elegir tallas diferentes para mano y antebrazo si fuera necesario+(Ortoibérica,1985).

Figura 8. Ortesis CARP-X.



Fuente: <http://www.ortoiberica.com/ORTOIBERICA>

1.5.2 Carpal Support. Í Férula en la parte posterior del antebrazo que permite un movimiento de 5° (Ver Figura 9). Prevención y tratamiento del síndrome del túnel carpiano, no se pierde la destreza de la mano y los dedos. Especificar mano derecha o izquierda+(REHABMEDIC, 2010).

Figura 9.Carpal Support, Muñequera para sujetar el carpo.



Fuente: <http://www.rehabmedic.com>

1.5.3 Ortesis con articulación tamarack en muñeca. Ortesis con articulación Tamarack en muñeca, y auxiliares para extensión de dedos, acojinada, fabricada en polietileno (Ver Figura 10)(Ortoprotesis High Tech, 1958).

Figura 10. Ortesis Tamarak.

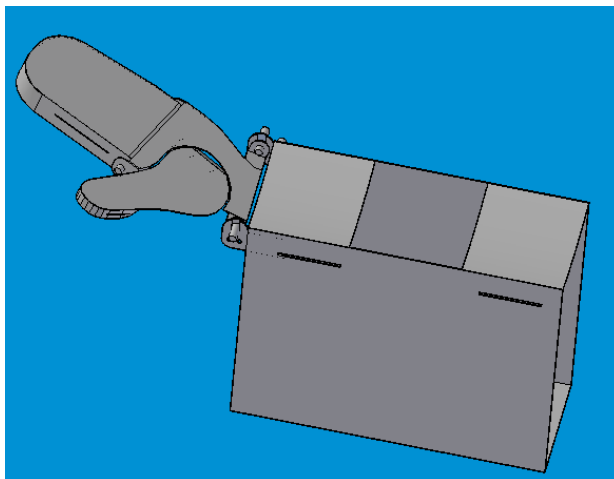


Fuente: <http://www.caudillo.com.mx>

1.5.4 Ortesis para tratamiento y prevención del síndrome del túnel del carpo.

Ortesis con soporte de dedos, pulgar y antebrazo, con ángulo de giro en cada una de sus extensiones, fabricada en acero inoxidable (Ver Figura 11).

Figura 11. Ortesis Síndrome Túnel del Carpo.



Fuente. Autor

2. DISEÑO DE LA ORTESIS

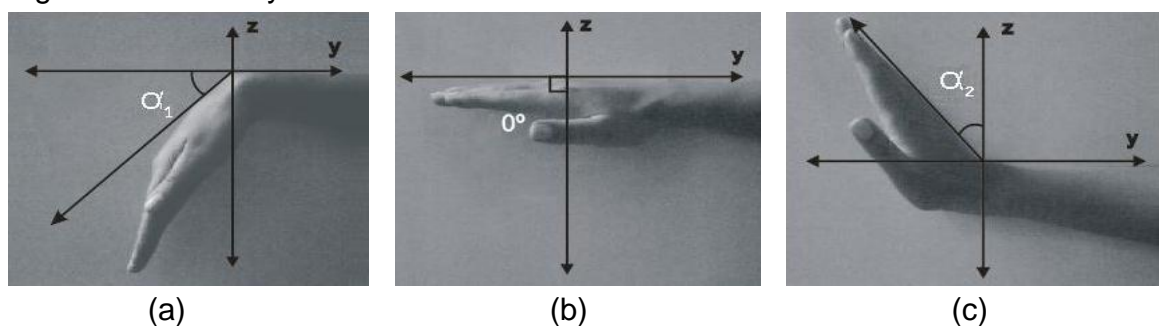
2.1 PARÁMETROS DE DISEÑO

2.1.1 Definición de ángulos. El diseño de la ortesis para prevenir y tratar el Síndrome del Túnel del Carpo, está ligado a parámetros estrictos de la estructura de la mano derecha y dirigida a mujeres que sufran de esta condición y que sean diestras. El diseño consta de tres partes móviles que al complementarse con una serie de ejercicios conllevan a tratar el síndrome. Para establecer los ángulos de rotación adecuados se hizo el análisis a una población específicamente femenina, tomando el valor de los ángulos de giro. Se muestra un ejemplo en donde se toman valores máximos de los ángulos de giro (Ver Figura 12, 13 y 14).

Para hallar el ángulo de rotación de cada movimiento, se toman las medidas experimentalmente de un grupo determinado de mujeres (Ver Anexo A). Se miden tres ángulos α_1 , α_2 , correspondientes tres movimientos básicos. El ángulo α_1 determina flexión o giro hacia abajo de toda la mano (Ver Figura 12a), el ángulo α_2 muestra la extensión o giro hacia arriba de toda la mano (Ver Figura 5c), el ángulo α_3 muestra el ángulo de giro de los dedos (Ver Figura 13) y el ángulo α_4 muestra el ángulo de giro de dedo pulgar (Ver Figura 14).

La parte inicial de diseño se centra en el movimiento más importante que es la hiperextensión de la muñeca (Figura 12), se establece el movimiento de toda la mano girando un ángulo α_1 de 57° con respecto al eje x de forma descendente y un ángulo α_2 de 52° en forma ascendente, para tomar el ángulo de giro total se suma α_1 y α_2 , entonces el valor del ángulo de extensión de la muñeca es de 108° .

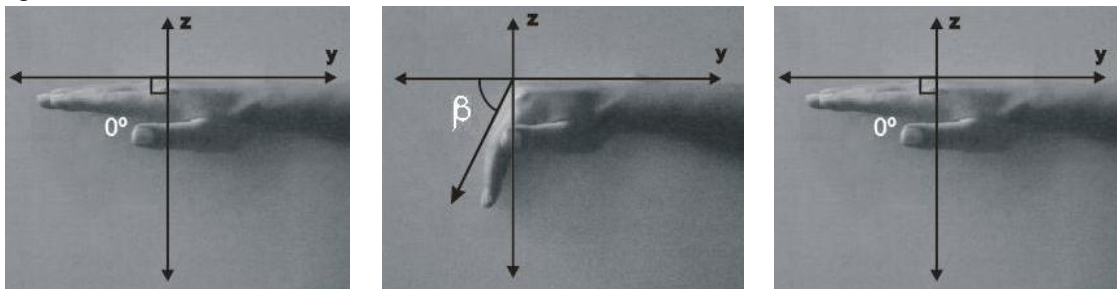
Figura 12. Flexión y extensión de la muñeca de la mano derecha.



Fuente: Autor

La segunda parte del diseño se centra en el movimiento de la parte superior de la mano (dedos), se va a implementar el giro del ángulo de 58° (Ver Figura 13). Se establece este valor ya que el desplazamiento de esta zona tiene como rango de desplazamiento máximo entre 0 y 68 gados aproximadamente con respecto a eje horizontal (eje x).

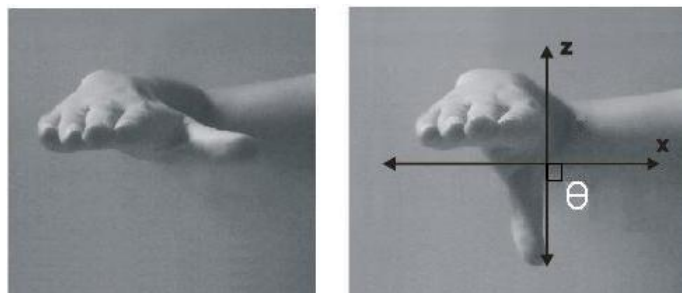
Figura 13. Flexión de los dedos de la mano derecha.



Fuente: Autor

El tercer movimiento se centra en la base del pulgar (Ver Figura 14), gira un ángulo de 90° en un movimiento descendente de la zona, generando el movimiento de toda la extensión del pulgar.

Figura 14. Flexión del dedo pulgar mano derecha.



Fuente: Autor

Para hallar el ángulo de rotación de cada movimiento, se toman las medidas experimentalmente de un grupo determinado de mujeres (Ver Anexo A), con base en estos datos, se obtiene la Tabla 1.

Tabla 1. Ángulos de rotación para diferentes segmentos de la mano derecha.

Segmento	Ángulos	Valor
Mano	1	57°
	2	52°
	= 1 + 2	108°
Dedos sin incluir pulgar		58°
Dedo Pulgar		45°

Fuente. Autor

2.1.2 Selección de las longitudes de los segmentos corporales de la mano derecha. Para la implementación de la ortesis, es de mucha importancia tener presente las medidas de la mano que va a utilizar el dispositivo, en este caso, se van a tener en cuenta estudios especiales ya registrados en libros, y para complementar estos datos, se realizan medidas experimentales.

2.1.2.1 Antropometría de la mano. Al igual que cualquier otra parte del cuerpo, la mano está sujeta a las variables antropométricas de los individuos. Para cualquier diseño de instrumentos en donde intervenga la mano, se deben tener en cuenta estas variables (Ver Tabla 2). Para realizar un buen diseño ergonómico, la adaptación tendrá en cuenta el tramo de dimensiones comprendido entre el percentil 5 y 95 de la población (Ver Figura 15) (Farrer et al., 1995).

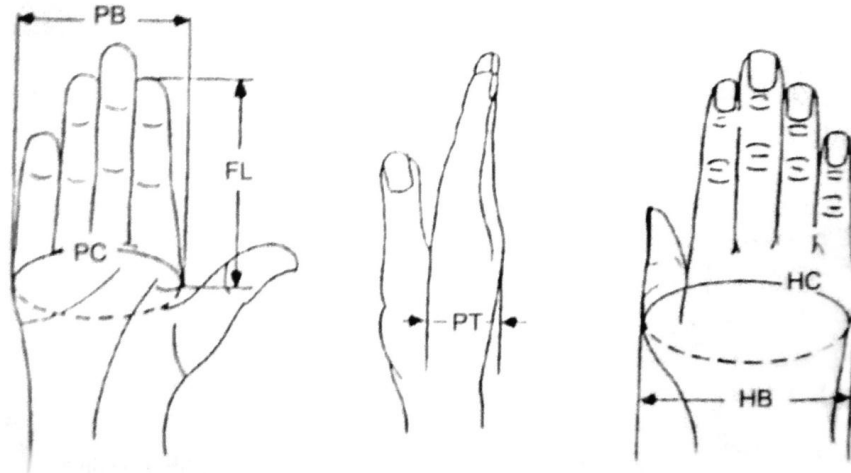
Tabla 2. Dimensiones principales de la mano.

Dimensión de la mano	Dimensiones hombre (cm)			Dimensiones mujeres (cm)		
	Media	SD	95th	Media	SD	95th
Anchura palmar PB	8,7	0,4	9,5	7,6	0,4	8,4
Circunferencia palmar PC	21,5	1,1	23,2	18,3	0,9	19,8
Espesor palmar PT	3,0	0,2	3,3	2,5	0,2	2,9
Longitud de los dedos FL	12,6	0,8	13,9	ND	ND	ND
Anchura de la mano HB	10,4	0,5	11,2	9,2	0,6	10,1
Circunferencia de la mano HC	25,4	1,1	27,4	ND	ND	ND

ND: no determinado

Fuente. Manual de Ergonomía Mapfre

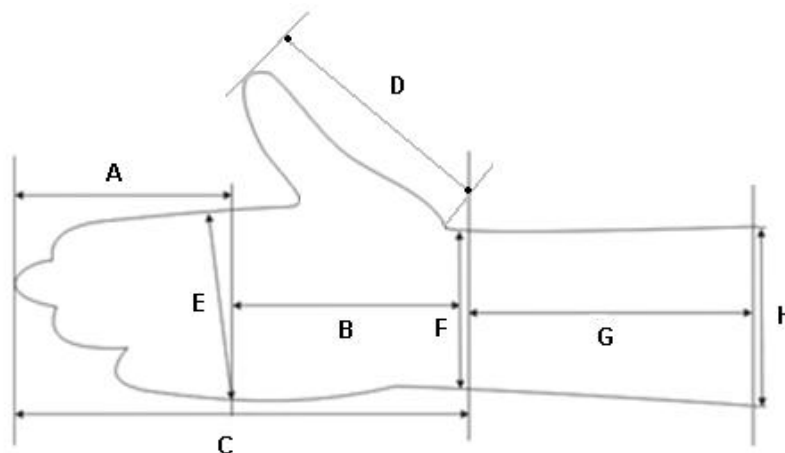
Figura 15. Variables dimensiones mano derecha.



Fuente: Manual de Ergonomía, Mapfre

2.1.2.2 Obtención de datos experimentales: medias estándar. Para poder determinar cuáles son las dimensiones estándar para el diseño de la ortesis, se tomaron medidas de la mano derecha (Ver Figura 16) de mujeres entre las edades de 20 a 60 años (Ver Anexo B).

Figura 16. Palma de la mano derecha especificando variables para toma de medidas estándar.



Fuente: Autor

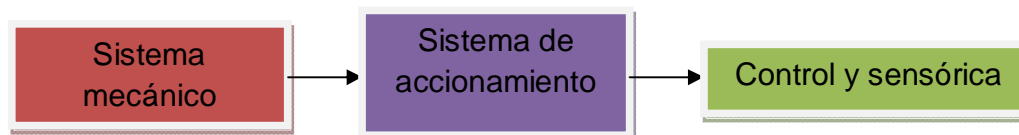
Según el análisis realizado al grupo mujeres se obtienen los valores estándar de las dimensiones de la mano (Ver Tabla 3).

Tabla 3. Datos Experimentales de las longitudes de mano derecha.

Longitudes de la mano derecha		Dimensión (mm)
A	Longitud dedos	74,95
B	Longitud palma	98,8
C	Longitud mano	173,75
D	Longitud dedo pulgar	92,9
E	Ancho palma	72,05
F	Ancho muñeca	54,20
G	Longitud antebrazo	199,70
H	Ancho antebrazo	84,22

Fuente: Autor

2.1.3 Subsistemas requeridos para el diseño de la ortesis. Para el desarrollo del proyecto es necesario establecer que el sistema elegido consta de los siguientes subsistemas:



Cada una de ellas cumple la siguiente función:

2.1.3.1 Sistema mecánico. 1. Toma de datos para establecer las medidas del diseño de la ortesis: en este proceso se miden diferentes extensiones de la mano derecha de mujeres mayores de 25 años, que son las más propensas a padecer el síndrome, como la longitud de los dedos, la palma y el antebrazo.

2. Prueba de movimientos de giro que va a tener el dispositivo: el sistema incluye movimientos angulares para generar ejercicio en partes puntuales de la mano,

este paso conlleva al análisis y la toma de datos de ángulos de giro de la mano derecha de diferentes mujeres.

3. Sistemas de transmisión: el dispositivo emplea movimientos angulares muy precisos, para que esto sea posible, se implementa en el diseño sistemas de transmisión por palancas, esto depende de las características del diseño y las posibilidades comerciales de los diferentes componentes.

2.1.3.2 Sistema de accionamiento. Se necesita un actuador con características especiales ya que los movimientos tienen que ser muy precisos, se implementará un motor que cumpla las características de diseño y que permita controlar los ángulos de rotación.

2.1.3.2 Control y sensórica. El sistema se controlará por medio de un microcontrolador que le indique a los motores cuantos grados debe girar, dependiendo de una serie de movimiento previamente identificados. Se utilizarán sensores de posición angular para que determinen la posición inicial de cada motor y tome este dato como medida de referencia.

2.2 SELECCIÓN DE ALTERNATIVA

Se seleccionó el diseño de la ortesis para tratamiento y prevención del Síndrome del Túnel del Carpo, por sus características y diseño es la más adecuada, su estructura es fundamental y el hecho que se implementen movimientos en los puntos críticos en donde se genera el síndrome la hace totalmente óptima, además presta apoyo en todo el conjunto, esto la hace mucho más cómodo y efectiva.

Los demás diseños son buenos y ofrecen buenas alternativas pero implementa un solo movimiento básico y se centra en solo una zona discriminando otros movimientos que son fundamentales (Ver Figura 10).

2.2.1 Partes principales de la ortesis. Las partes principales que conforman la Ortesis son (Ver Tabla 4):

Soporte dedos (S1): Está encargado del soporte y movimiento de los dedos de la mano derecha, exceptuando el dedo pulgar (Ver Figura 17a)

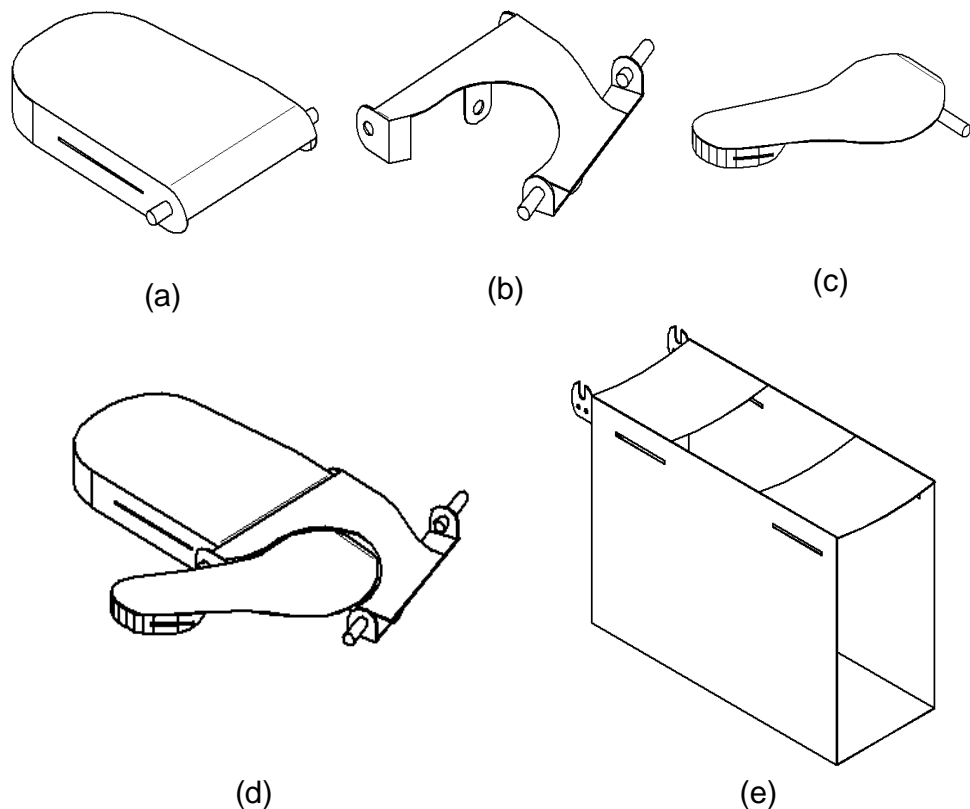
Soporte palma (S2): Está encargado del soporte de la palma de la mano derecha y donde se genera el movimiento de la muñeca. (Ver Figura 17b)

Soporte pulgar (S3): Está encargado del soporte y movimiento del dedo pulgar de la mano derecha. (Ver Figura 17c)

Soporte mano (S4): Está conformado por el soporte de los dedos y soporte de la palma de la mano derecha, este se encarga de soportar toda la estructura de la mano. (Ver Figura 17d)

Soporte antebrazo (S5): Está encargado del soporte del antebrazo de la mano derecha. (Ver Figura 17e)

Figura 17. Partes que conforman la ortesis.



Fuente: Autor

Tabla 4. Nombre de los segmentos de la ortesis.

Nombre el Soporte	Segmento
S1	Soporte dedos
S2	Soporte palma
S3	Soporte pulgar
S4	Soporte mano
S5	Soporte antebrazo

Fuente. Autor

Con base en esta configuración, se realiza el análisis de fuerzas, con el fin de definir los materiales y dimensiones del sistema para adaptarlo de forma adecuada a los pacientes que eventualmente usen el dispositivo.

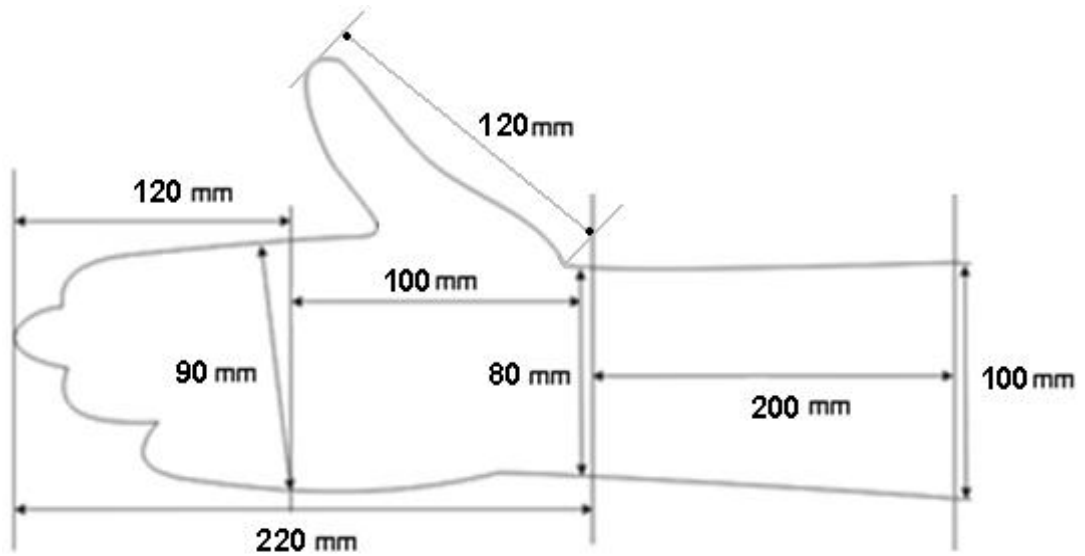
2.2.2 Definición de las dimensiones de la ortesis. Con base en los datos obtenidos experimentalmente (Ver Tabla 3) se establecen las dimensiones del diseño final de la ortesis. Para el diseño se considera una sobre medida, ya que es necesario que la mano se apoye cómodamente sin que los dedos se salgan del soporte, los valores cada una de las partes del diseño son más grandes a consideración del diseñador (Ver Figura 18); así, finalmente se obtiene las siguientes dimensiones (Ver Tabla 5):

Tabla 5: Dimensiones diseño final de la Ortesis.

Longitudes mano derecha		Dimensión Diseño Final (mm)
A	Longitud dedos	120
B	Longitud palma	100
C	Longitud mano	220
D	Longitud dedo pulgar	120
E	Ancho palma	90
F	Ancho muñeca	80
G	Longitud antebrazo	200
H	Ancho antebrazo	100

Fuente: Autor

Figura 18. Palma de la mano derecha especificando las medidas estándar para el diseño final de la Ortesis.



Fuente: Autor

3. SUBSISTEMA MECANICO

3.1 ANÁLISIS DE FUERZAS

Para el análisis de fuerzas, se tienen en cuenta las partes móviles de la estructura S1, S2 y S3 (Ver Figura 17) y su montaje en un solo conjunto S4; además, se requiere determinar tanto el peso de la mano a mover, como el de sus partes componentes.

3.1.1 Selección del material. Para realizar el análisis de fuerzas, es necesario definir el material y su espesor con el que se va a construir la ortesis.

Se elige acero inoxidable AISI 304, por su resistencia a la corrosión, no almacena bacterias, es de fácil limpieza, tiene excelentes propiedades para el conformado y buenas características para la soldadura. Para el diseño se utiliza una lámina de 0.5 mm de espesor.

Propiedades del acero inoxidable AISI 304

Densidad = 8000 Kg/m³

Módulo de elasticidad = $1,93 \times 10^{11}$ N/m²

Coefficiente térmico de expansión = $17,2 \times 10^{-6}$ 1/°C

Módulo elástico de cizalladura = 8×10^{10} N/m²

3.1.2 Peso de la mano y la ortesis. Para establecer el peso total de todo el conjunto, hay que tener en cuenta el peso de los segmentos corporales de la mano, junto con los pesos de cada una de las piezas que conforman la ortesis.

3.1.2.1 Peso de la mano derecha. Con ayuda de un software especializado¹ e ingresando datos del individuo, como el peso, sexo y estatura, se hallan las dimensiones antropométricas de los segmentos corporales y se obtiene el peso de la mano para un paciente con las siguientes características: basándose en el estudio de la altura promedio de mujeres mayores de 25 años en Colombia, tomado de A TROPICAL SUCCESS STORY: A CENTURY OF IMPROVEMENTS IN THE BIOLOGICAL STANDARD OF LIVING, COLOMBIA 1910-2002, se tiene los siguientes datos:

¹ Ergonautas ToolBox. Biomecánica (Esfuerzos Estáticos Coplanares). Recuperado de <http://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>. Fecha de recuperación: Noviembre 13 de 2010

País: Colombia

Altura promedio mujeres: 156,6 cm

Muestra de población / Rango de edad: Nacidos 1980-1984

Metodología: Medidos

Año: 2002

Peso de acuerdo con la estatura: 156 cm = 47,7 a 53,2 Kg y 157 cm = 48,2 a 53,7 Kg

Hay que tener en cuenta que para el estudio del peso y la posición del centro de gravedad de cada uno de los segmentos corporales se ha abordado mediante técnicas experimentales, ya que dependen de la cantidad de materia que tienen los segmentos y de su distribución espacial, algo que es individual y particular de cada persona. Aunque algunos autores han tratado de obtener parámetros inerciales individualizados para cada persona (Whitsett, 1963; Hanavan, 1964; Jensen, 1978; Hatze, 1980 y Yeadon 1990), los procedimientos para obtenerlos resultan poco precisos y costosos. Por ello, lo más habitual es expresar el peso de cada segmento como un porcentaje del peso total del individuo. Existen diversos modelos de este estilo. El más habitualmente empleado es el procedente de los estudios de Dempster (1955) y Clauser (1969), que obtuvieron los datos del desmembramiento de cadáveres (Ver Tabla 6) (Diego & Cuesta, 2006).

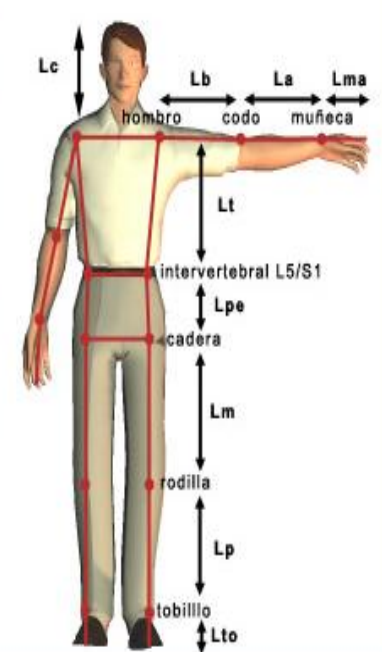
Tabla 6. Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.

SEGMENTO	MASA	CG	Punto proximal	Punto distal
Cabeza y cuello	7.3%	46.40%	vertex	gonion medio
Tronco	50.7%	38.03%	huevo supraesternal	cadera media
Brazo	2.6%	51.30%	acromion	radiale
Antebrazo	1.6%	38.96%	radiale	art.muñeca
Mano	0.7%	82.00%	art.muñeca	estiloides 3ºdedo
Muslo	10.3%	37.19%	art.cadera	tibiale
Pantorrilla	4.3%	37.05%	tibiale	art.tobillo
Pie	1.5%	44.90%	talón	dedo 1º

Fuente: ergonautas.upv.es

¡ **Pesos de los segmentos corporales de la mano derecha.** Con ayuda del software especializado se halló el valor del peso de la mano para una mujer de 157 cm de altura y con 57 Kg de peso (Ver Figura 19):

Figura 19. Dimensiones antropométricas y pesos de los segmentos corporales.

Dimensiones antropométricas y pesos de los segmentos corporales		
Estatura del trabajador	Peso del trabajador	Sexo del trabajador
157 cm.	53 kg.	Mujer
Peso de los miembros *	Longitud de los miembros	
Cabeza = 3,29 kg.	Lma = 17* cm.	
Cuello = 1,17 kg.	La = 23* cm.	
Tórax = 11,61 kg.	Lb = 29* cm.	
Abdomen = 7,79 kg.	Lt = 36* cm.	
Pelvis = 7,10 kg.	Lpe = 9* cm.	
Brazo = 1,48 kg.	Lm = 40* cm.	
Antebrazo = 0,90 kg.	Lp = 36* cm.	
Mano = 0,32 kg.	Lto = 6* cm.	
Muslo = 5,30 kg.	Lc = 30* cm.	
Pierna = 2,28 kg.		
Pie = 0,74 kg.		
	* estimada a partir de la estatura	
* estimados a partir del peso del individuo		

Fuente: ergonautas.upv.es

La masa de la mano es de 0,32 kg (Ver Figura 19), este valor pertenece al área total de la mano, que es de 0,0143 m², este dato se obtuvo con los valores aproximados de ancho y alto de los segmentos corporales de la mano (Ver Anexo B).

Para determinar el valor de la masa de los dedos y de la palma de la mano, en forma independiente, se toma el área de la cada uno de estos segmentos. Con estos valores y teniendo en cuenta el valor del área total, se hace la relación para

cada parte de la mano, al obtener estos valores, se halla el peso de cada uno de los segmentos utilizando la ecuación 2.

$$W = m \times g \quad (2)$$

Dónde:

W = peso [N], m = masa [kg] y g = gravedad = 9.8 m/s² (Ver Tabla 7).

Tabla 7. Pesos de los segmentos corporales de la mano.

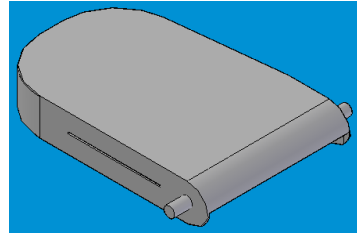
Segmento	Longitud (m)	Ancho (m)	Área (m ²)	Masa (kg)	Peso (N)
Dedos, menos el pulgar	0,07485	0,07205	0,0054	0,121	1,1858
Palma	0,09880	0,07205	0,0071	0,159	1,5582
Pulgar	0,09290	0,02000	0,001858	0,04160	0,40768
Mano	Área total		0,0143	0,32	3,136

Fuente: Autor

3.1.2.2 Pesos de los soportes. Las piezas de la ortesis se han diseñado en acero AISI 304, con un espesor de 0,5 mm.

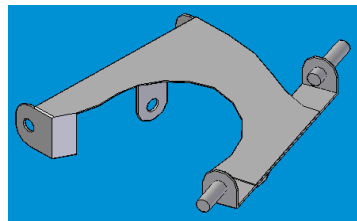
Teniendo en cuenta la densidad del material, que es 8000kg/m³, se introduce este valor en el programa de diseño Solid Edge, esto facilita encontrar la masa en kg de cada uno de los segmentos. (Ver Figura 20). El programa entrega el valor preciso y con esto, se establecen las masas para hallar los pesos de dichos segmentos (Ver Tabla 8).

Figura 20. Masas de los segmentos.



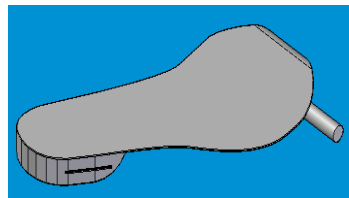
Sistema de coordenadas:	Global	Principales
Ejes globales		
Densidad:	Masa:	
8000,000 kg/m ³	0,108 kg	

(a)



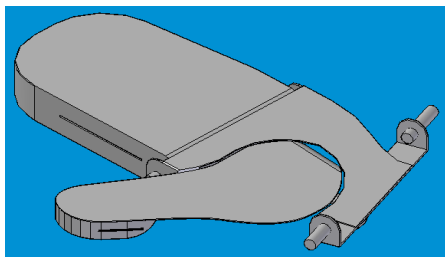
Sistema de coordenadas:	Global	Principales
Ejes globales		
Densidad:	Masa:	
8000,000 kg/m ³	0,053 kg	

(b)



Sistema de coordenadas:	Global	Principales
Ejes globales		
Densidad:	Masa:	
0,008 kg/cm ³	0,045 kg	

(c)



Sistema de coordenadas:	Global	Principales
Ejes globales		
Densidad:	Masa:	
	0,204384 kg	

(d)

Fuente. Autor, tomadas de diseño hecho el Solid Edge

Tabla 8. Masa y pesos de los soportes.

Soporte	Masa (kg)	Peso (N)
S1	0,107841	1,0568418
S2	0,052676	0,5162248
S3	0,04521	0,443058
S4	0,20438	2,0029632

Fuente: Autor

3.1.2.3 Peso total del sistema. El peso total, se establece con la suma del peso de la mano con los pesos de los soportes (Ver Tabla 9)

Tabla 9. Pesos totales del sistema.

Subconjunto	Peso de la mano (N)	Peso del Soporte (N)	Peso Total (N)
Dedos, menos el pulgar más S1	1,1858	1,0568418	2,2426418
Palma más S2	1,5582	0,5162248	2,0744248
Pulgar más S3	0,40768	0,443058	0,850738
Mano más S4	3,136	2,0029632	5,1389632

Fuente: Autor

3.2 RESISTENCIA DEL MATERIAL

3.2.1 Análisis de esfuerzos. A continuación, con base en el diseño establecido en la Figura 17, se hace un análisis de esfuerzos, usando el criterio de falla de Von Mises, para determinar si el material seleccionado y su espesor, son los adecuados, para resistir las cargas durante la operación de la máquina para el tratamiento y prevención del síndrome del túnel del carpo (STC). Con base en el peso total calculado para cada subconjunto de la tabla 8, se procede a aplicar el programa por análisis de elementos finitos ALGOR, para determinar las

deformaciones, y los esfuerzos que se generan en cada elemento. Para los datos de entrada hay que tener en cuenta los datos del material que se va a utilizar para la construcción (Ver Tabla 10),

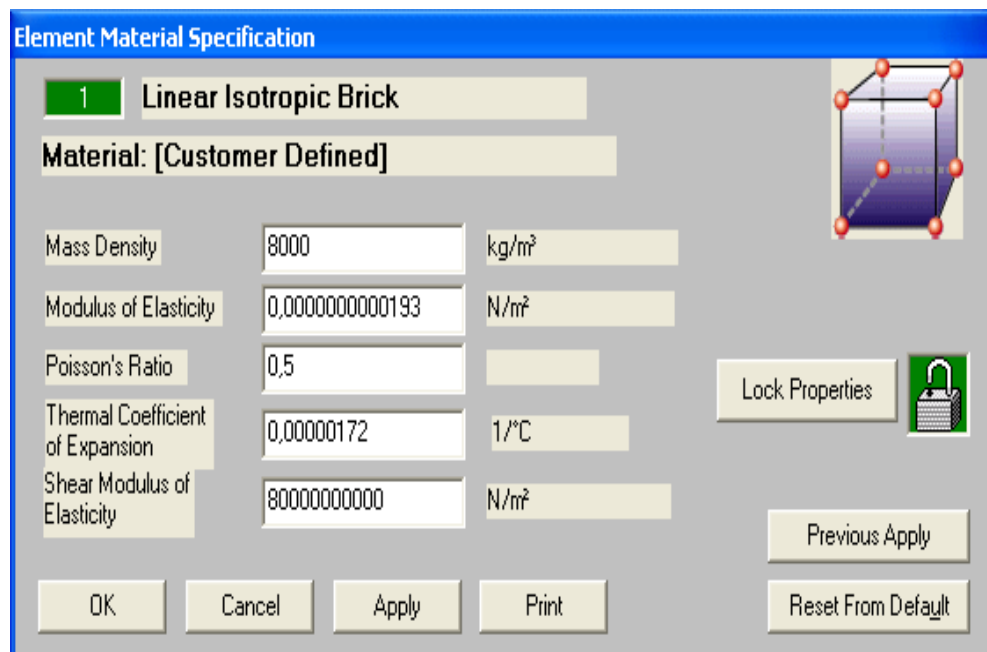
Tabla 10. Propiedades del acero inoxidable AISI 304

Densidad	Módulo de elasticidad	Coefficiente térmico de expansión	Módulo elástico de cizalladura
8000 Kg/m ³	1,93 x 10 ¹¹ N/m ²	17.2x10 ⁻⁶ 1/°C	8x10 ¹⁰ N/m ²

Fuente. Autor

En el programa de análisis de elementos finitos ALGOR se ingresan los datos de entrada que determinan las propiedades de material (Ver Figura 21)

Figura 21. Datos de entrada en ALGOR



Fuente. Programa Algor

3.2.1.1 Tensión de Von Mises. Para entender con más calidad el concepto de la tensión de Von Mises, se ampliará este concepto.

En un cuerpo elástico que está sujeto a un sistema de cargas en 3 dimensiones, se desarrollan una serie de tensiones que actúan de manera local en distintas direcciones, y cuya magnitud y dirección cambia de punto a punto.

El criterio de Von Mises, es un índice que tiene en cuenta las múltiples combinaciones de las cargas que actúan sobre un cuerpo y obtiene un índice que determina el punto o los puntos donde es más posible que ocurra una deformación permanente en el material analizado. En ingeniería de estructuras, se usa el criterio de Von Mises, en el contexto de las teorías de falla, como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles. Permite determinar si los esfuerzos que se producen sobre el elemento son permisibles (Sajeel & Lleixà, 2010).

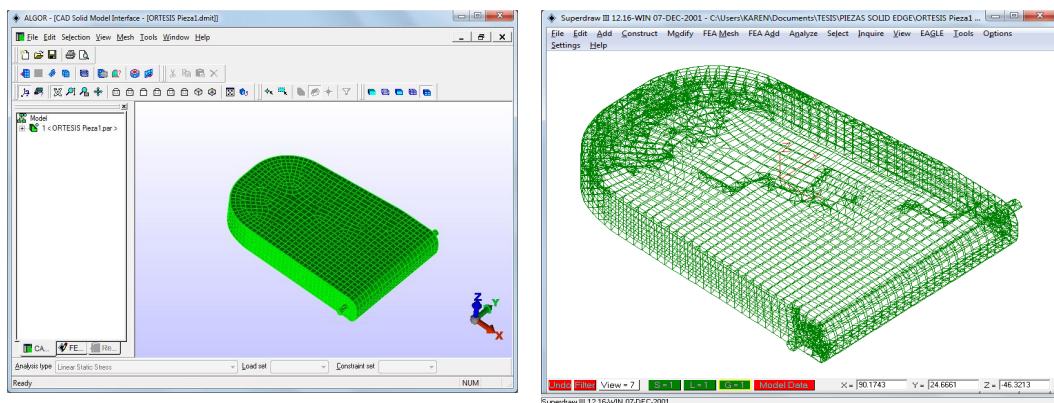
¡ Analisis de esfuerzo

Soporte S1

Fuerza aplicada $F_1 = 2,2426418 \text{ N}$ (Ver Tabla 9)

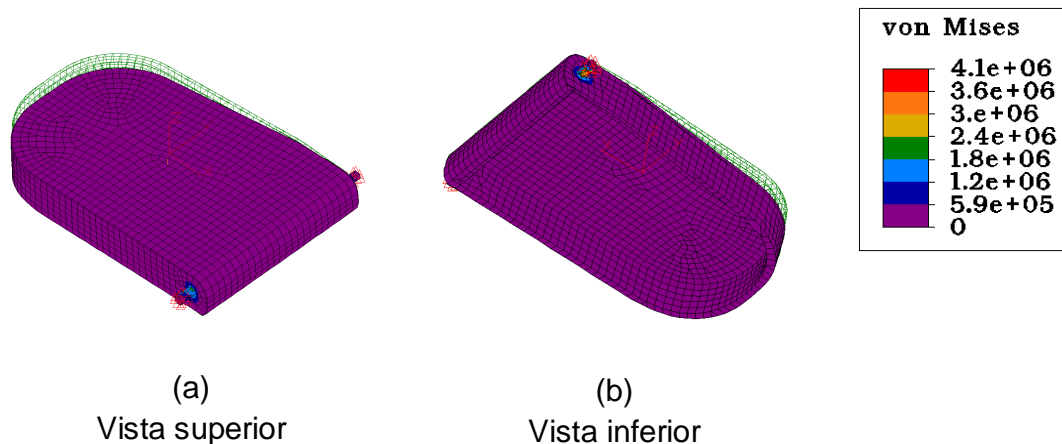
En la Figura 22, se puede ver el tipo de enmallado que se aplica para el segmento S1 en ALGOR

Figura 22. Proceso de enmallado en Algor Soporte S1



Fuente. Autor

Figura 23. Análisis en Algor Soporte S1. Von Mises.



Fuente autor

Con el análisis de tensión de Von Mises (Ver Figura 23) se puede observar, por medio del código de colores, el esfuerzo sobre el soporte S1 de la ortesis, este muestra que la combinación de esfuerzos varía entre los 0 Pa de tensión mínima (color morado) y $4,1 \times 10^6$ Pa de tensión máxima (color rojo). El valor máximo se genera en los extremos del eje de S1, visualizándose así, que este es uno de los puntos críticos en el sistema. El límite elástico del material del eje es de:

$$\sigma_y = 1,93 \times 10^{11} \text{ Pa}$$

El factor de seguridad, se calcula con la ecuación 3:

$$F_s = \sigma_y / \sigma_{VM} \quad (3)$$

Donde

F_s = Factor de seguridad, empleando el criterio de Von Mises.

σ_y = Resistencia a la fluencia [MPa] (Resistencia real del material).

σ_{VM} = Esfuerzo de Von Mises, [MPa] (Resistencia requerida).

De la ecuación 3, se halla factor de seguridad (F_s), para el soporte S1.

$$F_s (S1) = 1,93 \times 10^{11} \text{ Pa} / 4,1 \times 10^6 \text{ Pa}$$

$$F_s (S1) = 4,707 \times 10^4$$

Para que el elemento sea seguro con las cargas aplicadas, el factor de seguridad Debe ser mayor que 1.

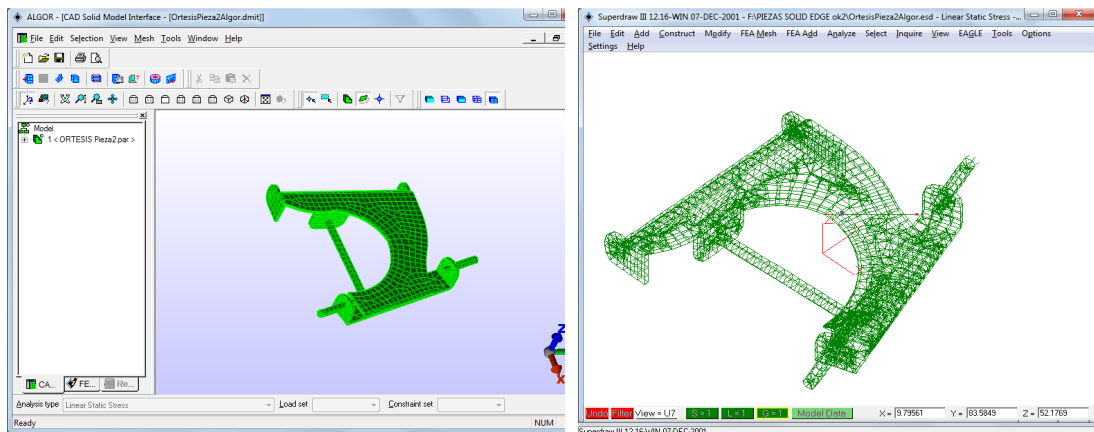
El factor de seguridad del soporte S1 es muy alto, pero debido a la forma compleja del soporte, a las zonas delgadas, y a que se deben realizar soldaduras para obtener la forma compleja deseada, no se puede elegir un material de menor espesor, porque con la soldadura hay la tendencia a romper la lámina, lo que impediría construir el elemento. Con una lámina más delgada, aunque se pueda resistir la carga aplicada, se corre el riesgo que se pandee, y en consecuencia, se pierda la funcionalidad de la parte. Además, como los elementos son muy pequeños, se corre el riesgo que el calor de la soldadura lo deforme. Las zonas de tensión están por debajo del límite elástico del material que es de $1,93 \times 10^{11}$ Pa y el resultado muestra un factor de seguridad alto, esto indica que el soporte es seguro.

Soporte S2

Fuerza aplicada $F_2 = 2,0744248$ N (Ver Tabla 9)

En la Figura 24, se puede ver el tipo de emallado que se aplica para el segmento S2 en ALGOR

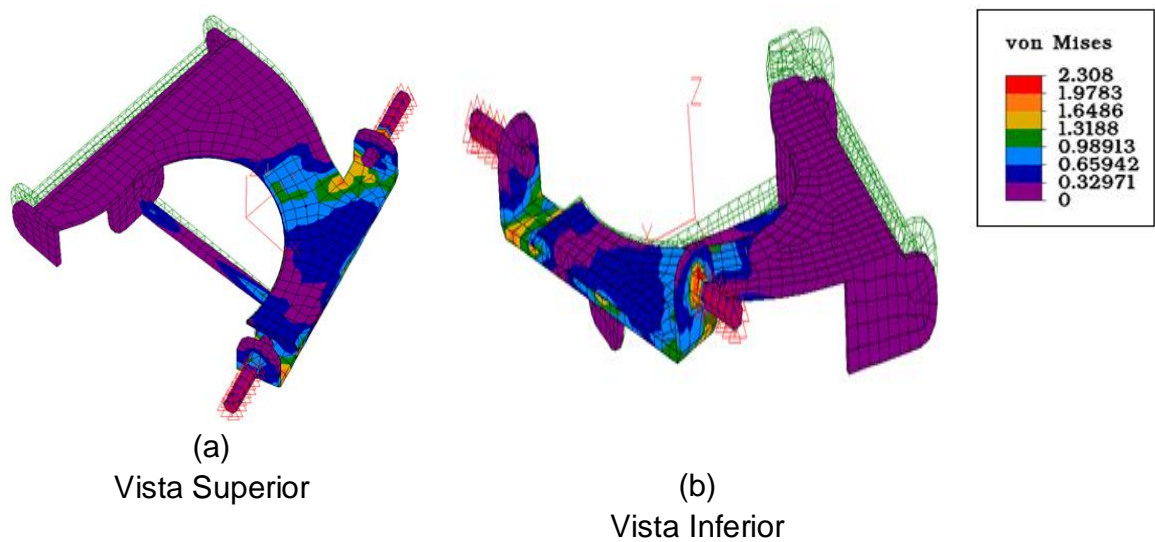
Figura 24. Proceso de emallado en Algor Soporte 2



Fuente: Autor

Con el análisis de tensión de Von Mises (Ver Figura 25) se puede observar, por medio del código de colores, el esfuerzo sobre el soporte S2 de la ortesis, este muestra que la combinación de esfuerzos varía entre los 0 Pa de tensión mínima (color morado) y 2,308 Pa de tensión máxima (color rojo). El valor máximo está ubicado en uno de los ejes, esto demuestra que este es uno de los puntos críticos en el sistema.

Figura 25. Análisis en Algor Soporte S2. Von Mises



Fuente autor

De la ecuación 3 se halla factor de seguridad F_s , para el soporte S2

$$F_s (S2) = 1,93 \times 10^{11} \text{ Pa} / 2,308 \text{ Pa}$$

$$F_s (S2) = 8,362 \times 10^{10}$$

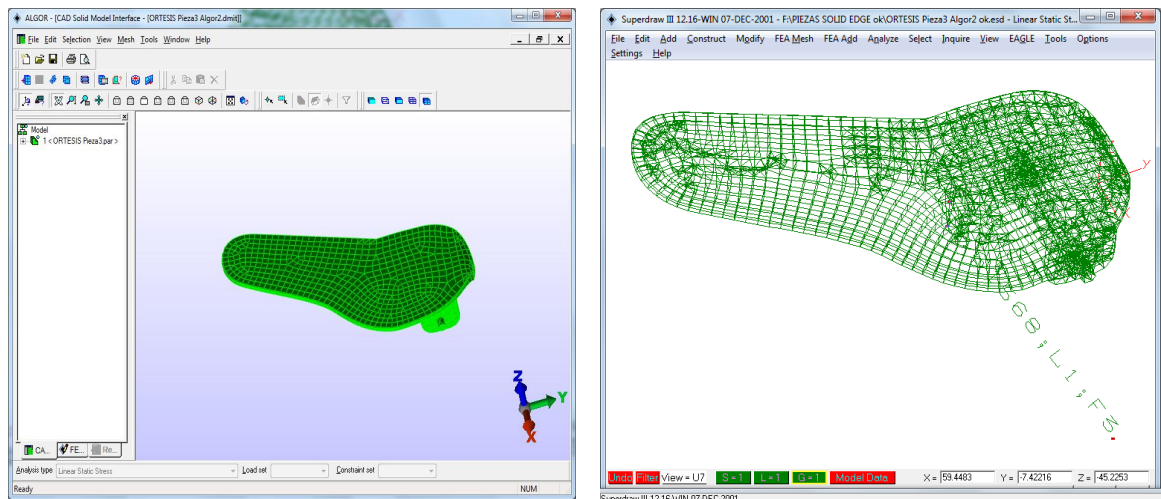
El factor de seguridad del soporte S2 es muy alto, pero debido a la forma compleja del soporte, a las zonas delgadas, y a que se deben realizar soldaduras para obtener la forma compleja deseada, no se puede elegir un material de menor espesor, porque con la soldadura hay la tendencia a romper la lámina, lo que impediría construir el elemento. Con una lámina más delgada, aunque se pueda resistir la carga aplicada, se corre el riesgo que se pandee, y en consecuencia, se pierda la funcionalidad de la parte. Además, como los elementos son muy pequeños, se corre el riesgo que el calor de la soldadura lo deforme. Las zonas de tensión están por debajo del límite elástico del material que es de $1,93 \times 10^{11}$ Pa y el resultado muestra un factor de seguridad alto, esto indica que el soporte es seguro.

Soporte S3

Fuerza aplicada $F_3 = 0,850738$ N (Ver Tabla 9)

En la Figura 26, se puede ver el tipo de emallado que se aplica para el segmento S3 en ALGOR

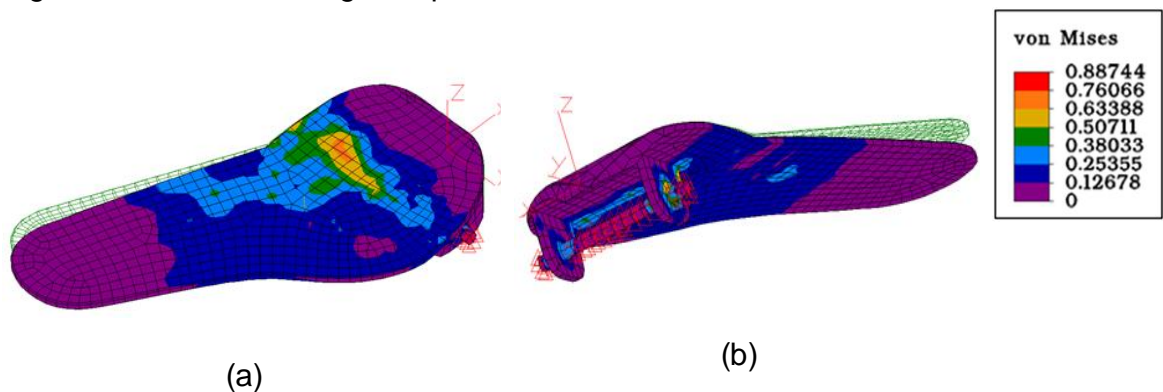
Figura 26. Proceso de emallado en Algor Soporte S3



Fuente. Autor

Con el análisis de tensión de Von Mises (Ver Figura 27) se puede observar, por medio del código de colores, el esfuerzo sobre el soporte S3 de la ortesis, este muestra que la combinación de esfuerzos varía entre los 0 Pa de tensión mínima (color morado) y 0,88744 Pa de tensión máxima (color rojo). El valor máximo está ubicado en uno de los ejes, esto demuestra que este es uno de los puntos críticos en el sistema.

Figura 27. Análisis en Algor Soporte S3. Von Mises



Fuente. Autor

De la ecuación 3 se halla factor de seguridad F_s , para el soporte S3

$$F_s (S3) = 1,93 \times 10^{11} \text{ Pa} / 0,88744 \text{ Pa}$$

$$F_s (S2) = 2,175 \times 10^{11}$$

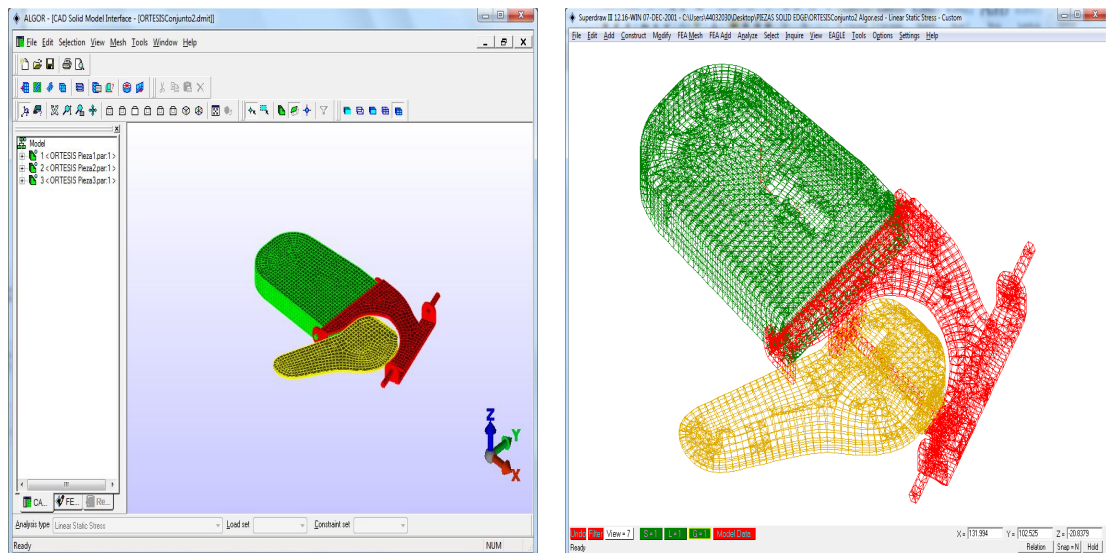
El factor de seguridad del soporte S3 es muy alto, pero debido a la forma compleja del soporte, a las zonas delgadas, y a que se deben realizar soldaduras para obtener la forma compleja deseada, no se puede elegir un material de menor espesor, porque con la soldadura hay la tendencia a romper la lámina, lo que impediría construir el elemento. Con una lámina más delgada, aunque se pueda resistir la carga aplicada, se corre el riesgo que se pandee, y en consecuencia, se pierda la funcionalidad de la parte. Además, como los elementos son muy pequeños, se corre el riesgo que el calor de la soldadura lo deforme. Predominan zonas de tensión que están por debajo del límite elástico del material que es de $1,93 \times 10^{11} \text{ Pa}$ y el resultado muestra un factor de seguridad alto, esto indica que el soporte es seguro.

Soporte S4

Fuerza aplicada $F_4 = 5,1389632 \text{ N}$ (Ver Tabla 9)

En la Figura 28, se puede ver el tipo de emallado que se aplica para el segmento S5 en ALGOR

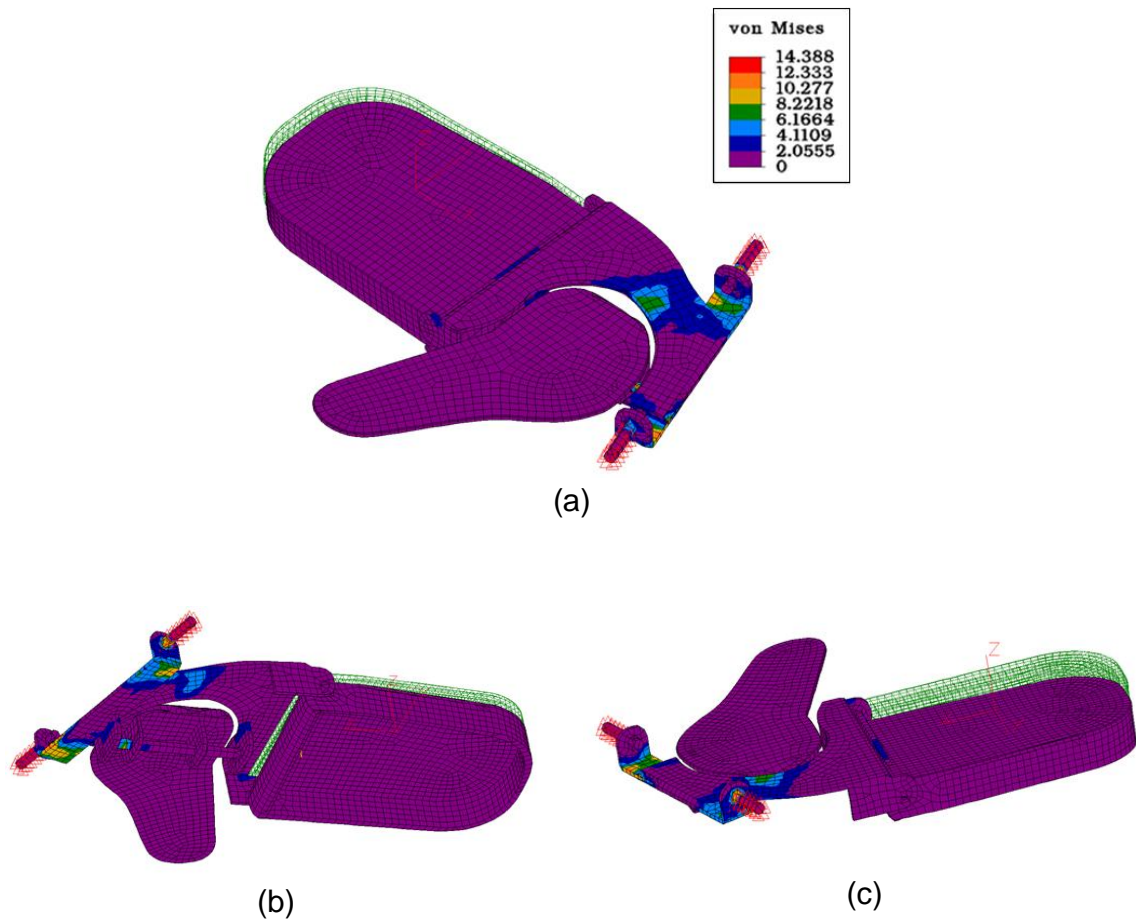
Figura 28. Proceso de emallado en Algor Conjunto S4



Fuente. Autor

Con el análisis de tensión de Von Mises (Ver Figura 29) se puede observar, por medio del código de colores, el esfuerzo sobre soporte S4, este muestra que la combinación de esfuerzos, varía entre los 0 Pa de tensión mínima (color morado), y 14,388 Pa de tensión máxima (Color rojo), este valor está ubicado en uno de los ejes, esto demuestra que este es uno de los puntos críticos en el sistema.

Figura 29. Análisis en Algor Conjunto Von Mises soporte S4



Fuente. Autor

De la ecuación 3 se halla factor de seguridad F_s , para el soporte S4

$$\begin{aligned}
 F_s (S4) &= 1,93 \times 10^{11} \text{ Pa} / 0,88744 \text{ Pa} \\
 F_s (S4) &= 2,175 \times 10^{11}
 \end{aligned}$$

El factor de seguridad del soporte S4 es muy alto, pero debido a la forma compleja del soporte, a las zonas delgadas, y a que se deben realizar soldaduras para

obtener la forma compleja deseada, no se puede elegir un material de menor espesor, porque con la soldadura hay la tendencia a romper la lámina, lo que impediría construir el elemento. Con una lámina más delgada, aunque se pueda resistir la carga aplicada, se corre el riesgo que se pandee, y en consecuencia, se pierda la funcionalidad de la parte. Además, como los elementos son muy pequeños, se corre el riesgo que el calor de la soldadura lo deforme. Predominan zonas de tensión que están por debajo del límite elástico del material que es de $1,93 \times 10^{11}$ Pa y el resultado muestra un factor de seguridad alto, esto indica que el soporte es seguro.

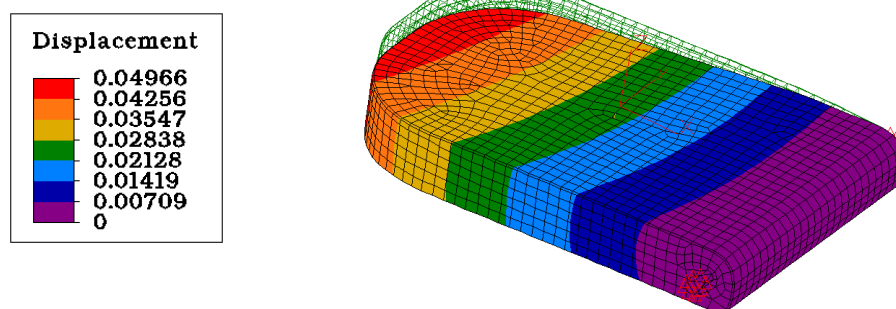
¡ Análisis de desplazamiento

Soporte S1

El código de colores para el desplazamiento del soporte 1 (Ver Figura 30) en función de la fuerza aplicada F_1 (Ver tabla 9), muestra que el máximo desplazamiento se encuentra en los extremos del eje y en el apoyo de las puntas de los dedos.

Este desplazamiento es de 0,04966 mm en el eje z. Este valor muestra que no hay deformación del material.

Figura 30. Análisis en Algor Soporte S1. Desplazamiento.

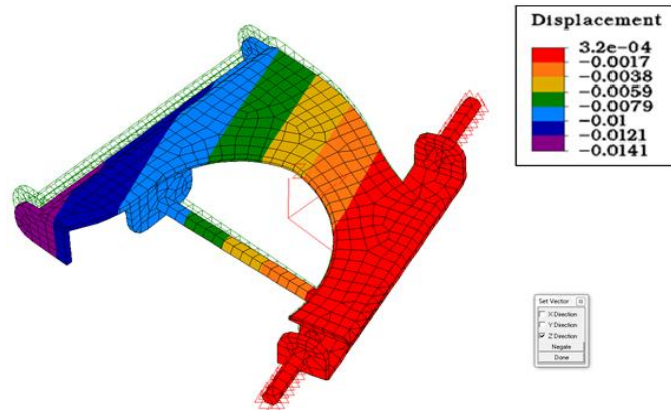


Fuente: Autor

Soporte S2

Desplazamiento del soporte 2 en función de la fuerza aplicada F2 (Ver Figura 31), muestra que el máximo desplazamiento se sitúa en la parte donde esté ubicado el eje, lo que genera un desplazamiento de hasta 0.00032 mm en el eje z.

Figura 31. Análisis en Algor Soporte S2. Desplazamiento

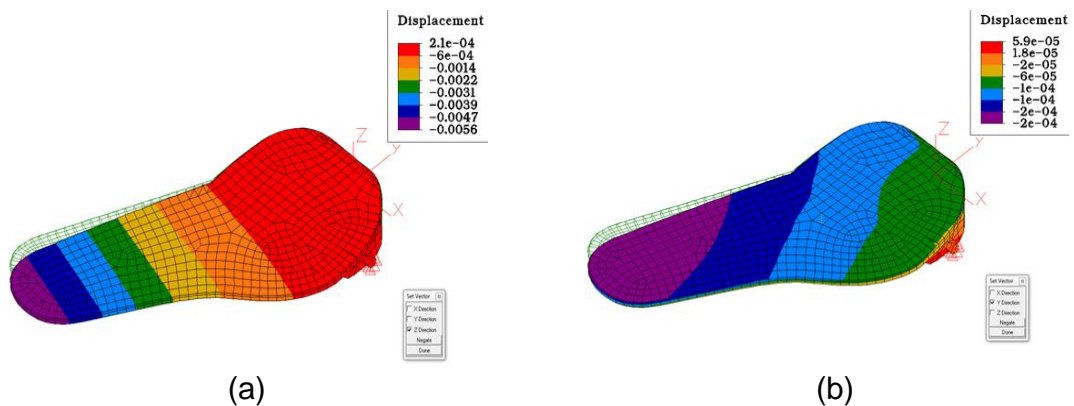


Fuente autor

Soporte S3

Desplazamiento del soporte 3 en función de la fuerza aplicada F3 (Ver Figura 32), muestra que el máximo desplazamiento se sitúa en la parte donde esté ubicado el eje, lo que genera un desplazamiento de hasta 0.00021 mm en el eje z (Ver Figura 32a) y 0.000059 en el eje y (Ver Figura 32b).

Figura 32. Análisis en Algor Soporte S3. Desplazamiento

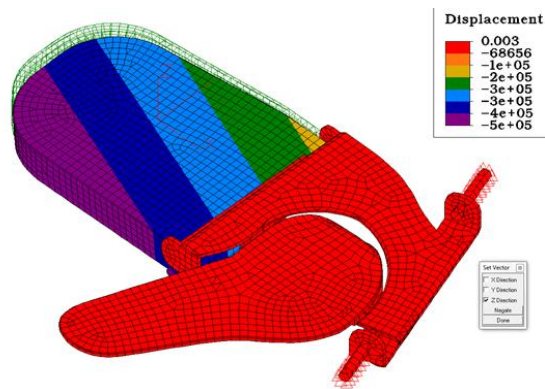


Fuente. Autor

Soporte S4

Desplazamiento del conjunto en función de la fuerza aplicada F4 (Ver Figura 33), muestra que el máximo desplazamiento se sitúa en la parte donde esté ubicado el eje, lo que genera un desplazamiento de hasta 0.003 mm en el eje z.

Figura 33. Análisis en Algor Soporte S4. Desplazamiento



Fuente. Autor

4. SISTEMA DE ACCIONAMIENTO

4.1 TORQUE Y POTENCIA

Ya establecidos los diferentes pesos que se aplican en el dispositivo, se hallan la potencia y el torque necesarios para el funcionamiento.

Según estudios y análisis terapéuticos, para tratar y prevenir el STC se requieren una serie de movimientos adecuados con una repetitividad de 10 a 30 flexiones por minuto.

Con estas especificaciones, para el funcionamiento de la ortesis se tiene en cuenta el valor máximo de velocidad angular w de 30 revoluciones por minuto:

$$w = 30 \text{ rpm} = 30 \frac{\text{rev}}{\text{min}}$$

Se estable la conversión de revoluciones/minuto a radianes/segundo:

$$w = \frac{30 \text{ rev}}{1 \text{ min}} \times \frac{2\pi \text{ rad}}{1 \text{ rev}} \times \frac{1 \text{ min}}{60 \text{ s}} = 3,141 \text{ rad/s}$$

Para 30 veces la velocidad angular (w) es:

$$w = 3,141 \text{ rad/s}$$

Se halla la potencia necesaria del motor para el rango de valores de la revolución. La ecuación de potencia es:

$$P = T \times w \quad (4)$$

Donde:

$P =$ Potencia [W]

$T =$ Torque [Nm]

$w:$ Velocidad angular [rad/s]

Para hallar el torque se tiene:

$$T = F \times r \quad (5)$$

Donde:

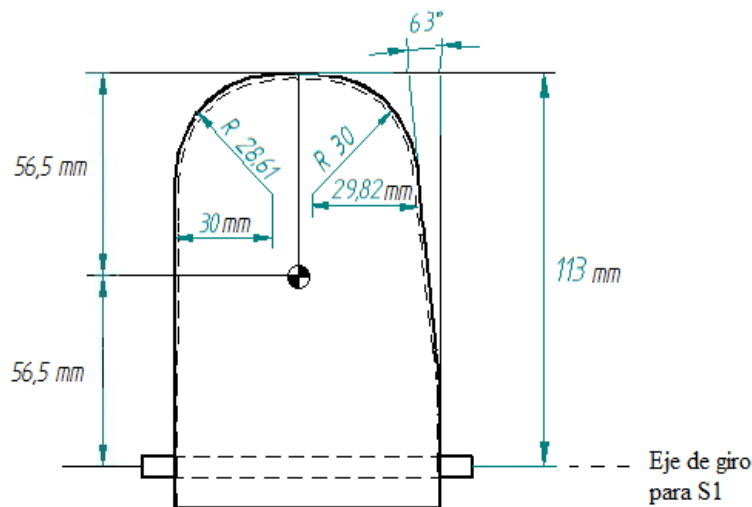
F = Fuerza aplicada [N] (Ver Tabla 9).

r = radio del engranaje unido al motor [m].

Se hallan los torques para cada uno de los soportes y se establece el radio de cada pieza teniendo en cuenta en centro de gravedad de cada uno de ellas y del conjunto. (La fuerza F que se utiliza para cada soporte es la total, esto quiere decir que incluye la fuerza del soporte y la fuerza del segmento corporal de la mano indicada para cada soporte)

a.) Para S1 se establece un radio r_1 de 0,0565 m y una fuerza F_1 de 2,242642 N (Ver Figura 34)

Figura 34. Dimensiones del soporte S1



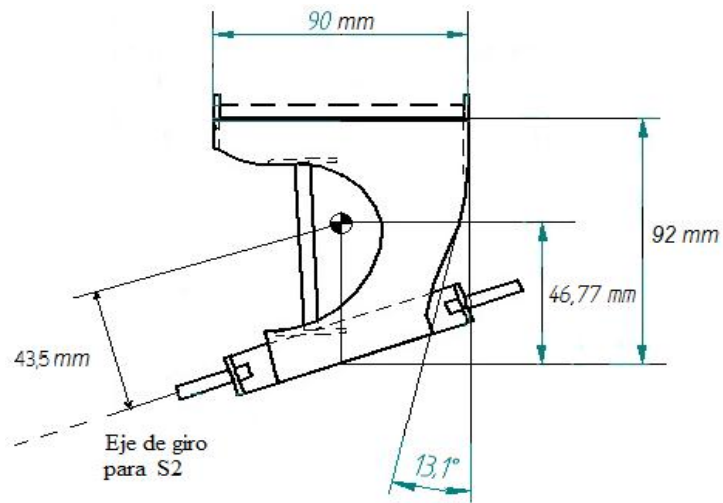
Fuente: Autor

$$T1 = F_1 \times r_1$$

$$T1 = 2,242642N \times 0,0565 m = 0,126709 N\cdot m$$

b.) Para S2 se establece un radio r_2 de 0,0435 m y una fuerza F_2 de 2,074425 N (Ver Figura 35)

Figura 35. Dimensiones del soporte S2



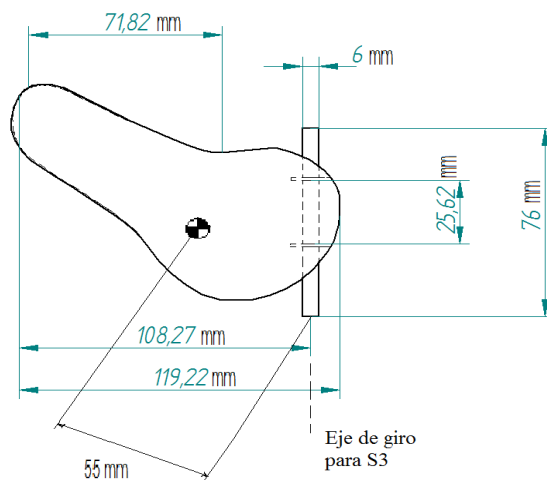
Fuente. Autor

$$T_2 = F_2 \times r_2$$

$$T_2 = 2,074425 \text{ N} \times 0,0435 \text{ m} = 0,090237 \text{ N}\cdot\text{m}$$

c.) Para S3 se establece un radio r_3 de 0,055 m y una fuerza F_3 de 0,850738 N (Ver Figura 36)

Figura 36. Dimensiones del soporte 3



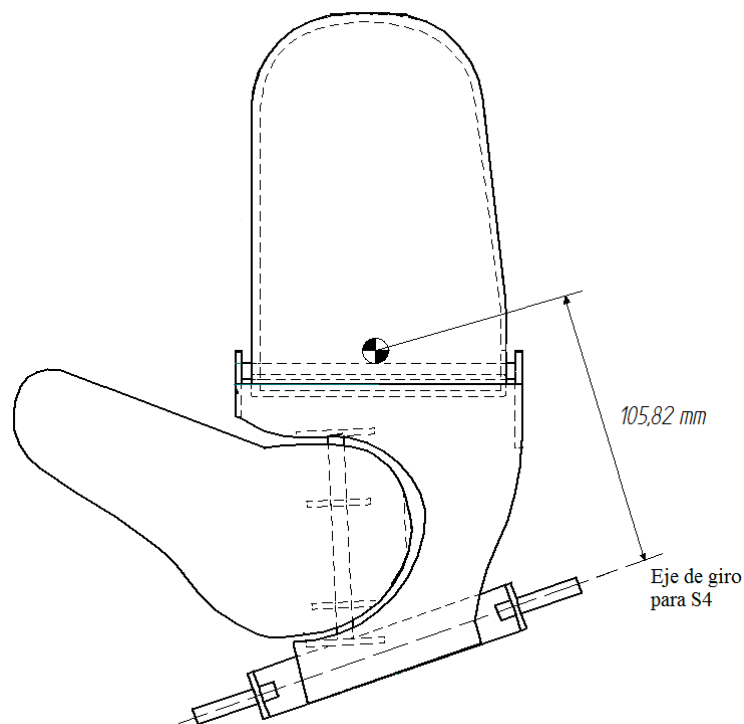
Fuente: Autor

$$T3 = F_3 \times r_3$$

$$T3 = 0,850738 \text{ N} \times 0,055 \text{ m} = 0,046791 \text{ N-m}$$

d.) Para S4, se establece un radio r_4 de 0,1058 m y una fuerza F_4 de 5,138963 N (Ver Figura 37)

Figura 37. Dimensiones del conjunto de dedos y palma



Fuente: Autor

$$T4 = F_4 \times r_4$$

$$T4 = 5,138963 \text{ N} \times 0,1058 \text{ m} = 0,543702 \text{ N-m}$$

Utilizando a ecuación 4 se halla la potencia para cada uno de los soportes (Ver Tabla 11):

Tabla 11. Datos potencia de los soportes de la ortesis

Soporte	Potencia nominal (W)
S1	0,398121
S2	0,283526
S3	0,147016
S4	1,708313

Fuente: Autor

4.2 SELECCIÓN DEL ACTUADOR

Según estudios y análisis terapéuticos, se establecen ejercicios para tratar y prevenir el STC, los cuales requieren una serie de movimientos adecuados.

Según especialistas, para lograr un óptimo desarrollo, se establece que cada movimiento debe tener una repetitividad de 10 a 30 flexiones por minuto. Para la ortesis desarrollada en el presente proyecto, se tendrá en cuenta un máximo de 30 flexiones de mano por minuto.

Cada flexión de mano es equivalente a una vuelta en el eje de salida del servomotor.

Al tener el valor del torque (sección 4.1) se halla la potencia nominal. Para esto, se determinan los rangos de la velocidad angular en radianes/segundo, el requerimiento máximo del motor es de 3,142 rad/s.

Con los valores de las potencias nominales P , se hallan las potencia reales teniendo en cuenta factores de seguridad:

Eficiencia mecánica = 0,8

Eficiencia eléctrica = 0,85

Factor de seguridad = 10 (Este valor se toma teniendo en cuenta, la posibilidad que el paciente se apoye de manera drástica en el dispositivo)

$$P_{real} = \text{Potencia Nominal} \times 1/Ef. \text{ Mecánica} \times 1/Ef. \text{ Electrica} \times \text{Factor de uso} \quad (6)$$

$$P_{real} = P \times 1/0,8 \times 1/0,85 \times 10 \text{ [W]}$$

$$P_{real} = 14.71 \times P$$

Según el análisis, los datos obtenidos son (Ver Tabla 12):

Tabla 12. Datos de la fuerza, el torque y la potencia de los soportes de la ortesis

Soporte	Fuerza (Peso total) (N)	Radio (m)	Torque (N-m)	Potencia nominal (W)	Potencia real (W)
S1	2,242642	0,056500	0,126709	0,398121	5,854713239
S2	2,074425	0,043500	0,090237	0,283526	4,169502329
S3	0,850738	0,055000	0,046791	0,147016	2,162000497
S4	5,138963	0,105800	0,543702	1,708313	25,12224481

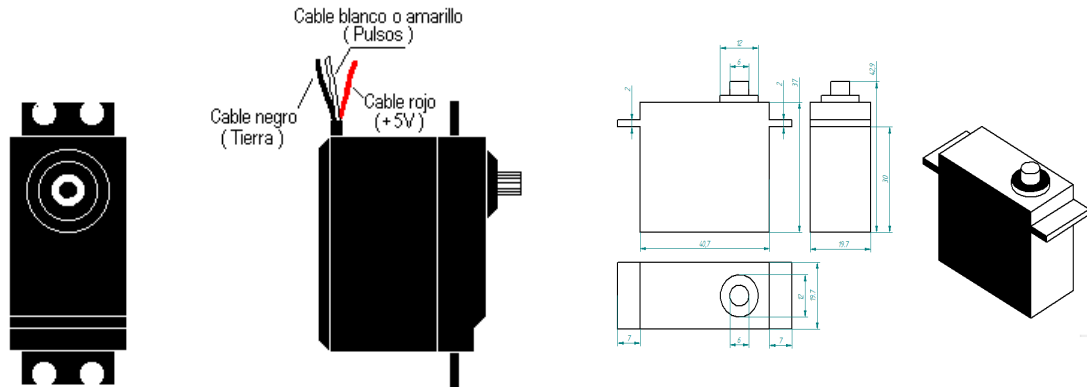
Fuente: Autor

Para esta aplicación, la opción elegida para suministrar el movimiento son cuatro servomotores (Ver Figura 38), ya que son dispositivos pequeños, que poseen un eje que puede ser llevado a posiciones angulares específicas al enviar una señal codificada y, adicionalmente, el eje permanece en la posición definida a pesar de la aplicación de carga.

Si existe una señal codificada en la línea de la entrada, el servomotor mantendrá la posición angular del engranaje, si la señal codificada varia, la posición de los piñones cambia. Según los resultados de los cálculos desarrollados, se hallaron los valores de torque y potencia que son fundamentales en la selección del motor (Ver Tabla 12).

Según las características del servomotor, se compara el valor de torque el fabricante (Ver tabla 13), el valor del toque hallado (Ver tabla 12), para así determinar que si es el adecuado para la implementación del diseño.

Figura 38. Servomotor Futaba



Fuente. <http://www.info-ab.uclm.es/labelec/solar/electronica/elementos/servomotor.htm>

En la Tabla 12, se pueden observar las características de los servotomores seleccionados, a emplear en el prototipo.

Tabla 13. Características de servomotores seleccionados

Característica	Servomotor
Peso (gr)	55
Dimensiones (mm)	40,7*19.7*42,9
Torque (kg-cm)	8,5 (4,8V) - 10 (6 V)
Velocidad de operación	0.20 sec/60grados (4.8 V), 0,16 sec/60grados (6 V)
Voltaje (V)	4.8 ~ 7.2
Piñonería	Metálica

Fuente: Autor

Según los resultados del valor del torque, se establece que el servomotor es ideal para el diseño, ya que el valor máximo para la aplicación es de 5,54422 kg-cm, el torque del servomotor está en el rango de 8,5 kg-cm a 10 kg-cm.

5. SISTEMA DE CONTROL Y SENSÓRICA

5.1 POSICIONAMIENTO DE UN SERVOMOTOR

Para controlar un servomotor se indica su posición mediante una señal cuadrada de voltaje, el ángulo de ubicación del servo depende de la duración del nivel alto de la señal. Para este caso el margen de operación de la señal de alto esta en 1 y 2 ms, dando al motor los extremos de giro (0° y 180°, respectivamente). Para el ubicarlos en la posición central se establece el valor 1,5 ms, que se repite cada 10 ms.

Para hallar la duración del pulso t y conseguir el ángulo de posición deseado ϕ se utiliza la ecuación 7:

$$t = 1 + (\phi / 180^\circ) \quad (7)$$

Para la aplicación de los ángulos de giro deseado de los diferentes segmentos de la mano, se usa la siguiente tabla (Ver Tabla 14).

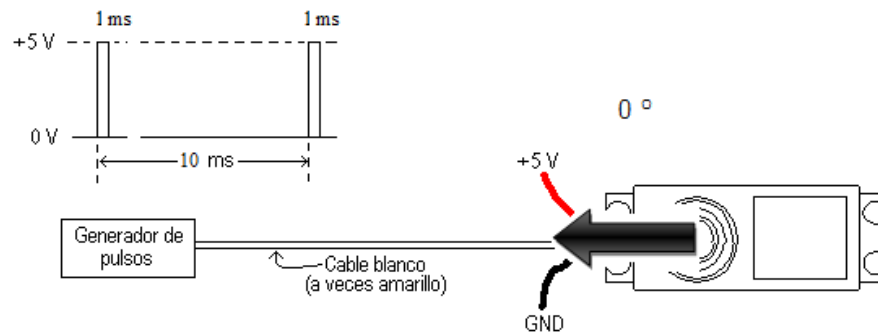
Tabla 14. Tiempos de duración de los impulsos

Segmentos	Angulo(°)		Tiempo(ms)
	1	57	1,317
Mano	2	52	1,289
		108	1,6
Dedos, sin incluir el pulgar		58	1,322
Pulgar		45	1,25

Fuente: Autor

Inicialmente se determina el ángulo inicial en la posición 0°, con un tiempo de operación de señal de 1 ms (Ver Figura 39)

Figura 39. Tiempo de duración del impulso y dirección obtenida del actuador para la posición inicial.

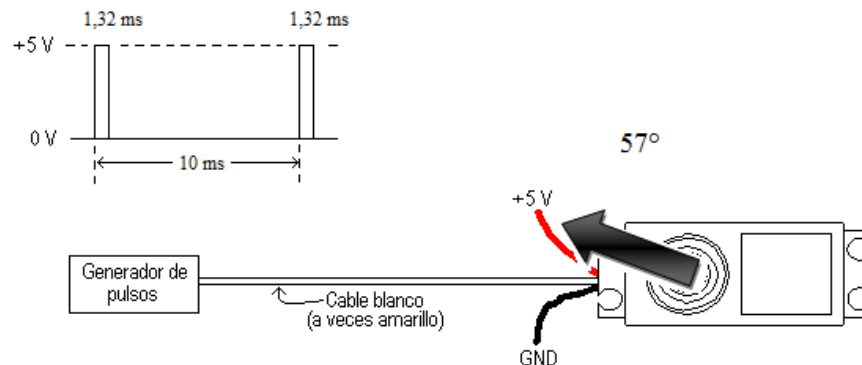


Fuente. Autor

Se toma el valor del ángulo de giro (Ver Tabla 1), que corresponde al movimiento de los dedos, sin incluir el pulgar, para hallar el tiempo de duración del impulso, empleando la ecuación 7 (Ver Figura 40)

$$t = 1\text{ms} + (/ 180^\circ) = 1\text{ms} + (58^\circ/180^\circ) = 1,322\text{ ms}$$

Figura 40. Tiempo de duración del impulso y dirección obtenida del actuador para la posición 1

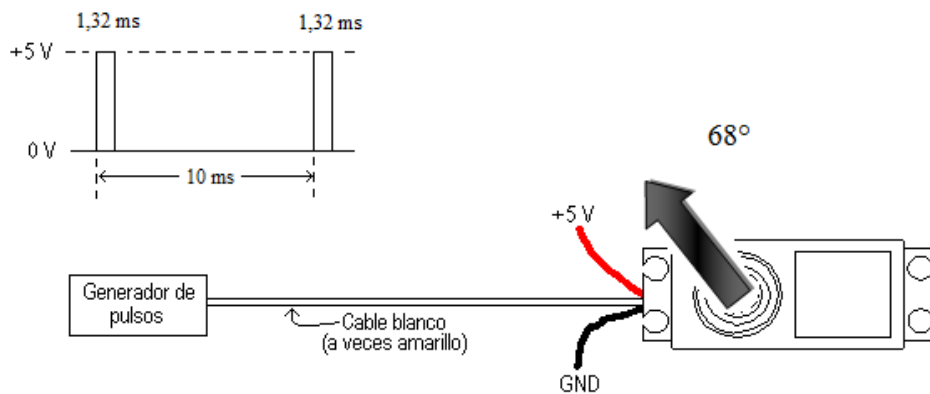


Fuente. Autor

Se toma el valor del segundo ángulo de giro (Ver Tabla 1), que corresponde al movimiento de la mano para hallar el tiempo de duración de impulso (Ver Figura 41)

$$t = 1\text{ms} + (1 / 180^\circ) = 1\text{ms} + (57^\circ/180^\circ) = 1,32\text{ ms}$$

Figura 41. Tiempo de duración del impulso y dirección obtenida del actuador para la posición

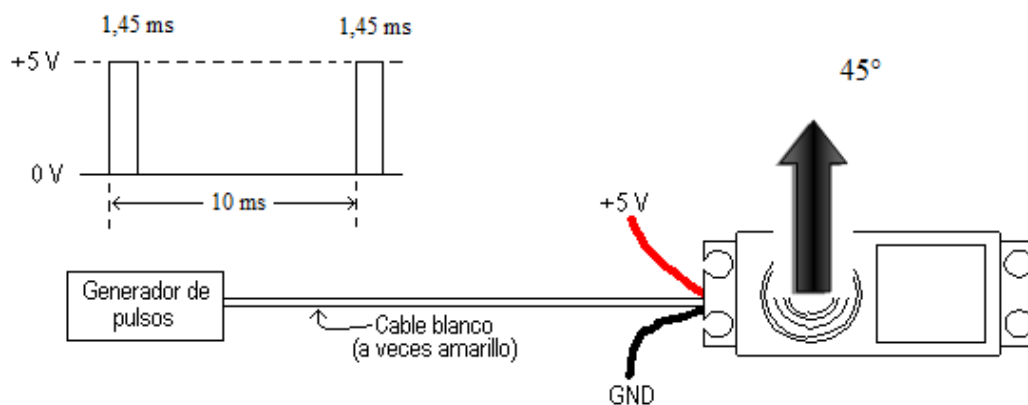


Fuente. Autor

Se toma el valor del segundo ángulo de giro (Ver Tabla 1) que corresponde la movimiento de la mano para hallar el tiempo de duración de impulso (Ver Figura 42).

$$t = 1\text{ms} + (1 / 180^\circ) = 1\text{ms} + (45^\circ/180^\circ) = 1,25\text{ ms}$$

Figura 42. Tiempo de duración del impulso y dirección obtenida del actuador para la posición .



Fuente. Autor.

5.1.2 Secuencia de movimientos de la ortesis. Se establecieron cuatro secuencias de movimiento para la ortesis, cada una ellas aplica cada uno de los segmento con su determinando número de repeticiones (Ver Tabla 15).

Tabla 15. Secuencia de movimientos

Secuencia 1	Segmento (Ver Tabla 15)	Ángulo(°)	Número de repeticiones
	S1	57	2
S4	52	1	
S1	57	2	
S3	90	2	
S4	52	2	
Secuencia 2	Segmento (Ver Tabla 15)	Ángulo(°)	Número de repeticiones
	S4	52	1
S1	57	2	
S4	52	1	
S1	57	1	
S3	90	2	
S1	57	2	
Secuencia 3	Segmento (Ver Tabla 15)	Ángulo(°)	Número de repeticiones
	S3	90	2
S1	57	1	
S3	90	2	
S4	52	2	
S1	57	2	
Secuencia 4	Segmento (Ver Tabla 15)	Ángulo(°)	Número de repeticiones
	S3	90	1
S1	57	1	
S4	52	1	
S1	57	1	
S3	90	5	
S4	52	1	
S3	90	1	
S1	57	1	
S4	52	1	

Fuente: Autor

Tabla 16. Nombre de los segmentos de la ortesis

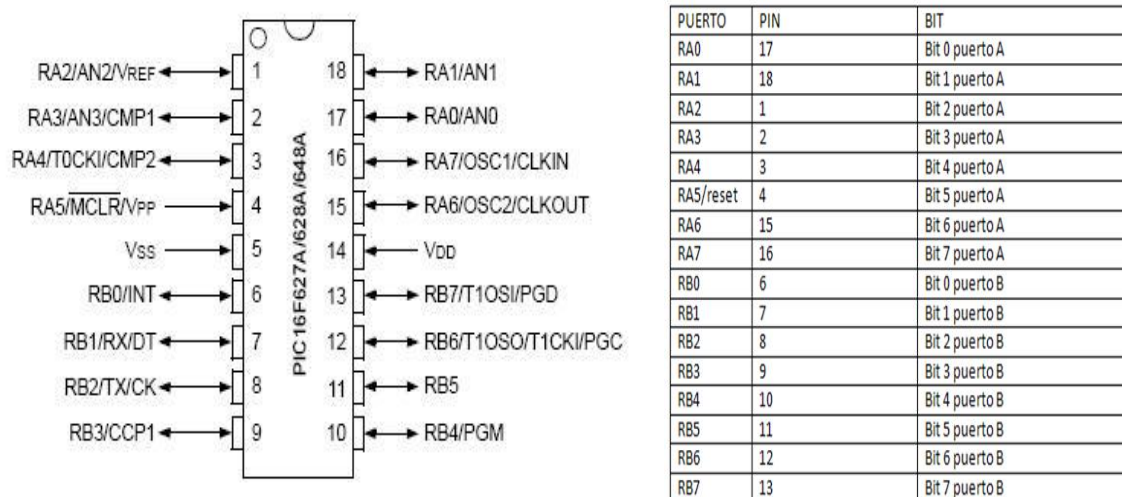
Nombre el Soporte	Segmento
S1	Soporte dedos
S2	Soporte palma
S3	Soporte pulgar
S4	Soporte mano
S5	Soporte antebrazo

Fuente. Autor

5.3 SELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR

Debido a que se requiere un elemento de control que ocupe el mínimo espacio posible, se escoge un microcontrolador, debido a su pequeño tamaño, confiabilidad, facilidad de ubicación y programación y su bajo costo. El seleccionado, es el PIC16F628A (Ver Figura 43). El PIC16F628A es un microcontrolador de 8 bit, que posee una arquitectura RISC avanzada, así como un juego reducido de 35 instrucciones+(Algarrey, 2011).

Figura 43. Diagrama de pines del PIC16F628A



Fuente: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/40044E.pdf>

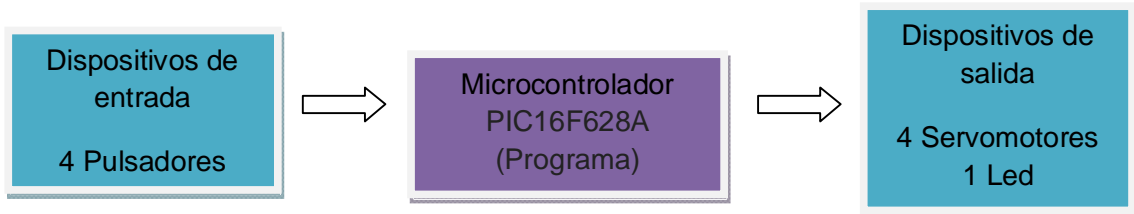
5.4 DISEÑO DE LA TARJETA DE CONTROL

5.4.1 Componentes

- Baquelita (fibra de vidrio): La tarjeta de circuito impreso o PCB se hizo en fibra de vidrio ya que este tiene muchas mas resistencia mecánica y es un excelente aislante. El programa utilizado para el diseño fue Circuit Maker (Ver Figura 45)
- 4 pulsadores: en ellos se implementaran las 4 secuencias ya establecidas (Ver Tabla 15) para los movimientos de la ortesis
- Regulador de voltaje 7805, regulador de tensión positiva de 5 Volts a 1A, la tensión y corriente justa que necesita el PIC para funcionar.
- Regulador de voltaje ajustable LM317T, ideal para una salida de voltaje variable (1.5 V a 15.0 Voltios) con capacidad de entrega de corriente continua de hasta de 1.5 Amperios.
- Bornera azul de 2 pines.
- Condensador 220uf 16v Electrolítico.
- 4 Resistencias 3,3 kohm
- 1 Resistencias 1 kohm
- 1 Resistencias 220 ohm
- Pic16F628A.
- 4 Servomotores.
- Fuente de Poder AC de 12V, 2ª
- Top trimmer potentiometer resistor 1 kohm

5.4.2 Control de los Servomotores. Para la programación del microcontrolador Pic16f628a se determinan los dispositivos de entrada, que son cuatro pulsadores correspondientes a cada secuencia de ejercicios y los dispositivos de salidas, que son cuatro servomotores y un led de respuesta a las rutinas (Ver Figura 44).

Figura 44. Diagrama del sistema para el microcontrolador implementado en la Ortesis para tratar y prevenir el STP



Fuente: Autor

Cada uno de los cuatro pulsadores, al ser oprimidos independientemente cumple una secuencia de movimientos de las diferentes partes de la ortesis, esta acción se ejecuta por medio de los servomotores, los cuales responden a la programación del microcontrolador. El sistema está proyectado para que inicialmente la ortesis quede en posición neutra y cuando ya esté en ese estado, se oprima alguno de los pulsadores y este genere la secuencia programada. La configuración del circuito es la siguiente:

Entradas:

Pulsador A conectado al pin 6 . Bit 0 puerto B.

Pulsador B conectado al pin 7 . Bit 1 puerto B.

Pulsador C conectado al pin 8 . Bit 2 puerto B.

Pulsador D conectado al pin 9 . Bit 3 puerto B.

Salidas:

Servomotor S1 conectado al pin 10 . Bit 4 puerto B.

Servomotor S2 conectado al pin 11 . Bit 5 puerto B.

Servomotor S3 conectado al pin 12 . Bit 6 puerto B.

Led conectado al pin 17

Conectados a los pin 6 7 8 9 se conecta resistencia de 10k.

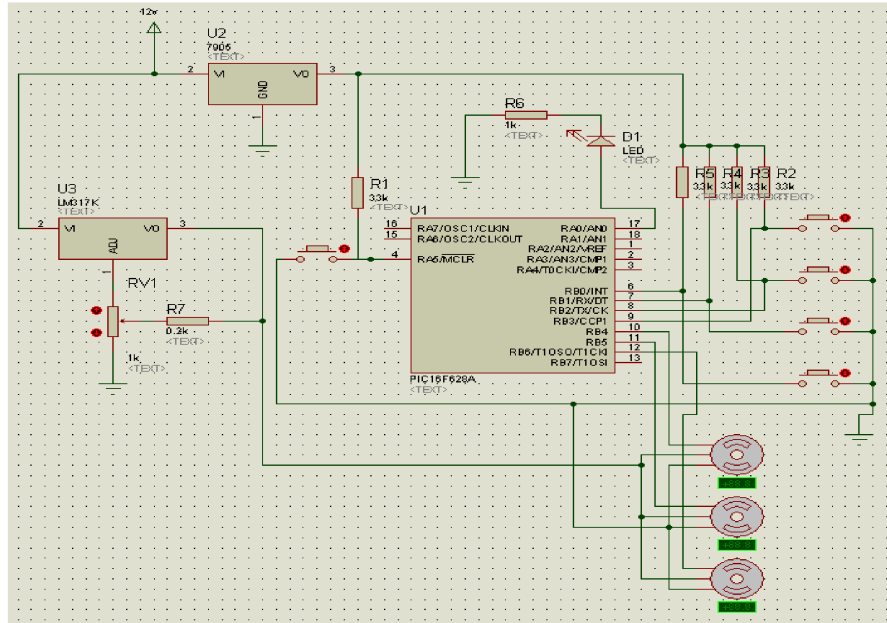
Pulsador Reset del microcontrolador conectado al pin 4.

Voltaje de entrada 12V a 2A.

Para el voltaje entrada a los servomotores se coloca un regulador de voltaje LM317T para estar dentro del rango de 4.8 V a 7.2V.

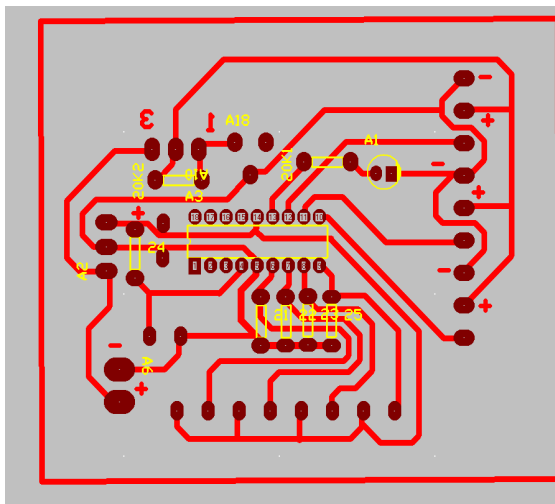
Para proteger el microcontrolador se coloca un regulador de voltaje 7805 de 5V a 1A, la tensión y corriente justa que necesita el PIC para funcionar. El circuito de control para el PIC16F628A se puede ver en la figura 44.

Figura 45. Circuito de control para servomotor

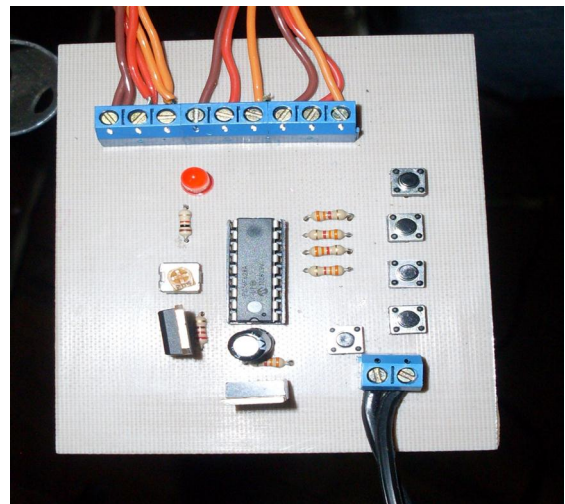


Fuente. Autor

Figura 46. Circuito de control para servomotor utilizando un Pic16F628A



(a) Impresión del circuito



(b) Circuito en fisico

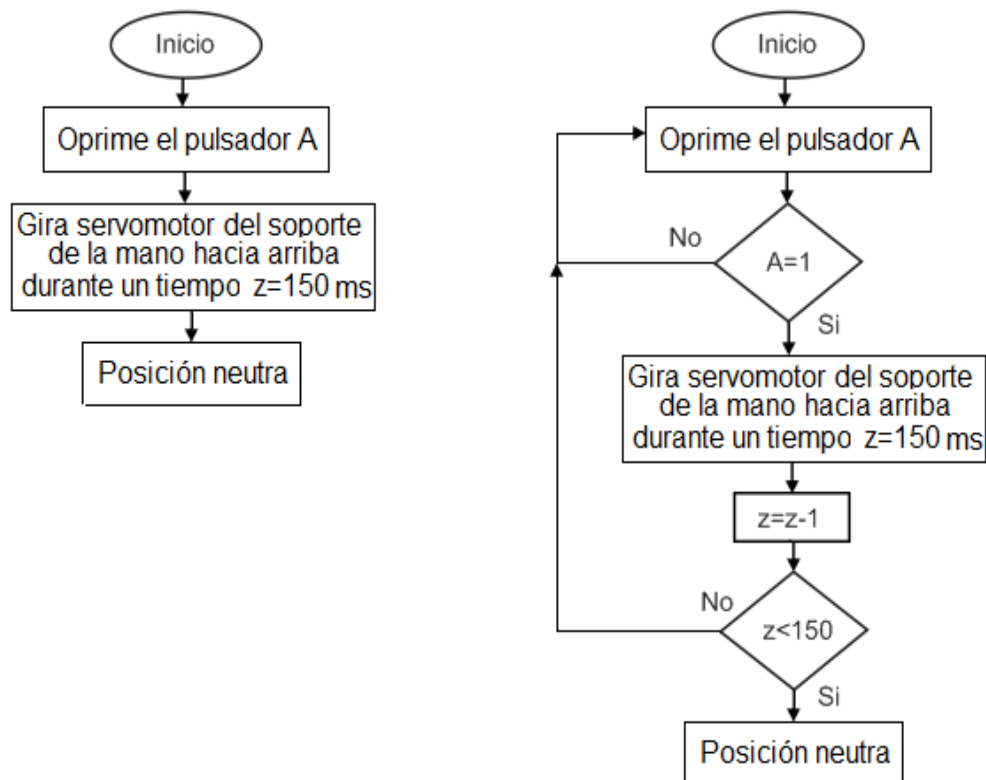
Fuente: Autor

5.5 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA PROGRAMACION DEL PIC

El programa que se utiliza para la programación del PIC16F628A es PicBasic Pro (Ver Anexo C).

El primer diagrama de flujo muestra la función para que el dispositivo quede en posición neutra (Ver Figura 52) y a partir de ahí, comenzar cualquiera de las rutinas programadas.

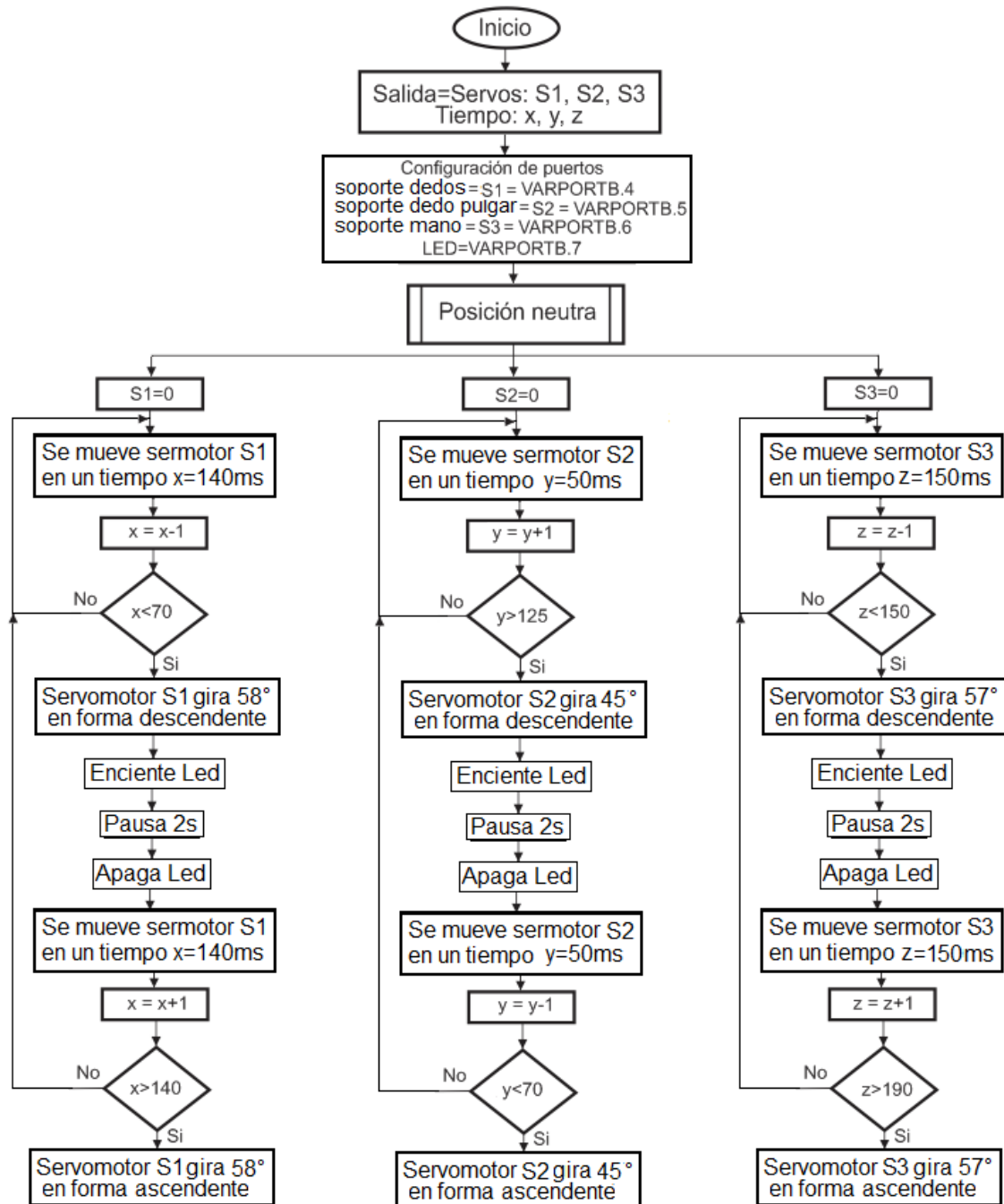
Figura 47. Diagrama de flujo, posición neutra del prototipo



Fuente: Autor

El segundo diagrama muestra la función que hacen los servomotores sobre los cuatro soportes que tienen movimiento (Ver Figura 48).

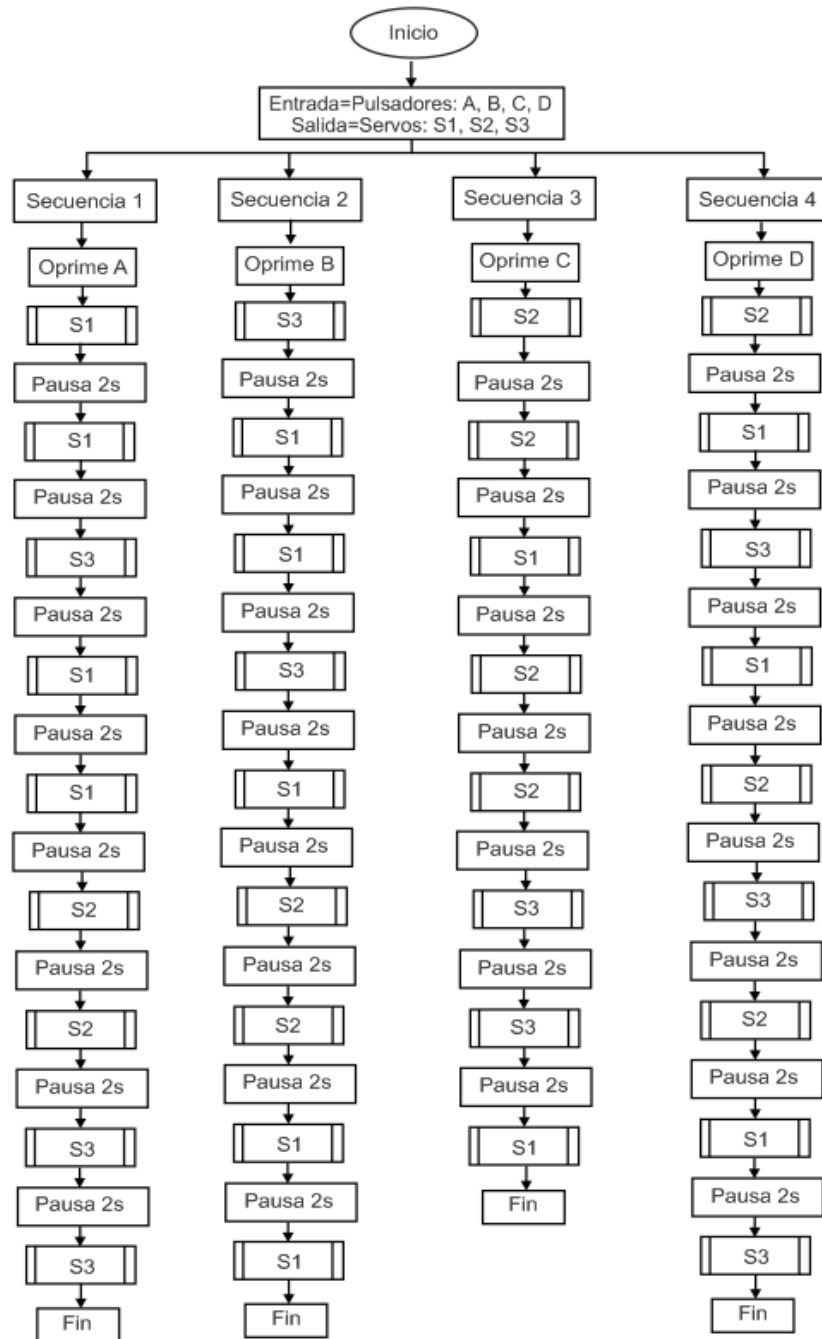
Figura 48. Diagrama de flujo, comportamiento de los servomotores



Fuente: Autor

El tercer diagrama muestra las rutinas de ejercicio que ejecutan al oprimir cualquiera de los pulsadores (Ver Figura 49).

Figura 49. Rutinas de ejercicios



Fuente: Autor

6. CONTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

A continuación, se detalla el proceso seguido en la construcción del prototipo para tratar y prevenir el síndrome del túnel del carpo.

6.1 PARTES DEL PROTOTIPO

6.1.1 Partes mecanizadas para el diseño ergonómico. El diseño consta de cuatro soportes. El primer soporte (S1) es que sostiene los dedos sin incluir el pulgar, el soporte (S2) es el que sostiene la palma de la mano, el soporte (S3) es que sostiene el dedo pulgar, y el soporte (S4) es el que sostiene el antebrazo. Estas piezas unidas entres sí conforman el cuerpo principal del prototipo, cada soporte está diseñado ergonómicamente para que el paciente logre una postura adecuada de su mano sobre el dispositivo.

6.1.2 Sistema de transmisión. Según el diseño de implementaron bielas adaptadas cuidadosamente a los actuadores, para lograr el movimiento independiente de los soportes que conforman el prototipo.

6.1.3 Actuadores. Se utilizan cuatro servomotores encargados de darles el movimiento angular a cada uno de los soportes.

6.1.4 Circuito electrónico. Circuito encargado del darle el control a los servomotores y así lograr que estos realicen las diferentes rutinas de ejercicios.

6.2 PROCESO DE CONSTRUCCIÓN

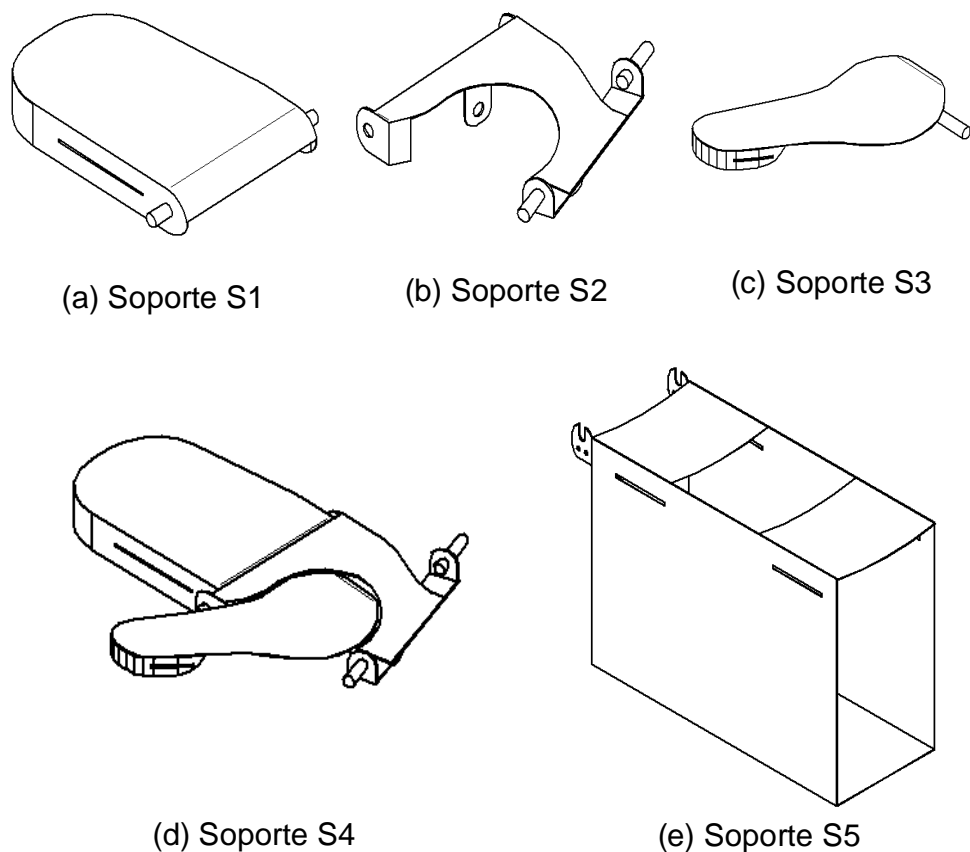
6.2.1 Diseño de piezas. El diseño se basa en las dimensiones de los segmentos corporales de la mano y en los 4 servomotores que van implementados en el prototipo. Inicialmente se hacen las piezas en el programa de diseño SolidEdge, cada uno de los soportes se diseña independientemente. Las piezas están diseñadas con un eje de soporte, este eje cumple con dos tareas, la primera es la de acoplar cada una de las piezas con las otras y la segunda es darle un eje de giro, que es muy importante para la implementación final.

Se inicia con el soporte S1 (Ver Figura 50a), basado en el largo y ancho de los dedos, sin incluir el pulgar, esta pieza posteriormente tendrá movimiento, así que se diseña con un eje fijo, que se acopla a uno de los agujeros del soporte S2 (Ver Figura 50b), para lograr girar sobre este mismo.

El soporte S2 se diseña con base en la forma de la palma de la mano y las dimensiones de la misma, dejando el espacio de la base del dedo pulgar, que posteriormente lo necesitará para girar. Esta pieza posee dos ejes de giro que se encuentran fijos, estos se acoplan a agujeros del soporte S5 (Ver Figura 50e) para lograr rotar. El soporte S2 es muy importante, ya que además de tener los agujeros para el soporte del eje de S1, tiene los agujeros para el eje de giro del soporte S3 (Ver Figura 50c).

El soporte S3 se basa en las dimensiones del dedo pulgar, esta pieza también es móvil, por lo cual posee un eje fijo que se acoplado a uno de los agujeros del soporte S2.

Figura 50. Partes que conforman la ortesis.

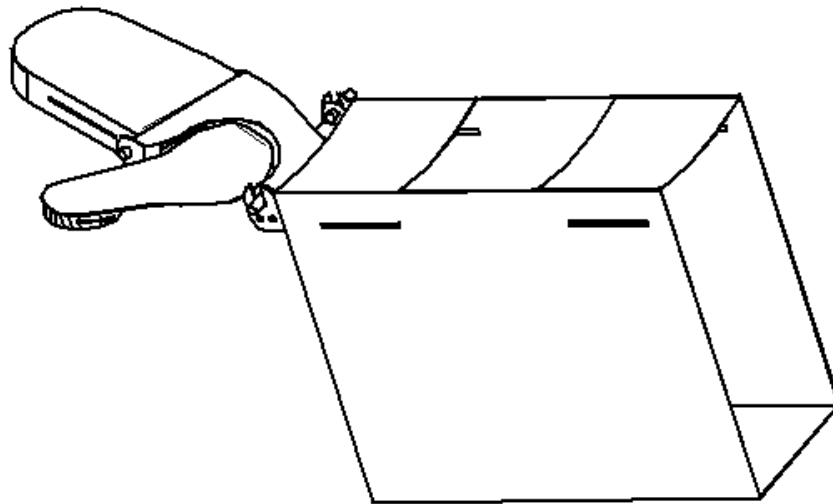


Fuente: Autor

El soporte S4 (Ver Figura 50d) es el conjunto de las S1, S2 y S3. Este soporte se mueve completo, así que toma el eje de giro del soporte S3.

El soporte S5 se diseña para sostener en antebrazo, enfocada a la comodidad del usuario, así que tiene ajuste al antebrazo, teniendo en cuenta su dimensión. S5 posee los dos agujeros que soportan el eje fijo de S3. Todos los soportes finalmente se acoplan para formar el conjunto final (Ver Figura 51).

Figura 51. Conjunto de piezas de la ortesis



Fuente: Autor

6.2.2 Maquinado de piezas. Con base en los planos de diseño, debidamente acotados, se construyen las piezas con maquinaria industrial especializada para corte, torneado, fresado y soldadura. Se busco el material más adecuado para el prototipo, es este caso se utilizó el Acero Inoxidable AISI 304 por sus características apropiadas para el diseño.

6.2.3 Acople del diseño con los actuadores. Ya establecido el diseño de las piezas, se hace el acople con los actuadores, en este caso, 4 servomotores, que permiten los giros de los soportes. Para el sistema de transmisión se escoge un sistema de bielas, ya que para el diseño es el más adecuado. Inicialmente se utilizó juego de piñones, pero al hacer las pruebas se presentaban muchos errores, así que las bielas se incorporaron para tener un sistema más robusto y



*Your complimentary
use period has ended.
Thank you for using
PDF Complete.*

[Click Here to upgrade to
Unlimited Pages and Expanded Features](#)

resistente y lograr que los motores se acoplen a las piezas y cumpla la función de moverlas. Cada uno de los servomotores tiene el objetivo de mover cada soporte independientemente, para el soporte S4 (Ver Figura 177d), que es el más pesado, se utilizan dos servomotores, que trabajan simultáneamente.

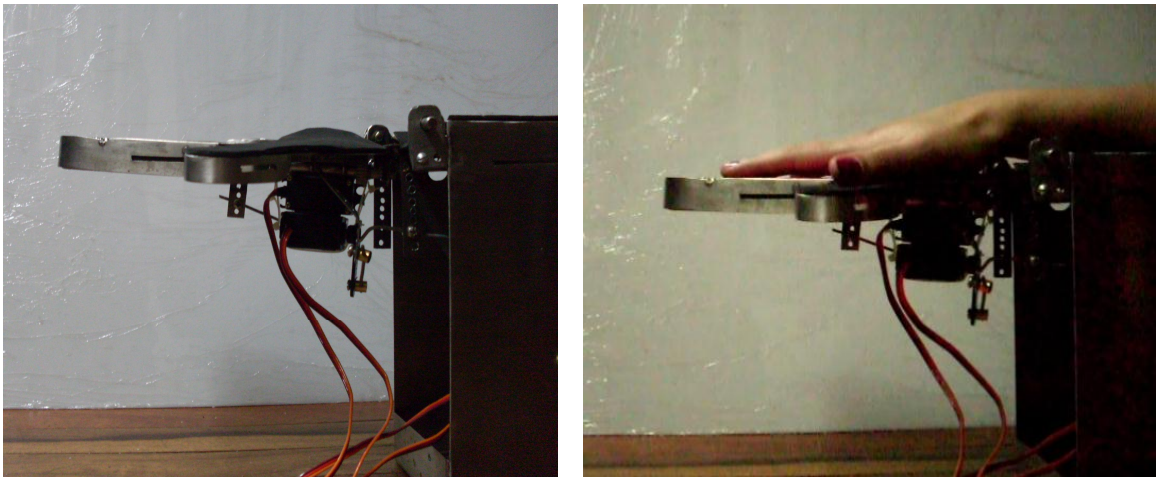
6.2.4 Diseño del sistema de control. Para el sistema de control se utiliza un microcontrolador, se escoge el PIC16F628A por sus características. El circuito se diseña según las especificaciones del microcontrolador. Dentro del circuito se le incorporan cuatro pulsadores, cada uno de ellos corresponde a una secuencia completa de ejercicios. Las cuatro secuencias son programadas para que el dispositivo cumpla con los movimientos requeridos.

7. REALIZACIÓN DE ENSAYOS

Inicialmente, se ensayó independientemente la operación de cada servomotor, estableciendo una posición neutra, que se considera la posición inicial (Ver Figura 52). Se inicia con el ensayo del soporte S1 (Ver Figura 53), después sigue el ensayo del soporte S3 (Ver Figura 54) y finalmente en ensayo del soporte S4 (Ver Figura 55). En estas pruebas se verifica la posición de los servomotores con respecto a los soportes, y se revisa el ángulo máximo de giro de cada uno de ellos.

- **Posición Inicial.** Desde ahí parte cualquier movimiento del prototipo. En esta posición, las piezas permanecen paralelas al piso o base donde esté ubicada. En esta posición, el paciente coloca su mano sobre el dispositivo, para iniciar las secuencias programadas (Ver Figura 52).

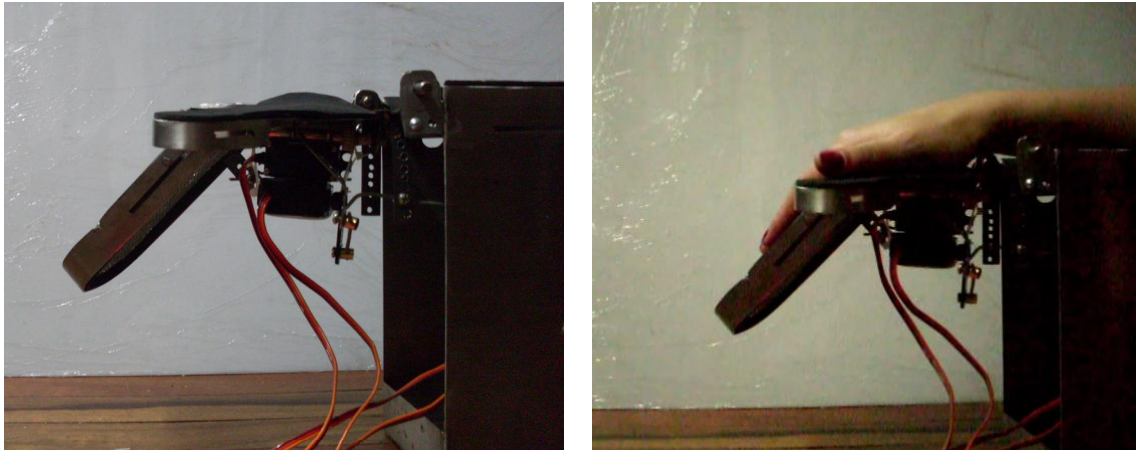
Figura 52. Ortesis para tratar y prevenir el STC, posición inicial



Fuente. Autor

- **Movimiento soporte S1.** Es el que sostiene los dedos, sin incluir el pulgar, y tiene un ángulo de rotación, a partir de posición neutra, de 57° hacia abajo. Este movimiento se realiza según las especificaciones de rotación (Ver Figura 53).

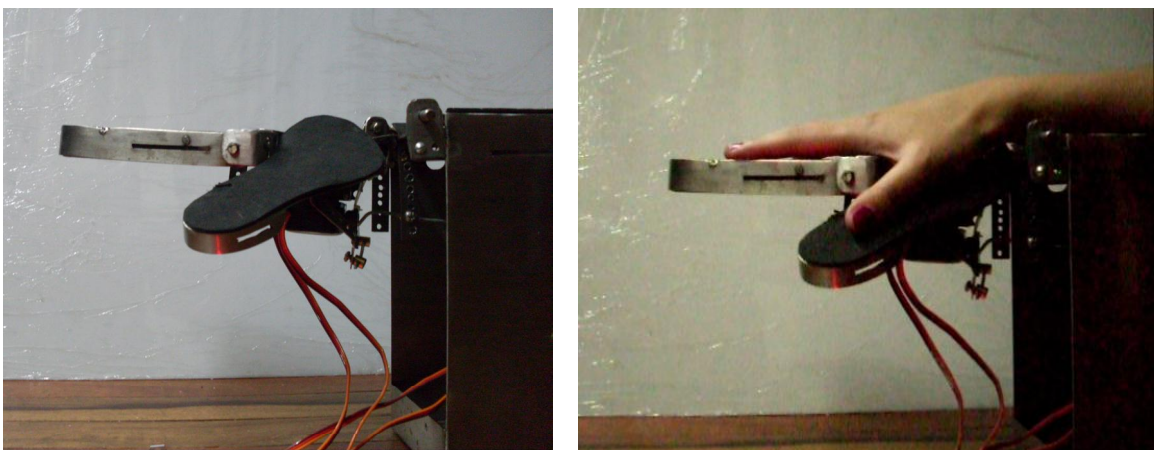
Figura 53. Ortesis para tratar y prevenir el STC, movimiento de soporte S1



Fuente. Autor

- **Movimiento soporte S3.** Es el que sostiene al dedo pulgar, y tiene un ángulo de rotación, a partir de posición neutra, de 45° hacia abajo. Este movimiento se realiza según las especificaciones de rotación (Ver Figura 54).

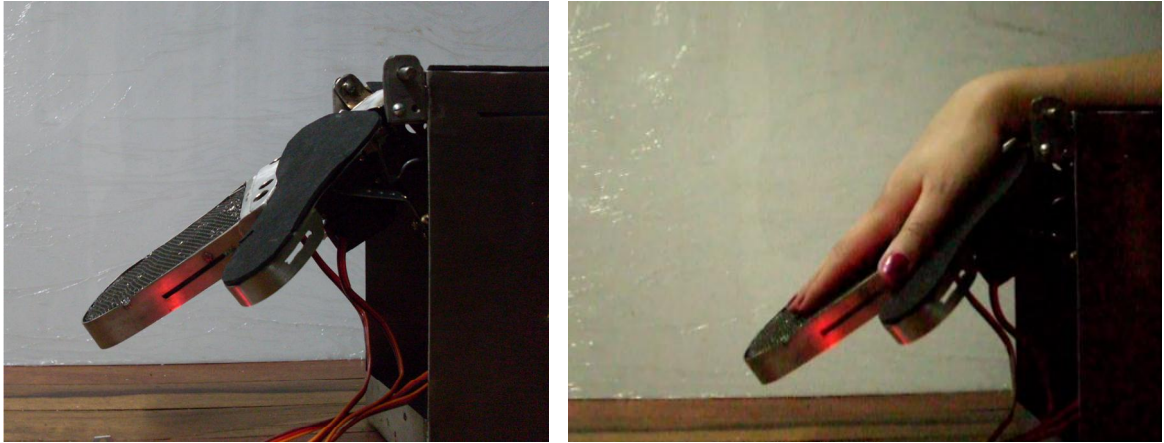
Figura 54. Ortesis para tratar y prevenir el STC, movimiento de soporte S3



Fuente. Autor

- **Movimiento soporte S4.** Es el que sostiene toda la mano, y tiene un ángulo de rotación, a partir de posición neutra, de 58° hacia abajo. (Ver Figura 55).

Figura 55. Ortesis para tratar y prevenir el STC, movimiento de soporte S4



Fuente. Autor

Ya establecido los movimientos de los soportes, se hace la programación basada en las secuencias creadas con anterioridad. El objetivo que cada secuencia es que ejercite todas las áreas de la mano vinculadas al síndrome del túnel del carpo.

El ensayo del prototipo con los ejercicios propuestos, se hace inicialmente sin el paciente, para verificar si los movimientos están acordes a la programación y corregir cualquier inconveniente. Ya teniendo las secuencias bien estructuradas se procede a ensayar el prototipo colocando la mano sobre él. Cada secuencia se ensaya varias veces para analizar el comportamiento del dispositivo y detectar fallas que se puedan presentar.



PDF
Complete

*Your complimentary
use period has ended.
Thank you for using
PDF Complete.*

[Click Here to upgrade to
Unlimited Pages and Expanded Features](#)

8. RESULTADOS

El primer paso, que es esencial antes de comenzar a realizar las secuencias, es colocar el dispositivo en una posición inicial, la posición más adecuada es donde los segmentos se encuentran en la posición neutra, sin que tenga ningún ángulo de giro, la programación permite que antes de iniciar, se posicione y a partir de ahí, comenzar con cualquier secuencia requerida, sino se comienza por esta posición, las secuencias no se realizaran acorde a lo previsto.

Cuando el paciente coloca la mano sobre el dispositivo, se encuentra con un diseño ergonómico y esto es muy importante y resulta óptimo para la aplicación, ya que es una de las características que debe cumplir cualquier dispositivo que trabaje con base en la anatomía humana.

Se realizó exitosamente cada una de las rutinas planteadas, el movimiento del soporte S1 y S3 es acorde a las necesidades. El movimiento del soporte S4 se presenta de forma diferente, ya que el peso que tiene que mover es mayor.

Es muy importante resaltar que el proyecto va enfocado a mujeres mayores de 25 años, con una peso 57 kg y 1,57 metros, como promedio, el dispositivo funciona exitosamente para esta población, ya que los segmentos de la mano son mas livianos.

9. CONCLUSIONES

- El prototipo de ortesis cumple con el objetivo de tratar y prevenir el síndrome del túnel del carpo, gracias a su diseño adaptado a la anatomía de la mano y la implementación de ejercicios o rutinas, enfocadas en los puntos críticos de la enfermedad. Con terapias dirigidas por un fisioterapeuta, es una herramienta útil y adecuada para enfrentar este tipo de patologías.
- Se diseñó y construyó el prototipo de una ortesis para la prevención y tratamiento de Síndrome del Túnel del Carpo (STC), implementado 4 diferentes rutinas, en donde se efectúan tres movimientos básicos de la mano: movimiento de dedos, (sin incluir el pulgar), movimiento del pulgar, y movimiento de mano completa. Este dispositivo está enfocado a mujeres mayores de 25 años, con un peso de hasta 57 kg y 1,57 metros de estatura como promedio. Se decide escoger mujeres con estas características, ya que estadísticamente, es la población más propensa a padecer este mal.
- Se diseñó la estructura mecánica del dispositivo, teniendo en cuenta la morfología de la mano y enfocándose en la población diestra, del género femenino. Dicho proyecto se basa en la anatomía de la mano, para lograr un diseño cómodo y ergonómico; acudiendo inicialmente a información contenida en manuales que poseen datos referentes a las dimensiones de la mano.
- La información encontrada es muy generalizada, así que se tomó la decisión de buscar un estudio, en donde se lleve a cabo con más precisión, la medición de cada uno de los segmentos corporales de la mano derecha y relacionando más datos específicos como la edad y el género, que para este caso es muy relevante.
- Una vez encontrada la información requerida, se toman solamente los datos necesarios para la elaboración del diseño, como las dimensiones de los dedos (sin incluir el pulgar), con una longitud máxima de 74,95 mm en el dedo medio, el dedo pulgar, con una longitud máxima de 92,9 mm y la mano completa con una longitud máxima de 173,75 mm. Con la información obtenida, se busca establecer que el prototipo esté diseñado con medidas estándar, para que las dimensiones de la ortesis se acoplen a la población a la que va dirigida.

- Durante la elaboración del prototipo de ortesis, se evidenció que previamente deben establecerse ciertos limitantes para un mejor funcionamiento. Uno de ellos, es el de categorizar un rango de peso estimado coherente con la masa corporal de quién la utiliza; ya que de acuerdo con el peso de la mano, los motores empleados responderán adecuadamente o no a los requerimientos de funcionamiento y a los movimientos programados. El dispositivo funciona si los segmentos corporales de la mano pesan máximo 0,32 kg. Si este valor se excede, se podrían presentar problemas en el movimiento de los motores.
- Al establecer la operatividad mecánica de la ortesis, se planteó inicialmente el uso de piñones con diámetros y medidas específicas para tales fines; sin embargo, al complementarlo con la parte electrónica, los inconvenientes presentados, llevaron a determinar que era mejor reemplazar el sistema, por uno impulsado mediante levas, ya que distribuyen mejor las cargas y optimizan el movimiento de las mismas. Un correcto sistema de bielas acoplado a los servomotores, hace que la estructura sea más robusta y muchos más confiable.
- El diseño del sistema electrónico permite controlar el movimiento del dispositivo usado para la prevención y tratamiento de síndrome del túnel del carpo. Éste proporciona la movilidad al sistema e implementa cuatro secuencias diferentes, estas rutinas trabajan las partes de la mano involucradas con el origen de dicha enfermedad.
- Para escoger el actuador adecuado, se tuvieron en cuenta detalles primordiales, como estudios y análisis terapéuticos establecidos para lograr un óptimo desarrollo en el tratamiento de la enfermedad. Cada secuencia debe tener una repetitividad de 10 a 30 flexiones por minuto, ya que cada flexión de mano es equivalente a una vuelta en el eje de salida del actuador. El dispositivo empleado, el servomotor, es compacto, pequeño, se ajusta fácilmente a los pequeños espacios disponibles en el dispositivo mecánico y suministra un alto torque para su tamaño, 5,54422 kg-cm, por lo que esta pieza electromecánica es la adecuada, ya que entrega un toque dentro del rango de 8,5 kg-cm a 10 kg-cm.
- Este prototipo elaborado para la prevención y tratamiento del Síndrome del Túnel del Carpo (STC), permite establecer el punto de partida comprobable, en materia de diseños electromecánicos, que permitan optimizar las rutinas con que es combatida esta enfermedad. Su programación hace posible guiar rigurosamente las secuencias y repeticiones formuladas por el médico terapeuta, acompañando



PDF
Complete

*Your complimentary
use period has ended.
Thank you for using
PDF Complete.*

[Click Here to upgrade to
Unlimited Pages and Expanded Features](#)

suave y uniformemente los movimientos de la mano que se han ordenado previamente a su sistematización.

- La ortesis diseñada se podrá constituir en un elemento de primera necesidad tanto para el paciente, como para médico tratante; ajustándose fácilmente a sus recomendaciones y elevando el nivel de efectividad de las terapias impartidas por el experto.



Your complimentary
use period has ended.
Thank you for using
PDF Complete.

[Click Here to upgrade to
Unlimited Pages and Expanded Features](#)

10. RECOMENDACIONES

Se pueden implementar más secuencias de movimiento. En este proyecto sólo se desarrolló una muestra de las tantas combinaciones de movimientos que se pueden efectuar. También se puede adaptar para que el terapeuta cree sus propias rutinas dependiendo de las necesidades del paciente.

Se pueden utilizar otro tipo de motores que tengan características similares, pero le proporcionen igual o mayor estabilidad. En la industria hay muchos tipos de motores, posibilitando rediseñar con otros tipos de transmisores como piñones o poleas.

Este es un prototipo. No obstante a nivel industrial se puede construir también con otro tipo de materiales, que también satisfagan las necesidades del usuario y su debido tratamiento.

Por salud del paciente y para un mejor desarrollo de las terapias, es aconsejable no mezclar movimientos contrarios en las rutinas, como por ejemplo confrontar flexiones con extensiones de forma abrupta. Tampoco el ejercer repeticiones muy cortas o muy prolongadas, ni la eventual interrupción de una rutina.



BIBLIOGRAFÍA

Barrientos, A., Balaguer, C., Peñin, L. & Aracil, R. (1997). *Fundamentos de Robótica*. Madrid: Ed. McGraw-Hill.

Moot, R. (2006). *Diseño de Elementos de Maquinas*. México: Ed. Prentice Hall.

Farrer, F. & Lozano M. (1995). *Manual de ergonomía*. Madrid, España: Fundación MAPFRE.

Gere, J. (2002). *Mecánica de Materiales*. Madrid: Thomson.

Irisarri, C. (2005). *Lesiones de la mano y la muñeca*. Barcelona: Editorial Paidotribo

Kapandji, A. (1998). *Fisiología Articular*. Miembro Superior. Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.

Torpy, J., Lynn, C., Robert M. Golub, R., (2011). Síndrome del túnel carpiano. *The Jama Network*. Recuperado de <http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?articleid=1104666>. Fecha de recuperación: Noviembre de 2011.

Fique, K. (2007). *Proyecto Ortesis Brazo Síndrome mano caída*. Universidad de la Salle, Bogotá, Colombia.

Algarrey, R. (2011). FUNCIONAMIENTO DEL PIC 16F628A. Recuperado de <http://proyecto-aula-pic16f628a.blogspot.com/>. Fecha de recuperación: Enero 19 de 2012.

Asociación Zamorana de Traumatología y Cirugía Ortopédica, AZACOT, (2000).

SÍNDROME DEL TÚNEL CARPIANO. Recuperado de <http://www.traumazamora.org/infopaciente/stc/stc.htm>. Fecha de recuperación: Septiembre de 2009.

Capek, K. (2001). x-robotics. Servos. Recuperado de <http://www.x-robotics.com/motorizacion.htm>. Fecha de recuperación: Enero 23 de 2010.

Cristalería Alkazar - A & Ventana (1988). *Características Técnicas del PVC*. Recuperado de http://www.ventanasalkazar.com/caracteristicas_tecnicas_del_pvc.aspx. Fecha de recuperación: Enero 16 de 2009.

Diego, J. & Cuesta, S. (2006). *Biomecánica* (Esfuerzos Estáticos Coplanares). *Ergonautas*. Recuperado de <http://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>. Fecha de recuperación: Noviembre 13 de 2010.

DISPOSITIVOS LÓGICOS MICROPROGRAMABLES (2004). *Características especiales del PIC16F84A*. Recuperado de http://perso.wanadoo.es/pictob/micropic16f84_3.htm#caracteristicas_especiales_del_pic16f84a. Fecha de recuperación: Mayo 16 de 2011.

Electrónica Corpostar (2011). Recuperado de <http://www.circuitoselectronicos.org//2011/01/el-pic-16f628.html>. Fecha de recuperación: Noviembre 28 de 2011

Franco, A. (2010). Física con ordenador. *Medida del módulo de cizallamiento*.

Recuperado de

http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica/solido/din_rotacion/torsion/torsion.htm.

Fecha de recuperación: Enero 16 de 2011.

González, J. (2008). *Síndrome del tunel del carpo*. Recuperado de:

http://www.susmedicos.com/0_Articulos_General/art_Tunel_del_Carpo.htm

Fecha de recuperación: Noviembre 15 de 2009

González, V. (2003). Servomotores. *Instituto Nacional de Tecnologías Educativas y de Formación del Profesorado*. Recuperado de

http://platea.pntic.mec.es/vgonzale/cyr_0204/ctrl_rob/robotica/sistema/motor_es_servo.htm. Fecha de recuperación: Abril 16 de 2011.

Guemisa (1986). *Sensor inductivo de ángulo*, Schreiber. Recuperado de

<http://www.guemisa.com/schreiber/docus/SM60.pdf>. Fecha de recuperación:

Enero 30 de 2010.

Hernandez, D. (1999). Biomecánica del complejo articular de la muñeca.

Musculatura responsable de los movimientos y acciones asociadas.

Medicina de Rehabilitación. Recuperado de:

<http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=18709>. Fecha de

recuperación. Noviembre 23 de 2009

MatWeb (1996). *AISI Type 304L Stainless Steel*. Recuperado de

<http://www.matweb.com>. Fecha de recuperación: Enero 15 de 2013.

Monaseza (2009). *Servomotores*. Recuperado de

<http://monasezaelectronics.blogspot.com/2009/02/servomotores.html>. Fecha

de recuperación: Enero 23 de 2010.

Moya, V. (2007). Síndrome del túnel carpiano. *Fisioterapia MOVHA, la alternativa a la Cirugía*. Recuperado de:

http://www.paritarios.cl/especial_sindrome_tunel_carpiano.htm Fecha de recuperación: Noviembre 18 de 2009

Ortoibérica (1985). Ortesis tratamiento de la epicondilitis lateral. *Ortoiberica*.

Recuperado de http://www.ortoiberica.com/ORTOIBERICA/KEY-2/KEY-3/ORTOIBERICA/ORTESIS-X-CARP_209_82_224_0_1_in.html. Fecha de recuperación: Febrero 20 de 2010.

Parra, H. (2011). Enfoque Ocupacional en la Red. *Factores de riesgo del trabajo repetitivo o trabajo en serie*. Recuperado de

http://www.enfoqueocupacional.com/2011_02_01_archive.html. Fecha de recuperación: Enero 13 de 2013.

Quintero, J, Lubinus F. y Mantilla J. (2006). Diagnóstico por imagen del túnel del carpo. *UNAB, Universidad Autónoma de Bucaramanga*. Recuperado de:

http://caribdis.unab.edu.co/pls/portal/docs/PAGE/REVISTAMEDUNAB/NUMEROS ANTERIORES/ REVISTA %209%202/AO_CARPO.PDF
Fecha de recuperación: Septiembre 30 de 2009.

REHABMEDIC (2010). Muñequera para sujetar Carpo. *Rehabmedic*. Recuperado de <http://www.rehabmedic.com/castellano/productos.php?pagina=2&categoria = ortesis&subcategoria= mano>. Fecha de recuperación: Febrero 20 de 2010.

Rojas, J. (2011). *Introducción a microcontroladores*. Recuperado de

<http://www.slideshare.net/tecautind/introduccion-a-microcontroladores>.
Fecha de recuperación: Septiembre 16 de 2011.

- Roque, C. (2010) *Los dedos que mueven la especie*. Recuperado de <http://enroquedeciencia.blogspot.com/2009/11/la-tribu-del-pulgar.html>.
Fecha de recuperación: Febrero de 2010.
- Sajeel, A. & Lleixà, I. (2010). *Estudio aerodinámico y estructural del ala del A380 y de su modificación*. Recuperado de <http://es.scribd.com/doc/55717750/32/Tension-de-Von-Mises>. Fecha de recuperación: Enero 13 de 2012.
- Terragmi, R. (1977). *Tabla de pesos . Chapas Inox*. Recuperado de <http://www.terragnisrl.com.ar/inox-chapa-tabla-peso.html>. Fecha de recuperación: Noviembre 19 de 2011
- Textos científicos (2005). *Nylon 66*. Recuperado de <http://www.textoscientificos.com/polimeros/nylon/nylon66>. Fecha de recuperación: Enero 16 de 2010.
- The Atlas Specialty Metals (2003). *Technical Handbook of Stainless Steels*.
Recuperado de <http://www.hazmetal.com/f/kutu/1236776379.pdf>. Fecha de recuperación: Enero 16 de 2011.
- Velasco, H. (2006). *Motores paso a paso*. Recuperado de <http://www.docentes.unal.edu.co/hfvelascop/docs/CLASES/DIGITALES2/LABORATORIO/Motor%20Paso%20a%20Paso.pdf>. Fecha de recuperación: Enero 24 de 2010.
- Venegas, J. (2009). *Encoders*. Recuperado de <http://www2.elo.utfsm.cl/~elo212/docs/Encoders-jvr-v01.pdf>. Fecha de recuperación: Enero 30 de 2010.

ANEXO A

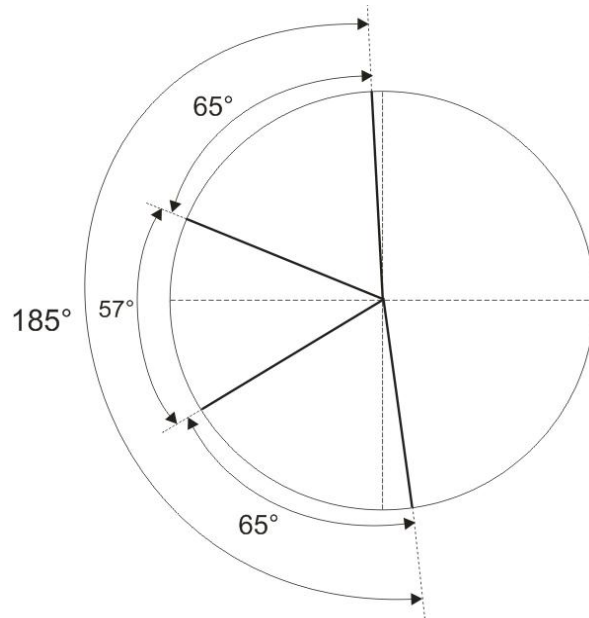
ÁNGULOS DE ROTACIÓN

GENERO	EDAD	Angulo	1 (°)	Angulo	2(°)	Angulo	(°)	Angulo	(°)	
Femenino	26	A	86	A	60	a	94	a	90	
Femenino	25	B	79	B	56	b	79	b	90	
Femenino	22	C	57	C	63	c	63	c	90	
Femenino	23	D	61	D	53	d	64	d	90	
Femenino	21	E	44	E	40	e	58	e	90	
Femenino	24	F	34	F	32	f	38	f	90	
Femenino	24	G	39	G	29	g	36	g	90	
Femenino	24	H	34	H	23	h	53	h	90	
Femenino	26	I	92	I	89	i	98	i	90	
Femenino	25	J	55	J	75	j	97	j	90	
Femenino	24	K	48	K	49	k	65	k	90	
			Promedio	57,18		51,73		67,73		90,00
			Mediana	55,00		53,00		64,00		90,00
			Máximo	92,00		89,00		98,00		90,00
			Mínimo	34,00		23,00		36,00		90,00

GENERO	EDAD	Angulo	(°)	1+ 2	Angulo	(°)	Angulo	(°)
Femenino	26	A	146	A	94	a	90	
Femenino	25	B	135	B	79	b	90	
Femenino	22	C	120	C	63	c	90	
Femenino	23	D	114	D	64	d	90	
Femenino	21	E	84	E	58	e	90	
Femenino	24	F	66	F	38	f	90	
Femenino	24	G	68	G	36	g	90	
Femenino	24	H	57	H	53	h	90	
Femenino	26	I	181	I	98	i	90	
Femenino	25	J	130	J	97	j	90	
Femenino	24	K	97	K	65	k	90	
Promedio			108,91			67,73	90,00	
Mediana			114,00			64,00	90,00	
Máximo			181,00			98,00	90,00	
Mínimo			57,00			36,00	90,00	

El análisis experimental muestra el espacio de trabajo máximo y mínimo (Ver Figura 56). Los valores que arrojo el estudio son muy variable, se halla el promedio de cada ángulo para establecer una media estándar.

Figura 56. Espacio de giro máximo y mínimo



Fuente. Autor

ANEXO B

DIMENSIONES MANO

Tablas de datos estadísticos 2

Dimensiones mano derecha, mujeres de 20 a 60 años

Dimensión largo de los dedos

MUJER	LONGITUD DEDOS				
	EDAD (Años)	(mm)			
20-25	71,40	67,70	72,00	78,00	54,90
26-30	75,00	70,60	73,00	76,70	72,00
31-35	70,10	78,10	70,00	77,90	72,50
36-40	83,00	83,60	74,00	69,00	72,40
41-45	68,80	75,20	75,70	86,50	73,00
46-50	73,70	83,10	72,90	74,40	73,90
51-55	76,70	78,60	77,30	72,20	72,70
56-60	75,90	78,70	88,00	81,50	77,40
PROMEDIO					74,95
MEDIANA					74,20

Dimensión longitud de la palma

MUJER	LONGITUD PALMA				
	EDAD (años)	(mm)			
20-25	94,00	93,00	93,00	96,00	102,00
26-30	101,00	90,00	101,00	99,00	95,00
31-35	107,00	98,00	96,00	105,00	98,00
36-40	108,00	108,00	100,00	98,00	100,00
41-45	103,00	97,00	91,00	105,00	95,00
46-50	102,00	101,00	96,00	103,00	103,00
51-55	93,00	93,00	103,00	91,00	97,00
56-60	100,00	94,00	110,00	90,00	103,00
PROMEDIO					98,80

MEDIANA	98,50
----------------	-------

Dimensión longitud dedo pulgar

MUJER EDAD (Años)	LONGITUD DEDO PULGAR (mm)				
	20-25	90,00	89,00	95,00	100,00
26-30	89,00	89,00	93,00	105,00	91,60
31-35	97,00	105,00	87,00	87,00	88,00
36-40	95,00	91,00	97,00	92,00	99,00
41-45	88,00	98,00	85,60	100,00	88,00
46-50	87,00	89,00	105,00	100,00	93,00
51-55	105,00	90,00	84,80	85,00	82,00
56-60	85,00	98,50	96,60	96,00	85,00

PROMEDIO	92,90
MEDIANA	91,80

Dimensión ancho de la palma

MUJER EDAD (Años)	ANCHO PALMA (mm)				
	20-25	75.99	72,41	69.67	73,10
26-30	68,40	70,51	69,66	76,17	70,07
31-35	70,16	71,10	77,00	68,56	68,57
36-40	70,55	77,66	75,55	76,35	69,35
41-45	70,00	69,97	69,85	71,19	75,66
46-50	76,00	77,68	74,55	72,50	71.66
51-55	73.89	74.5	74,88	75,23	68,50
56-60	75,00	68,50	69,60	69,20	71,00

PROMEDIO	72,05
MEDIANA	71,00

Dimensión ancho de la muñeca

MUJER	ANCHO MUÑECA				
EDAD (Años)	(mm)				
20-25	47,70	48,00	49,40	52,70	55,70
26-30	54,60	49,00	52,80	51,60	50,30
31-35	50,00	57,20	51,00	49,80	51,00
36-40	56,00	59,20	48,00	47,00	54,00
41-45	51,50	52,30	55,20	63,60	53,30
46-50	52,00	60,00	51,00	53,60	55,00
51-55	51,80	53,60	58,50	53,40	73,40
56-60	54,70	58,20	64,00	60,70	57,30

PROMEDIO	54,20
MEDIANA	53,35

Dimensión longitud del antebrazo

MUJER	LONGITUD ANTEBRAZO				
EDAD (Años)	(mm)				
20-25	215,00	200,00	200,00	198,00	215,00
26-30	195,00	170,00	209,00	210,00	190,00
31-35	200,00	206,00	214,00	212,00	192,00
36-40	210,00	220,00	220,00	190,00	210,00
41-45	190,00	200,00	180,00	185,00	210,00
46-50	195,00	190,00	160,00	190,00	217,00
51-55	190,00	200,00	200,00	200,00	180,00
56-60	235,00	180,00	210,00	210,00	190,00

PROMEDIO	199,70
MEDIANA	200,00

Dimensión ancho del antebrazo

MUJER	ANCHO ANTEBRAZO (mm)				
EDAD (Años)					
20-25	73,30	69,00	73,00	80,00	86,50
26-30	85,30	78,30	73,10	85,30	71,60
31-35	77,90	85,60	87,00	77,70	77,00
36-40	91,00	89,30	87,00	72,00	79,40
41-45	78,80	77,90	94,60	101,00	85,00
46-50	87,60	89,60	88,10	73,30	93,20
51-55	90,00	88,30	96,80	81,50	82,20
56-60	85,50	97,50	97,60	96,90	84,20

PROMEDIO	84,22
MEDIANA	85,30

ANEXO C

CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA EL MOVIMIENTO DE UN SERVOMOTOR

A	VAR PORTB.0	'Variable de entrada . Pulsador A
B	VAR PORTB.1	'Variable de entrada . Pulsador B
C	VAR PORTB.2	'Variable de entrada . Pulsador C
D	VAR PORTB.3	'Variable de entrada . Pulsador D
S1	VAR PORTB.4	'Variable de salida . Servomotor S1
S2	VAR PORTB.5	'Variable de salida . Servomotor S2
S3	VAR PORTB.6	'Variable de salida . Servomotor S3
LED	VAR PORTB.7	'Led



PDF Complete

Your complimentary use period has ended. Thank you for using PDF Complete.

[Click Here to upgrade to Unlimited Pages and Expanded Features](#)

```

pau          var word          'Variable de pausa
CONT         VAR WORD
X           var word
Y           var word
Z           var word
PAU1        VAR WORD

define OSC 4          'Configuración cristal interno 4MHZ
CMCON = %00000111    'Digital

OUTPUT S1        'Servomotor S1
OUTPUT S2        'Servomotor S2
OUTPUT S3        'Servomotor S3
INPUT  A         'Pulsador A
INPUT  B         'Pulsador B
INPUT  C         'Pulsador C
INPUT  D         'Pulsador D
S1= 0           'Salida inicia en 0, no haga nada
S2= 0           'Salida inicia en 0, no haga nada
S3= 0           'Salida inicia en 0, no haga nada

PAU1 =2000      'Pausa 2000 ms = 2s
pau = 20        'Pausa 2000 ms = 0,02s
x=140          'Tiempo de salida
Y=50           'Tiempo de salida
Z=150          'Tiempo de salida

pulsout S1, x   'Instrucción de salida (pin de salida S1, tiempo)
pulsout S2, Y   'Instrucción de salida (pin de salida S2, tiempo)
pulsout S3, Z   'Instrucción de salida (pin de salida S3, tiempo)

HIGH LED        'Encienda Led
PAUSE 1000      'Pausa 1s
LOW LED         'Apague Led

INI:            'Ciclo bucle cerrado para iniciar
IF A = 1 THEN M2 'Si A= 1, entonces vaya a m2,

```




Your complimentary
use period has ended.
Thank you for using
PDF Complete.

[Click Here to upgrade to
Unlimited Pages and Expanded Features](#)

GOTO INI 'de lo contrario quédese aquí

M2:
GOSUB G 'Vaya a G

INICIO 'Testear pulsadores

IF A = 1 THEN M
IF B = 1 THEN O
IF C = 1 THEN R
IF D = 1 THEN S

GOTO INICIO

E: 'dedos
PAUSE pau
x=x-1
pulsout S1, x
if x < 70 then P
GOTO E

P:
HIGH LED
PAUSE 2000
LOW LED

P1:
pause pau
X=X+1
pulsout S1, x
IF X > 140 THEN N2
goto P1

N2:
RETURN
HIGH LED
PAUSE 2000

LOW LED

F: 'dedo pulgar

PAUSE pau

Y=Y+1

pulsout S2, Y

if Y > 125 then P11

GOTO F

P11:

HIGH LED

PAUSE 2000

LOW LED

P111:

pause pau

Y=Y-1

pulsout S2, Y

IF Y < 70 THEN G1

goto P111

G1:

RETURN

G: 'Mano

PAUSE pau

Z=Z-1

pulsout S3, Z

if Z < 150 then N

GOTO G

N:

HIGH LED

PAUSE 2000

LOW LED

N1:

pause 30

Z=Z+1

```
pulsout S3, Z
IF Z > 190 THEN H1
goto N1
H1:
RETURN
```

```
M:          'Secuencia 1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB G
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB F
PAUSE PAU1
GOSUB F
PAUSE PAU1
GOSUB G
PAUSE PAU1
GOSUB G
PAUSE PAU1
GOTO INICIO
```

```
O:          'Secuencia 2
GOSUB G
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB G
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB F
```

PAUSE PAU1
GOSUB F
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOTO INICIO

R: 'Secuencia 3

GOSUB F
PAUSE PAU1
GOSUB F
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB F
PAUSE PAU1
GOSUB F
PAUSE PAU1
GOSUB G
PAUSE PAU1
GOSUB G
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOTO INICIO

S: 'Secuencia 4

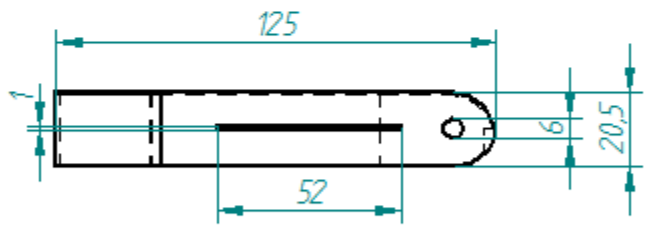
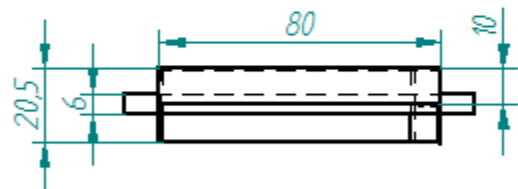
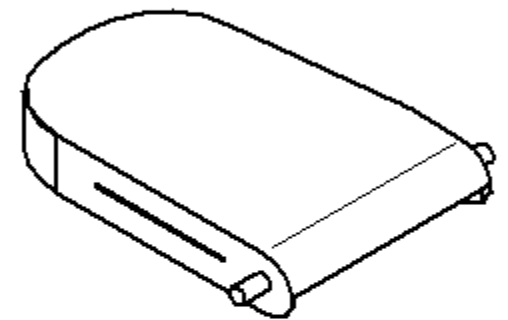
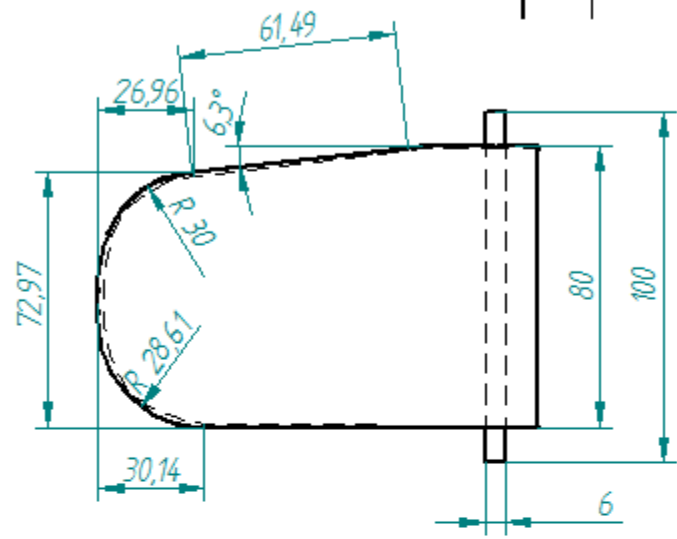
GOSUB F
PAUSE PAU1
GOSUB E
PAUSE PAU1
GOSUB G
PAUSE PAU1
GOSUB E

```
PAUSE PAU1  
GOSUB F  
PAUSE PAU1  
GOSUB G  
PAUSE PAU1  
GOSUB F  
PAUSE PAU1  
GOSUB E  
PAUSE PAU1  
GOSUB G  
PAUSE PAU1  
GOTO INICIO
```

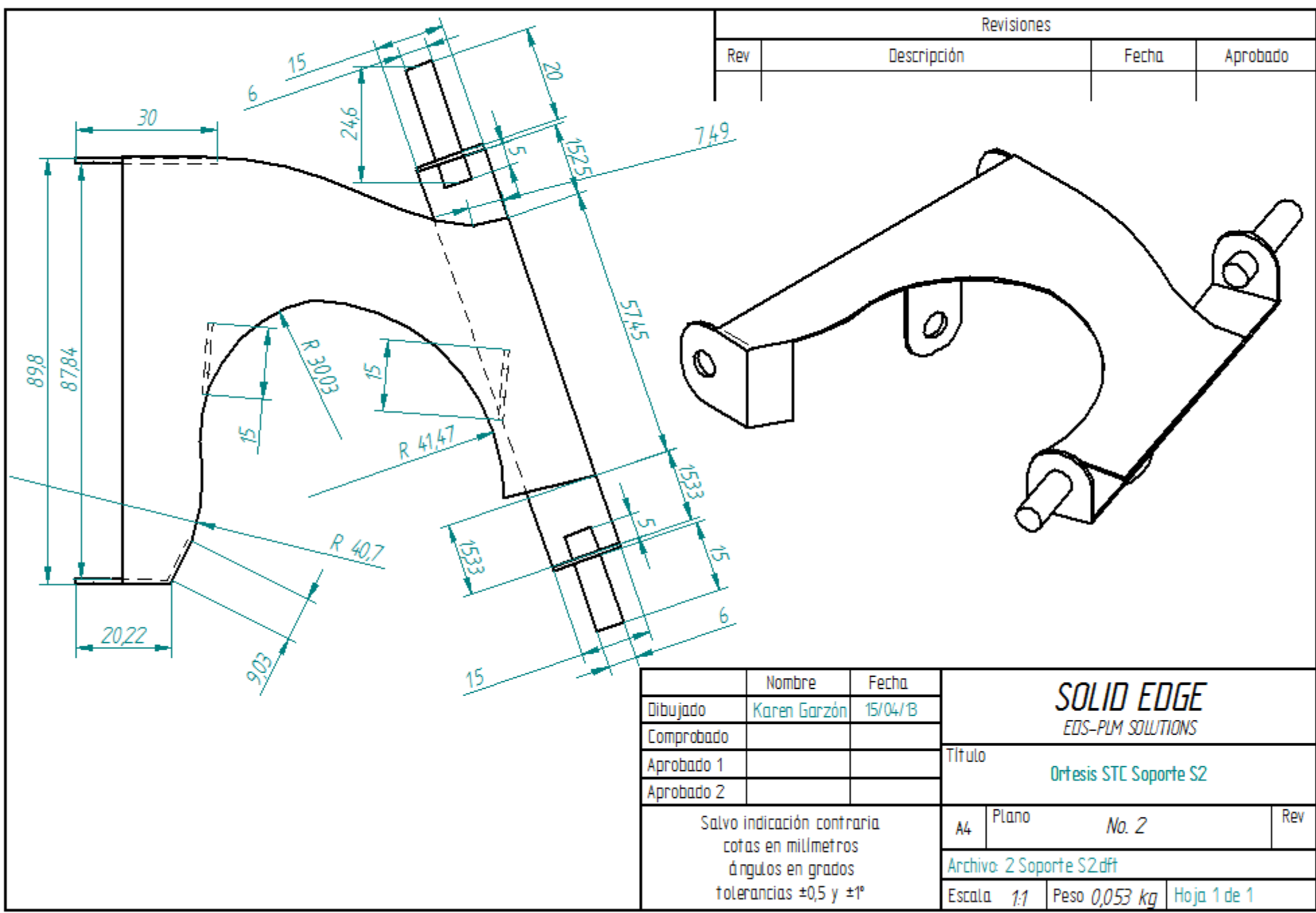
```
GOTO INICIO
```

```
end
```

Revisiones			
Rev	Descripción	Fecha	Aprobado

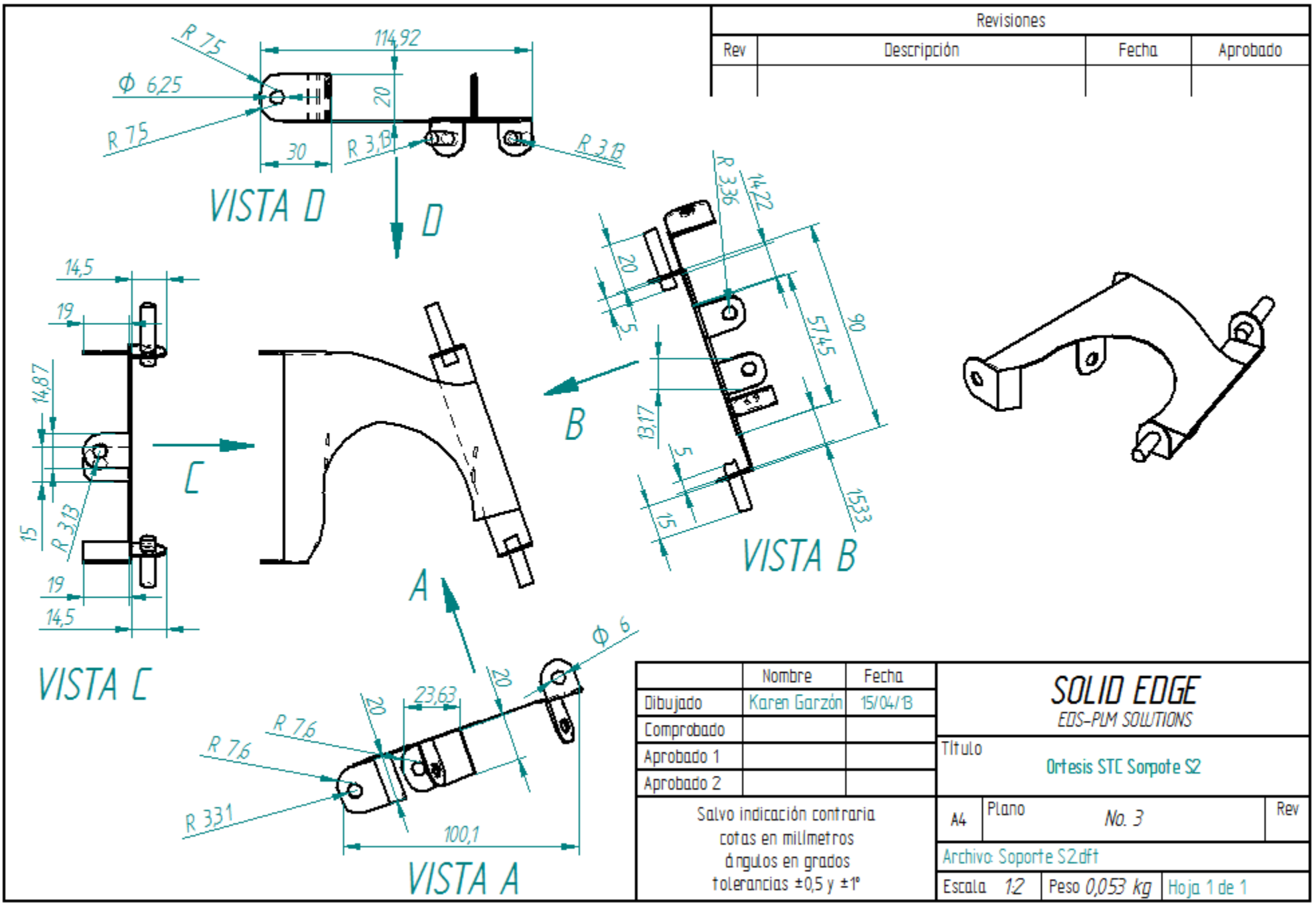


Nombre	Fecha	SOLID EDGE EDS-PUM SOLUTIONS		
Dibujado Karen Garzón	15/04/18			
Comprobado		Título Ostesis STE Soporte S1		
Aprobado 1				
Aprobado 2		A4	Plano No. 1	Rev
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias ±0,5 y ±1°		Archivo: Soporte S1.dft		
		Escala 1:2	Peso 0,108 kg	Hoja 1 de 1



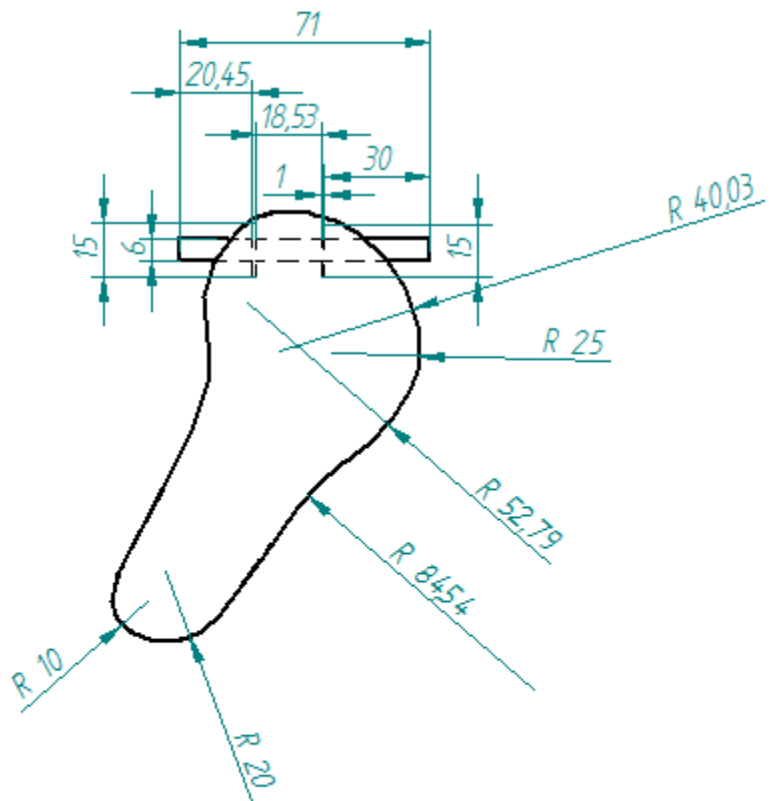
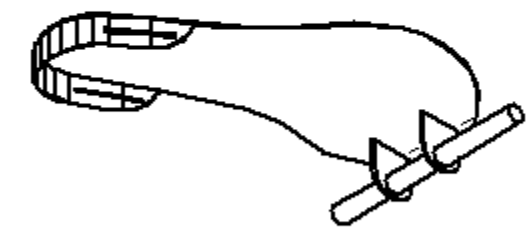
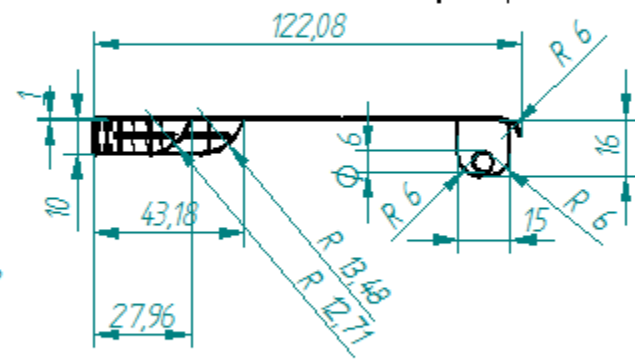
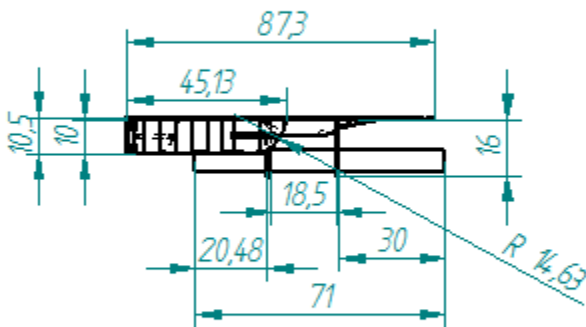
Revisiones			
Rev	Descripción	Fecha	Aprobado

Nombre	Fecha	SOLID EDGE EDS-PLM SOLUTIONS			
Dibujado Karen Garzón	15/04/18				
Comprobado		Título Ortesis STE Soporte S2			
Aprobado 1					
Aprobado 2		A4	Plano	No. 2	Rev
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias ±0,5 y ±1°		Archivo: 2 Soporte S2.dft			
		Escala 1:1	Peso 0,053 kg	Hoja 1 de 1	



Revisiones			
Rev	Descripción	Fecha	Aprobado

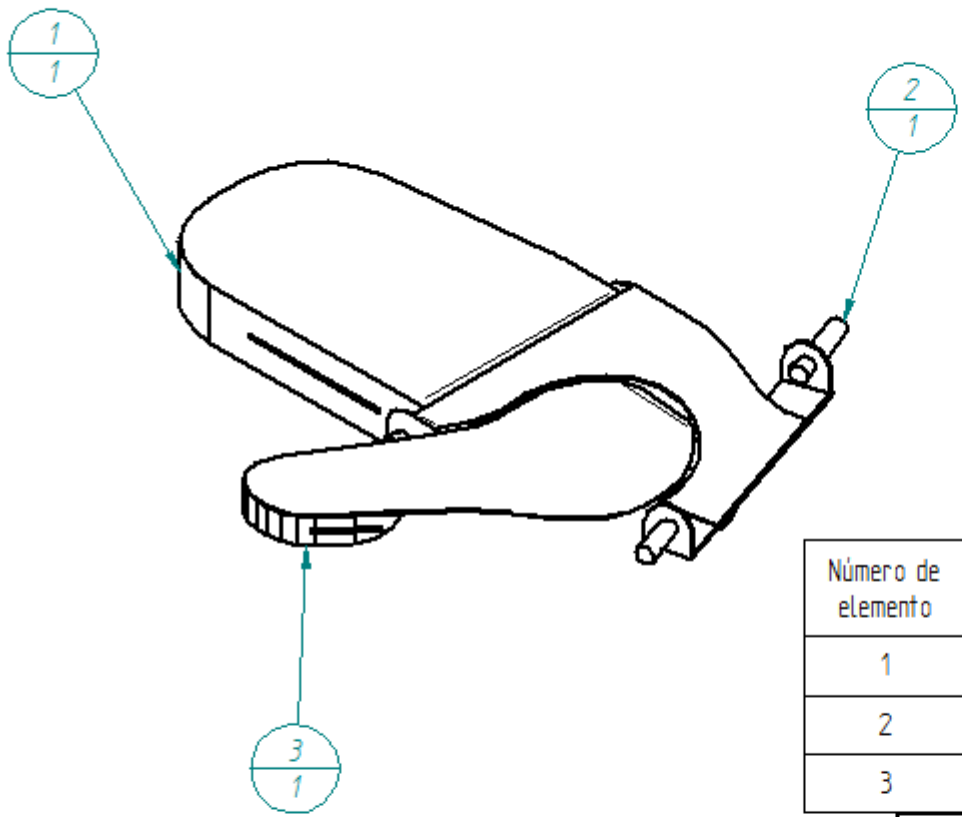
Nombre	Fecha	SOLID EDGE EDS-PLM SOLUTIONS			
Dibujado	Karen Garzón 15/04/13				
Comprobado		Título Ortesis STC Sorpote S2			
Aprobado 1					
Aprobado 2		A4	Plano	No. 3	Rev
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias ±0,5 y ±1°		Archivo: Soporte S2.dft			
		Escala	1:2	Peso	0,053 kg



Revisiones			
Rev	Descripción	Fecha	Aprobado

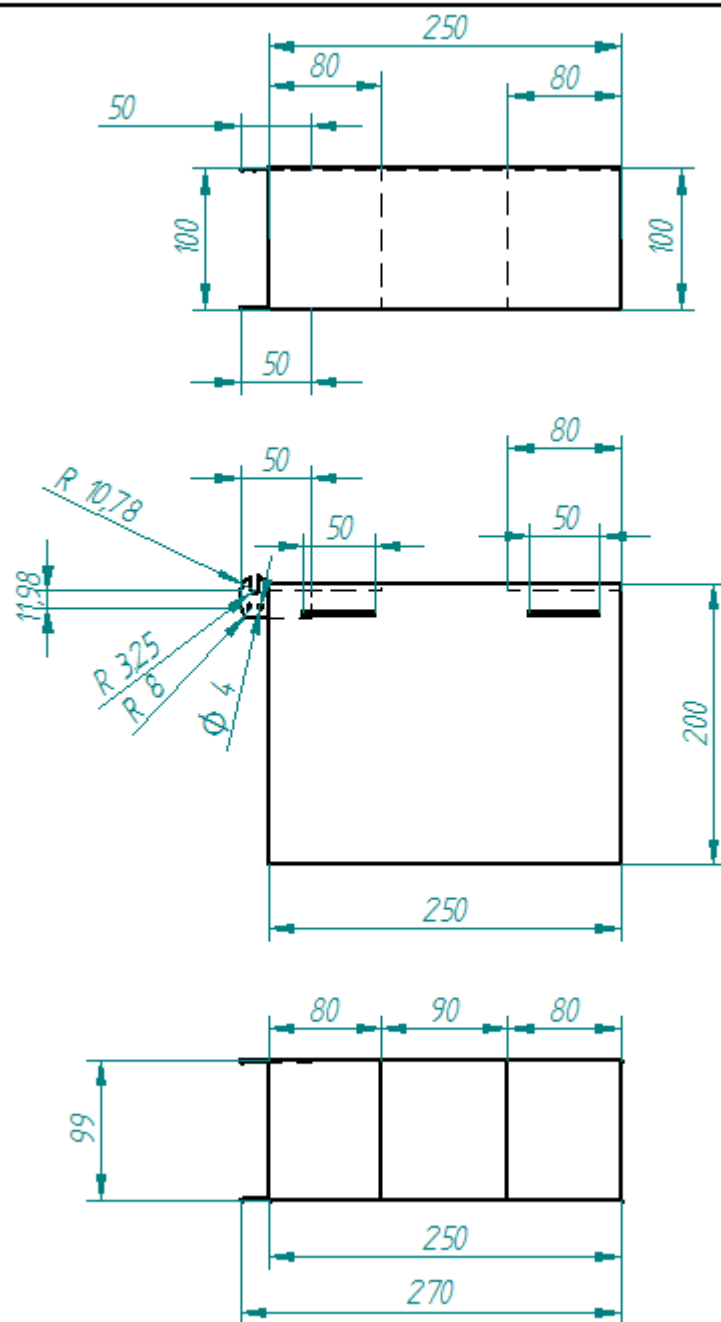
Nombre	Fecha	SOLID EDGE EDS-PLM SOLUTIONS			
Dibujado Karen Garzón	15/04/18				
Comprobado		Título			
Aprobado 1		Ortesis STE Soporte S3			
Aprobado 2					
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias ±0,5 y ±1°		A4	Plano	No. 4	Rev
		Archivo: Soporte S3.dft			
		Escala 1:2	Peso 0,045 kg	Hoja 1 de 1	

Revisiones			
Rev	Descripción	Fecha	Aprobado

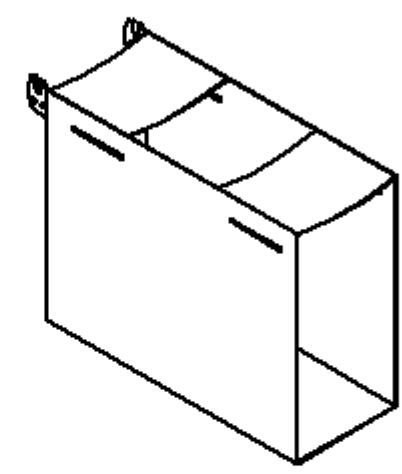
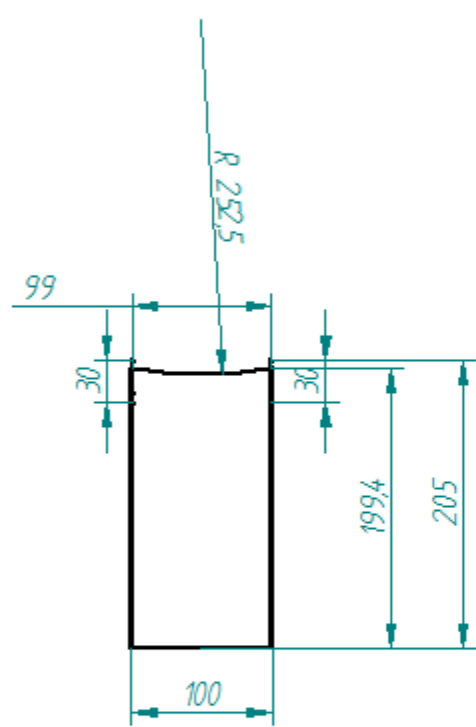


Número de elemento	Número de Documento	Título	Material	Cantidad
1	No.1	Ortesis STE Soporte S1	Acero AISI 304	1
2	No.2	Ortesis STE Soporte S2	Acero AISI 304	1
3	No.3	Ortesis STE Soporte S3	Acero AISI 304	1

Nombre	Fecha	SOLID EDGE EDS-PLM SOLUTIONS			
Dibujado Karen Garzón	15/04/18				
Comprobado		Título Ortesis STE Soporte S4			
Aprobado 1					
Aprobado 2		A4	Plano	No.5	Rev
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias ±0,5 y ±1°		Archivo: Soporte S4.dft			
		Escala	1:2	Peso	0,204 kg

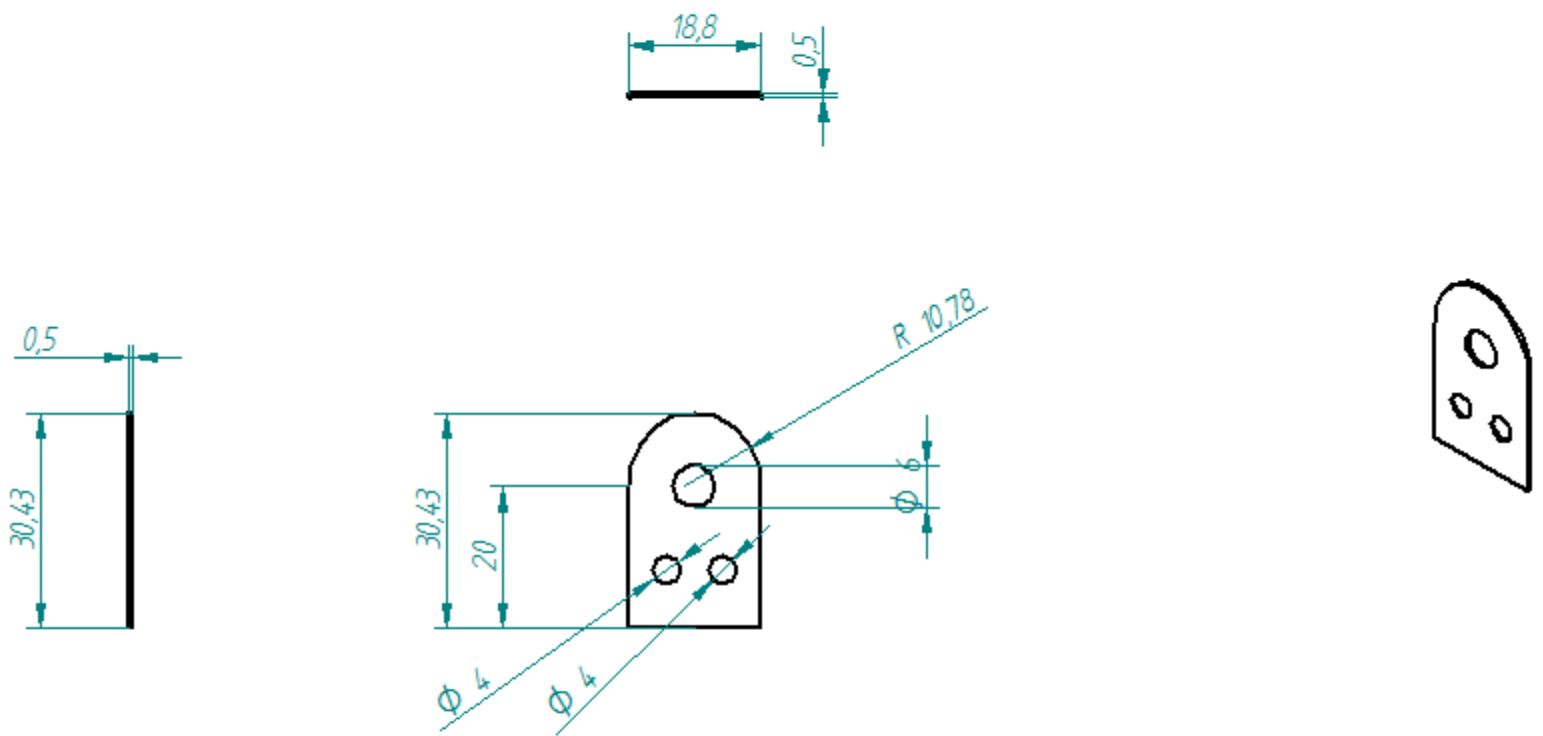


Revisiones			
Rev	Descripción	Fecha	Aprobado

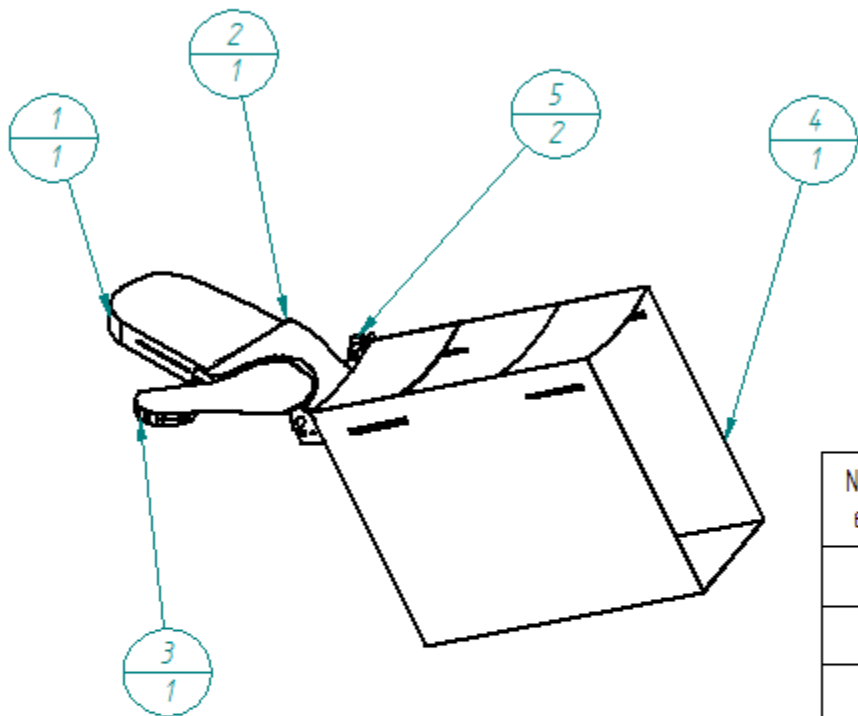


Nombre	Fecha	SOLID EDGE EDS-PLM SOLUTIONS			
Dibujado	15/04/B				
Comprobado		Título Ortesis STE Soporte S5			
Aprobado 1					
Aprobado 2		A4	Plano	No. 6	Rev
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias ±0,5 y ±1°				Archivo: Soporte S5.dft	
				Escala	1:5

Revisiones			
Rev	Descripción	Fecha	Aprobado



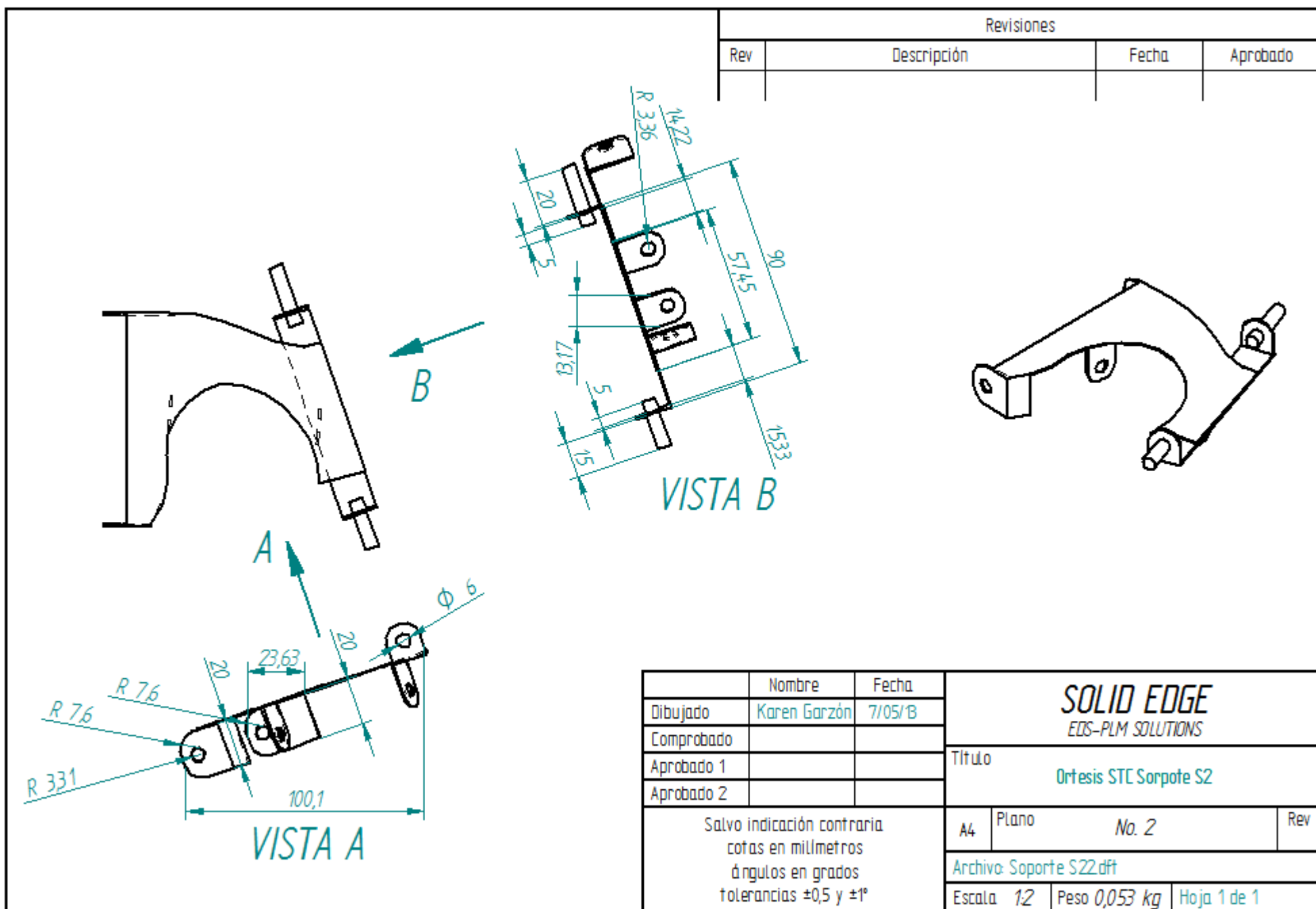
	Nombre	Fecha	SOLID EDGE EES-PLM SOLUTIONS		
Dibujado	Karen Garzón	15/04/18			
Comprobado			Título Ortesis STC Pieza Ajuste		
Aprobado 1					
Aprobado 2			A4	Plano No.7	Rev
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias ±0,5 y ±1°			Archivo: PiezaAjuste.dft		
			Escala	1:1	Peso



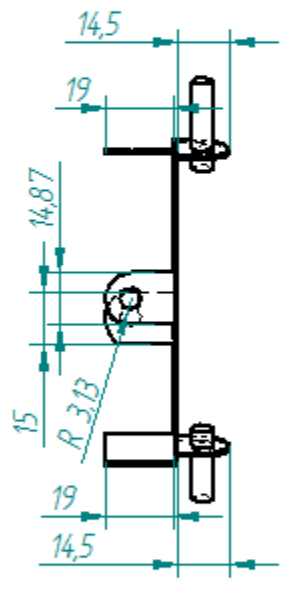
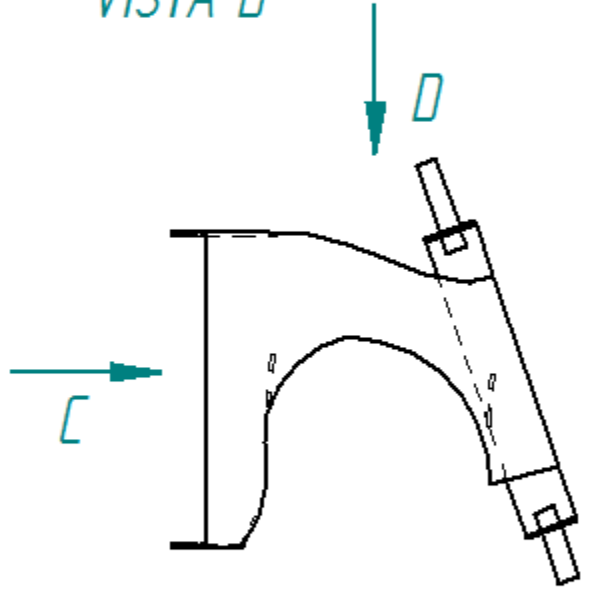
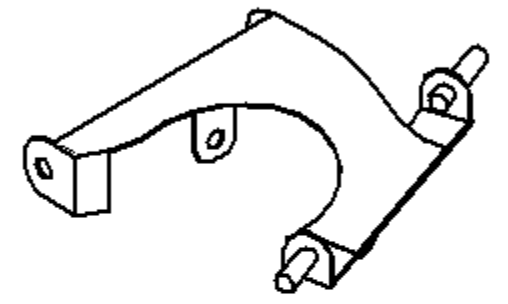
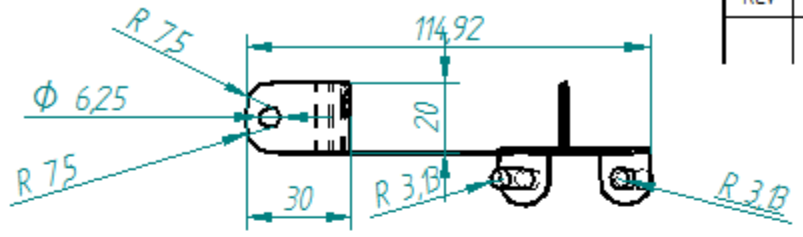
Revisiones			
Rev	Descripción	Fecha	Aprobado

Número de elemento	Número de Documento	Título	Material	Cantidad
1	No.1	Ortesis STE Soporte S1	Acero AISI 304	1
2	No.2	Ortesis STE Soporte S2	Acero AISI 304	1
3	No.3	Ortesis STE Soporte S3	Acero AISI 304	1
4	No.6	Ortesis STE Soporte S6	Acero AISI 304	1
5	No.7	Ortesis STE Soporte Ajuste	Acero AISI 304	2

	Nombre	Fecha	SOLID EDGE EDS-PLM SOLUTIONS		
Dibujado	Karen Garzon	Error: No definido.			
Comprobado			Título Ortesis STE Conjunto		
Aprobado 1					
Aprobado 2					
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias ±0,5 y ±1°			A4	Plano	Rev
			No.8		
			Archivo: Plano7		
Escala 1:5		Peso	Hoja 1 de 1		



Revisiones			
Rev	Descripción	Fecha	Aprobado



Nombre	Fecha	SOLID EDGE EDS-PLM SOLUTIONS		
Dibujado Karen Garzón	8/03/18			
Comprobado		Título Ortesis STC Sorpote S2		
Aprobado 1				
Aprobado 2		A4	Plano No. 2	Rev
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias ±0,5 y ±1°		Archivo: Soporte S2.dft		
		Escala 1:2	Peso 0,053 kg	Hoja 1 de 1