

UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO

FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA



**Diseño de un dispositivo para la prevención del síndrome de túnel carpiano
utilizando PLA reforzado con filamento de fibra de carbono**

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

AUTOR

Rogelio Jesus Quiroz Seclen

ASESOR

Elmer Rolando Polo Briceño

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

Chiclayo, 2026

**Diseño de un dispositivo para la prevención del síndrome de túnel
carpiano utilizando PLA reforzado con filamento de fibra de
carbono**

PRESENTADO POR
Rogelio Jesus Quiroz Seclen

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

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

APROBADA POR

Dante Omar Panta Carranza
PRESIDENTE

Rodolfo Arturo Garcia Uchofen
SECRETARIO

Elmer Rolando Polo Briceño
VOCAL

Dedicatoria

A mi familia, por confiar firmemente en mí. Por proporcionarme no solo el apoyo incondicional material y emocional, sino también la motivación que ha sido una fuerza esencial para superar los desafíos y lograr culminar con éxito mis metas y aspiraciones tanto en el ámbito profesional como en el personal.

Agradecimientos

Manifiesto mi gratitud a mis amigos de la universidad, quienes con su presencia, colaboración mutua y estímulo constante hicieron que cada reto fuese una experiencia de aprendizaje en equipo.

Asimismo, expreso mi sincero reconocimiento a mis profesores. Les agradezco especialmente por su orientación, paciencia y sus valiosas recomendaciones a lo largo de mi carrera, cualidades que hicieron posible el desarrollo y culminación exitosa de este trabajo de investigación. Reconozco que la formación, los conocimientos y los recursos que me brindaron son la base para esta etapa académica finalizada.

Diseño de un dispositivo para la prevención del Síndrome de Túnel Carpiano utilizando PLA reforzado con filamento de fibra de carbono.

INFORME DE ORIGINALIDAD



FUENTES PRIMARIAS

1	hdl.handle.net Fuente de Internet	4%
2	tesis.usat.edu.pe Fuente de Internet	3%
3	repositorio.uta.edu.ec Fuente de Internet	1%
4	Vargas, Diego Alejandro Barragan. "Diseño de un Sistema de Prevención del Síndrome de Túnel Carpiano Implementando Redes Neuronales Artificiales", Universidad Distrital Francisco José de Caldas (Colombia), 2024 Publicación	<1%
5	www.coursehero.com Fuente de Internet	<1%
6	repositorio.ucv.edu.pe Fuente de Internet	<1%

repositorio.upt.edu.pe

ÍNDICE

Resumen	12
Abstract	13
I. Introducción	14
1.1. Objetivos	15
1.1.1. Objetivos General	15
1.1.2. Objetivos Específicos	15
II. MARCO TEÓRICO	15
2.1. Antecedentes del problema	15
2.2. Síndrome de Túnel Carpiano (STC)	18
2.2.1. Efectos del constante uso de la computadora	19
2.2.2. Diagnóstico del STC	19
2.2.3. Prevención del STC	20
2.3. Fisiología de la muñeca	21
2.3.1. Ligamentos del carpo	21
2.3.2. Biomecánica del carpo	21
2.3.3. Cinemática del carpo	22
2.3.4. Cinética del carpo	22
2.4. Impresión 3D	23
2.4.1. Principios de Funcionamiento	23
2.4.2. Materiales para la impresión 3D	23
2.5. Materiales	24
2.5.1. Ácido Poliláctico con Fibra de Carbono (CF-PLA)	24
2.5.2. Materiales flexibles poliuretano termoplástico (TPU)	25
2.6. Ecuaciones	25
2.6.1. Ecuaciones estática	25
2.6.2. Ecuación peso de un elemento	26
2.6.3. Esfuerzo normal	26
2.6.4. Fuerzas cortantes	26
2.6.5. Momento flexión	27
III. MARCO METODOLÓGICO	28
3.1. Tipo y Nivel de Investigación	28
3.1.1. Tipo de investigación	28

3.1.2.	Nivel de investigación	28
3.2.	Población y Muestra	28
3.3.	Metodología y diseño de la investigación:	28
3.4.	Operacionalización de variables.....	29
3.4.1.	Variable Independiente	29
3.4.2.	Variable Dependiente	29
3.5.	Diagrama de flujo	30
3.6.	Formulación de hipótesis	31
3.7.	Matriz de consistencia	32
IV.	RESULTADOS.....	34
4.1.	Diagnosticar la situación del túnel carpiano en el Perú, considerando como población de estudio a los jóvenes y adultos de entre 18 a 50 años.....	34
4.1.1.	Primer registro.....	34
4.1.2.	Segundo registro	36
4.1.3.	Tercer registro	38
4.1.4.	Evaluación de personas que han sufrido Síndrome del Túnel Carpiano	39
4.2.	Determinar los parámetros biomecánicos de los movimientos de flexión y extensión de la muñeca.....	40
4.2.1.	Biomecánica de la muñeca	40
4.3.	Seleccionar el material y composición de los filamentos de carbono acorde a los parámetros biomecánicos definidos.....	42
4.3.1.	Selección de materiales comerciales en el software	43
4.3.2.	Elaboración de las matrices de necesidades, métricas y evaluación de procesos.....	52
4.4.	Diseñar el dispositivo teniendo en cuenta los aspectos ergonómicos y las medidas antropométricas	55
4.4.1.	Medidas antropométricas	55
4.4.2.	Diseño del dispositivo	57
4.5.	Elaboración de costos para el diseño del dispositivo.	76
4.5.1.	Costo de diseño.....	76
4.5.2.	Estimación de costo	80
V.	CONCLUSIONES	81
VI.	RECOMENDACIONES.....	82
VII.	REFERENCIAS.....	83
VIII.	ANEXOS.....	86

8.1. Anexo 1	86
8.2. Anexos 2.....	92

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Características de los pacientes con síndrome del túnel carpiano y sin síndrome	34
Tabla 2 Frecuencia del Síndrome del Túnel Carpiano en el personal administrativo.....	36
Tabla 3 Frecuencia del Síndrome del Túnel Carpiano según edad en el personal.....	37
Tabla 4 Principal Causa De Morbilidad General En Consulta Externa – Neurología	38
Tabla 5 Principal Causa De Morbilidad General En Consulta Externa – Reumatología.....	38
Tabla 6 Principal Causa De Morbilidad General En Consulta Externa - Año 2020.....	38
Tabla 7 Resultados Obtenido Registros.	39
Tabla 8 Estadística descriptiva de los valores del goniómetro universal y de la aplicación para iPhone.....	40
Tabla 9 Rango de movimiento de una persona sana	41
Tabla 10 Fuerzas de compresión axial comprendidas en el ligamento	41
Tabla 11 Fuerzas por la acción muscular en la posición de pronación.	42
Tabla 12 Tabla materiales pensados para la órtesis	51
Tabla 13 Tabla Materiales flexibles pensado para órtesis.....	52
Tabla 14 Selección de materiales	52
Tabla 15 Parámetros para validación	52
Tabla 16 Valoración porcentual de los conceptos respecto a los materiales evaluados	53
Tabla 17 Necesidades exigidas por el comprador.....	53
Tabla 18 Ubicación de las necesidades con sus respectivas métricas.....	54
Tabla 19 Métricas vs Necesidades	55
Tabla 20 Datos antropométricos de población femenina entre 18 a 65 años.....	56
Tabla 21 Datos antropométricos de población masculina entre 18 a 65 años.....	57
Tabla 22 Datos antropométricos promediados.....	57
Tabla 23 Datos recopilados para el desarrollo del análisis	61
Tabla 24 Información de mallado	65
Tabla 25 Costo de los materiales del dispositivo	76
Tabla 26 Costo de fabricación 3D base de la muñeca.....	77
Tabla 27 Costo de fabricación 3D parte superior del dispositivo	77
Tabla 28 Costo de fabricación 3D pieza dedo meñique.....	78
Tabla 29 Costo de fabricación 3D pieza dedo anular.....	78
Tabla 30 Costo de fabricación 3D pieza dedo medio.....	79
Tabla 31 Costo de fabricación 3D pieza dedo índice.....	79
Tabla 32 Costo de fabricación de cada parte del dispositivo	80
Tabla 33 Estimación del costo del dispositivo	80

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 Paciente con síndrome de túnel carpiano	35
Gráfico 2 Edades de pacientes con síndrome de túnel carpiano	35
Gráfico 3 Frecuencia del Síndrome del Túnel Carpiano en el personal administrativo	36
Gráfico 4 Frecuencia del Síndrome del Túnel Carpiano según edad en el personal.....	37
Gráfico 5 Frecuencia en los 3 registros	39

LISTA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 Nervio Mediano	19
Ilustración 2 Postura correcta frente al computador.....	21
Ilustración 3 Proceso de extrucción del material impresora 3D.....	23
Ilustración 4 Materiales donde se ha usado el TPU	25
Ilustración 5 Interfaz	43
Ilustración 6 Subconjuntos del software	44
Ilustración 7 Subconjunto personalizado de matriz híbrida del software.	45
Ilustración 8 Subconjunto personalizado de Metales y Aleaciones del software.	46
Ilustración 9 Subconjunto personalizado de Polímeros y elastómeros del software.....	47
Ilustración 10 Subconjunto personalizado de CF-PLA.....	48
Ilustración 11 Guía de medidas consideradas	56
Ilustración 12 Primer prototipo dibujado a manoalzada	58
Ilustración 13 Primer prototipo dibujado a manoalzada	58
Ilustración 14 Tercer prototipo dibujado a manoalzada.....	59
Ilustración 15 Diseño CAD terminado.....	59
Ilustración 16 Vista lateral del movimiento	60
Ilustración 17 Vista superior de dispositivo en entorno de trabajo	60
Ilustración 18 Imagen de referencia del diseño.....	61
Ilustración 19 Diagrama de cuerpo libre base de a muñeca.....	62
Ilustración 20 Fuerzas axiales obtenidas por el software	63
Ilustración 21 Fuerzas cortantes obtenidas por el software.....	63
Ilustración 22 Corte desde apoyo izquierdo al centro	64
Ilustración 23 Corte desde carga hasta extremo.....	64
Ilustración 24 Momento de flexión obtenido por el software	65
Ilustración 25 Mallado en vista superior de base de la muñeca	66
Ilustración 26 Mallado en vista derecha de base de la muñeca.....	66
Ilustración 27 Mallado en vista frontal de base de la muñeca	67
Ilustración 28 Aplicación de fuerzas de la pieza.....	68
Ilustración 29 Aplicación de las sujeciones de la pieza	68
Ilustración 30 Vista superior de esfuerzos máximos y mínimos de base de la muñeca.....	69
Ilustración 31 Vista derecha de esfuerzos máximos y mínimos de base de la muñeca	69
Ilustración 32 Vista inferior de esfuerzos máximos y mínimos de base de la muñeca.....	70
Ilustración 33 Vista superior de desplazamiento máximo y mínimo de base de la muñeca	70
Ilustración 34 Vista derecha de desplazamiento máximo y mínimo de base de la muñeca.....	71
Ilustración 35 Vista frontal de desplazamiento máximo y mínimo de base de la muñeca	71
Ilustración 36 Vista superior de deformaciones unitarias máxima y mínima de base de la muñeca	72
Ilustración 37 Vista derecha de deformaciones unitarias máxima y mínima de base de la muñeca	72

Ilustración 38 Vista frontal de deformaciones unitarias máxima y mínima de base de la muñeca	73
Ilustración 39 Vista inferior de deformaciones unitarias máxima y mínima de base de la muñeca	73
Ilustración 40 Vista superior de factor de seguridad de base de la muñeca.....	74
Ilustración 41 Vista derecha de factor de seguridad de base de la muñeca	75
Ilustración 42 Vista frontal de factor de seguridad de base de la muñeca	75
Ilustración 43 Anexo 1 Plano base muñeca	86
Ilustración 44 Anexo 1 Plano pieza superior del dispositivo	87
Ilustración 45 Anexo 1 Plano pieza dedo índice	88
Ilustración 46 Anexo 1 Plano pieza dedo medio.....	89
Ilustración 47 Anexo 1 Plano pieza dedo anular.....	90
Ilustración 48 Anexo 1 Plano pieza dedo meñique	91
Ilustración 49 Anexos 2 Datos de CF-PLA en GRANTA EduPack	92
Ilustración 50 Anexos 2 Datos Filamento CF-PLA	93
Ilustración 51 Anexos 2 Datos TPU95.....	94
Ilustración 52 Anexos 2 Datos TPU95.....	94

Resumen

En la actualidad, es común que los jóvenes pasen más de 8 horas al día frente a la computadora. Esto sucede no solo porque la utilizan para estudiar o trabajar, sino también para entretenerse. Esta situación puede llevar en la mayoría de los casos a sufrir lesiones osteomusculares, como el Síndrome del Túnel Carpiano. Este síndrome se produce cuando se comprime el nervio mediano, que se encuentra en la muñeca.

Aun existiendo productos ergonómicos para adoptar ángulos y posturas adecuadas en la muñeca, la fatiga muscular sigue afectando cuando el uso de teclado y mouse es prolongado.

La presente tesis tiene por objetivo diseñar un dispositivo mediante un software de ingeniería que se encargue de mitigar la compresión del nervio y prevenir el síndrome de Túnel Carpiano, actuando como un amortiguador mientras se usa la computadora, empleando los materiales como el CF-PLA y el TPU95 como materiales usados para la base del modelo. En este sentido, la impresión 3D se presenta como una herramienta innovadora que contribuye significativamente al desarrollo de soluciones personalizadas.

Para lograr el diseño, se utilizó el software de ingeniería SolidWorks y Ftool, donde también se realizó un análisis CAD-CAE de elementos finitos (AEF) de la base que soportará la muñeca.

Se recabó información del crecimiento del síndrome en la población estos últimos años. Adicionalmente, se recopilaron datos antropológicos relevantes. Con base en esta información y utilizando software especializado, se elaboró un modelo de órtesis y se realizaron simulaciones mediante el software de ingeniería. El resultado final fue el diseño de la órtesis para la prevención del síndrome de túnel carpiano, con un costo de S/. 633,30 para el desarrollo del primer modelo.

Palabras clave: osteomusculares, Túnel Carpiano, ergonómicos, SolidWorks, Ftool.

Abstract

Nowadays, it is common for young people to spend more than 8 hours a day in front of the computer. This happens not only because they use it to study or work, but also to entertain themselves. This situation can lead in most cases to suffering musculoskeletal injuries, such as Carpal Tunnel Syndrome. This syndrome occurs when the median nerve, which is located in the wrist, is compressed.

Even though there are ergonomic products to adopt appropriate angles and postures of the wrist, muscle fatigue is still affected when using the keyboard and mouse for prolonged periods.

The objective of this thesis is to design a device using engineering software that is responsible for mitigating nerve compression and preventing Carpal Tunnel Syndrome, acting as a shock absorber while using the computer, using composite materials such as carbon fiber. . and TPU95 as materials used for the base of the model. In this sense, 3D printing is presented as an innovative tool that contributes significantly to the development of personalized solutions.

To achieve the design, SolidWorks and Ftool engineering software was used, where a CAD-CAE finite element (FEA) analysis of the base that will support the doll was also carried out.

Information was collected on the growth of the syndrome in the population in recent years. In addition, relevant anthropological data will be collected. Based on this information and using specialized software, an orthosis model was created and simulations were performed using engineering software. The final result was the design of the orthosis for the prevention of carpal tunnel syndrome, with a cost of S/. 633.30 for the development of the first model.

Keywords: musculoskeletal, carpal tunnel, ergonomic, SolidWorks, Ftool.

I. Introducción

El uso de las computadoras a nivel mundial, ha llevado a los humanos adoptarlas como una extensión para su vida en el ámbito laboral como educativo, además de manera recreacional. Debido a esto los jóvenes deben estar expuestos una gran cantidad de horas a una computadora, lo que acaba ocasionando malas posturas ya sea en espalda o incluso en nuestras muñecas, dando a lugar a enfermedades osteomusculares. Ocupando el primer lugar, el síndrome de túnel carpiano como causa de afección profesional, con casos que incrementan cada año. Esta patología ha sido definido como un grupo de signos y síntomas que se originan por la opresión del nervio mediano en el canal del carpo. [1]

El Perú no es una excepción. Según la jefa del Servicio de Neurología Malena Bolaños del hospital Alberto Sabogal, señaló que en los últimos meses se ha encontrado casos del síndrome del túnel del carpo en pacientes que emplean de forma frecuente la computadora o laptop para hacer trabajos remotos. Además, se ha observado esta patología con mayor efecto en niños y adolescentes. [2]

Con el surgimiento de este problema en el mercado, se planteó varias soluciones con el fin de evitar el síndrome del túnel carpiano desde productos ergonómicos como los mouses verticales que intentan mantener la postura natural del brazo y evitar la tensión muscular. Esto solo causó un estudio profundo acerca de la efectividad de este tipo de mouse, resultando que la presión sobre el nervio era más o menos la misma en ambos tipos y que no había una prevención notable de la extensión de la muñeca que los verticales en teoría evitan. [3] Además, el uso de muñequeras ortopédicas comunes dificulta el continuar con sus actividades laborales o educativas debido a que puede ocasionar atrofia muscular. [4]

Esta tesis tiene como objetivos diseñar un dispositivo que se encargue de mitigar la compresión del nervio mediano y de esta manera prevenir el síndrome de Túnel Carpiano en los jóvenes y adultos, actuando como un amortiguador en el uso de la computadora. El modelado se llevará a cabo mediante simulación en un software de ingeniería. Además, se empleará la fibra de carbono como material base debido a su éxito en la industria médica.

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivos General

- Diseñar un dispositivo para la prevención del Síndrome de Túnel Carpiano utilizando PLA reforzado con filamento de fibra de carbono.

1.1.2. Objetivos Específicos

- Diagnosticar la situación del túnel carpiano en el Perú, considerando como población de estudio a los jóvenes y adultos de entre 18 a 50 años.
- Determinar los parámetros biomecánicos de los movimientos de extensión y flexión de la muñeca con el objetivo de validar de manera satisfactoria el dispositivo.
- Seleccionar el material, composición y necesidades del cliente serán usados en el desarrollo del dispositivo.
- Diseñar y realizar estudio estático el dispositivo teniendo en cuenta los aspectos ergonómicos y las medidas antropométricas.
- Elaboración de costos para el diseño del dispositivo.

II. MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes del problema

Para la investigación realizada por Juan Antonio Freire Zurita. En el año 2022 se desarrolló un dispositivo electrónico interactivo para la recuperación de pacientes con síndrome de túnel carpiano. Se basó en el diseño de un guante fisioterapéutico eficiente empleado para lesiones de muñeca, lo que permitió realizar los movimientos necesarios para la terapia. Además, se añadió tecnología inalámbrica con transmisión de datos y módulos de recepción, lo que facilitó la relación entre el paciente y el sistema de control remoto. Se obtuvieron resultados positivos al determinar una correcta determinación de ángulos de movimiento que el usuario debe seguir en una pista diseñada específicamente para este propósito. Durante el reposo, el ángulo es de 0°, mientras que para la flexión se sitúa entre 80° y 90°, la extensión entre 70° y 90°, la abducción en 15° y la aducción entre 30° y 45°. Con el objetivo de fomentar el progreso en la agilidad y el movimiento de la lesión, se logró diseñar un dispositivo interactivo. Este dispositivo permitió al paciente mejorar el control y destreza psicomotriz de la muñeca mediante el uso de un guante rehabilitador que registrará los movimientos realizados y los transmite al robot. Así, el paciente puede controlar la trayectoria y dirección del robot a través

de una pista interactiva, lo cual estimula el proceso de rehabilitación. Los ejercicios programados se centran en movimientos como la flexión-extensión y abducción-aducción de la muñeca. [5]

En 2021 Andrea Rojas Arcia [6] mostró el prototipado de un dispositivo para la muñeca, utilizando el diseño personalizado, como una elección distinta de tratamiento conservador que pueda adaptarse y ajustarse a las exigencias de diversos usuarios. Durante el proceso de diseño, se llevó a cabo la validación del producto mediante pruebas con usuarios reales, con el objetivo de determinar si la alternativa propuesta para abordar esta molestia cumplía con los requisitos del proyecto. Como resultado, se proporcionó una solución efectiva que permitiera a los usuarios disfrutar de un diseño personalizado que les brindara comodidad y seguridad durante toda su jornada. La adaptabilidad del diseño a la anatomía de cada individuo se logró mediante el análisis de datos provenientes de tres tipos de mano diferentes. El primer tipo, denominado "larga y ancha", presentó una proporción que osciló entre 0,39 y 0,46, una fuerza promedio de 36,25 N y estuvo presente en un 38,4% de la población evaluada. El segundo tipo, conocido como "Promedio", mostró una proporción de 0,46 a 0,52, una fuerza de 45,13 N y representó el 57,2% de los evaluados. Por último, el tercer tipo de mano, denominado "Cuadrada", presentó una proporción de 0,52 a 0,56, una fuerza de 55,85 N y fue el menos común, con una presencia del 4,3% en los evaluados. El dispositivo diseñado cumplió su objetivo principal al mantener una posición de la muñeca neutra, estable y comprimida, incluso cuando el usuario realizaba movimientos o tareas con la mano afectada por el síndrome. Concluyendo que el dispositivo destinado a personas con síndrome del túnel carpiano, cumple con éxito la función de proporcionar apoyo articular a la muñeca y logra reducir la compresión en el nervio. Este se ajusta a los criterios sentados por el diseño personalizado, adaptándose a las características morfológicas de las personas brindándoles un tratamiento personalizado de manera efectiva. En conclusión, el proyecto ha demostrado que el producto cumple con su objetivo, además de ofrecer un soporte adecuado para los usuarios que padecen este síndrome.

Ponce Recalde, Diana Elizabeth en 2022 planteó la creación de un dispositivo cuya función fuese aliviar y prevenir el síndrome del túnel carpiano (STC), actuando como una medida paliativa y preventiva frente a esta enfermedad. El desarrollo del estudio se basó en el Check List OCRA, utilizado para identificar los inconvenientes más comunes asociados al uso de computadoras en el entorno laboral. Esto sirvió como un análisis que se tradujo en requisitos funcionales y de usabilidad necesarios para las adquieran el dispositivo. La evaluación se llevó a cabo utilizando la herramienta Check List OCRA. Para valorar el método se debe aplicar la fórmula ICKL que sería el índice Check List OCRA, sus datos se hallan a partir del cálculo de tiempo neto de trabajo repetitivo $TNTR=365$ segundos. Con esto podemos determinar el Factor de recuperación (FR) que se obtuvieron FR (mano derecha) = 4, FR (mano izquierda) =4; FF (Factor de frecuencia) =4, FFz (F. de fuerza) =8 brazo derecho y 5 brazo izquierdo, FP (F. de posturas y movimientos) =9.5; FC (F. de Riesgos adicionales) =2, MD (Multiplicador de duración) = 1. Con estos datos se obtuvo que el $ICKL=27.5$ siendo determinado como

inaceptable. Al utilizar la técnica Check List OCRA en el diagnóstico del diseño, se determinó que el ambiente de trabajo de un administrativo presenta un alto riesgo ergonómico y requiere intervención. Esto llevó al uso del método INTI para el diseño. Además, se consideraron parámetros biomecánicos necesarios para determinar la forma correcta de utilizar dispositivos electrónicos, como el desplazamiento del mouse que debe realizarse desde el antebrazo y mantener la muñeca fija durante el movimiento de la mismo. No obstante, en la observación casual de las personas, mantener una postura adecuada resulta complicada e incluso irrealizable debido a factores ajenos, como la altura de los escritorios, sillas inapropiadas y mouse no ergonómicos. En consecuencia, el diseño presentado en la tesis evidencia y aborda esta dificultad al proporcionar una solución tanto para la precaución de conservar una postura ideal para la muñeca como para la recuperación a través de la actividad de fuerza en la flexoextensión. [7]

En el año 2021 Edward Emill Tribeño Alata llevó a cabo el desarrollo de un dispositivo portátil para rehabilitación pasiva de la muñeca, el cual permitió al cliente efectuar actividades de flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación. Además, se prestó atención al diseño antropométrico relacionado al antebrazo y muñeca de mujeres peruanas, y se utilizó la impresión 3D como principal tecnología de fabricación. Asimismo, se creó una aplicación para el teléfono como medio de comunicación entre el usuario y el dispositivo. Para finalizar, se implementó un sistema de control redundante para lograr los rangos de movimiento deseados en la muñeca y garantizar la seguridad del usuario. Se realizaron cálculos de torque utilizando software especializado, obteniendo los siguientes valores: $T_{\text{total flexión}} = 0,69 \text{ N}\cdot\text{m}$, $T_{\text{total extensión}} = 0,65 \text{ N}\cdot\text{m}$, $T_{\text{total radial}} = 0,12 \text{ N}\cdot\text{m}$, $T_{\text{total cubital}} = 0,24 \text{ N}\cdot\text{m}$, $T_{\text{total pronación}} = 0,04 \text{ N}\cdot\text{m}$ y $T_{\text{total supinación}} = 0,04 \text{ N}\cdot\text{m}$. Además, se obtuvo un factor de seguridad de 1,96, el cual se utilizará para seleccionar el servomotor HD-1235MG. Durante la simulación de esfuerzos, se analizó el esfuerzo equivalente de Von Mises para cada movimiento. En el caso de la flexión/extensión, se obtuvo un valor de 105,8 MPa, mientras que en los movimientos de pronación y supinación se registró una deformación de 0,26 mm. El diseño posibilitó la realización de movimientos asistidos, al mismo tiempo permitió el seguimiento de dichos movimientos. A través del uso del método de elementos finitos, se obtuvo un factor de seguridad óptimo que aseguraba la confiabilidad estructural del dispositivo. [8]

Marlene Michele Bustamante Carvallo planteó en 2018 utilizar la tecnología de impresión 3D como método de fabricación debido a sus ventajas en términos de rapidez, facilidad y bajo costo para la producción de piezas complejas, lo que permitiría que la prótesis resultante tuviera un precio accesible. Además, se planteó el uso de un escáner 3D para conseguir una muestra del muñón del usuario, sobre la cual se podría diseñar. Esta tecnología es eficiente y superior a diferencia del típico método tradicional de obtener moldes de yeso, ya que el muñón del usuario no se ve sometido a manipulaciones ni se ve afectado de ninguna manera. Se tuvieron en cuenta los pesos que se imprimieron en las diferentes partes del diseño. En las falanges medio-distales,

dedos y falange del pulgar, se obtuvieron un peso total de 21 g. Para las falanges proximales de los dedos, se calculó un peso de 22 g. La falange proximal del pulgar tuvo un peso de 7 g. La palma A pesó 65 g, la palma B 26 g, la muñeca 70 g y los pines y regulador sumaron 11 g. Esto se realizó con el objetivo de asegurar que el usuario pudiera llevar una vida sin complicaciones al utilizar la prótesis. Se concluyó que en el Perú no hay disponibles en el mercado productos comerciales funcionales para abordar amputaciones parciales de mano. En cambio, las prótesis cosméticas son las más comerciales en el país. Debido a esta situación, el proceso de diseño tuvo una duración considerable. Sin embargo, gracias a la aplicación de la metodología del Diseño Centrado en el Usuario (DCU) durante el desarrollo del proyecto, se logró una participación activa del usuario en todas las etapas de diseño. Esto permitió comprender y satisfacer sus necesidades específicas de manera efectiva. [9]

2.2. Síndrome de Túnel Carpiano (STC)

El síndrome del túnel carpiano (STC) es una afección que ocurre cuando el nervio mediano, que pasa por la muñeca, se comprime. Este nervio controla los músculos y la sensibilidad de la mano y los dedos, por lo que cuando se comprime, puede causar una serie de síntomas, como dolor, entumecimiento, hormigueo y debilidad.

El nervio mediano es el encargado de proporcionar sensación y movimiento a la parte de la mano que se encuentra en el lado del dedo pulgar. Esta zona incluye la palma de la mano, el dedo pulgar, el dedo índice, el dedo medio y la mitad radial del dedo anular.

El túnel carpiano es un canal estrecho en la muñeca por el que pasan los tendones y el nervio mediano. El nervio mediano es responsable de la sensibilidad y el movimiento de los dedos. Si el túnel carpiano se estrecha, el nervio mediano puede verse comprimido, lo que provoca síntomas como dolor, entumecimiento, hormigueo o debilidad en la mano y el brazo. Este trastorno se conoce como síndrome del túnel carpiano. [10]

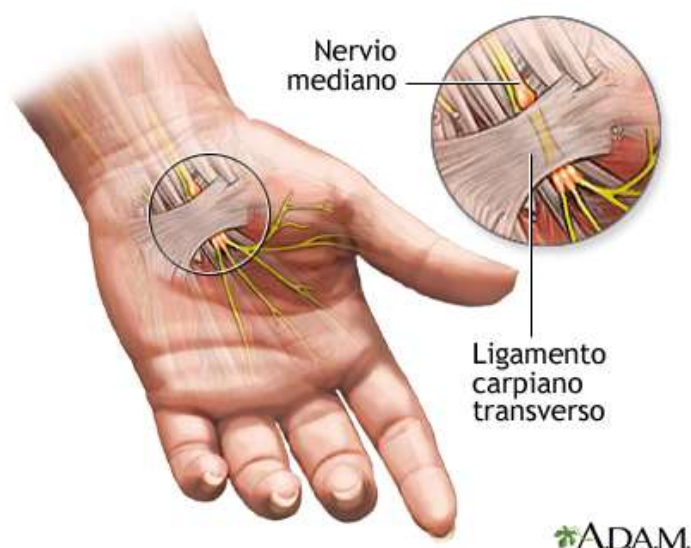


Ilustración 1 Nervio Mediano

Fuente: MedlinePlus [10]

2.2.1. Efectos del constante uso de la computadora

El uso de computadoras es uno de los factores de riesgo más comunes para el STC. Esto se debe a que el uso repetitivo del teclado y el mouse puede causar tensión y presión en la muñeca. Las personas que utilizan computadoras durante períodos prolongados de tiempo, como oficinistas, programadores y diseñadores gráficos, son más propensas a desarrollar STC.

Los movimientos repetitivos de la muñeca que pueden contribuir al STC incluyen:

- Teclar
- Usar el mouse
- Escribir a mano
- Usar herramientas manuales
- Jugar videojuegos

2.2.2. Diagnóstico del STC

- **Test de Durkan.**

Es el más preciso, reproduciendo los síntomas antes de 30 segundos presionando el túnel carpiano con ambos pulgares.

- **Test de Phalen.**

Para este test, el médico puede pedirle que levante el dorso de ambas manos y deje caer los codos. Esto estrecha el canal del carpo, que es el conducto por el que pasa el nervio mediano. Si tiene síndrome del túnel carpiano, los síntomas,

como hormigueo, entumecimiento o dolor, pueden reaparecer en menos de un minuto.

- **Signo de Tinel.**

La percusión del túnel carpiano produce dolor en la zona del nervio, así como hormigueo y entumecimiento en las manos y los dedos.

- **Prueba de Semmes-Weinstein (discriminación entre dos puntos).**

Si la diferencia estática entre dos puntos es mayor de 6 mm, se considera anormal. Es sensible al deterioro nervioso temprano. [11]

2.2.3. Prevención del STC

Se puede aliviar la tensión en manos y muñecas con algunos métodos sencillos:

➤ **Suaviza el agarre:**

- Usa una fuerza moderada al usar el teclado o mouse.
- Presiona las teclas con suavidad y evita apretarlas con fuerza.

➤ **Descansos frecuentes:**

- Toma descansos cortos y periódicos para estirar y flexionar las manos y muñecas con movimientos suaves.
- Alterna las tareas con frecuencia, especialmente si usas herramientas vibratorias o que requieren mucha fuerza.

➤ **Posición adecuada:**

- Mantén una postura neutral al usar el teclado, con las muñecas rectas y paralelas al suelo.
- El teclado debe estar a la altura del codo o ligeramente más bajo.
- Evita doblar la muñeca hacia arriba o hacia abajo mientras escribes.

➤ **Cuida tu postura:**

- Una mala postura puede generar dolor de cuello, molestias en manos y brazos, y contribuir al síndrome del túnel carpiano.
- Ajusta la altura y distancia de la pantalla del ordenador para que no tengas que forzar tu cuerpo para verla.
- Evita encorvarte o inclinar los hombros hacia adelante.

➤ **Elige el mouse adecuado:**

- Opta por un mouse ergonómico que se adapte a la forma de tu mano y te permita mantener una postura natural.
- Evita usar un mouse que fuerce la muñeca a posiciones incómodas.

➤ **Manos calientes:**

- El frío puede aumentar la rigidez y el dolor en las manos.
- Si trabajas en un ambiente frío, utiliza guantes sin dedos para mantener tus manos y muñecas calientes. [12]

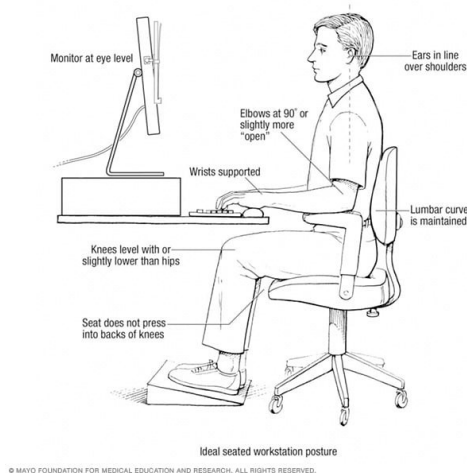


Ilustración 2 Postura correcta frente al computador

Fuente: MayoClinic

2.3. Fisiología de la muñeca

2.3.1. Ligamentos del carpo

Los ligamentos radiocarpianos, divididos en dorsal y palmar, son estructuras fibrosas que brindan estabilidad a la articulación de la muñeca. El ligamento radiocarpiano dorsal se origina en la cara posterior del radio y se inserta en el hueso piramidal, mientras que el ligamento radiocarpiano palmar está formado por dos fascículos: el radiocarpiano (que va del radio al hueso semilunar y piramidal) y el cubitocarpiano (que va de la apófisis estiloides del cúbito y el ligamento triangular al hueso piramidal y grande). En conjunto, estos ligamentos limitan los movimientos excesivos de la muñeca y mantienen una articulación estable y funcional.

2.3.2. Biomecánica del carpo

El carpo, formado por 8 huesos, permite movimientos esenciales de la mano: flexión, extensión, abducción, aducción y circunducción.

Su funcionamiento se basa en:

- Articulaciones radiocarpiana e intercarpiana: Permiten los movimientos complejos de la muñeca.
- Articulaciones carpometacarpianas: Unen la muñeca con los dedos.

- Huesos, ligamentos, tendones y músculos: Trabajan en conjunto para la estabilidad, control y fuerza del movimiento.

La biomecánica del carpo tiene aplicaciones en:

- Evaluación y diagnóstico de lesiones.
- Rehabilitación de lesiones.
- Ergonomía y diseño de espacios de trabajo.
- Diseño de prótesis de mano.

2.3.3. Cinemática del carpo

La cinemática del carpo nos revela cómo se transforma la alineación de esta compleja articulación durante los movimientos de la muñeca. Esta alineación depende de la orientación de las superficies articulares, los ligamentos que las unen y la acción de los músculos que controlan su movimiento.

La muñeca, con su gran rango de movilidad, nos permite realizar desde tareas delicadas hasta movimientos potentes. Veamos cómo cambia la alineación carpiana en tres movimientos clave [13]:

- Inclinaciones laterales
- Flexoextensión
- Movimiento de lanzamiento

2.3.4. Cinética del carpo

La cinética del carpo nos revela cómo la alineación de esta compleja articulación cambia bajo carga, ya sea por presión, tracción o torsión de la muñeca. Las fuerzas que actúan sobre ella permiten 6 grados de movimiento de los huesos carpianos:

1. Flexión-Extensión: Doblar y extender la muñeca hacia arriba y abajo.
2. Inclinación radial-Inclinación cubital: Inclinarse la mano hacia un lado u otro.
3. Pronación-Supinación: Rotar la mano para que la palma mire hacia abajo o hacia arriba.

A pesar de su complejidad, la muñeca es una articulación robusta que puede soportar fuerzas de tracción, torsión y compresión en diferentes posiciones del antebrazo, sin colapsarse. [13]

2.4. Impresión 3D

La impresión 3D consiste en construir objetos tridimensionales capa por capa, añadiendo material de forma progresiva. A diferencia de los métodos tradicionales de fabricación, que eliminan material (como el fresado CNC), la impresión 3D se conoce como fabricación aditiva, especialmente en el ámbito de la producción industrial. [14]

2.4.1. Principios de Funcionamiento

Las impresoras 3D funcionan de manera similar a las impresoras 2D, pero en lugar de imprimir texto o imágenes planas sobre papel, crean objetos tridimensionales. Lo logran depositando capas de material una sobre otra, construyendo el objeto de forma gradual. Antes de la impresión, es necesario preparar modelos 3D, ya sea diseñándolos con software CAD como SOLIDWORKS o descargándolos de internet. [14]

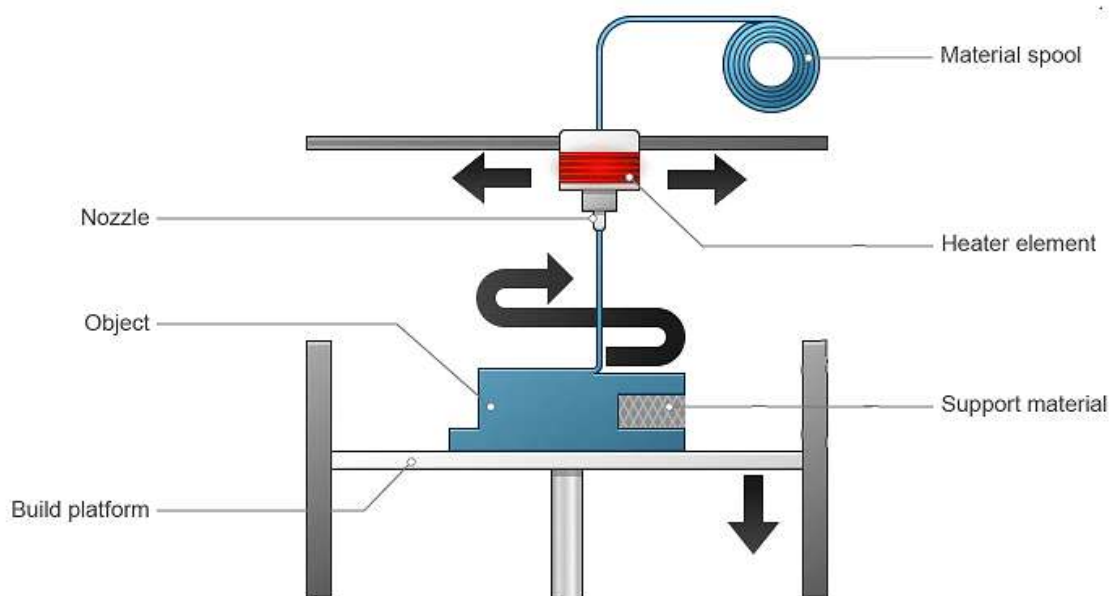


Ilustración 3 Proceso de extrucción del material impresora 3D

Fuente: 3DEXPERIENCE Make

2.4.2. Materiales para la impresión 3D

La variedad de materiales disponibles para impresión 3D es amplia e incluye: [14]

- **Plásticos:** ABS, PLA, PETG, TPU, etc.
- **Metales:** Acero inoxidable, titanio, aluminio, etc.
- **Resinas:** Resinas acrílicas, epoxi, etc.
- **Cerámicos:** Óxido de aluminio, circonio, etc.
- **Materiales biológicos:** Biopolímeros, células vivas, etc.

2.5. Materiales

En el corazón del filamento de fibra de carbono para impresoras 3D se encuentra una matriz de plástico común, como PLA, ABS, PETG o nylon. Esta matriz se ve reforzada por la incorporación de pequeñas fibras de carbono, las cuales aportan una extraordinaria rigidez y resistencia al material impreso. [15]

2.5.1. Ácido Poliláctico con Fibra de Carbono (CF-PLA)

El Ácido Poliláctico (PLA) es un biopolímero termoplástico derivado del ácido láctico. Su popularidad en múltiples campos se debe a una combinación de características inusuales: es biodegradable, ofrece buenas propiedades de barrera y es biocompatible.

Por ser un material de fácil impresión, el PLA se ha consolidado como la opción más utilizada en la industria de la impresión 3D FDM. Este termoplástico se presenta en el mercado como filamento o en gránulos. [16]

Mientras que el PLA tradicional es adecuado para piezas decorativas y de uso general, el PLA CF se distingue por incorporar fibra de carbono. Esta adición resulta en una resistencia mecánica y estabilidad dimensional significativamente mayores. La consecuencia directa es la producción de piezas más fuertes, precisas y con un acabado profesional, siendo la opción ideal para prototipos funcionales y componentes de ingeniería que exigen alta durabilidad. [17]

Ventajas del filamento de fibra de carbono:

- Resistencia
- Mayor rigidez
- Peso ligero
- Resistencia a la temperatura
- Aspecto estético

Desafíos del filamento de fibra de carbono:

- Dificultad de impresión
- Adherencia a la cama de impresión
- Precio
- Seguridad

Aplicaciones del filamento de fibra de carbono:

- Piezas mecánicas
- Piezas para drones y aviones
- Piezas para automóviles
- Ortopedia
- Artículos deportivos

2.5.2. Materiales flexibles poliuretano termoplástico (TPU)

El TPU (poliuretano termoplástico) es un elastómero que destaca por su flexibilidad y durabilidad durante el proceso de impresión, superando en resistencia a la compresión y tracción a materiales como el PLA y el ABS. Esta adaptabilidad se debe a la alternancia de segmentos duros y blandos en su composición química, lo que permite variar la dureza, flexibilidad, transparencia, tacto y adherencia de las piezas finales.

Además, el TPU es un polímero reciclable, moldeable, extruible y reutilizable, características que lo convierten en un material muy versátil para la impresión 3D, especialmente para la creación de modelos flexibles. En resumen, el TPU ofrece una serie de características muy interesantes para la impresión 3D, lo que lo convierte en una opción atractiva para una amplia gama de aplicaciones. [18]

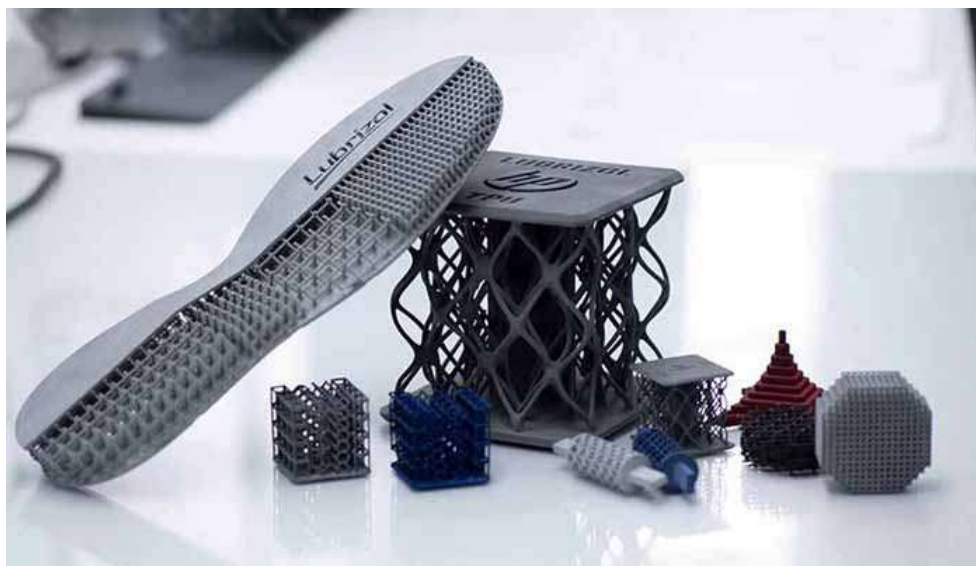


Ilustración 4 Materiales donde se ha usado el TPU

Fuente: 3DNatives

2.6. Ecuaciones

2.6.1. Ecuaciones estática

Es indispensable recurrir a las ecuaciones de la estática [19] para cuantificar las fuerzas que actúan sobre cualquier estructura. Dicha metodología permite establecer la condición de equilibrio estático, que se describe a continuación:

$$\sum F_x = 0, \sum F_y = 0, \sum M_z = 0$$

2.6.2. Ecuación peso de un elemento

Conocer la masa del elemento y el valor de la aceleración de la gravedad [19] es imprescindible para poder calcular su peso. La ecuación utilizada para obtener el peso es la siguiente:

$$W = m * g$$

Donde:

W : Peso del elemento.

m : Masa del elemento.

g : Aceleración de la gravedad.

2.6.3. Esfuerzo normal

La forma en que se distribuye la fuerza normal sobre un área específica es información vital para el diseño mecánico. Esta distribución se define como esfuerzo de tensión si la fuerza intenta estirar el elemento, y como esfuerzo de compresión si intenta aplastarlo[19]. Para calcular este esfuerzo, se utiliza la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Donde:

σ : Esfuerzo normal.

F : Fuerza normal al área transversal.

A : Sección transversal donde actúa la fuerza.

2.6.4. Fuerzas cortantes

La fuerza cortante interna (V) es la sumatoria de las tensiones cortantes en la sección transversal de una viga que soporta cargas transversales (distribuidas o puntuales). Cuando se analiza la viga [19]:

$$\frac{dV}{dx} = -w(x) \qquad \frac{dM(x)}{dx} = V(x)$$

Cada carga puntual genera un cambio súbito (salto) en igual a la magnitud de la carga en su ubicación.

Para determinar la **tensión cortante** (τ) generada en la sección, se utiliza esta fórmula:

$$\tau = \frac{VQ(y)}{It(y)}$$

Donde:

Q : Primer momento de área

I : Segundo momento de área

t : Espesor

2.6.5. Momento flexión

El momento flector $M(x)$ es el par interno que se genera para equilibrar las cargas transversales aplicadas a un elemento, provocando su curvatura. [19]

$$\frac{dM(x)}{dx} = V(x) \qquad \frac{d^2M(x)}{dx^2} = -w(x)$$

- Una **carga puntual (P)** provoca un **salto** en la fuerza cortante ($\Delta V = -P$) y cambia la pendiente del momento flector.
- Un **par concentrado (M)** causa un **salto** directo en el momento ($\Delta M = +M_0$) sin afectar la cortante.

III. MARCO METODOLÓGICO

3.1. Tipo y Nivel de Investigación

3.1.1. Tipo de investigación

Por sus características se considera cuantitativa, porque su principal objetivo se enfoca más en la cantidad y se suelen emplear métodos relacionados con la estadística, las matemáticas y la informática, con el objetivo de medir variables.

3.1.2. Nivel de investigación

Esta tesis se enmarca en el nivel aplicativo, donde se busca brindar una solución práctica, a través de la cuidadosa selección de materiales y la aplicación de análisis CAD-CAE, se pretende desarrollar una órtesis que disminuya la carga excesiva sobre los ligamentos de la muñeca.

3.2. Población y Muestra

La población son los individuos en un rango de 18-50 años obtenidos de los registros recopilados. La muestra de este estudio estará compuesta por las mediciones antropométricas de la muñeca de un grupo representativo de individuos.

3.3. Metodología y diseño de la investigación:

Para el diagnóstico de la situación del túnel carpiano del Perú, se usa el método de análisis y recolección de datos en la cual se tuvo en cuenta 3 registros de distintos organismos para determinar donde ha ocurrido más presencia del síndrome y en qué edad se ha empezado a manifestar molestias. Para determinar los parámetros biomecánicos se utiliza el método de revisión bibliográfica para entender las zonas críticas donde se produce el síndrome y determinar los ángulos de movimiento correctos de una persona sin molestias.

Después con ayuda del software ces Edupack y otras bases de datos se recopilarán propiedades mecánicas de los materiales pensados a usar, posteriormente serán escogidos basados en las necesidades que busca el cliente a la hora de comprar una órtesis.

Durante el procedimiento, se recopilará información de las medidas antropométricas de la población en diferentes rangos de edad para que el diseño tenga las dimensiones pertinentes, además, se usarán softwares Solidworks y Ftool para el diseño CAD, posterior simulación y análisis estático.

Finalmente, se utilizará una evaluación de costos para obtener cuál sería el costo de llevar a cabo este dispositivo.

3.4. Operacionalización de variables

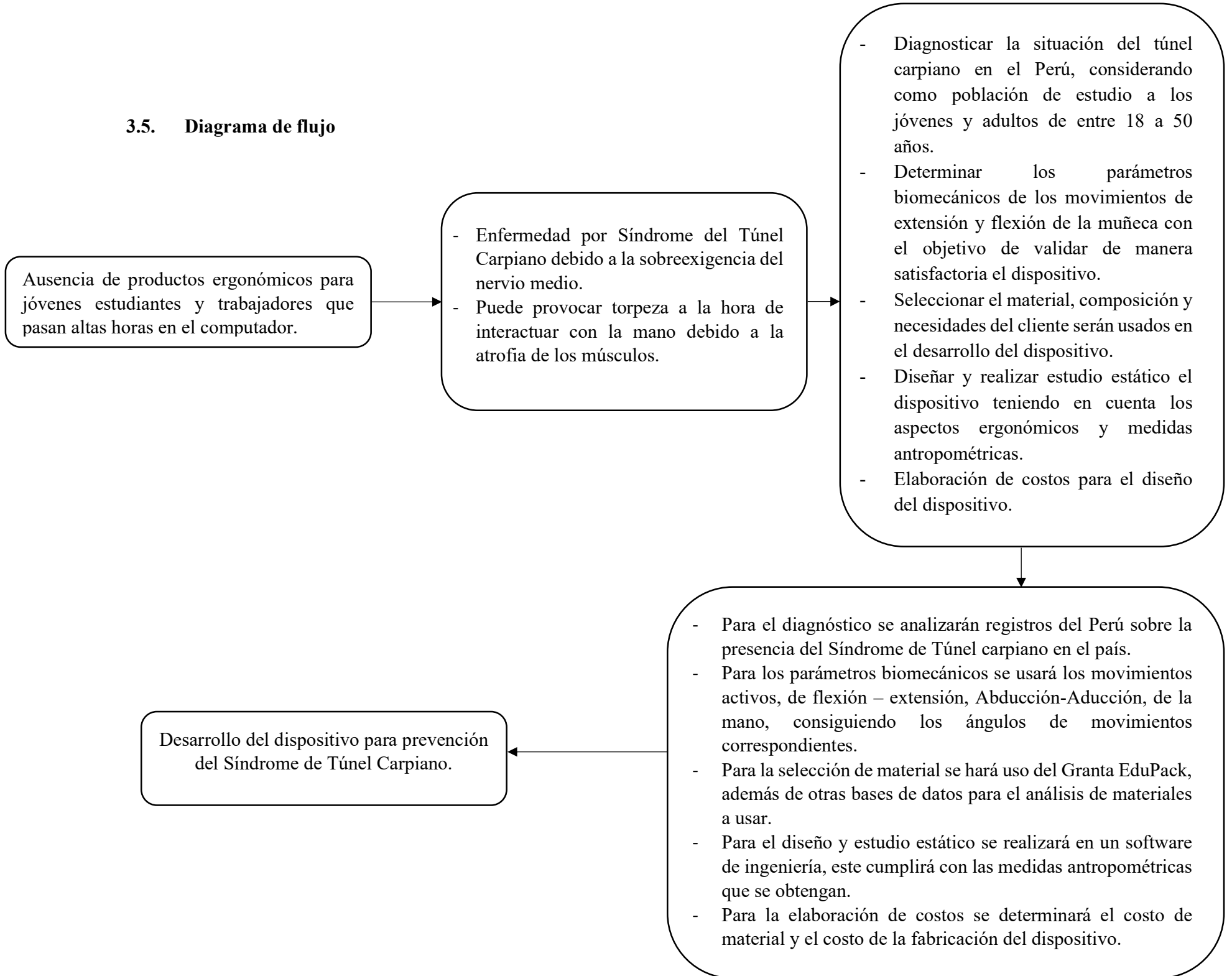
3.4.1. Variable Independiente

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	ITEMS
Variable Independiente	El diseño implicará un dimensionamiento del dispositivo de prevención para evitar el dolor ante una larga exposición a la computadora por motivos laborales o educación. [19]	Para el diseño se tendrá que medir las dimensiones de la mano además de las fuerzas y esfuerzos que soportará el dispositivo.	Dimensionamiento del dispositivo	Dimensiones de la mano	mm
Diseño de un dispositivo				Fuerza	N
				Esfuerzos	MPa

3.4.2. Variable Dependiente

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	ITEMS
Variable Dependiente	Para la prevención de daños por esta mononeuropatía del nervio mediano se necesitará la capacidad de flexión de la muñeca de una persona. [20]	Para la prevención se obtendrán los ángulos de flexión en la muñeca podremos determinar los límites de movilidad para la mano.	Capacidad de flexión en la muñeca	Ángulos de flexión de la muñeca	°
Prevención del Síndrome de Túnel Carpiano					

3.5. Diagrama de flujo



3.6. Formulación de hipótesis

Objetivo General	Hipótesis General
<ul style="list-style-type: none"> - Diseñar un dispositivo para la prevención del Síndrome de Túnel Carpiano utilizando PLA reforzado con filamento de fibra de carbono. 	<ul style="list-style-type: none"> - Si se realizar el dispositivo de prevención, entonces, se verá una alternativa de órtesis para el Síndrome de Túnel Carpiano
Objetivo Específico	Hipótesis Específicas
<ul style="list-style-type: none"> - Diagnosticar la situación del túnel carpiano en el Perú, considerando como población de estudio a los jóvenes y adultos de entre 18 a 50 años. - Determinar los parámetros biomecánicos de los movimientos de flexión y extensión de la muñeca con el objetivo de validar de manera satisfactoria el dispositivo. - Seleccionar el material, composición y necesidades del cliente que serán usados en el desarrollo del dispositivo. - Diseñar el dispositivo teniendo en cuenta los aspectos ergonómicos y las medidas antropométricas. - Elaboración de costos para el diseño del dispositivo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Si se diagnostica la población de estudio correspondiente, entonces, se podrá determinar los motivos y bajo qué situaciones se desarrolla esta patología. - Si se determina los parámetros biomecánicos, entonces, se obtendrá una mayor precisión para el tratamiento de rehabilitación activa. - Si se diseña selección del material, composición y necesidades del cliente se podrá usar para el desarrollo en el dispositivo, entonces, se podrá ver la resistencia de los materiales. - Si se diseña el dispositivo teniendo en cuenta los aspectos ergonómicos y las medidas antropométricas, entonces, se podrá validar el dispositivo. - Si se hace una elaboración de costos para el diseño del dispositivo, entonces, se podrá ver el costo final del dispositivo.

3.7. Matriz de consistencia

Diseño De Un Dispositivo Para La Prevención Del Síndrome De Túnel Carpiano Utilizando Fibra De Carbono				
PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES	METODLOGÍA
¿El diseño de un dispositivo permitirá prevenir el Síndrome del Túnel Carpiano?	GENERAL	GENERAL	VARIABLE INDEPENDIENTE	DISEÑO DE INVESTIGACIÓN
	Diseñar un dispositivo para la prevención del Síndrome de Túnel Carpiano utilizando PLA reforzado con filamento de fibra de carbono.	Si se realizar el dispositivo de prevención, entonces, se verá una alternativa de órtesis para el Síndrome de Túnel Carpiano	Dimensionamiento del dispositivo	Tipo aplicativa-cuantitativa
	ESPECÍFICOS	ESPECÍFICAS	INDICADORES	TÉCNICA: RECOLECCIÓN DE DATOS
	Diagnosticar la situación del túnel carpiano en el Perú, considerando como población de estudio a los jóvenes y adultos de entre 18 a 50 años.	Si se diagnostica la población de estudio correspondiente, entonces, se podrá determinar los motivos y bajo qué situaciones se desarrolla esta patología.	Dimensiones de la mano Fuerza Esfuerzos	Para este proyecto se usarán las encuestas para definir bajo que situaciones aparece el STC
	Determinar los parámetros biomecánicos de los movimientos de flexión y extensión de la muñeca con el objetivo de validar de manera satisfactoria el dispositivo.	Si se determina los parámetros biomecánicos, entonces, se obtendrá una mayor precisión para el tratamiento de rehabilitación activa.	VARIABLE DEPENDIENTE	POBLACIÓN Y MUESTRA
	Seleccionar el material, composición y necesidades del cliente serán usados en el desarrollo del dispositivo.	Si se diseña selecciona el material, composición y necesidades del cliente se podrá usar para el desarrollo en el dispositivo, entonces, se	Capacidad de flexión en la muñeca INDICADORES	El objeto de estudio es la muñeca del individuo en un rango de 18-50 años

		podrá ver la resistencia de los materiales.		La población serán las mediciones antropométricas de la muñeca.
	Diseñar el dispositivo teniendo en cuenta los aspectos ergonómicos y las medidas antropométricas.	Si se diseña el dispositivo teniendo en cuenta los aspectos ergonómicos y las medidas antropométricas, entonces, se podrá validar el dispositivo.	Ángulos de flexión de la muñeca	
	Elaboración de costos para el diseño del dispositivo.	Si se hace una elaboración de costos para el diseño del dispositivo, entonces, se podrá ver el costo final del dispositivo.		

IV. RESULTADOS

4.1. Diagnosticar la situación del túnel carpiano en el Perú, considerando como población de estudio a los jóvenes y adultos de entre 18 a 50 años

Para determinar la situación del síndrome del túnel carpiano en el Perú el diagnóstico se ha centrado en las personas que utilizan computadoras durante períodos prolongados de tiempo, como oficinistas, programadores y diseñadores gráficos, son más propensas a desarrollar STC. La edad dentro del margen se va a tomar desde los 18 hasta los 50 años (en este caso referenciar a los autores que han propuesto este rango de edad para el estudio STC).

4.1.1. Primer registro

Para llevar a cabo el desarrollo de la tesis, se realizó el primer registro de presencia del túnel carpiano en el Perú bajo un estudio realizado en la Escuela de Medicina de la Universidad Cesar Vallejo. Donde se envió una carta al director del hospital solicitando información. Durante el período de 2018-2022, en este se revisó la base de datos de personas que fueran afectadas con STC y a la vez de los no diagnosticados. El cambio de pendiente temporal fue el resultado del modelo de impacto proyectado, lo que resultó en un cambio de nivel. Esto se debe a que hay una tendencia en el tiempo, lo que aumenta la frecuencia de pacientes con síndrome de túnel carpiano.

	Pacientes con STC		Pacientes sin STC	
	n	%	n	%
Género				
Hombres	31	9%	10351	42%
Mujeres	310	91%	14529	58%
Total	341	100%	24880	100%
Edad				
18-45	95	28%	6923	28%
45-96	246	72%	17957	72%
Total	341	100%	24880	100%

Tabla 1 Características de los pacientes con síndrome del túnel carpiano y sin síndrome

Fuente: Síndrome del túnel carpiano en pacientes atendidos en un Hospital de Trujillo antes y durante el confinamiento

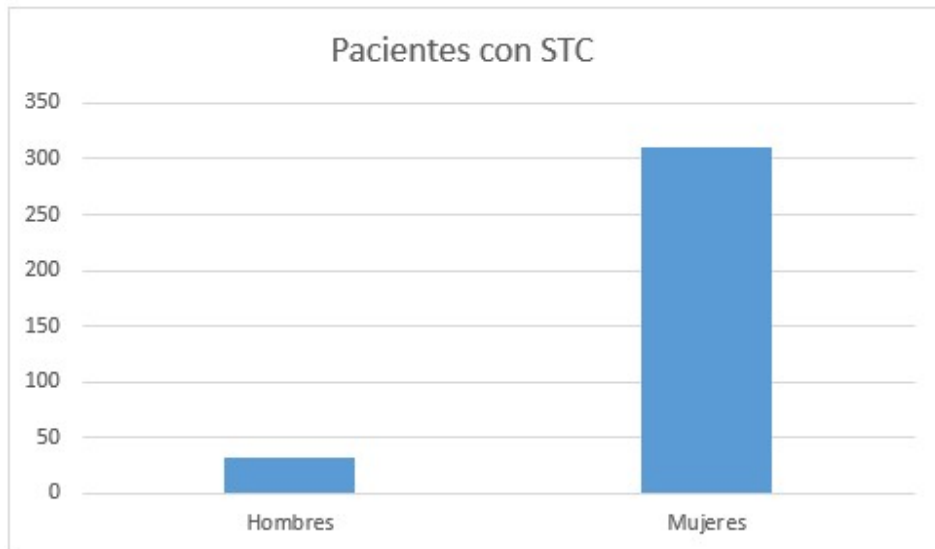


Gráfico 1 Paciente con síndrome de túnel carpiano

Fuente: Síndrome del túnel carpiano en pacientes atendidos en un Hospital de Trujillo antes y durante el confinamiento

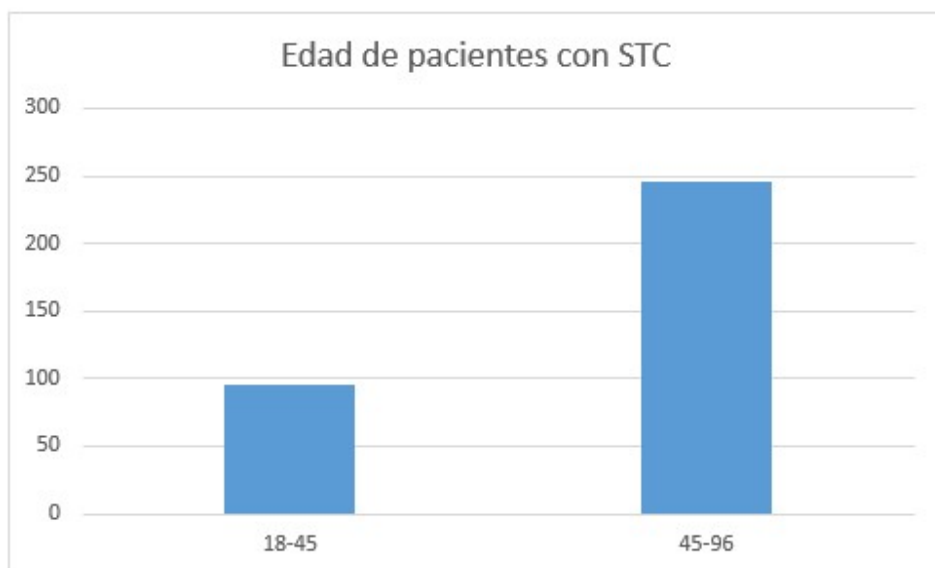


Gráfico 2 Edades de pacientes con síndrome de túnel carpiano

Fuente: Síndrome del túnel carpiano en pacientes atendidos en un Hospital de Trujillo antes y durante el confinamiento

El estudio evaluado a 25,221 personas encontró que:

- El síndrome del túnel carpiano es más común en mujeres que en hombres.
- Las mujeres tienen más probabilidades de tener síndrome del túnel carpiano que los hombres, incluso sin otros factores de riesgo.

- Las personas mayores tienen más probabilidades de tener síndrome del túnel carpiano que las personas jóvenes.

4.1.2. Segundo registro

Para registro se tomaron los datos de las tesis “Frecuencia del Síndrome del Túnel Carpiano en el personal administrativo en la Dirección Regional de Educación Amazonas”.

Un grupo de estudiantes de la Universidad Nacional Toribio Rodríguez de Mendoza, en Amazonas, Perú, necesitaba información sobre los empleados administrativos de la Dirección Regional de Educación Amazonas para su investigación. Por lo tanto, presentaron una solicitud al decanato de la Facultad de Ciencias de la Salud de la universidad. El decanato, a su vez, envió una solicitud a la Dirección Regional de Educación, solicitando su colaboración. La Dirección Regional respondió favorablemente a la solicitud y proporcionó la información solicitada.

Se realizó una encuesta a una muestra representativa de la población para obtener información sobre un determinado tema. Los datos obtenidos se analizaron con el software estadístico SPSS versión 25, utilizando la estadística de frecuencias con un nivel de confianza del 95%. Esto significa que existe una probabilidad del 95% de que los resultados sean correctos. El margen de error fue del 5%, por lo que los resultados pueden variar en un 5%. A partir del análisis de los datos, se obtuvieron los siguientes resultados:

Síndrome del Túnel Carpiano	fi	%
Positivo	29	37.2
Negativo	49	62.8
Total	78	100

Tabla 2 Frecuencia del Síndrome del Túnel Carpiano en el personal administrativo

Fuente: Frecuencia Del Síndrome Del Túnel Carpiano En El Personal Administrativo, Dirección Regional De Educación Amazonas, Chachapoyas – 2021

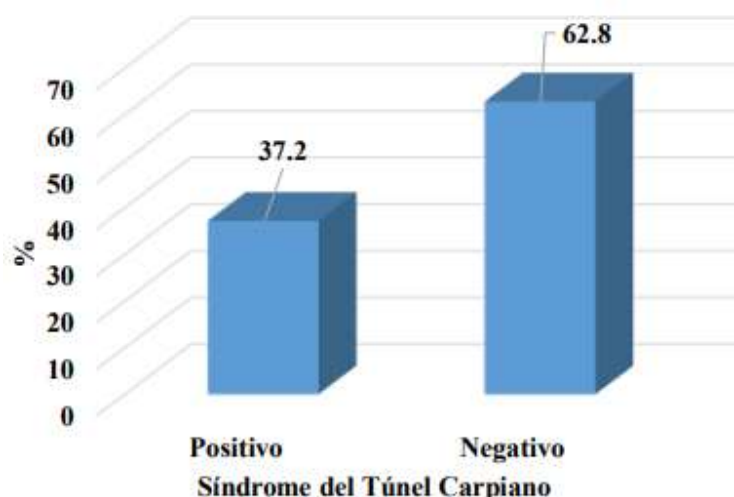


Gráfico 3 Frecuencia del Síndrome del Túnel Carpiano en el personal administrativo

Fuente: Frecuencia del Síndrome del Túnel Carpiano en el personal administrativo en la Dirección Regional de Educación Amazonas

En la tabla 2 e imagen, se observa que del 100% (78), el 37.2% (29) presentaron el Síndrome del Túnel Carpiano, y el 62.8% (49) fueron negativos.

Edad	Síndrome de Túnel carpiano				Total	
	Positivo		Negativo			
	Fi	%	Fi	%	Fi	%
20-29	0	0	3	100	3	100
30-39	4	18.2	18	81.8	22	100
40-49	8	30.8	18	69.2	26	100
50-59	12	63.2	7	36.8	19	100
60 a más	5	62.5	3	37.5	8	100
Total	29	37.2	49	62.8	78	500

Tabla 3 Frecuencia del Síndrome del Túnel Carpiano según edad en el personal

Fuente: Frecuencia Del Síndrome Del Túnel Carpiano En El Personal Administrativo, Dirección Regional De Educación Amazonas, Chachapoyas – 2021

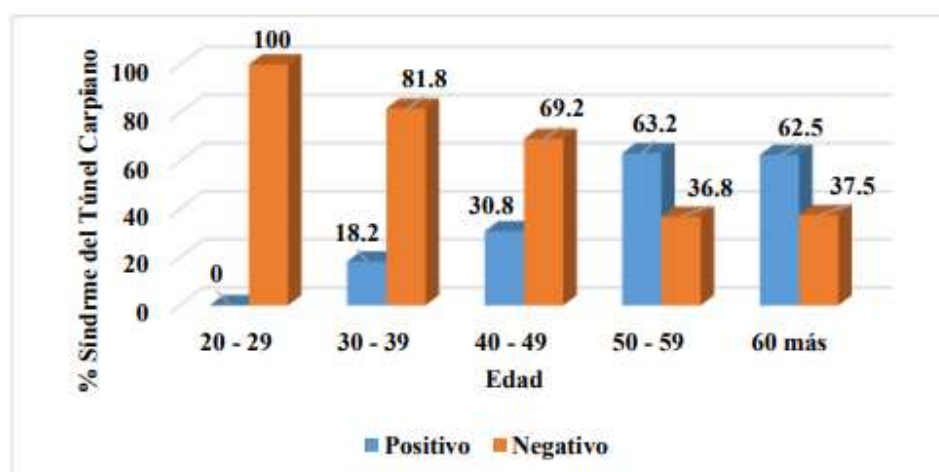


Gráfico 4 Frecuencia del Síndrome del Túnel Carpiano según edad en el personal

Fuente: Frecuencia Del Síndrome Del Túnel Carpiano En El Personal Administrativo, Dirección Regional De Educación Amazonas, Chachapoyas – 2021

En la tabla y la figura 03, se puede notar que la totalidad del personal administrativo que tenía edades comprendidas entre 20 y 29 años dio resultados negativos. En el grupo de edad de 30 a 39 años, el porcentaje de personas afectadas por el Síndrome del Túnel Carpiano fue del 18.2%. En el rango de 40 a 49 años, este porcentaje aumentó al 30.8%. Por otro lado, en la franja de edad de 50 a 59 años, se observó que el 63.2% de las personas presentaron el Síndrome del Túnel Carpiano. Finalmente, en el grupo de 60 años o más, el 62.5% de los individuos también mostraron síntomas de esta afección.

4.1.3. Tercer registro

En el tercer registro viene dado por la ayuda del Boletín Estadístico "HMA en Cifras" del año 2020 está disponible de la Oficina de Estadística e Informática.

El hospital María Auxiliadora ubicado en el Cono Sur de Lima Metropolitana, en el nivel III-1 va a ser el encargado de proporcionar sus datos. Tiene una población estimada de 2, 453,674 personas al año. En 2020, está dirigido principalmente a las personas que residen en los distritos de Villa María del triunfo, San Juan de Miraflores, Villa el Salvador y Chorrillos, respectivamente.

La información estadística se ha organizado según diferentes tipos de atención médica, como consultas externas, hospitalizaciones, emergencias, cirugías y mortalidad hospitalaria.

Síndrome de Túnel Carpiano			
Servicio	Sexo		Total
	F	M	
Total general	2608	2131	4739
Neurología	83	17	100

Tabla 4 Principal Causa De Morbilidad General En Consulta Externa – Neurología

Fuente: Boletín Estadístico: HMA En Cifras – Año 2020

Síndrome de Túnel Carpiano			
Servicio	Sexo		Total
	F	M	
Total general	3130	538	3668
Reumatología	43	1	44

Tabla 5 Principal Causa De Morbilidad General En Consulta Externa – Reumatología

Fuente: Boletín Estadístico: HMA En Cifras – Año 2020

Síndrome de Túnel Carpiano			
Servicio	Sexo		Total
	F	M	
Total general	2584	2401	4985
Servicio de Medicina Física y Rehabilitación	34	3	37
	4	1	5
			42

Tabla 6 Principal Causa De Morbilidad General En Consulta Externa - Año 2020

Fuente: Boletín Estadístico: HMA En Cifras – Año 2020

4.1.4. Evaluación de personas que han sufrido Síndrome del Túnel Carpiano

Con los datos obtenidos en los 3 registros anteriores se sacará la frecuencia

Resultados obtenidos						
Edades	Primer registro		Segundo registro		Tercer registro	
	n	%	n	%	n	%
18-45	95	27.9	12	41.4	86	100.0
45-a más	246	72.1	17	58.6		
Total	341	100	29	100	86	100

Tabla 7 Resultados Obtenido Registros.

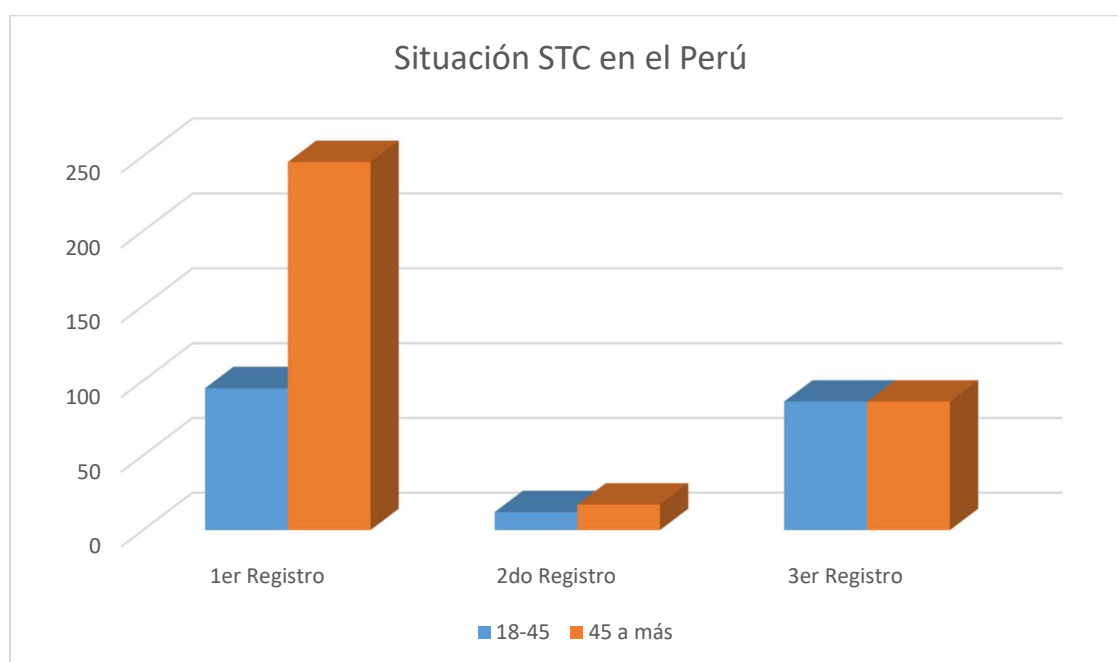


Gráfico 5 Frecuencia en los 3 registros

Como resultados hemos obtenido un aumento de los casos de síndrome de túnel carpiano en el periodo de confinamiento 2019-2021 además que los casos presentados son en personal administrativo.

A su vez se denota un mayor número de casos en las mujeres esto se puede deber a sus diferencias anatómicas como puede ser:

- **Tamaño del túnel carpiano:** La anatomía femenina presenta un túnel carpiano de menor tamaño en comparación con la masculina. Esta diferencia estructural disminuye el espacio disponible para el nervio mediano, lo que aumenta el riesgo de compresión del mismo. [21]
- **Articulaciones más pequeñas:** En las mujeres, las articulaciones de la muñeca tienden a ser más pequeñas, lo que disminuye aún más el espacio dentro del túnel carpiano. [21]

- **Distribución de la grasa:** La distribución de la grasa corporal en las mujeres, con mayor concentración en la muñeca, incrementa la presión sobre el nervio mediano, lo que las hace más propensas al síndrome del túnel carpiano. [21]

Se ha encontrado que la edad donde más se ha presentado los casos son de 45 años en adelante.

4.2. Determinar los parámetros biomecánicos de los movimientos de flexión y extensión de la muñeca.

4.2.1. Biomecánica de la muñeca

La cinemática y la cinética son los dos aspectos principales de la biomecánica del carpo, que ha sido estudiada extensamente a lo largo de los años. La cinemática se refiere al movimiento general de la muñeca y al movimiento relativo de los huesos del carpo entre sí. La cinética se refiere a la transferencia de cargas a través de la muñeca.

4.2.1.1. Cinemática

La muñeca es una articulación muy flexible, y puede realizar tres tipos de movimientos principales:

- Inclinaciones laterales: La muñeca puede inclinarse hacia la derecha o hacia la izquierda.
- Flexo-extensión: La muñeca puede doblarse hacia arriba o hacia abajo.
- Desviación cubital-radial: La muñeca puede girar hacia adentro o hacia afuera.

Para el desarrollo de la tesis, se precisa los rangos de movimiento de muñeca en personas sanas. Se utilizó un estudio estadístico publicado en 2016 por la National Library of Medicine en donde se hizo una comparativa bajo 2 calificadores utilizando un goniómetro universal y a la vez un dispositivo móvil iPhone asistido por una aplicación para el realizamiento del ejercicio, los resultados obtenidos fueron los siguientes: [22]

Instrumento	Evalrador	ROM de flexión media ± SD (ángulo mínimo, ángulo máximo)	Extensión media ROM ± SD (ángulo mínimo, ángulo máximo)	Desviación radial media ROM ± SD (ángulo mínimo, ángulo máximo)	Desviación cubital media ROM ± SD (ángulo mínimo, ángulo máximo)
Goniómetro universal	Calificador A	73,57° ± 4,53° (63,53°–82,33°)	67,98° ± 4,25° (60,39°–75,68°)	18,56° ± 1,66° (14,82°–22,54°)	31,29° ± 3,28° (25,91°–38,64°)
	Calificador B	72,57° ± 3,91° (59,21°–78,52°)	65,36° ± 3,83° (61,19°–73,41°)	17,67° ± 1,50° (13,98°–21,53°)	29,90° ± 3,32° (23,66°–37,78°)
Aplicación para iPhone	Calificador A	74,51° ± 4,68° (62,56°–84,20°)	68,56° ± 3,27° (63,25°–78,32°)	19,11° ± 2,56° (13,55°–24,09°)	32,27° ± 3,72° (27,40°–39,33°)
	Calificador B	77,12° ± 5,01° (56,19°–83,98°)	64,33° ± 4,39° (57,53°–80,49°)	16,91° ± 2,21° (11,79°–22,48°)	32,19° ± 4,12° (25,72°–41,64°)

Tabla 8 Estadística descriptiva de los valores del goniómetro universal y de la aplicación para iPhone

Fuente: National Library of Medicine

Donde:

- ROM: Rango de movimiento
- DE: Desviación estándar

Para finalizar los datos obtenidos pertenecen a personas completamente sanas no perteneciendo a ningún grupo con patologías en la muñeca.

Movimiento	Rango de Movimiento
	Persona Sana
Flexión	74-77°
Extensión	64-68°
Desviación Radial (Abducción)	17-19°
Desviación Cubital (Aducción)	30°-32°

Tabla 9 Rango de movimiento de una persona sana

Fuente: National Library of Medicine

4.2.1.2. Cinética

La sección de la biomecánica conocida como cinética del carpo describe cómo cambia la alineación del carpo debido a la carga, la tracción o la torsión de la muñeca.

La articulación de la muñeca puede resistir fuerzas de tracción, torsión y compresión en diversas posiciones de rotación del antebrazo sin ceder ante estas presiones. Por lo tanto, podemos concluir que la muñeca es una articulación que demuestra una notable resistencia a las cargas que se le apliquen.

Se estudiará la cinética del carpo en dos condiciones de aplicación fuerzas:

4.2.1.2.1. Fuerzas de compresión axial.

Ligamento estabilizadores	Ligamentos	Funcionamiento	Colapso
Ligamentos Isodinámicos Anti-Pronación	<ul style="list-style-type: none"> - Escafo-capitate - Escafo-semilunar Dorsal - Escafo-piramidal - Lunopiramidal Volar - Radioescafo-capitate. 	Los ligamentos del carpo forman una estructura en espiral que rodea y sostiene los huesos del carpo. Esta estructura ayuda a evitar que la hilera distal del carpo se mueva demasiado hacia abajo cuando se aplica una fuerza.	<p>La inestabilidad carpiana debido a lesiones en estos ligamentos causando pérdida de su alineación y función.</p> <p>La rotación del antebrazo puede afectar la alineación de la muñeca. Los ligamentos radiocubitales distales, los cúbitocarpianos y el ligamento radiopiramidal dorsal ayudan a mantener la alineación de la muñeca durante la rotación del antebrazo.</p>

Tabla 10 Fuerzas de compresión axial comprendidas en el ligamento

Fuente: Terapia de mano basada en el rozamiento y la práctica clínica

4.2.1.2.2. Fuerzas por la acción muscular.

La pronosupinación del antebrazo, es decir, el movimiento de rotación del antebrazo, afecta a la forma en que los músculos controlan el movimiento del carpo, que es el conjunto de huesos que forman la muñeca. Esta modificación ocurre tanto si los ligamentos escafosemilunares, que conectan los huesos del carpo, están intactos como si no lo están.

Efecto de la carga muscular de la muñeca sobre la cinética carpiana		
Posición	Músculo	Consecuencias
Pronación de antebrazo	APL y ECRL	Induce una supinación mediocarpiana
	ECRB	Induce una mala alineación del espacio escafolunar
	ECU	La mala alineación del espacio escafosemilunar se produce cuando el ligamento que lo mantiene unido es débil o se rompe.
	APL, ECRL, ECRB, FCU, FCR, ECU	La actividad produce una intensa supinación del escafoides y de la articulación mediocarpiana
	ECU, FCU	Cuando el ligamento es débil se induce a una mala alineación del espacio articular escafosemilunar.

Tabla 11 Fuerzas por la acción muscular en la posición de pronación.

Fuente: Terapia de mano basada en el rozamiento y la práctica clínica

4.3. Seleccionar el material y composición de los filamentos de carbono acorde a los parámetros biomecánicos definidos.

La selección de materiales para las diferentes partes de una órtesis es un proceso complejo que debe tener en cuenta una serie de factores, como el tipo de órtesis, el área del cuerpo a tratar, la condición médica del paciente y el nivel de actividad del paciente.

Para facilitar el proceso se puede delimitará la selección a materiales biocompatibles para evitar alguna reacción alérgica por parte del usuario. Esto se debe a que estos materiales son compatibles con el cuerpo humano y, por lo tanto, son más seguros y efectivos.



Ilustración 5 Interfaz

Fuente: GRANTA EduPack

Se colocarán materiales y se declinará según sus características en que parte de la órtesis van a ser utilizados dichos materiales.

4.3.1. Selección de materiales comerciales en el software

Para esta subsección, se seleccionan los materiales biocompatibles, no corrosivos y con propiedades mecánicas y precio adecuados para la aplicación médica deseada.

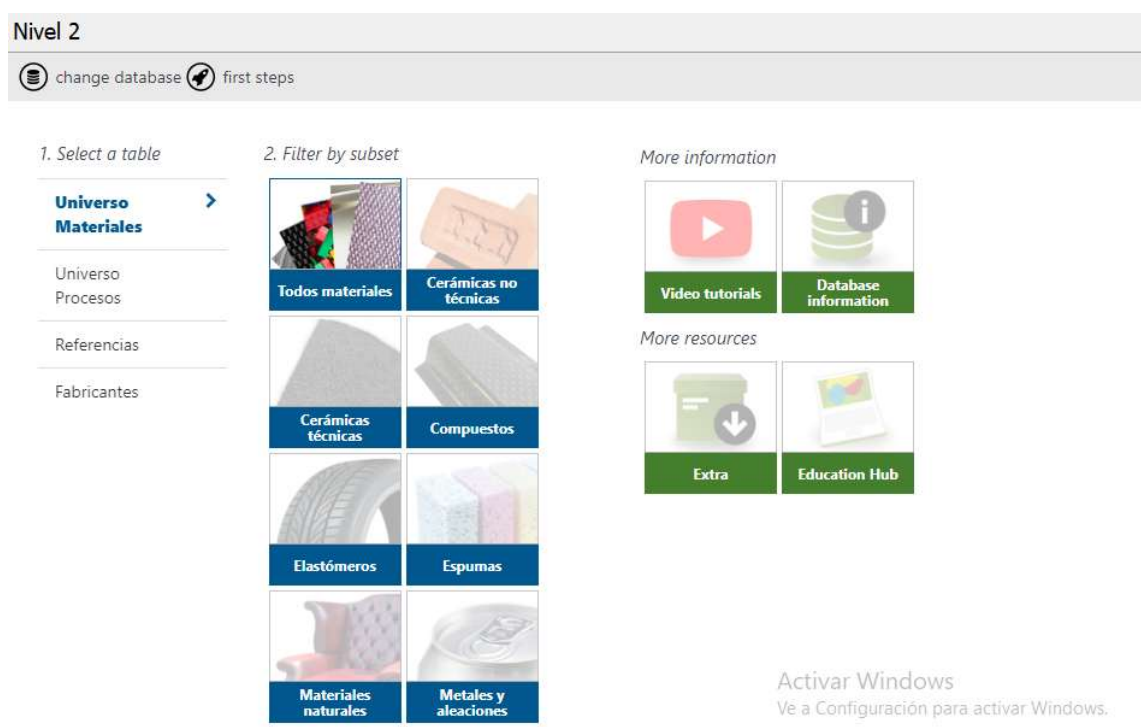


Ilustración 6 Subconjuntos del software

Fuente: GRANTA EduPack

La función de "Subconjunto personalizado" en ces EduPack permite crear configuraciones personalizadas de materiales. Esto puede ser útil para lograr una selección de materiales más precisa para una aplicación específica. En la Ilustración 7 se aprecia cómo se selecciona en la sección de Materiales Híbridos como los polímeros: CFRP (Polímero reforzado de fibra de carbono)

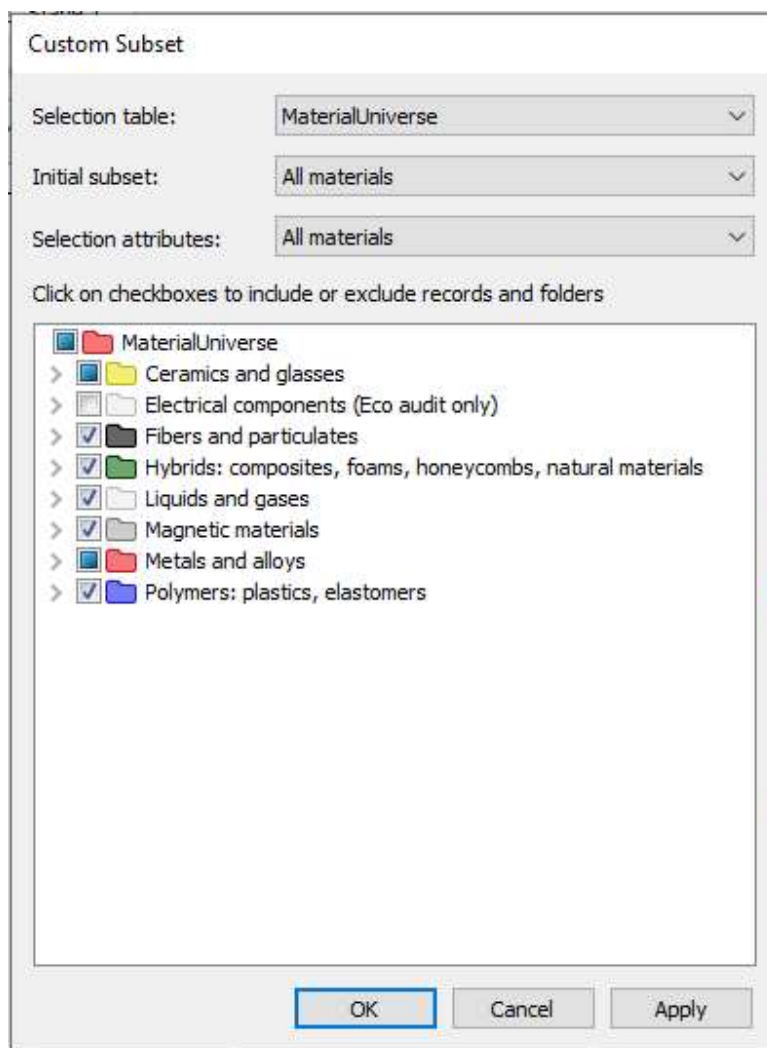


Ilustración 7 Subconjunto personalizado de matriz híbrida del software.

Fuente: GRANTA EduPack

En siguiente Ilustración 8 se aprecia cómo se selecciona en la sección de Materiales metales y aleaciones como los materiales no féreos: Aleaciones níquel y cromo

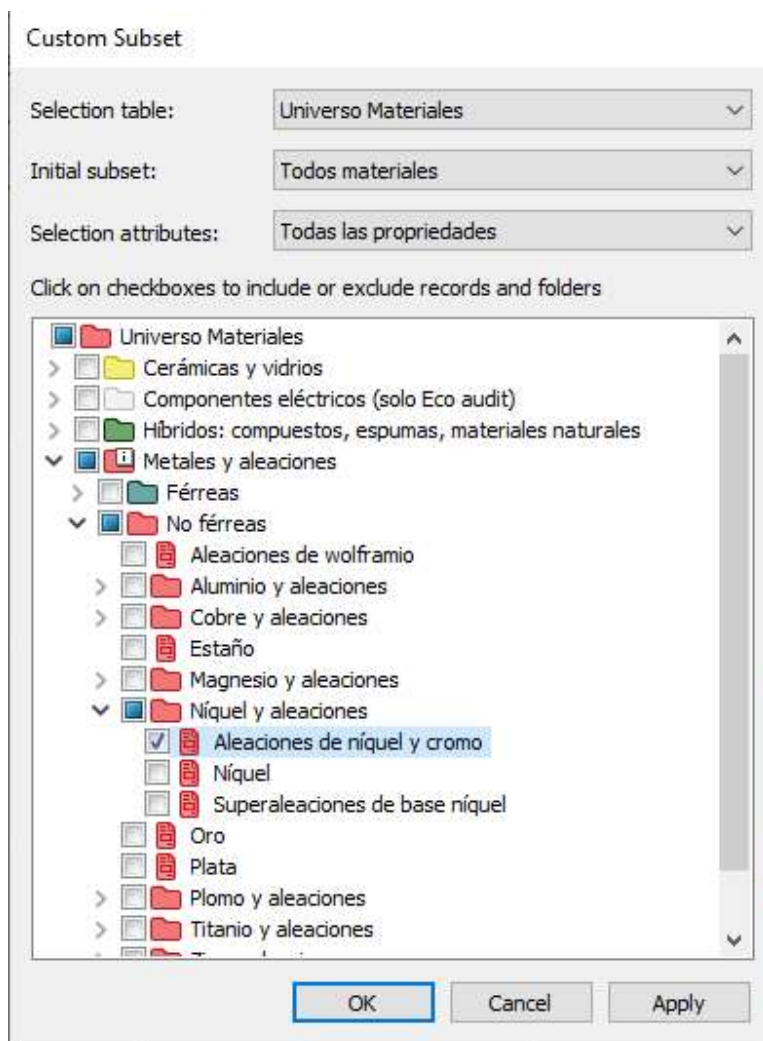


Ilustración 8 Subconjunto personalizado de Metales y Aleaciones del software.

Fuente: GRANTA EduPack

En la Ilustración 9 se opta por la selección de Materiales polímeros y elastómeros como los materiales termoplásticos: Poliamida de nailon, Polietileno (PE) y Polipropileno (PP)

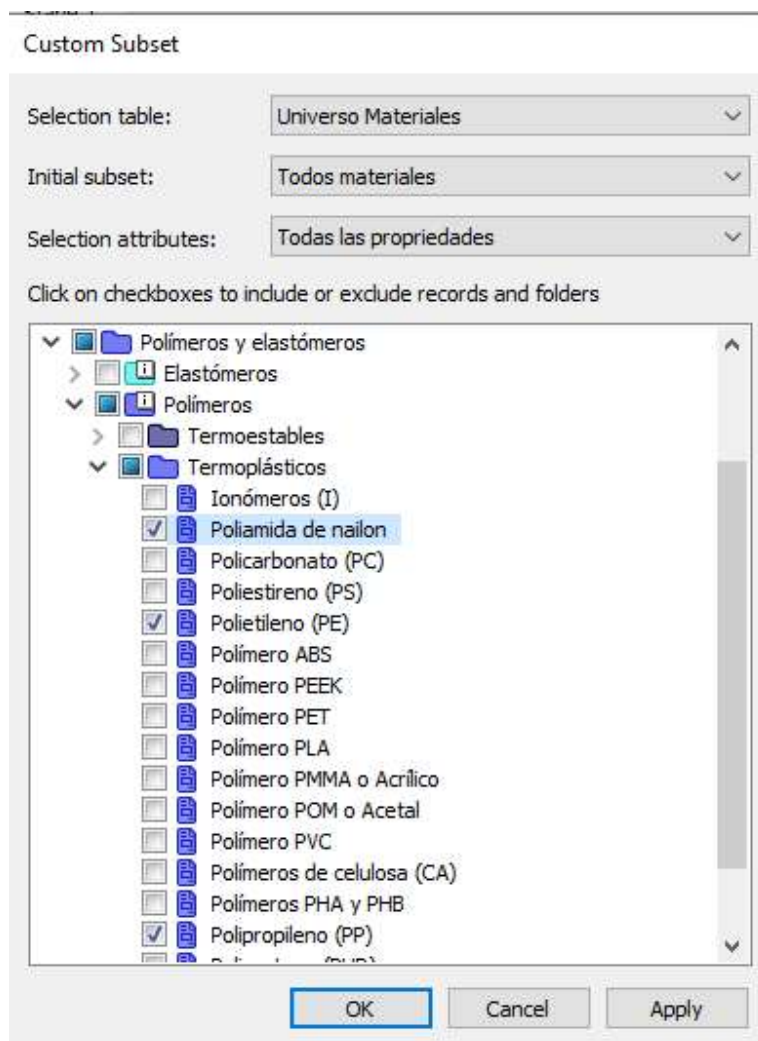


Ilustración 9 Subconjunto personalizado de Polímeros y elastómeros del software.

Fuente: GRANTA EduPack

Por último, como se ve en la Ilustración 10 se optó por generar un registro de material personalizado ante la ausencia de este material en la biblioteca estándar de EduPack. Esta acción fue esencial para asegurar su inclusión y facilitar una comparación rigurosa con otros materiales de referencia.

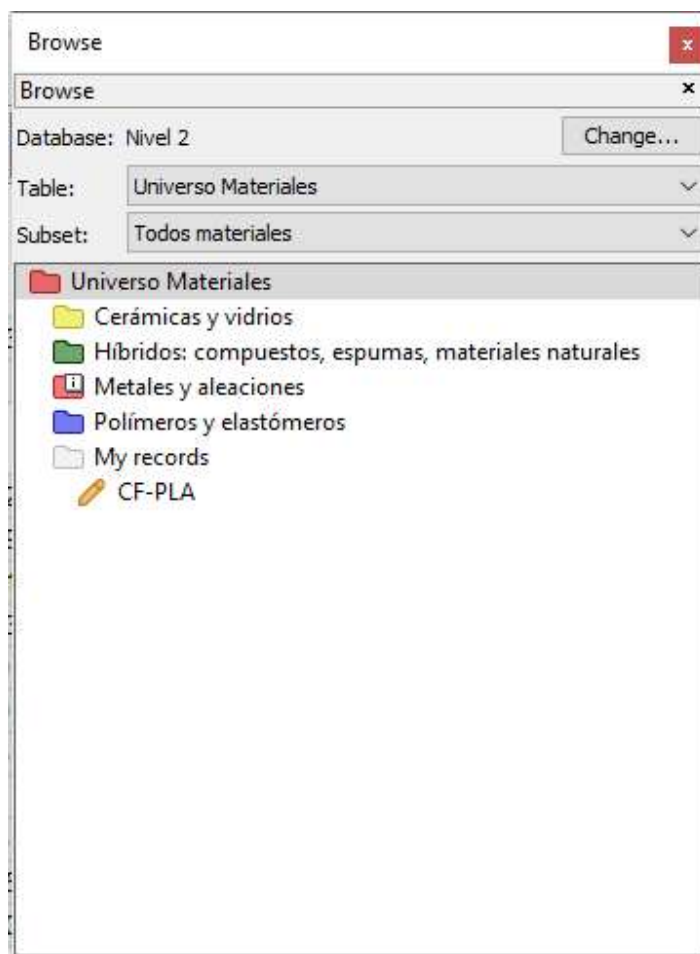


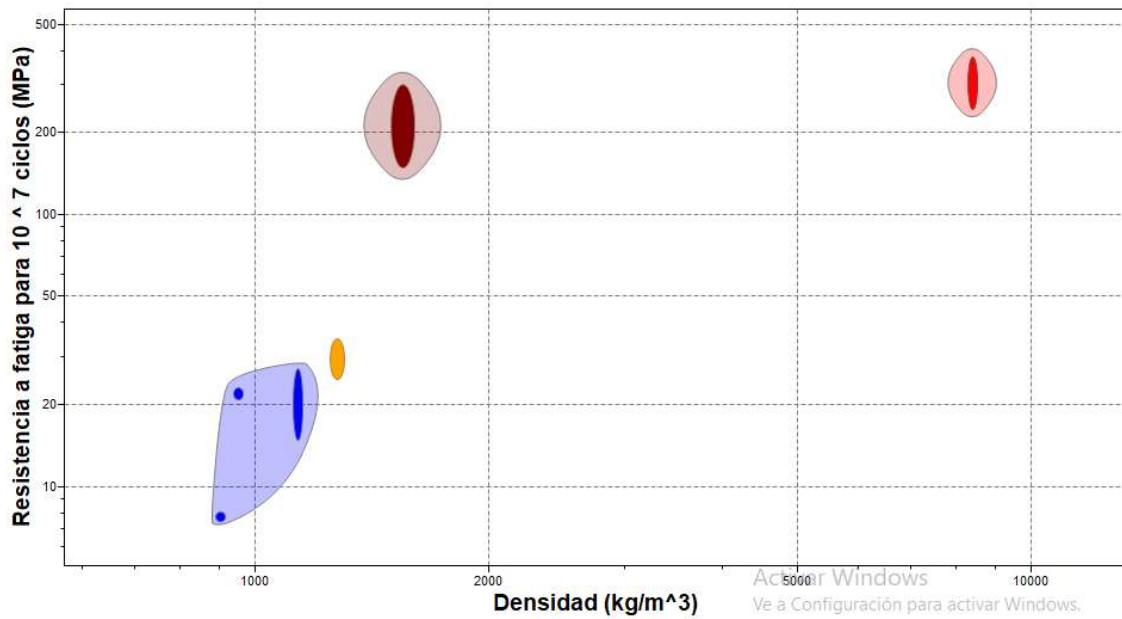
Ilustración 10 Subconjunto personalizado de CF-PLA

Fuente: GRANTA EduPack

4.3.1.1. Fatiga vs densidad de la fibra de carbono en GRANTA EduPack

Gráfico 1:

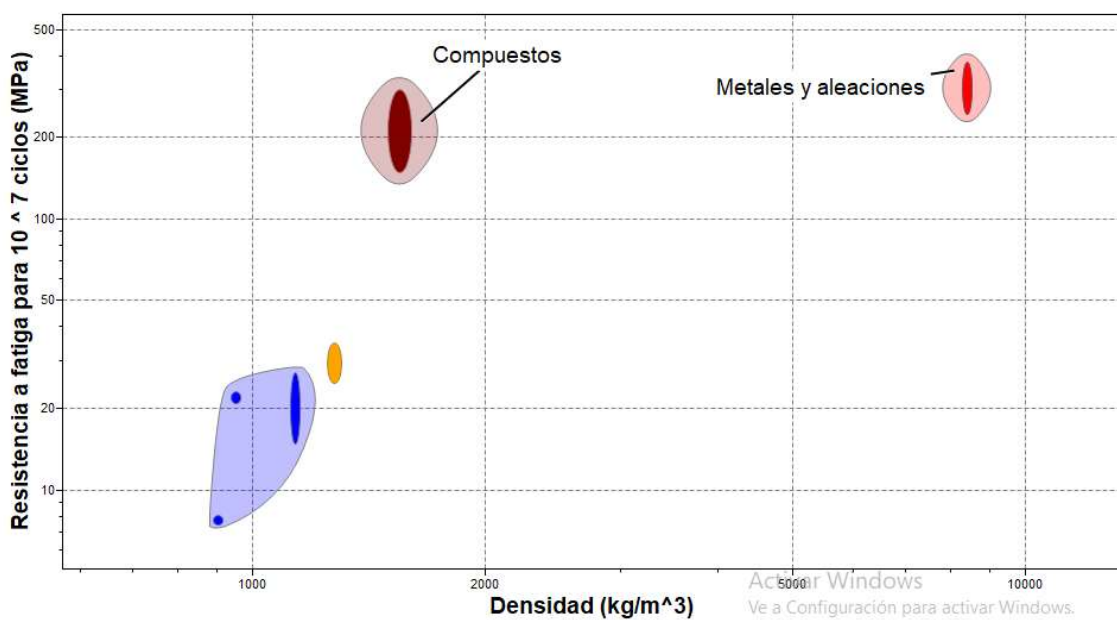
En este primer gráfico clasifica los materiales en tres grupos principales: híbridos, metales y aleaciones, polímeros y el filamento de fibra de carbono. Los híbridos se encuentran en la región de color granate rojizo, los metales y aleaciones se encuentran en la región de color naranja, los polímeros se encuentran en la región de color azul y el amarillo es el filamento que se va a usar en la impresión 3D.



Fuente: GRANTA EduPack

Gráfico 2:

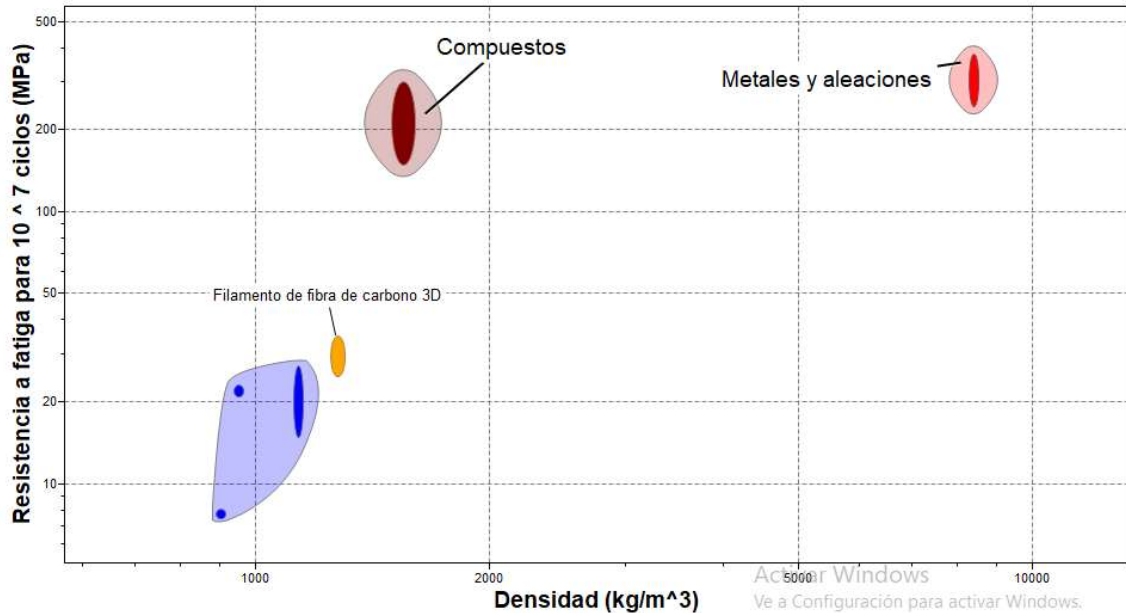
El siguiente gráfico se identifica los materiales de con alta resistencia a fatiga se encuentra de tonalidad granate y naranja, pero la densidad de ambas es muy superior a la amarilla por lo tanto puede significar un problema con el tema de la movilidad en la muñeca



Fuente: GRANTA EduPack

Gráfico 3:

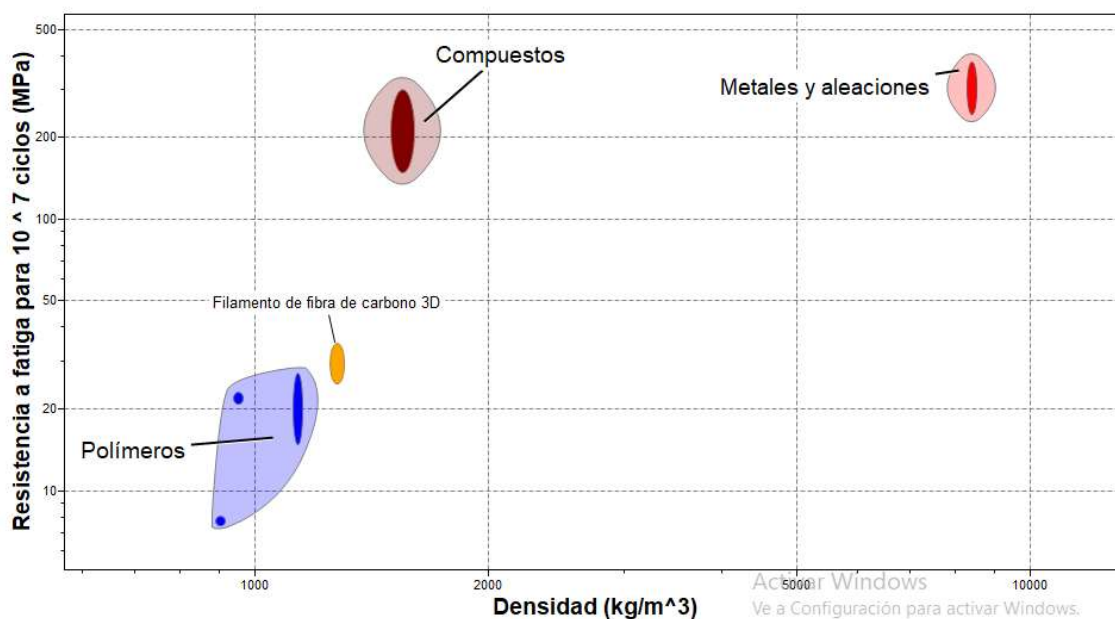
En este gráfico se incorporó el material personalizado Filamento CF-PLA (amarillo) que se situó en un punto medio entre el resto de materiales seleccionados. Se muestran, como referencia, la nube de polímeros (azul), los compuestos CFRP laminados (rojo) y metales/aleaciones (naranja).



Fuente: GRANTA EduPack

Gráfico 4:

En esta última gráfica se identifica la zona azul de polímeros con una baja densidad y resistencia a la fatiga por lo que se le puede ser asignada en el diseño de partes que no requieran gran resistencia y no dificultar la movilidad.



Fuente: GRANTA EduPack

4.3.1.2. Cuadro comparativo para fabricación del dispositivo

Material	Materiales pensados para la órtesis									
	Densidad (kg/m ³)		Módulo de Young (GPa)		Resistencia a la fatiga a 10 ⁷ ciclos		Limite elástico (MPa)		Precio (soles/kg)	
	Mínimo	Máximo	Máximo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
Polímero reforzado con fibra de carbono (CFRP)	1500	1600	69	150	150	300	550	1050	119	132
Ácido Poliláctico reforzado con Fibra de Carbono (CF-PLA)	1250	1300	4.7	5.2	25	35	60	70	150	350
Poliámidas (PA)	1120	1150	0,94	2,04	15	27	39	64	11	16,2
Polipropileno (PP)	890	910	0,89	1.55	11	16,6	20,7	37,2	4,54	4,69
Poliétileno (PE)	939	960	0,62	0,89	21	23	17,9	29	5,2	5,38
AISI 316	8300	8500	200	220	245	380	365	460	42,9	54,4

Tabla 12 Tabla materiales pensados para la órtesis

Fuente: GRANTA EduPack

4.3.1.3. Propiedades del material flexible poliuretano termoplástico (TPU95)

Materiales pensados para la órtesis										
Material	Densidad (kg/m ³)		Módulo Elástico (MPa)		Limite de tracción (MPa)		Limite elástico (MPa)		Precio (soles/kg)	
	Mínimo	Máximo	Máximo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
<i>Polyflex (TPU95)</i>	1.20E+03	1.24E+03	24	26	32	39	320	3.30E+02	170	180

Tabla 13 Tabla Materiales flexibles pensado para órtesis

Fuente: MatWeb y Monarch

4.3.2. Elaboración de las matrices de necesidades, métricas y evaluación de procesos.

Se presentan diversas matrices que comparan diferentes materiales para la fabricación del dispositivo para la prevención de Túnel Carpiano, considerando las necesidades específicas y los criterios de selección establecidos.

4.3.2.1. Matriz de evaluación de procesos

Criterios de selección	Conceptos			
	1. Polimeros	2. CF-PLA	3. Metales y Aleaciones	4. TPU95
Densidad	0	+	-	+
Durabilidad	0	+	+	+
Facilidad de manufactura	0	+	-	+
Costo de materia prima	0	-	-	0
Resistencia a la flexión	+	+	+	0
Suma +	1	4	2	3
Suma 0	4	0	0	2
Suma -	0	1	3	0
Evaluación neta	1	3	-1	3
Continuación de material	NO	SI	NO	SI

Tabla 14 Selección de materiales

Desempeño Relativo	
Muy malo	1
Malo	2
Medio	3
Bueno	4
Muy bueno	5

Tabla 15 Parámetros para validación

Criterios de selección	Peso	1. Polímeros		2. CF-PLA		3. Metales y Aleaciones		4. TPU95	
		Calificación	Evaluación Ponderada	Calificación	Evaluación Ponderada	Calificación	Evaluación Ponderada	Calificación	Evaluación Ponderada
Densidad	20%	4	0.8	5	1	2	0.4	4	0.8
Durabilidad	22%	3	0.66	5	1.1	2	0.44	4	0.88
Facilidad de manufactura	17%	3	0.51	4	0.68	3	0.51	4	0.68
Costo de materia prima	17%	4	0.68	3	0.51	2	0.34	3	0.51
Resistencia a la flexión	24%	3	0.72	5	1.2	2	0.48	4	0.96
Total			3.37		4.49		2.17		3.83
Continuación de material			NO		SI		NO		SI

Tabla 16 Valoración porcentual de los conceptos respecto a los materiales evaluados

4.3.2.2. Matriz de necesidades

La tabla presentada resume las expectativas tanto de usuarios individuales como de empresas al adquirir una órtesis. En ella, se detallan las características que los clientes buscan en un producto de alta calidad y seguridad, priorizando siempre la satisfacción de sus necesidades específicas. Cada una de estas características será evaluada en una escala del 1 al 5, permitiendo así una valoración objetiva de las diferentes opciones disponibles en el mercado.

Esta tabla es una herramienta útil para guiar tanto a usuarios como a empresas en la selección de la órtesis que mejor se adapte a sus necesidades particulares.

Nº		Necesidad	Imp.
1	Órtesis	Debe tener un buen soporte y estabilidad	5
2	Órtesis	Es ligero	4
3	Órtesis	Es cómoda	4
4	Órtesis	Factibilidad de elaboración	5
5	Órtesis	Materia prima accesible	5
6	Órtesis	Es fácil de poner y quitar	4
7	Órtesis	Bajo costo	4
8	Órtesis	Es estéticamente agradable	3
9	Órtesis	Fácil de limpiar	3
10	Órtesis	La órtesis debe ser duradera	4
11	Órtesis	Fácil de adquirir	4
12	Órtesis	Los materiales no son irritables a la piel	3

Tabla 17 Necesidades exigidas por el comprador

4.3.2.3. Matriz de métricas

El desarrollo de una órtesis requiere la consideración de diversas necesidades del cliente. Para ello, se propone la elaboración de una lista de métricas que funcionen como herramienta para integrar estas necesidades en un conjunto de criterios medibles. Cada métrica representará un aspecto específico de la órtesis que deberá ser evaluado y cumplido. La importancia asignada a cada métrica reflejará la prioridad que le otorgue el usuario o el equipo de desarrollo.

N°	Necesidades	Valor	Imp.	Unidad
1	1	Reducción de movimientos		°
2	2	Peso de la órtesis		kg
3	4,5,7,12	Costo de materia prima		S/.
4	5	Tiempo de Fabricación		h
5	1,3	Resistencia a la flexión		kN
6	10	Durabilidad		d
7	5,9,10	Tiempo de desensable para mantenimiento		h
8	2,3,7	Densidad del material		kg/m ³
9	6	Facilidad de ajuste		
10	2,3,5,7,12	Recubierta de resina		l
11	3,8,12	Acabado superficial		Sub.
12	1,3	Ángulos de aducción y abducción		°

Tabla 18 Ubicación de las necesidades con sus respectivas métricas

4.3.2.4. Matriz de necesidades – métricas

Esta matriz nos muestra como una métrica puede abarcar diversas necesidades, y una necesidad puede estar representada por múltiples métricas. Esta visión integral nos permite comprender mejor cómo cada métrica contribuye a la satisfacción general del cliente y al éxito de la órtesis.

		MÉTRICAS												
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
		Reducción de movimientos												
		Peso de la órtesis												
		Costo de materia prima												
		Tiempo de Fabricación												
		Resistencia a la flexión												
		Durabilidad												
		Tiempo de desensable para mantenimiento												
		Densidad del material												
		Facilidad de ajuste												
		Recubierta de resina												
		Acabado superficial												
		Ángulos de aducción y abducción												
NECESIDAD														
1	Debe tener un buen soporte y estabilidad	x				x								x
2	Es ligero		x						x		x			
3	Es cómoda		x			x			x		x	x	x	
4	Factibilidad de elaboración			x										
5	Materia prima accesible			x	x			x			x			
6	Es fácil de poner y quitar									x				
7	Bajo costo			x					x		x			
8	Es estéticamente agradable											x		
9	Fácil de limpiar							x						
10	La órtesis debe ser duradera						x	x						
11	Fácil de adquirir													
12	Los materiales no son irritables a la piel			x							x	x		

Tabla 19 Métricas vs Necesidades

4.4. Diseñar el dispositivo teniendo en cuenta los aspectos ergonómicos y las medidas antropométricas

4.4.1. Medidas antropométricas

El establecimiento de una medida estándar para la población latinoamericana se basará en el análisis de estudios antropométricos previos que coincidan con los datos que se busca estandarizar. Para determinar las medidas pertinentes diseño, considerando como población objetivo a un país latinoamericano (hombres y mujeres entre 18 y 65 años), se tomó como caso de estudio Perú, específicamente a aquellos que se encuentran activos laboralmente dentro de dicho rango de edad. Para ello, se recopilaron datos de una recolección de datos hechas por Ávila Chaurand, Prado León y González Muñoz [23]

Se recopilaron datos de diferentes poblaciones, enfocándose en las medidas de las manos, cruciales para el diseño del dispositivo. Es necesario destacar que, en Latinoamérica, el campo de la ergonomía y la antropometría aún se encuentra en una etapa temprana de desarrollo, con datos escasos o nuevos para la creación de productos y la investigación en general.

Las medidas se basan principalmente en la población laboral (18-65 años), con foco en las extremidades superiores (manos). Estas medidas son un punto de partida, se necesitarían más investigación y datos más amplios para garantizar una mayor eficacia y adaptabilidad del producto a diversos usuarios.

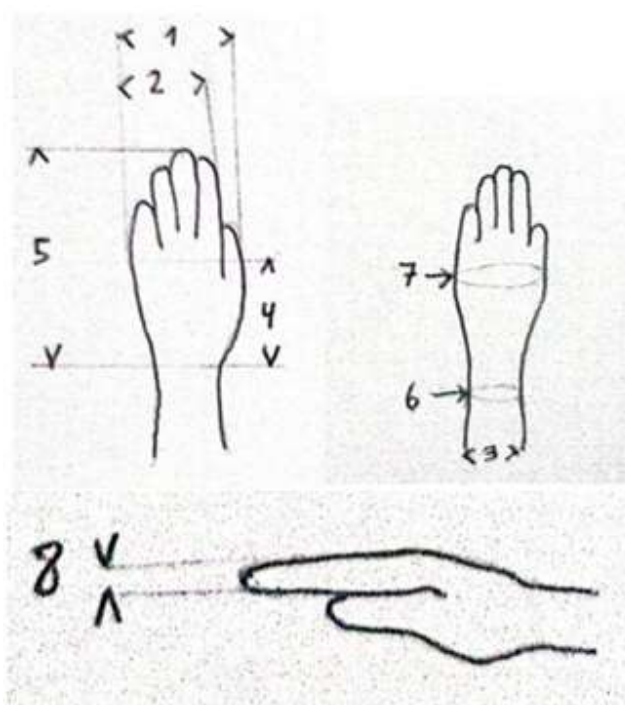


Ilustración 11 Guía de medidas consideradas

Pais	Mexico			Colombia			Promedio			
	Muestra			Muestra						
Edad	18 a 68 años			20 a 49 años						
Percentiles	5	50	95	5	50	95	5	50	95	
DIMENSIONES (mm)										
1	83	92	104	68	74	80	75.5	83	92	
2	71	76	82	-	-	-	71	76	82	
3	-	-	-	44	48	53	44	48	53	
4	90	97	105	85	92	100	87.5	94.5	102.5	
5	158	171	185	155	166	181	156.5	168.5	183	
6	-	-	-	134	144	156	134	144	156	
7	-	-	-	162	177	191	162	177	191	
8	23	30	35	-	-	-	23	30	35	

Tabla 20 Datos antropométricos de población femenina entre 18 a 65 años.

Fuente: Dimensiones antropométricas de población latinoamericana

País	Muestra	Mexico			Colombia			Promedio		
		n= 396			n= 1205					
		Edad	18 a 68 años		20 a 39 años					
Percentiles	5	50	95	5	50	95	5	50	95	
DIMENSIONES (mm)										
1	Anchura de la mano	83	92	103	77	84	91	80	88	97
2	Anchura Palma de la mano	71	76	82	-	-	-	71	76	82
3	Anchura muñeca	-	-	-	49	54	60	49	54	60
4	Longitud de palma de la mano	90	97	105	94	103	113	92	100	109
5	Longitud de la mano	158	170	185	170	184	200	164	177	192.5
6	Perímetro de la muñeca	-	-	-	149	162	175	149	162	175
7	Perímetro metacarpial	-	-	-	187	202	220	187	202	220
8	Espesor de la mano	24	30	35	-	-	-	24	30	35

Tabla 21 Datos antropométricos de población masculina entre 18 a 65 años.

Fuente: Dimensiones antropométricas de población latinoamericana

Se presenta las tablas con las medidas que se usarán tanto en hombres como mujeres.

DIMENSIONES (mm)	Mujeres			Hombres			
	Promedio			Promedio			
	5	50	95	5	50	95	
1	Anchura de la mano	75.5	83	92	80	88	97
2	Anchura Palma de la mano	71	76	82	71	76	82
3	Anchura muñeca	44	48	53	49	54	60
4	Longitud de palma de la mano	87.5	94.5	102.5	92	100	109
5	Longitud de la mano	156.5	168.5	183	164	177	192.5
6	Perímetro de la muñeca	134	144	156	149	162	175
7	Perímetro metacarpial	162	177	191	187	202	220
8	Espesor de la mano	23	30	35	24	30	35

Tabla 22 Datos antropométricos promediados

4.4.2. Diseño del dispositivo

4.4.2.1. Boceto a mano alzada

4.4.2.1.1. Primer Prototipo

En este primer diseño se pensó en que el dispositivo consistiera de una sola base donde se apoyaría la zona del carpo en la base para mantener una posición correcta.

Pero sería un inconveniente a la hora de movilizar toda la muñeca porque el dispositivo no se movería en conjunto con la misma.

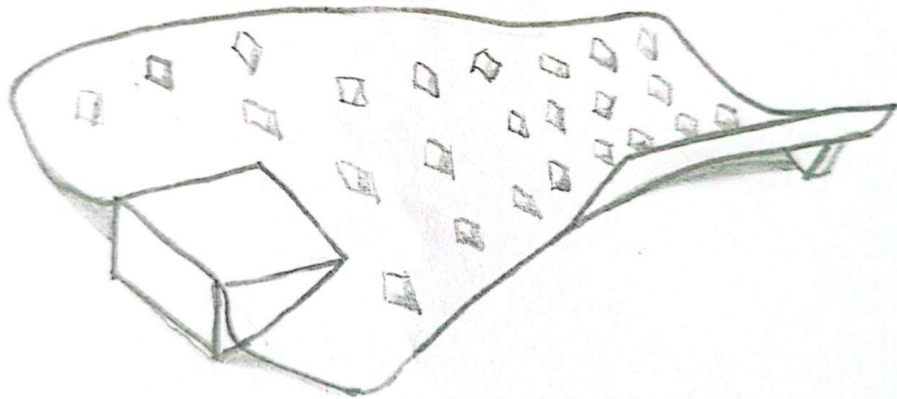


Ilustración 12 Primer prototipo dibujado a mano alzada

4.4.2.1.2. Segundo Prototipo

Para la segunda idea se pensó en un diseño más usado en el mercado que se enfoca en la compresión para que los movimientos de flexión-extensión se vean más limitados a los ángulos correctos sin sobre esforzar la articulación.

Este diseño podría resultar incómodo a la hora de manejar el mouse causando incomodidad en la palma de la mano.

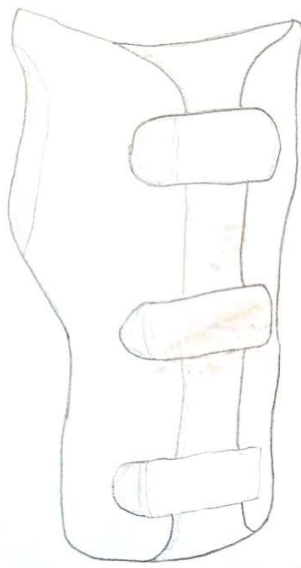


Ilustración 13 Primer prototipo dibujado a mano alzada

4.4.2.1.3. Tercer Prototipo

En este último diseño se pensó unir los dos anteriores, mantener esa posición levantada de la parte del carpo, además se buscó mantener la posición natural de los dedos y reducir los esfuerzos de los

ligamentos de los mismo para evitar una mayor compresión en la zona de la muñeca por lo mismo se optó por una pieza encima de la mano como apoyo de los dedos y la base de la zona inferior.

Se tuvo que descartar un soporte para el pulgar por temas de comodidad.

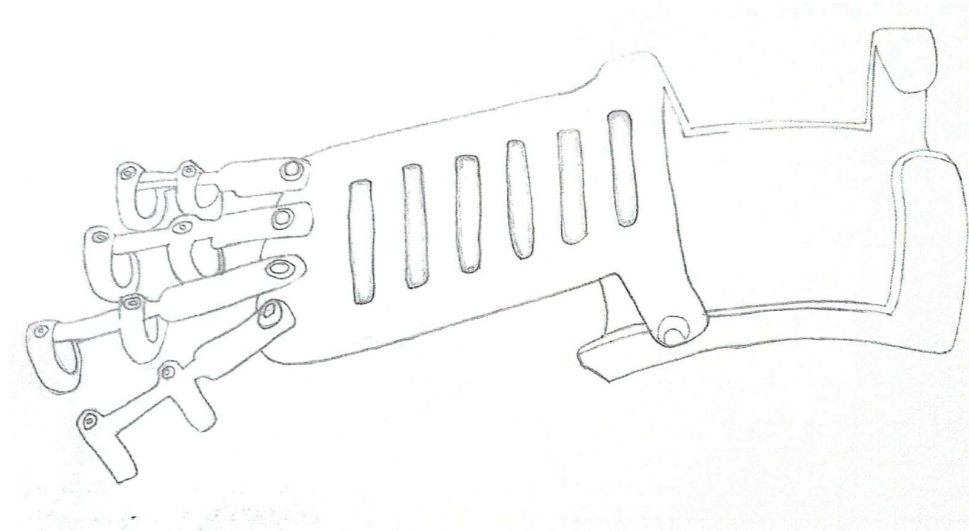


Ilustración 14 Tercer prototipo dibujado a mano alzada

4.4.2.2. Diseño CAD



Ilustración 15 Diseño CAD terminado

Fuente: SolidWorks

4.4.2.3. Dinámica de movimiento

La operación del dispositivo se centra en movimientos breves y recurrentes típicos de un entorno de escritorio. Su diseño ergonómico busca minimizar la fatiga, así como el recorrido de la mano

proporcionando un soporte firme a la muñeca para mejorar la eficiencia de los movimientos digitales al minimizar la fuerza y el recorrido en el escritorio.

Para su correcto uso el dispositivo se sitúa en la mesa, garantizando la estabilidad mediante sus dos apoyos inferiores. El usuario introduce los cuatro dedos principales (índice, medio, anular y meñique) en sus respectivos anillos, mientras que la muñeca se ubica sobre la superficie cóncava de la base de la base

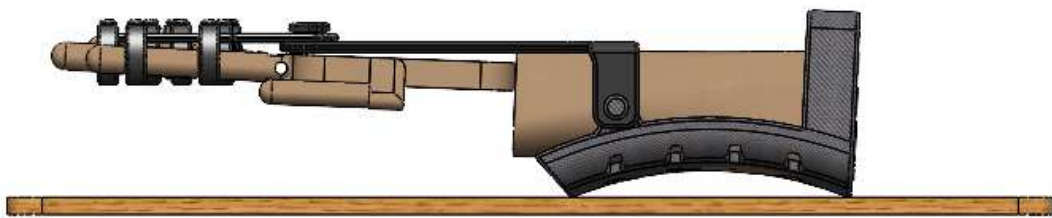


Ilustración 16 Vista lateral del movimiento

El gesto de interacción se inicia cuando la muñeca aplica una fuerza normal constante de aproximadamente 6,8647 N. La muñeca realiza un microdescenso rápido de la muñeca a la base del dispositivo aprovechando la elasticidad del material. Para mover el cursor, basta con un deslizamiento breve en la superficie de la mesa, manteniendo el apoyo para evitar el levantamiento y sin necesidad de anclar el dispositivo al escritorio.

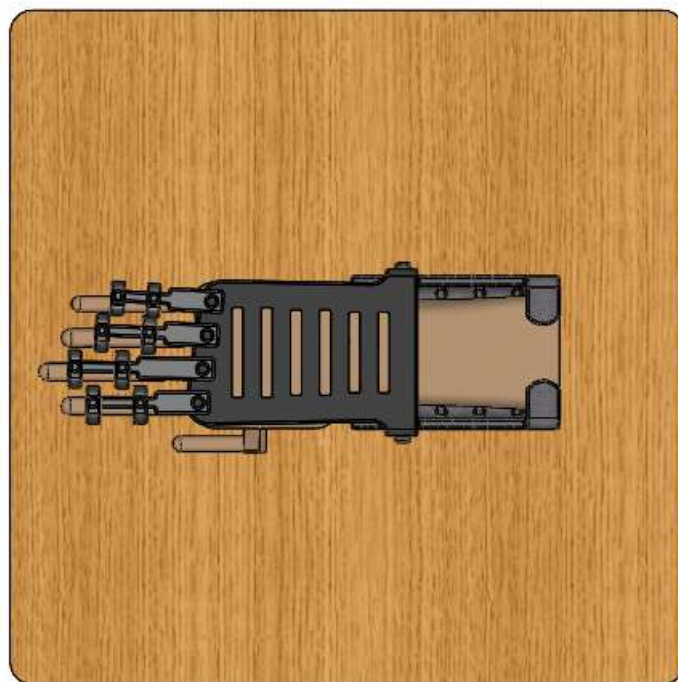


Ilustración 17 Vista superior de dispositivo en entorno de trabajo

Debido a que los movimientos de oficina son lentos, el sistema trabaja en régimen cuasiestático. Esto significa que las aceleraciones son insignificantes y no comprometen la seguridad ni la estabilidad del apoyo.

4.4.2.4. Análisis estático

4.4.2.4.1. Diagrama de cuerpo libre y análisis CAE para la base de la muñeca hecha con filamento de fibra de carbono.

Peso aplicado a la pieza

Se tomará el peso medio de 0,7 kg como un peso aproximado

Masa total (kg)	Esfuerzo aplicado (N)
0,7	6,8647
Distancia (mm)	Distancia (m)
82,34	0,08234
13,5	0,0135

Tabla 23 Datos recopilados para el desarrollo del análisis

Diagrama de cuerpo libre.

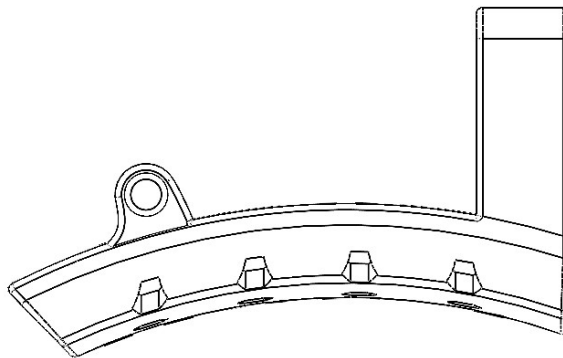


Ilustración 18 Imagen de referencia del diseño

Fuente: SolidWorks



Ilustración 19 Diagrama de cuerpo libre base de a muñeca

Fuente: Ftool

Fuerzas axiales

Se realizará los cálculos teóricos para la obtención de fuerzas axiales mediante el uso de las fórmulas y datos recopilados

$$F = 6.8647 \text{ N}$$

$$\sum M_0 = 0$$

$$\sum M_A = -(F * 0,0135) + (R_B * 0,08234)$$

$$-(6,8647 * 0,0135) + (R_B * 0,08234) = 0$$

$$R_B = 1.1255 \text{ N}$$

$$\sum F_x = 0$$

$$\sum F_y = R_A - F + R_B$$

$$R_A - 6,8647 + 1.1255 = 0$$

$$R_A = 5.7392 \text{ N}$$

Para validar los cálculos teóricos se realizará la graficaré mediante el software Ftool.



Ilustración 20 Fuerzas axiales obtenidas por el software

Fuente: Ftool

Fuerzas cortantes

Se realizará los cálculos teóricos para la obtención de fuerzas cortantes mediante el uso de las fórmulas y datos recopilados

$$V(x) = \begin{cases} R_A, & 0 \leq x \leq \alpha \\ R_A - F, & \alpha \leq x \leq L \end{cases}$$

$$V(x) = \begin{cases} 5.7392 \text{ N}, & 0 \leq x \leq 0.0135 \\ -1.1255 \text{ N}, & 0.0135 \leq x \leq 0.08234 \end{cases}$$

Para validar los cálculos teóricos se realizará la graficará mediante el software Ftool.



Ilustración 21 Fuerzas cortantes obtenidas por el software

Fuente: Ftool

Momento de flexión

Se realizará los cálculos teóricos para la obtención de momentos de flexión mediante el uso de las fórmulas y datos recopilados

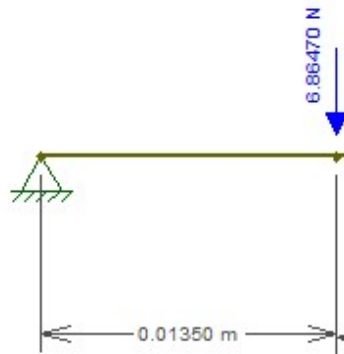


Ilustración 22 Corte desde apoyo izquierdo al centro

Fuente: Ftool

$$V(x) = \begin{cases} R_A x, & 0 \leq x \leq \alpha \\ R_A x - F(x - \alpha), & \alpha \leq x \leq L \end{cases}$$

$$V(x) = \begin{cases} 5.7392x, & 0 \leq x \leq 0.0135 \\ 5.7392x - 6.8646(x - 0.0135), & 0.0135 \leq x \leq 0.08234 \end{cases}$$

$$M - 5.7392x - 6.8647(x - 0.0135) = 0$$

$$M = -1.1254x + 0.0927$$

$$x = 0,0135$$

$$M(x) = -1.1254(0,0135) - 0.0927$$

$$M(x) = -0,07748$$

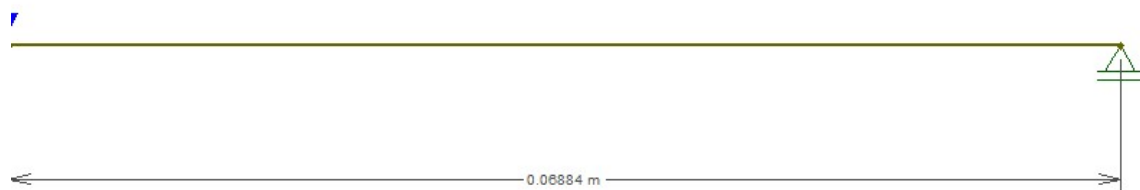


Ilustración 23 Corte desde carga hasta extremo

Fuente: Ftool

$$x = 0,08234$$

$$M(x) = -1.1254(0,08234) + 0.0927$$

$$M(x) = 0$$

Para validar los cálculos teóricos se realizará la graficará mediante el software Ftool.

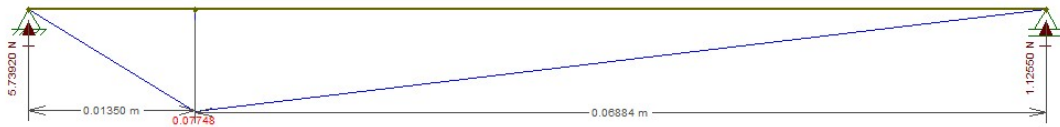


Ilustración 24 Momento de flexión obtenido por el software

Fuente: Ftool

Información de malla

Se empleó una malla de elementos cuadráticos de alto orden, con un total de 167900 nodos. El número total de puntos jacobianos para la malla es de 16 y el 98% de los elementos presenta un cociente de aspecto inferior a 3, lo que garantiza la precisión del análisis.

Nombre de estudio	Análisis estático 1 (-Predeterminado-)
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño máx. de elemento	3.22323 mm
Tamaño mín. de elemento	0.644646 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	167900
Número total de elementos	106403
Cociente máximo de aspecto	45.312
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	98
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	0.325
Porcentaje de elementos distorsionados	0
Número de elementos distorsionados	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:10
Nombre de computadora	

Tabla 24 Información de mallado

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

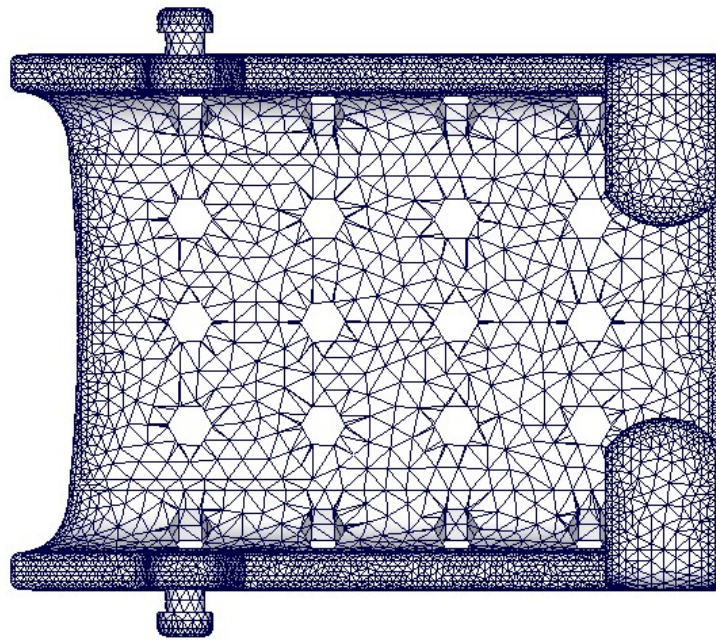


Ilustración 25 Mallado en vista superior de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

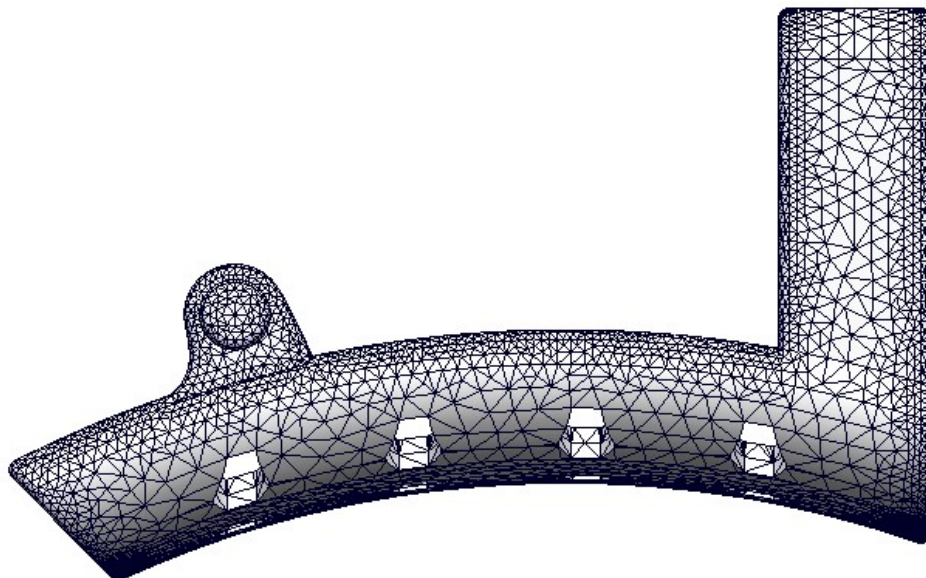


Ilustración 26 Mallado en vista derecha de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

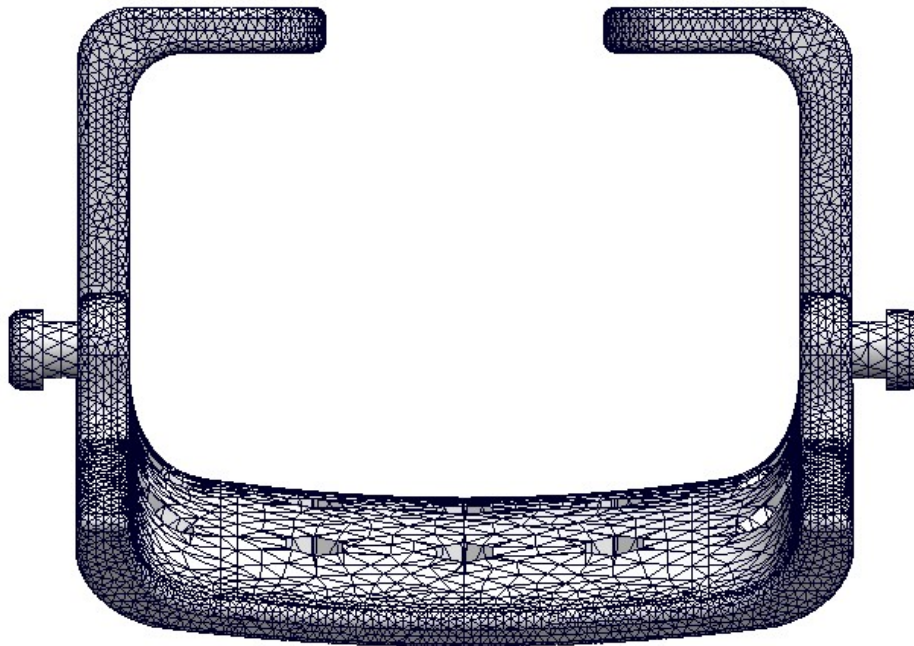


Ilustración 27 Mallado en vista frontal de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

A continuación, se detallan las fuerzas que actúan sobre la sección del arco donde estará ubicada la muñeca en la órtesis. Estas fuerzas se calcularon considerando un peso promedio de la mano humana de 0,7 kg, lo que resulta en un valor de 6,8647 N.

Para garantizar la estabilidad de la órtesis durante su uso, se fijaron las caras de los bordes inferiores. Estas zonas corresponden a los puntos de apoyo sobre la superficie del escritorio, asegurando una distribución adecuada del peso y evitando vuelcos o deslizamientos indeseados.

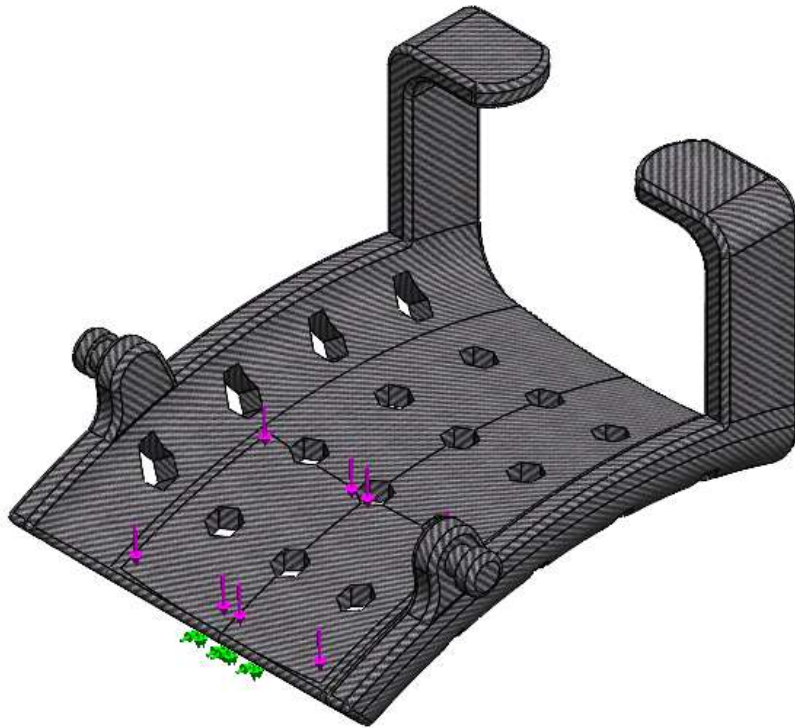


Ilustración 28 Aplicación de fuerzas de la pieza

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

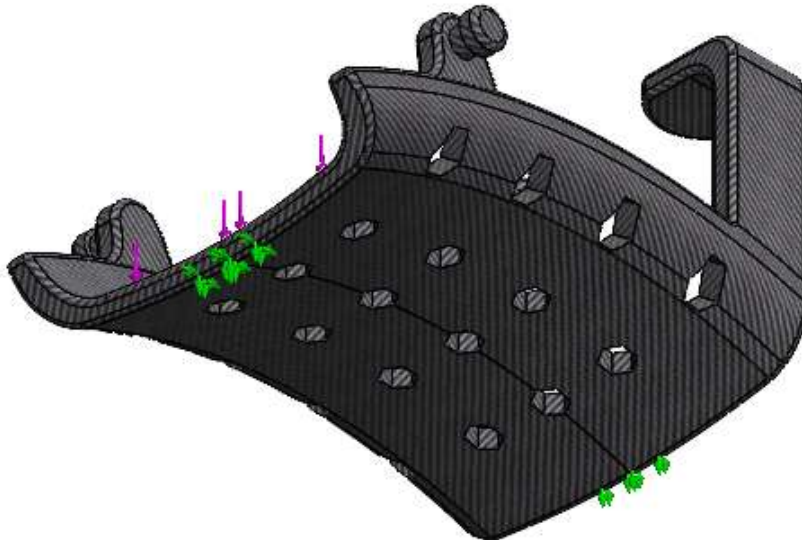


Ilustración 29 Aplicación de las sujeciones de la pieza

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

Esfuerzos máximos y mínimos

Mediante el análisis de tensiones por el criterio de von Mises, se determinó que el valor máximo de tensión alcanzado en la prótesis fue de 2,955 MPa ($2,955 \times 10^6$ Pa) al aplicarle una carga de 6,8647 N. Este valor crítico se presentó en la zona inferior de la base, la cual está fabricada con filamento de fibra de carbono, un material con un límite elástico máximo de 70 MPa (7×10^7 Pa).

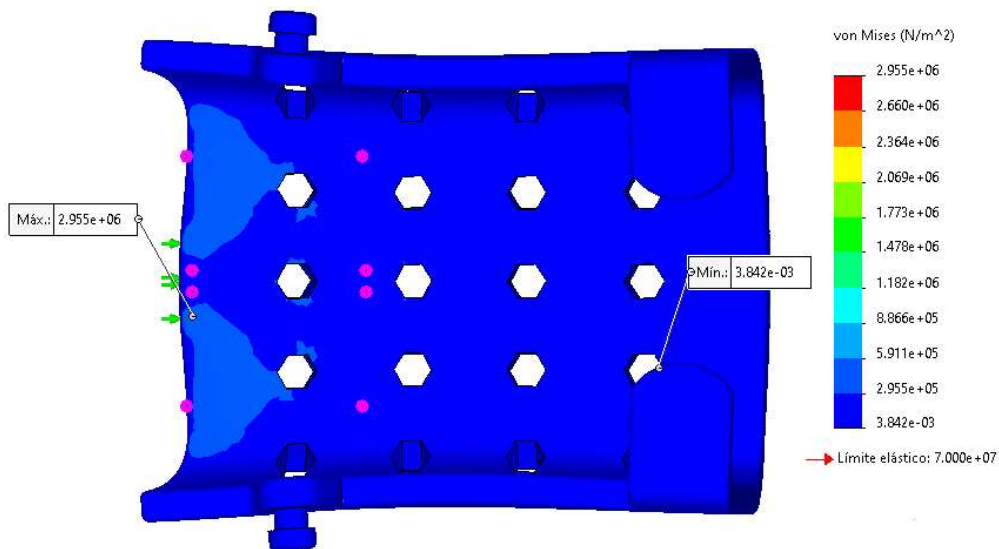


Ilustración 30 Vista superior de esfuerzos máximos y mínimos de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

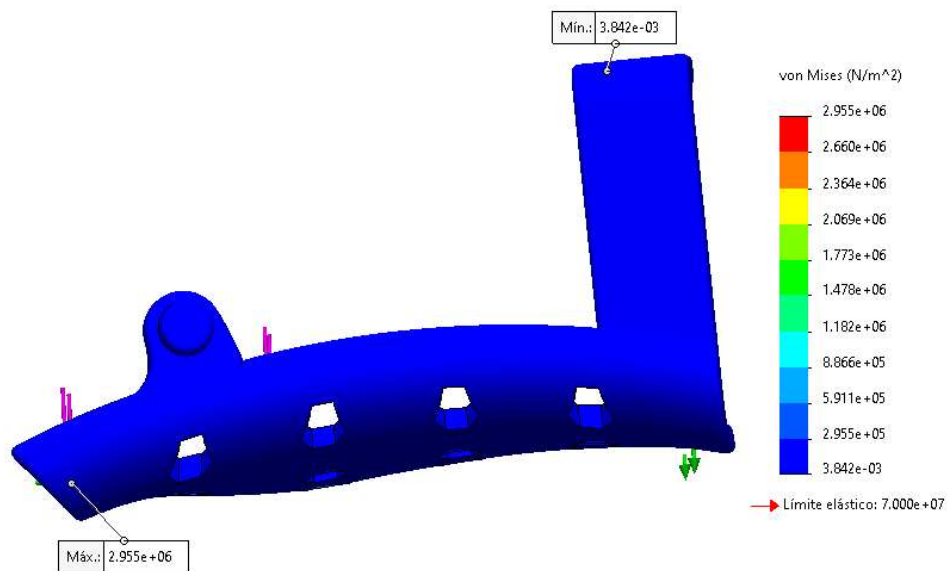


Ilustración 31 Vista derecha de esfuerzos máximos y mínimos de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

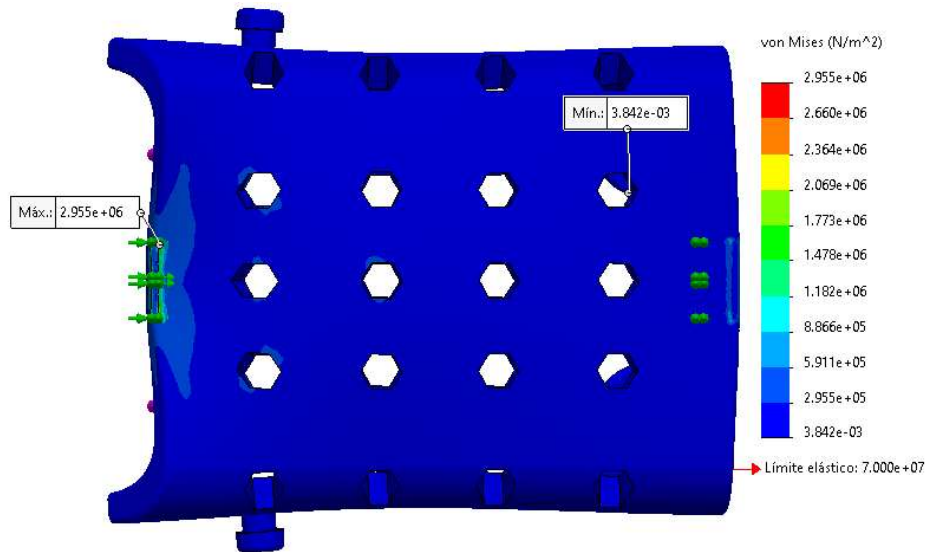


Ilustración 32 Vista inferior de esfuerzos máximos y mínimos de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

Desplazamiento máximo y mínimo

El análisis de desplazamientos de la base de la muñeca reveló que los desplazamientos máximos alcanzaron un valor de 9,618 micrómetros (μm), equivalentes a 9,618e-03 milímetros (mm). Estos desplazamientos se concentraron en la zona central de la base de la prótesis, como resultado de las cargas aplicadas en la misma cara.

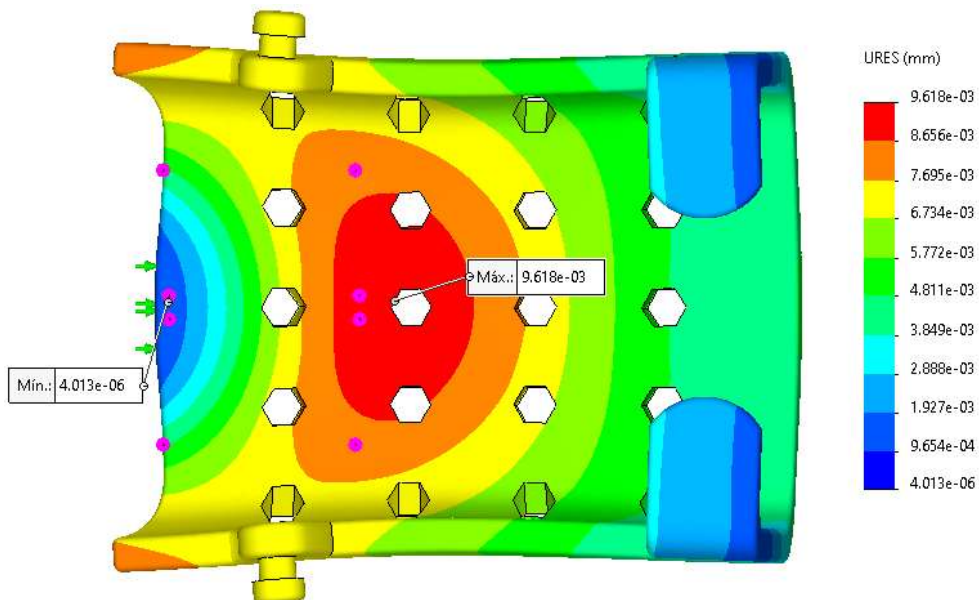


Ilustración 33 Vista superior de desplazamiento máximo y mínimo de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

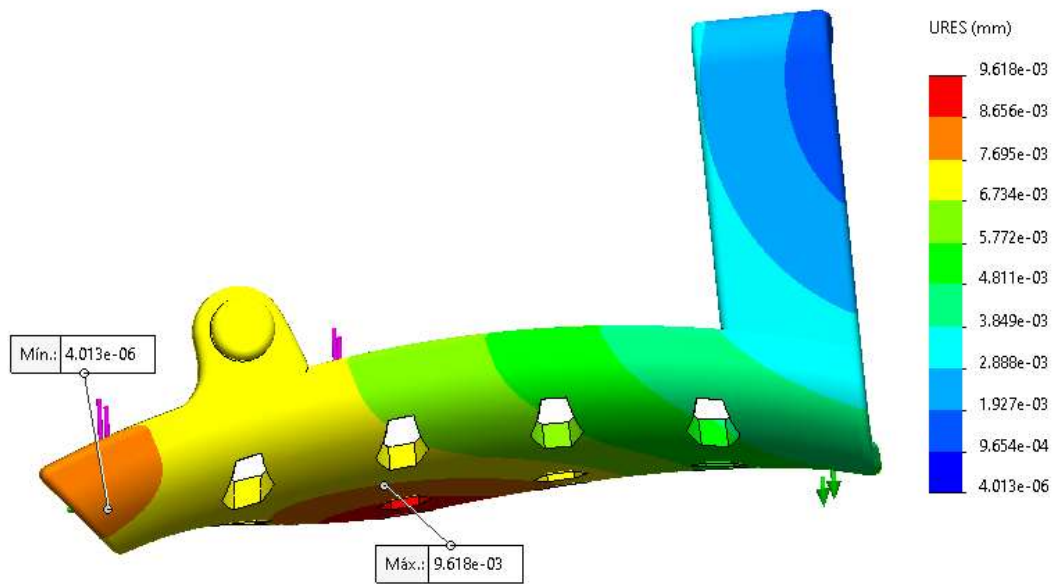


Ilustración 34 Vista derecha de desplazamiento máximo y mínimo de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

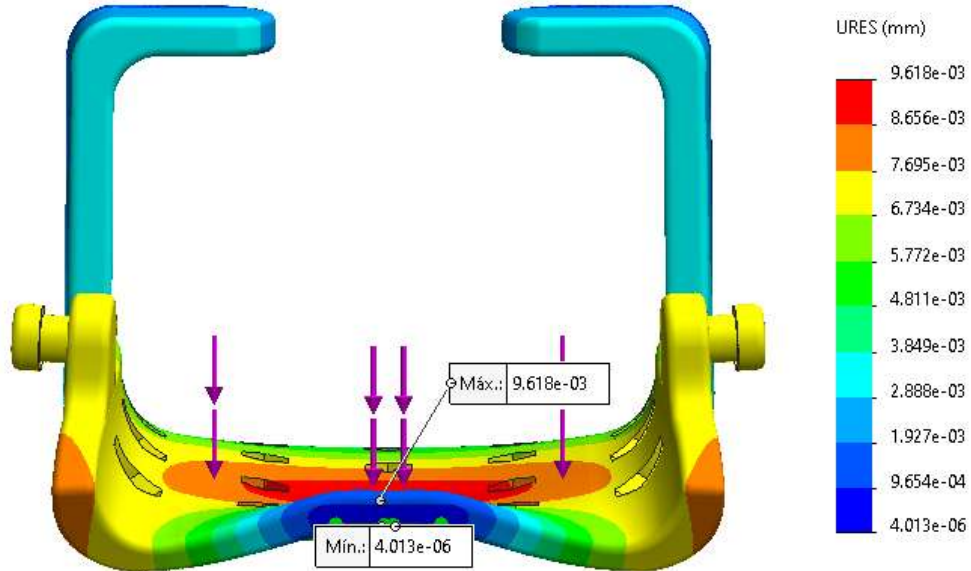


Ilustración 35 Vista frontal de desplazamiento máximo y mínimo de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

Deformaciones Unitarias Máxima y Mínima

La deformación unitaria máxima es de $4,580e-04$, que se observa en un área de la órtesis de color rojo, y la deformación unitaria mínima es de $7,863e-13$, que se observa de color azul. Se aprecia en la parte inferior de la órtesis de acuerdo al esquema de colores es donde se aplicará mayor deformación, es una leve deformación la cual es insignificante.

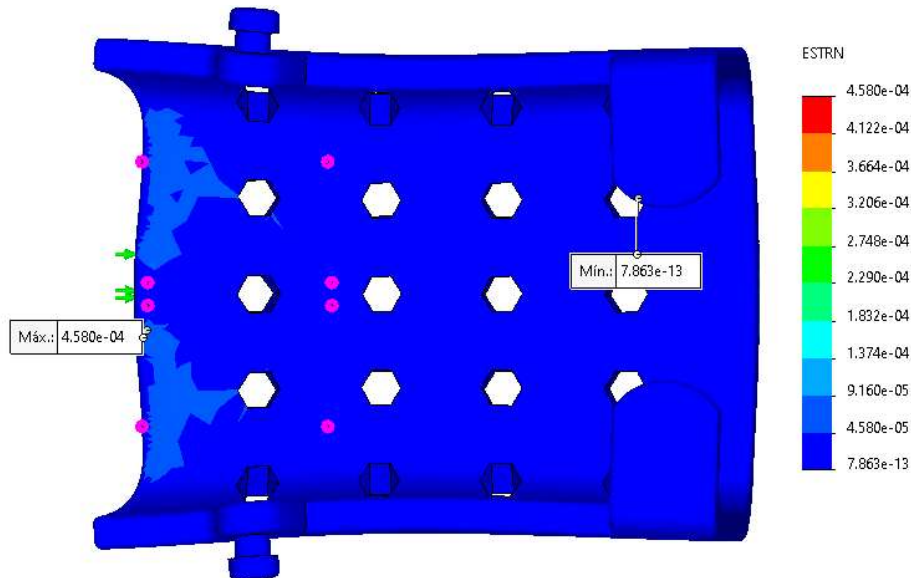


Ilustración 36 Vista superior de deformaciones unitarias máxima y mínima de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

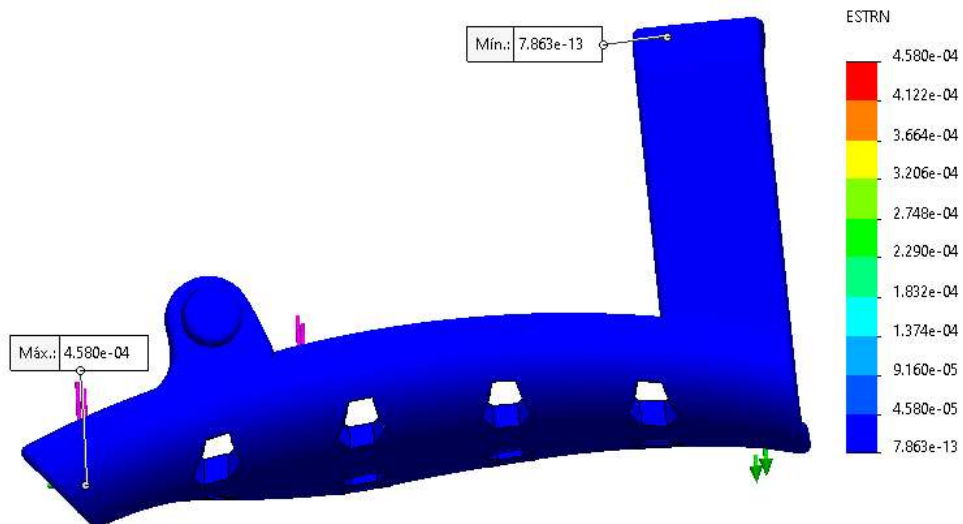


Ilustración 37 Vista derecha de deformaciones unitarias máxima y mínima de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

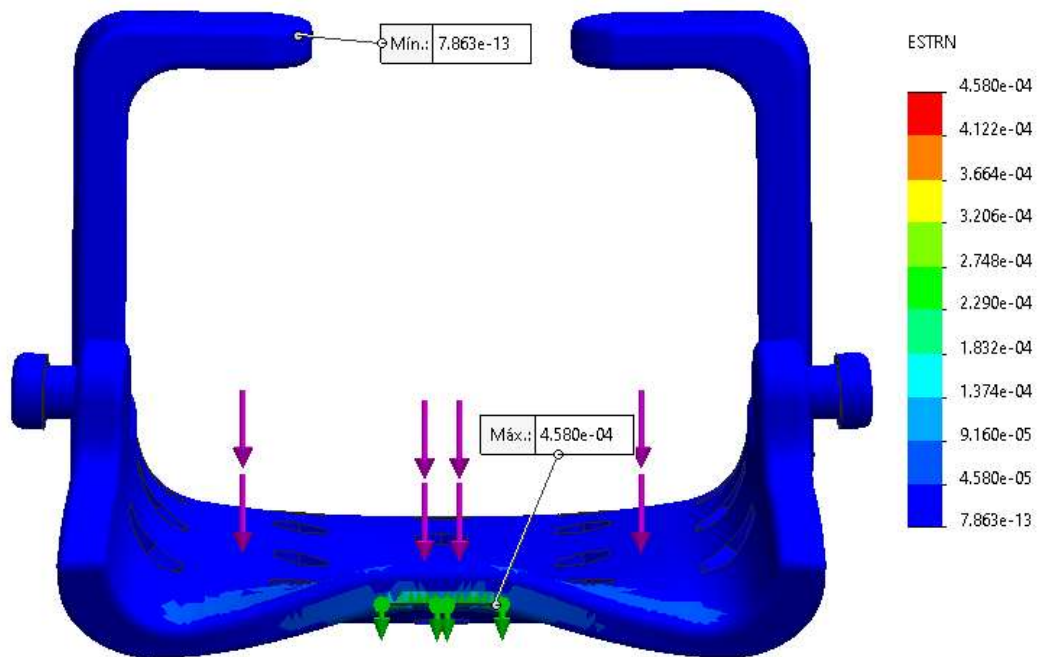


Ilustración 38 Vista frontal de deformaciones unitarias máxima y mínima de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

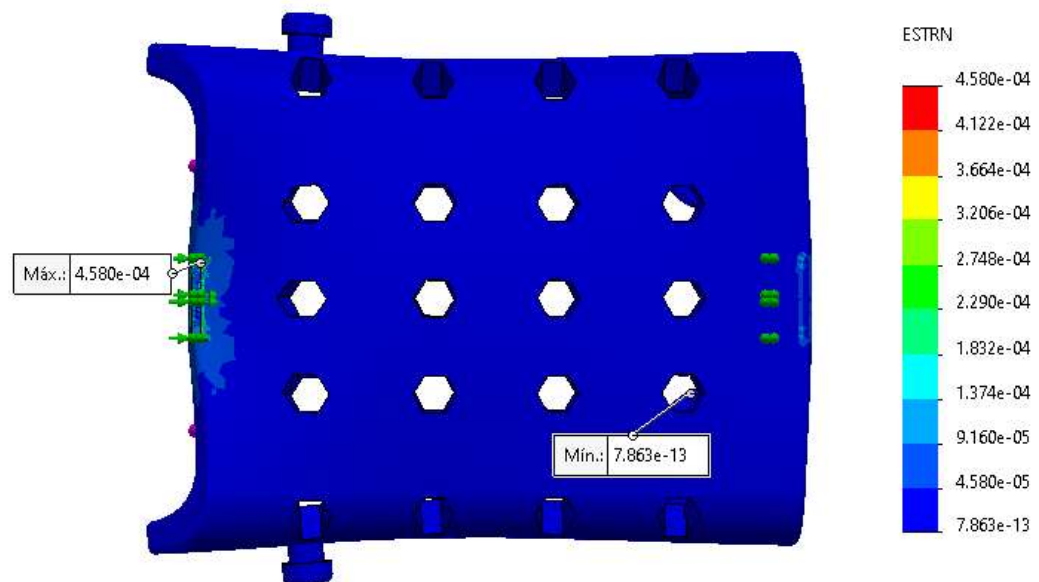


Ilustración 39 Vista inferior de deformaciones unitarias máxima y mínima de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

Factor de seguridad de la órtesis

En el análisis realizado, se obtuvo un factor de seguridad (FS) mínimo de $2,369e+01$ en la base de la prótesis donde se ubicará la muñeca. Este valor indica que las tensiones máximas a las que se someterá el material durante el uso normal de la prótesis son significativamente menores a su resistencia máxima.

Un factor de seguridad mayor que 1 se considera favorable, ya que significa que el material tiene un margen de seguridad suficiente para soportar las cargas esperadas sin fallar.

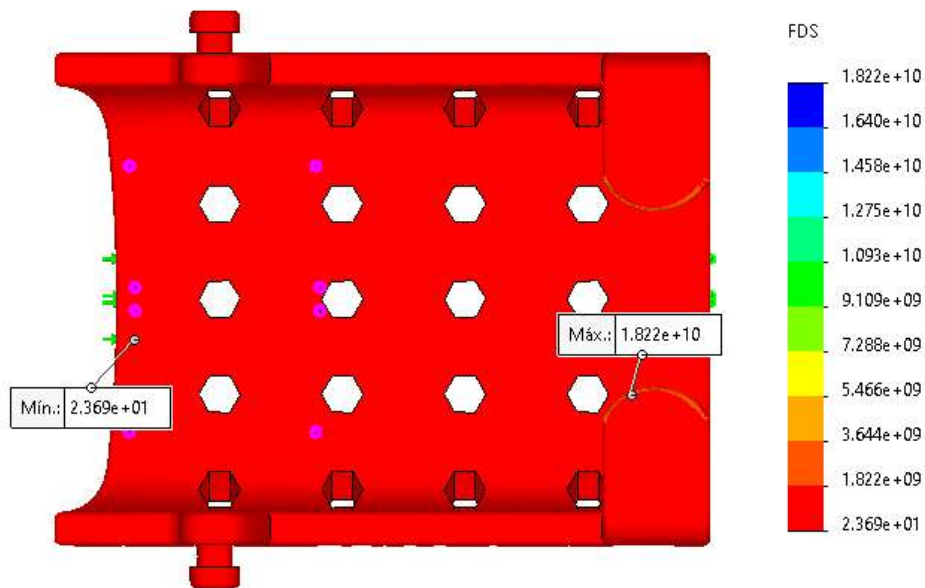


Ilustración 40 Vista superior de factor de seguridad de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

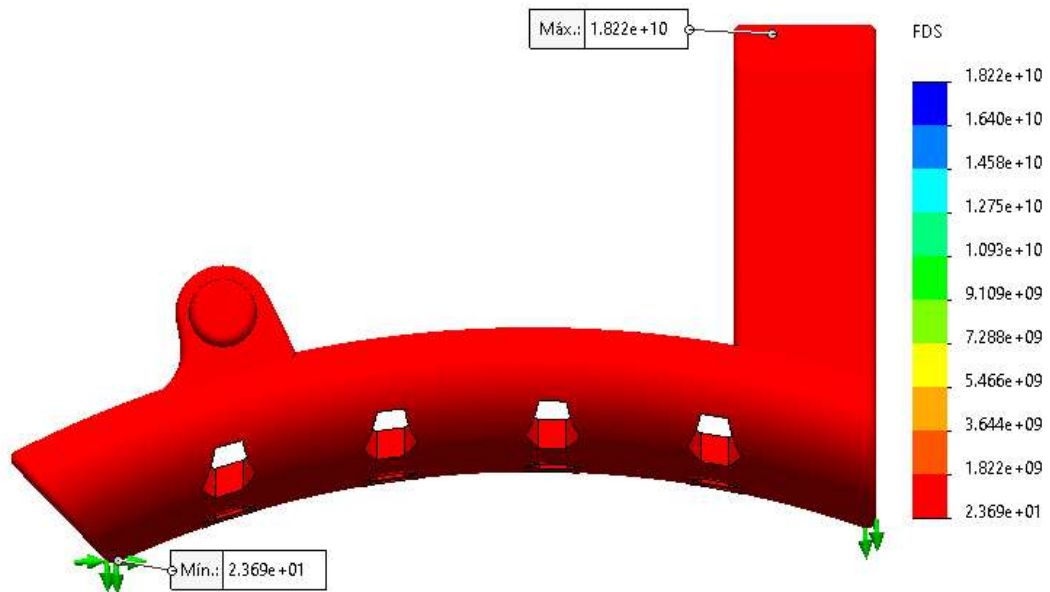


Ilustración 41 Vista derecha de factor de seguridad de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

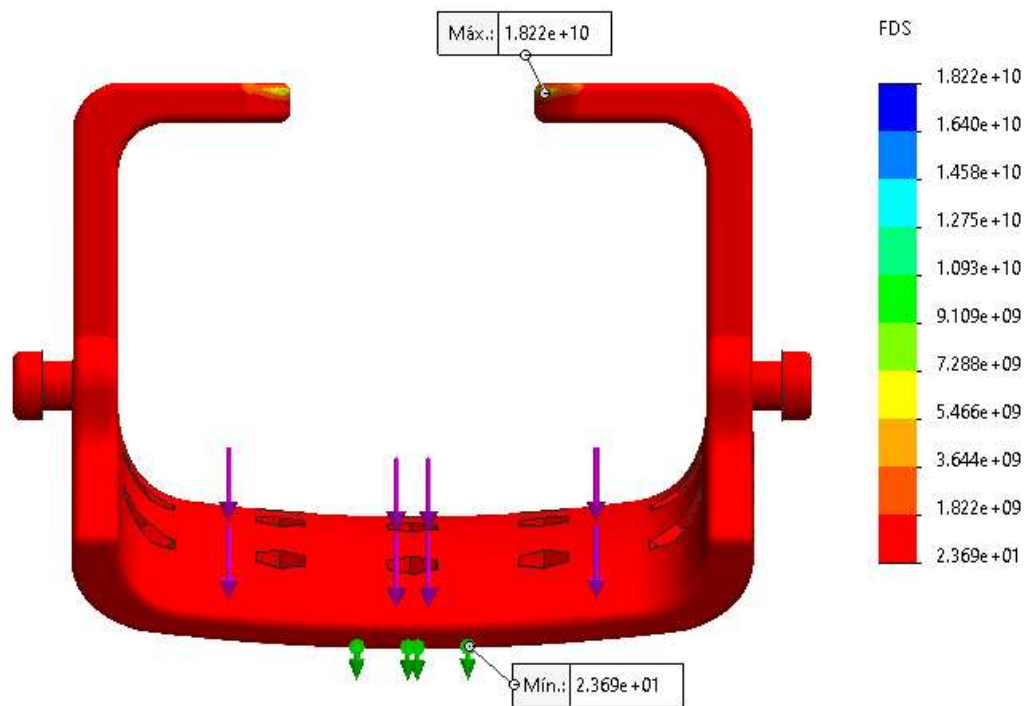


Ilustración 42 Vista frontal de factor de seguridad de base de la muñeca

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

Cálculo del Factor de Seguridad

$$F.S = \frac{\text{Límite elástico del material}}{\text{Esfuerzo máximo por Von Misses}}$$

$$F.S = \frac{70}{2,955}$$

$$F.S = 23,7$$

4.5. Elaboración de costos para el diseño del dispositivo.

En las siguientes tablas 24, 25, 26, 27, 28, 29,30 y 31, se muestra los materiales y mano de obra que se empleará para la fabricación del dispositivo para la prevención del síndrome de túnel carpiano.

4.5.1. Costo de diseño.

4.5.1.1. Costo del diseño mecánico

Costos del diseño: Materiales					
Item	Descripción	Cantidad (kg)	Material/marca	Precio Unitario (S/.)	Precio Total (S/.)
1	Base mano	0.05252	CREALITY PLA FIBRA DE CARBONO 1.75MM 1KG	9.4536	180
2	Parte superior mano	0.022	CREALITY PLA FIBRA DE CARBONO 1.75MM 1KG	3.3	
3	Pieza meñique	0.0029	POLYFLEX TPU95 ALTA VELOCIDAD NEGRO 1.75MM 1KG	0.435	
4	Pieza anular	0.00324	POLYFLEX TPU95 ALTA VELOCIDAD NEGRO 1.75MM 1KG	0.486	150
5	Pieza medio	0.00354	POLYFLEX TPU95 ALTA VELOCIDAD NEGRO 1.75MM 1KG	0.531	
6	Pieza índice	0.00324	POLYFLEX TPU95 ALTA VELOCIDAD NEGRO 1.75MM 1KG	0.486	
Subtotal					330
IGV(18%)					59.4
Total					389.4

Tabla 25 Costo de los materiales del dispositivo

4.5.1.2. Costo de Fabricación de cada parte

- Base de la muñeca

Datos del modelo	
Coste luz [soles/kWh]	0.84
Consumo medio [kW]	0.50
Coste por hora de luz [soles/h]	0.42
Coste de impresora (soles)	S/ 1,600.00
Tiempo amortización [años]	1
Días activa al año	250
Horas por día [h]	8
Coste de amortización [soles/h]	0.8
Tasa de fallos	10%
Coste por hora del operador [soles/h]	S/ 20.00
Tiempo preparación [h]	0.5
Tiempo postproducción [h]	0.5

Coste de fabricación de piezas impresas	
Masa de la pieza [kg]	0.05352
Tiempo impresión [h]	4
Coste material	
- Electricidad [soles/h]	S/ 1.68
Coste operario	
- Preparación [soles/h]	S/ 10.00
- Postproducción [soles/h]	S/ 10.00
Coste amortización [soles/h]	S/ 3.20
Coste fallos [soles/h]	S/ 2.49
Coste pieza	S/ 27.37

Tabla 26 Costo de fabricación 3D base de la muñeca

- Parte superior del dispositivo

Datos del modelo	
Coste luz [soles/kWh]	0.84
Consumo medio [kW]	0.50
Coste por hora de luz [soles/h]	0.42
Coste de impresora (soles)	S/ 1,600.00
Tiempo amortización [años]	1
Días activa al año	250
Horas por día [h]	8
Coste de amortización [soles/h]	0.8
Tasa de fallos	10%
Coste por hora del operador [soles/h]	S/ 20.00
Tiempo preparación [h]	0.5
Tiempo postproducción [h]	0.5

Coste de fabricación de piezas impresas	
Masa de la pieza [kg]	0.022
Tiempo impresión [h]	2
Coste material	
- Electricidad [soles/h]	S/ 0.84
Coste operario	
- Preparación [soles/h]	S/ 10.00
- Postproducción [soles/h]	S/ 10.00
Coste amortización [soles/h]	S/ 1.60
Coste fallos [soles/h]	S/ 2.24
Coste pieza	S/ 24.68

Tabla 27 Costo de fabricación 3D parte superior del dispositivo

- Pieza dedo meñique

Datos del modelo	
Coste luz [soles/kWh]	0.84
Consumo medio [kW]	0.50
Coste por hora de luz [soles/h]	0.42
Coste de impresora (soles)	S/ 1,600.00
Tiempo amortización [años]	1
Días activa al año	250
Horas por día [h]	8
Coste de amortización [soles/h]	0.8
Tasa de fallos	10%
Coste por hora del operador [soles/h]	S/ 20.00
Tiempo preparación [h]	0.5
Tiempo postproducción [h]	0.5

Coste de fabricación de piezas impresas	
Masa de la pieza [kg]	0.0029
Tiempo impresión [h]	1
Coste material	
- Electricidad [soles/h]	S/ 0.42
Coste operario	
- Preparación [soles/h]	S/ 10.00
- Postproducción [soles/h]	S/ 10.00
Coste amortización [soles/h]	S/ 0.80
Coste fallos [soles/h]	S/ 2.12
Coste pieza	S/ 23.34

Tabla 28 Costo de fabricación 3D pieza dedo meñique

- Pieza dedo anular

Datos del modelo	
Coste luz [soles/kWh]	0.84
Consumo medio [kW]	0.50
Coste por hora de luz [soles/h]	0.42
Coste de impresora (soles)	S/ 1,600.00
Tiempo amortización [años]	1
Días activa al año	250
Horas por día [h]	8
Coste de amortización [soles/h]	0.8
Tasa de fallos	10%
Coste por hora del operador [soles/h]	S/ 20.00
Tiempo preparación [h]	0.5
Tiempo postproducción [h]	0.5

Coste de fabricación de piezas impresas	
Masa de la pieza [kg]	0.00324
Tiempo impresión [h]	1
Coste material	
- Electricidad [soles/h]	S/ 0.42
Coste operario	
- Preparación [soles/h]	S/ 10.00
- Postproducción [soles/h]	S/ 10.00
Coste amortización [soles/h]	S/ 0.80
Coste fallos [soles/h]	S/ 2.12
Coste pieza	S/ 23.34

Tabla 29 Costo de fabricación 3D pieza dedo anular

- Pieza dedo medio

Datos del modelo	
Coste luz [soles/kWh]	0.84
Consumo medio [kW]	0.50
Coste por hora de luz [soles/h]	0.42
Coste de impresora (soles)	S/ 1,600.00
Tiempo amortización [años]	1
Días activa al año	250
Horas por día [h]	8
Coste de amortización [soles/h]	0.8
Tasa de fallos	10%
Coste por hora del operador [soles/h]	S/ 20.00
Tiempo preparación [h]	0.5
Tiempo postproducción [h]	0.5

Coste de fabricación de piezas impresas	
Masa de la pieza [kg]	0.00354
Tiempo impresión [h]	1
Coste material	
- Electricidad [soles/h]	S/ 0.42
Coste operario	
- Preparación [soles/h]	S/ 10.00
- Postproducción [soles/h]	S/ 10.00
Coste amortización [soles/h]	S/ 0.80
Coste fallos [soles/h]	S/ 2.12
Coste pieza	S/ 23.34

Tabla 30 Costo de fabricación 3D pieza dedo medio

- Pieza dedo índice

Datos del modelo	
Coste luz [soles/kWh]	0.84
Consumo medio [kW]	0.50
Coste por hora de luz [soles/h]	0.42
Coste de impresora (soles)	S/ 1,600.00
Tiempo amortización [años]	1
Días activa al año	250
Horas por día [h]	8
Coste de amortización [soles/h]	0.8
Tasa de fallos	10%
Coste por hora del operador [soles/h]	S/ 20.00
Tiempo preparación [h]	0.5
Tiempo postproducción [h]	0.5

Coste de fabricación de piezas impresas	
Masa de la pieza [kg]	0.00324
Tiempo impresión [h]	1
Coste material	
- Electricidad [soles/h]	S/ 0.42
Coste operario	
- Preparación [soles/h]	S/ 10.00
- Postproducción [soles/h]	S/ 10.00
Coste amortización [soles/h]	S/ 0.80
Coste fallos [soles/h]	S/ 2.12
Coste pieza	S/ 23.34

Tabla 31 Costo de fabricación 3D pieza dedo índice

Costos del diseño: Fabricación					
Item	Descripción	Cantidad	Material/marca	Precio Total (S/.)	
1	Base mano	1	CREALITY PLA FIBRA DE CARBONO 1.75MM 1KG	S/	27.37
2	Parte superior mano	1	CREALITY PLA FIBRA DE CARBONO 1.75MM 1KG	S/	24.68
3	Pieza meñique	1	POLYFLEX TPU95 ALTA VELOCIDAD NEGRO 1.75MM 1KG	S/	23.34
4	Pieza anular	1	POLYFLEX TPU95 ALTA VELOCIDAD NEGRO 1.75MM 1KG	S/	23.34
5	Pieza medio	1	POLYFLEX TPU95 ALTA VELOCIDAD NEGRO 1.75MM 1KG	S/	23.34
6	Pieza indice	1	POLYFLEX TPU95 ALTA VELOCIDAD NEGRO 1.75MM 1KG	S/	23.34
Subtotal				S/	145.42
IGV(18%)				S/	26.18
Total				S/	171.60

Tabla 32 Costo de fabricación de cada parte del dispositivo

4.5.2. Estimación de costo

El costo total de la órtesis sería de S/. 633,60 sumando los costes de material, de fabricación, imprevistos del 10% y el IGV del 18%.

Estimación del costo	S/ 633.60
1. Costos Directos	
Diseño: Materiales	S/ 389.40
Diseño: Fabricación	S/ 171.60
2. Costos Indirectos	
Transporte y Movilidad	S/ 15.00
Subtotal	S/ 576.00
Imprevistos (10%)	S/ 57.60
Total	S/ 633.60

Tabla 33 Estimación del costo del dispositivo

V. CONCLUSIONES

- Se evaluó registros sobre la prevalencia del síndrome del túnel carpiano en personas entre 18 y 50 años, se reveló que las mujeres tienen una mayor predisposición a sufrir este síndrome debido a diferencias anatómicas, y que la edad también podría ser un factor determinante. Con base en esta información, se desarrolló un diseño conceptual de la órtesis que considera las medidas promedio de la muñeca femenina, centrándose en proporcionar soporte y compresión adecuados a la zona afectada que no restrinja el movimiento natural de la mano.
- Se determinaron los parámetros biomecánicos, tanto cinemáticos como cinéticos, y se evidenció que, para el uso adecuado de dispositivos electrónicos, específicamente computadoras, el movimiento del mouse debe realizarse desde el antebrazo. Es imprescindible que la muñeca permanezca en una posición neutra durante la traslación del mouse y que se respeten los ángulos de flexión, extensión, aducción y abducción para evitar sobreesfuerzo en ligamentos y músculos.
- Se seleccionó los materiales de acuerdo a sus propiedades mecánicas para las partes de la órtesis, siendo el PLA reforzado con filamentos de fibra de carbono para la base de la muñeca densidad de $1,3E+03$ kg/m³ y una resistencia a la fatiga promedio de 35 MPa garantizando la rigidez y durabilidad necesarias para soportar la muñeca. Por otro lado, se seleccionó el PolyFlex TPU95 para la parte superior del dispositivo, además de las 4 piezas de los dedos debido a su resistencia a la flexión de 4,3 MPa con una densidad promedio de $1,2E+3$ kg/m³, Esta combinación permite una gran flexibilidad y comodidad para la parte superior de la mano y los dedos, sin sacrificar la resistencia. Estos materiales fueron determinados para cumplir con las necesidades del cliente.
- Se realizó el diseño de la órtesis para la prevención del síndrome del túnel carpiano con materiales compuestos los cuales se evaluaron previamente, también en el estudio de las medidas antropométricas en Perú encontró la escasa recopilación de medidas. Por lo tanto, fue necesario establecer un estudio de promedio con medidas de países pertenecientes a la población latinoamericana. En la simulación se obtuvo un factor de seguridad mínimo de $2,369e+01$ siendo aceptable de para la satisfacción del dispositivo
- Se realizó una estimación detallada de los costos asociados a los materiales y la fabricación de la órtesis, considerando los materiales compuestos propuestos en esta tesis. La información se presenta en tres tablas: Tabla 24 (costos de materiales), Tabla 31 (precios de manufactura) y Tabla 32 (costo unitario final, incluyendo un margen del 10% para imprevistos). El costo unitario total asciende a S/633,6.

VI. RECOMENDACIONES

- Se recomienda realizar un análisis de fatiga en la parte de la base de la muñeca para evaluar el CF-PLA y optimizar el diseño del dispositivo.
- Para futuras investigaciones se recomienda hacer una recopilación de medidas antropométricas de la población peruana para tener una mejor referencia en diseños próximos.
- Se recomienda probar el dispositivo con un prototipo físico entregando a personas reales en sus actividades cotidianas para cuantificar su comodidad, desempeño ergonómico y eficacia en el largo plazo.
- Para posteriores versiones se sugiere incorporar un análisis de simulación ergonómica en el futuro desarrollo del diseño. El propósito es asegurar la correcta alineación de la muñeca y eliminar las zonas de alta presión al utilizar el dispositivo por tiempo prolongado. Esta evaluación digital permitirá una optimización precisa de la geometría, mejorando así la adaptabilidad y el ajuste a la anatomía del usuario.

VII. REFERENCIAS

- [1] K. M. Arévalo Sánchez, R. R. Reyes Sánchez, M. J. Ramírez Ortiz y C. X. Villavicencio Bourne, «Reciamuc,» 30 Abril 2019. [En línea]. Available: <https://reciamuc.com/index.php/RECIAMUC/article/view/368/466>. [Último acceso: 25 Abril 2023].
- [2] «Gestión,» Redacción Gestión, 2021 Febrero 22. [En línea]. Available: <https://gestion.pe/peru/aumenta-numero-de-casos-del-sindrome-del-tunel-del-carpo-debido-al-teletrabajo-advierte-essalud-noticia/?ref=gesr>. [Último acceso: 2023 Abril 25].
- [3] A. Martí, «Xalaka,» 2018 Agosto 20. [En línea]. Available: <https://www.xataka.com/otros/ratones-verticales-fundamentos-que-dicen-ergonomos-unos-perifericos-diferentes>. [Último acceso: 25 Abril 2023].
- [4] E. Delgado Cidranes, «Dolor,» 12 Septiembre 2018. [En línea]. Available: <https://dolor-drdelgadocidranes.com/pros-y-contras-de-usar-una-munequera/>. [Último acceso: 25 Abril 2023].
- [5] J. A. Freire Zurita, «Repositorio UTA,» Marzo 2022. [En línea]. Available: <https://repositorio.uta.edu.ec/jspui/bitstream/123456789/34860/1/t1977ec.pdf>. [Último acceso: 21 Mayo 2023].
- [6] A. Rojas Arcía, «RepositorioTec,» 11 Noviembre 2021. [En línea]. Available: <https://repositoriotec.tec.ac.cr/handle/2238/13888>. [Último acceso: 21 Mayo 2023].
- [7] D. E. Ponce Recalde, «DSpace,» Agosto 2022. [En línea]. Available: <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/26518/1/UCE-FING-CDI-PONCE%20DIANA.pdf>. [Último acceso: 21 Mayo 2023].
- [8] E. E. Tribeño Alata, «Repositorio PUCP,» Agosto 2021. [En línea]. Available: https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/bitstream/handle/20.500.12404/21169/TRIBEÑO_ALATA_EDWARD_DISEÑO_DISPOSITIVO_PORTATIL.pdf?sequence=1&isAllowed=y. [Último acceso: 22 Mayo 2023].
- [9] M. M. Bustamante Carvallo, «Repositorio PUCP,» 18 Junio 2018. [En línea]. Available: <https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/12164>. [Último acceso: 22 Mayo 2023].
- [10] «MedilePlus,» A.D.A.M. Inc., [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000433.htm>. [Último acceso: 11 Setiembre 2023].

- [11] «INSS,» Instituto Nacional de seguridad y salud en el trabajo, Noviembre 2022. [En línea]. Available: <https://www.insst.es/documents/94886/4346055/DDC-TME-07.+Síndrome+del+Túnel+Carpiano+-+Año+2022.pdf/bbca23d8-6b1a-4977-d1cb-e1d3164467a2?t=1671033141559>. [Último acceso: 21 Setiembre 2023].
- [12] «MayoClinic,» 20 04 2024. [En línea]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/carpal-tunnel-syndrome/symptoms-causes/syc-20355603#:~:text=para%20trabajar%20sentado,Postura%20ideal%20para%20trabajar%20sentado,hacia%20arriba%20o%20hacia%20abajo..> [Último acceso: 21 05 2024].
- [13] M. E. García y M. Esplugas, 2020. [En línea]. Available: https://dspace.unia.es/bitstream/handle/10334/6165/6_Esplugas_Garcia.pdf?sequence=1&isAllowed=y#:~:text=La%20cinética%20del%20carpo%20es,-%20Inclinación%20radial-Inclinación%20cubital.. [Último acceso: 12 11 2023].
- [14] «3DEXPERIENCE Make,» [En línea]. Available: <https://www.3ds.com/es/make/guide/process/3d-printing>. [Último acceso: 20 Junio 2024].
- [15] «Impresoras 3D,» [En línea]. Available: <https://www.impresoras3d.com/producto/pla-i3d-tested-fibra-de-carbono-175-mm/>. [Último acceso: 17 Junio 2024].
- [16] L. C., «3D NATIVES,» 11 Febrero 2023. [En línea]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/guia-filamento-pla-en-la-impresion-3d-190820192/#!>. [Último acceso: 2 Agosto 2025].
- [17] «SICNOVA,» [En línea]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/guia-completa-tpu-040620202/#!>. [Último acceso: 2 Agosto 2025].
- [18] «3enatives,» [En línea]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/guia-completa-tpu-040620202/#!>. [Último acceso: 21 05 2024].
- [19] «Fisiokit,» [En línea]. Available: <https://www.fisiokit.com/producto/munequera-tunel-carpiano/>. [Último acceso: 2 Julio 2023].
- [20] I. M. d. s. social, «IMSS,» 17 Marzo 2016. [En línea]. Available: <https://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/043GER.pdf>. [Último acceso: 2 Julio 2023].
- [21] E. H. Williams, «Erick H. Williams MD,» [En línea]. Available: <https://www.baltimoreperipheralnervepain.com/library/why-women-have-an-increased-risk-of-carpal-tunnel-syndrome.cfm>. [Último acceso: 15 Abril 2024].
- [22] R. P. Mohammad, E. T. Ismail, S. Javad, B. Mehrdad, A. M.-B. Mohammad , R. Fatemeh y T. Morteza , «National Library of Medicine,» 2 12 2016. [En línea]. Available:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5314391/>. [Último acceso: 11 Noviembre 2023].

- [23] R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León y E. L. Gonzáles Muñoz, «Universidad de Guadalajara,» 2007. [En línea]. Available: <https://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/14486/2018sergiobohórquez4.pdf?sequence=6>. [Último acceso: 5 Mayo 2024].

VIII. ANEXOS

8.1. Anexo 1

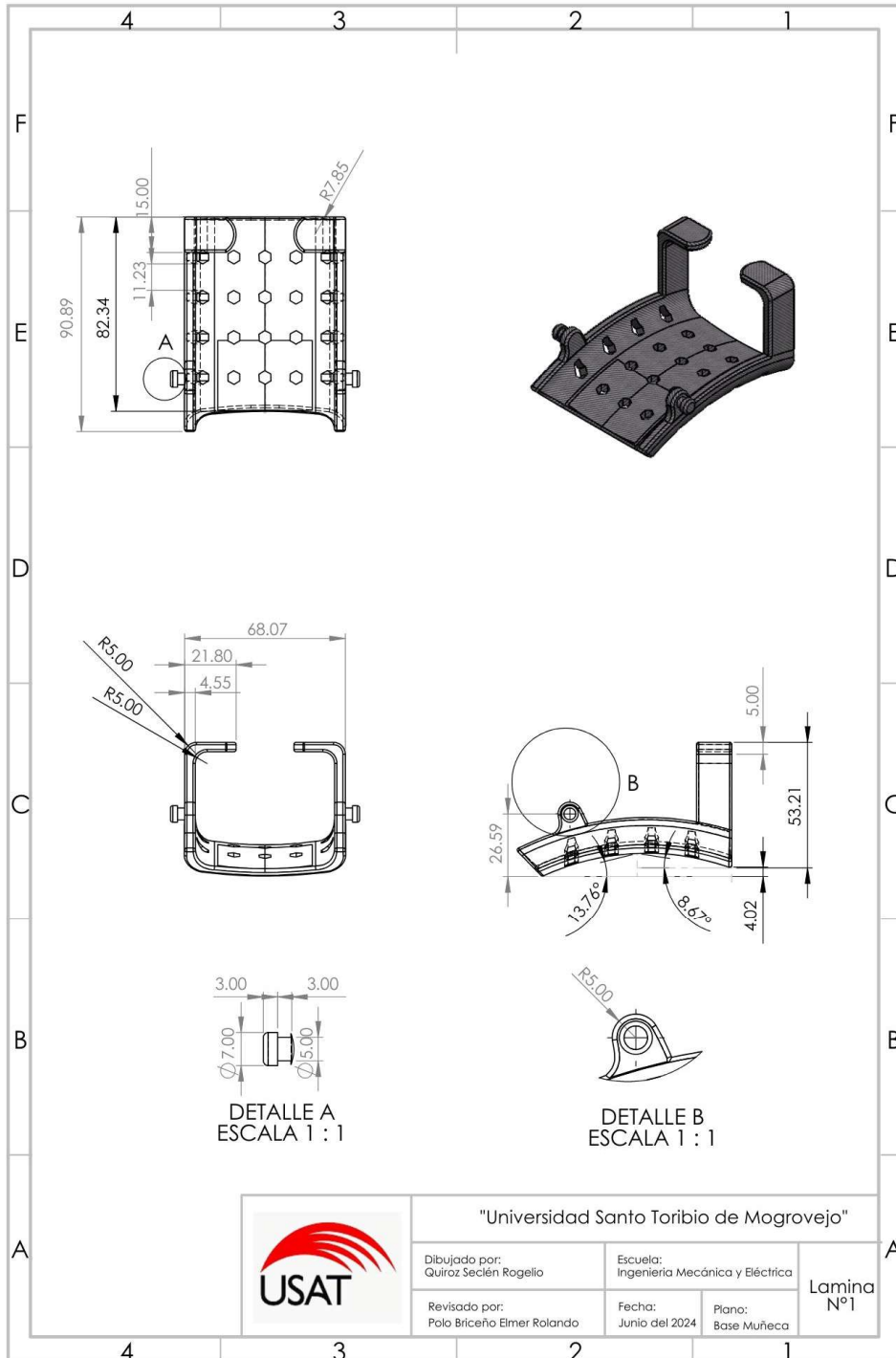


Ilustración 43 Anexo 1 Plano base muñeca

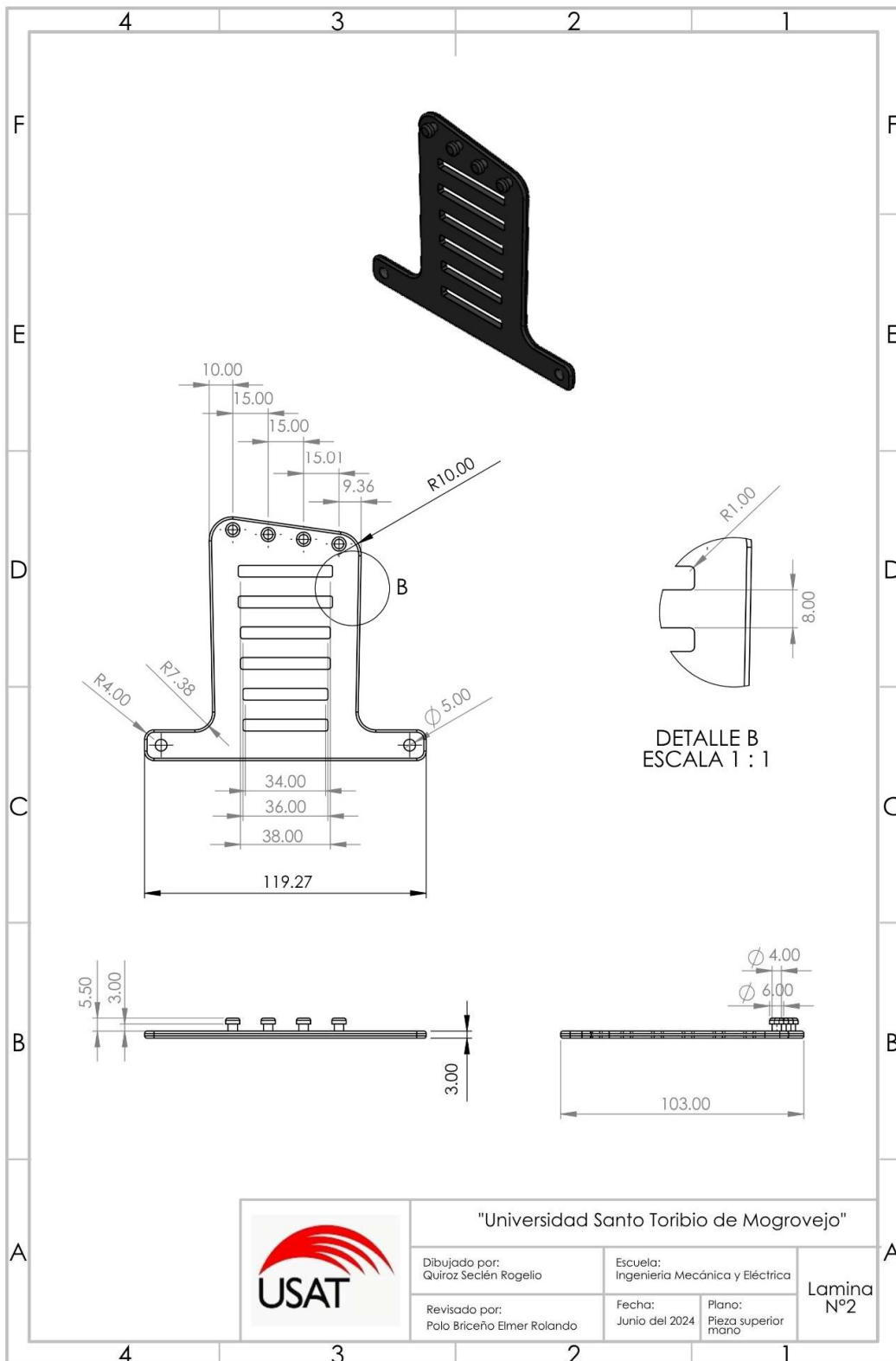


Ilustración 44 Anexo 1 Plano pieza superior del dispositivo

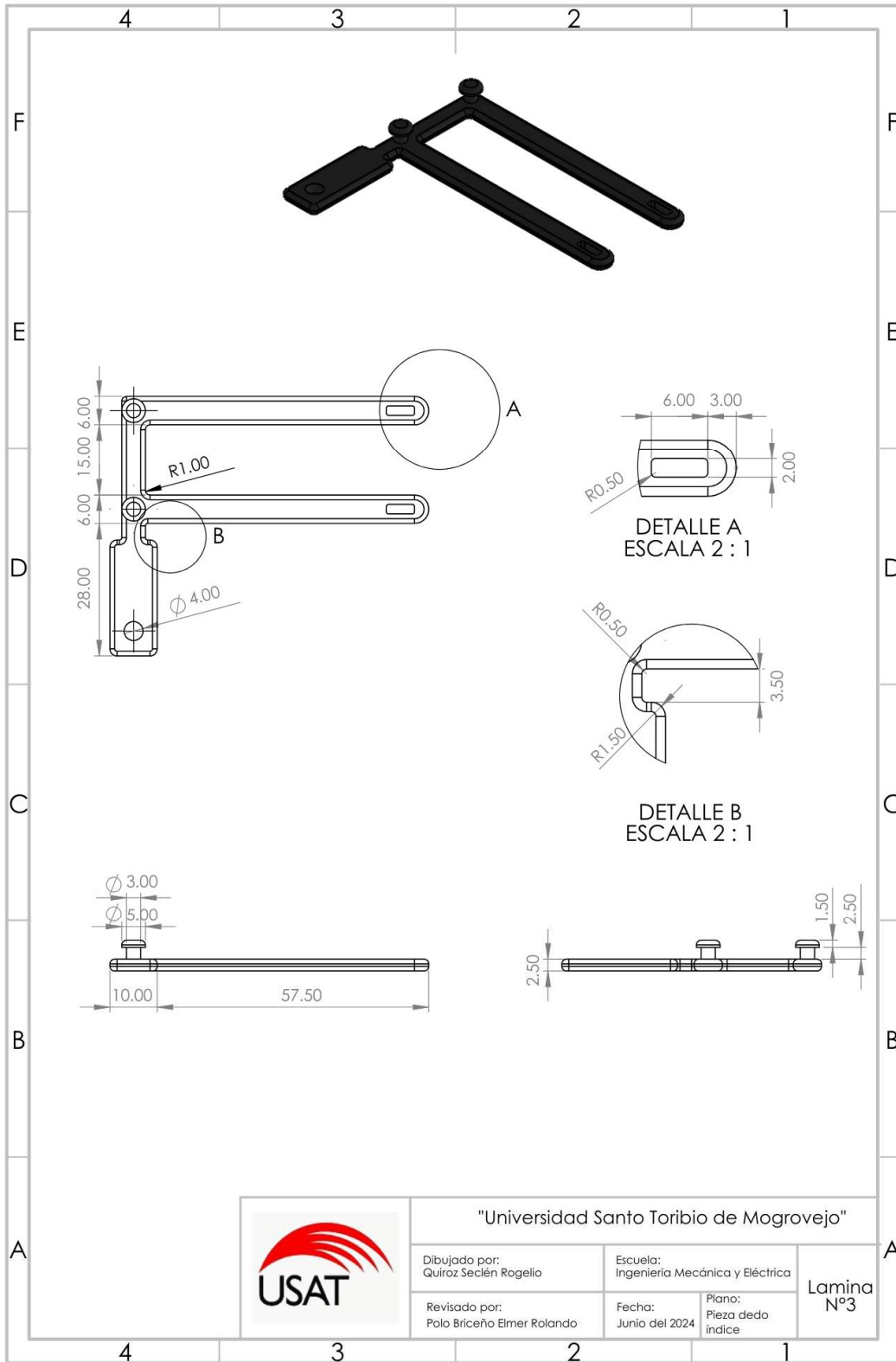


Ilustración 45 Anexo 1 Plano pieza dedo índice

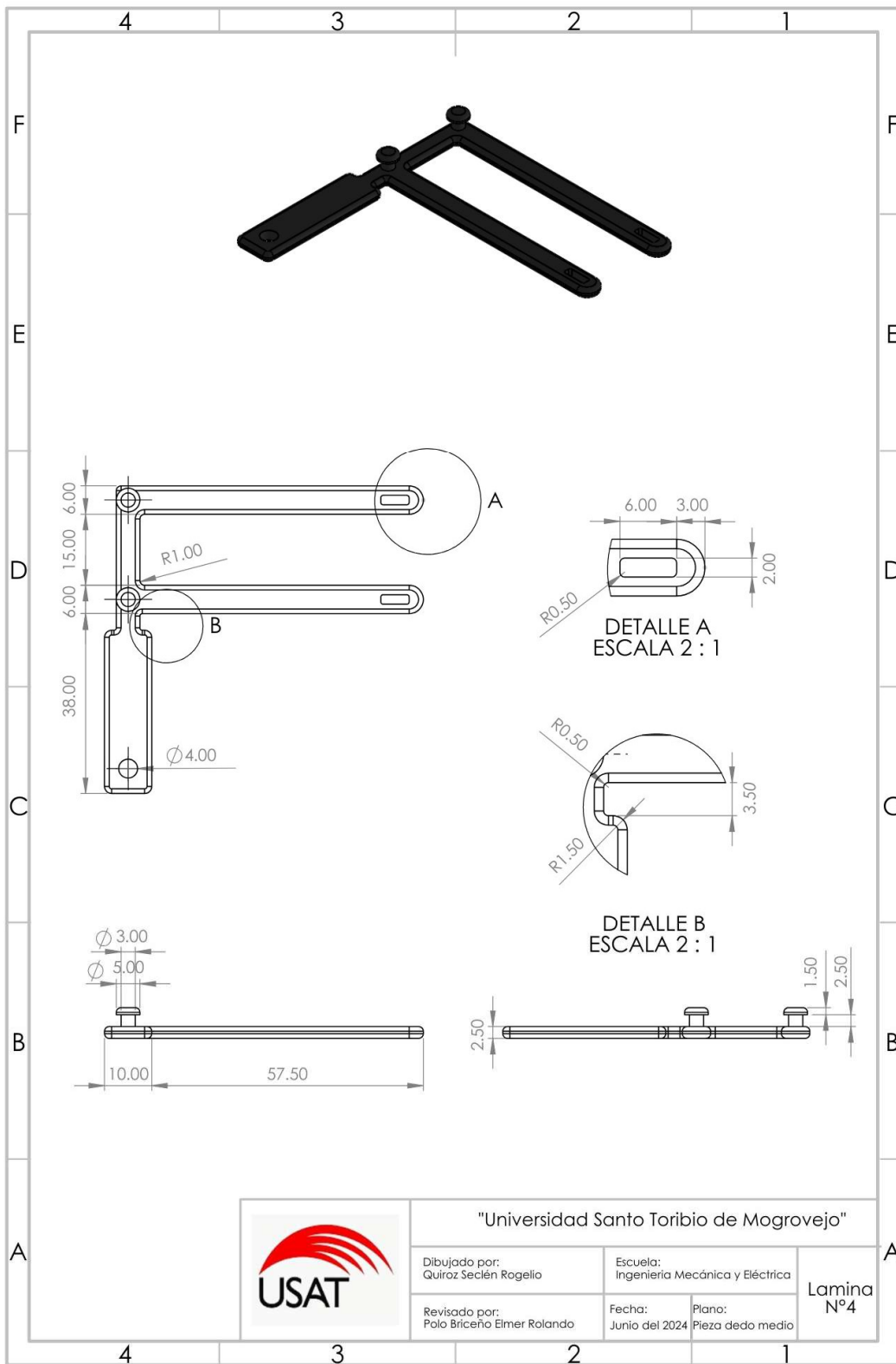


Ilustración 46 Anexo 1 Plano pieza dedo medio

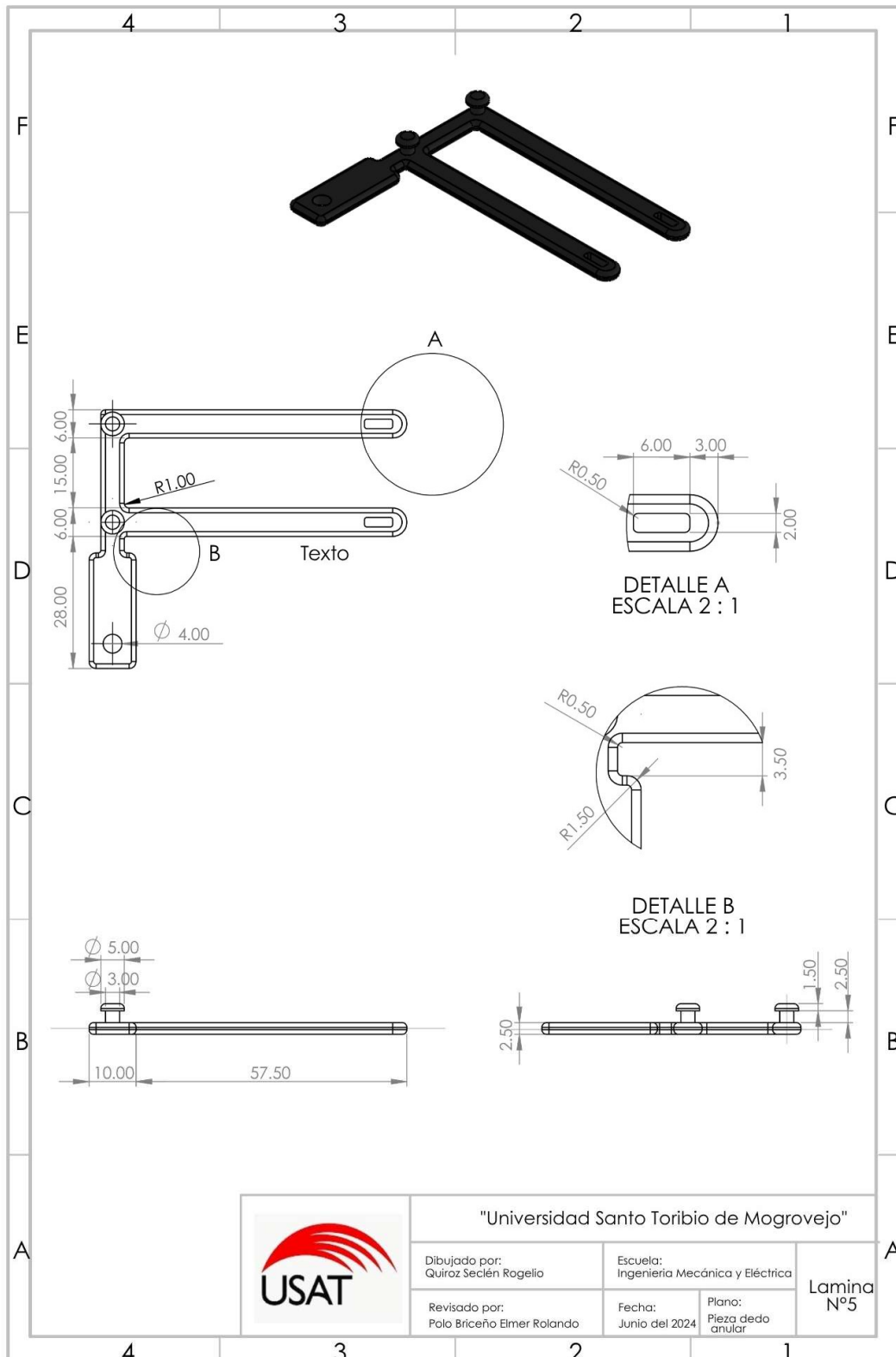


Ilustración 47 Anexo 1 Plano pieza dedo anular

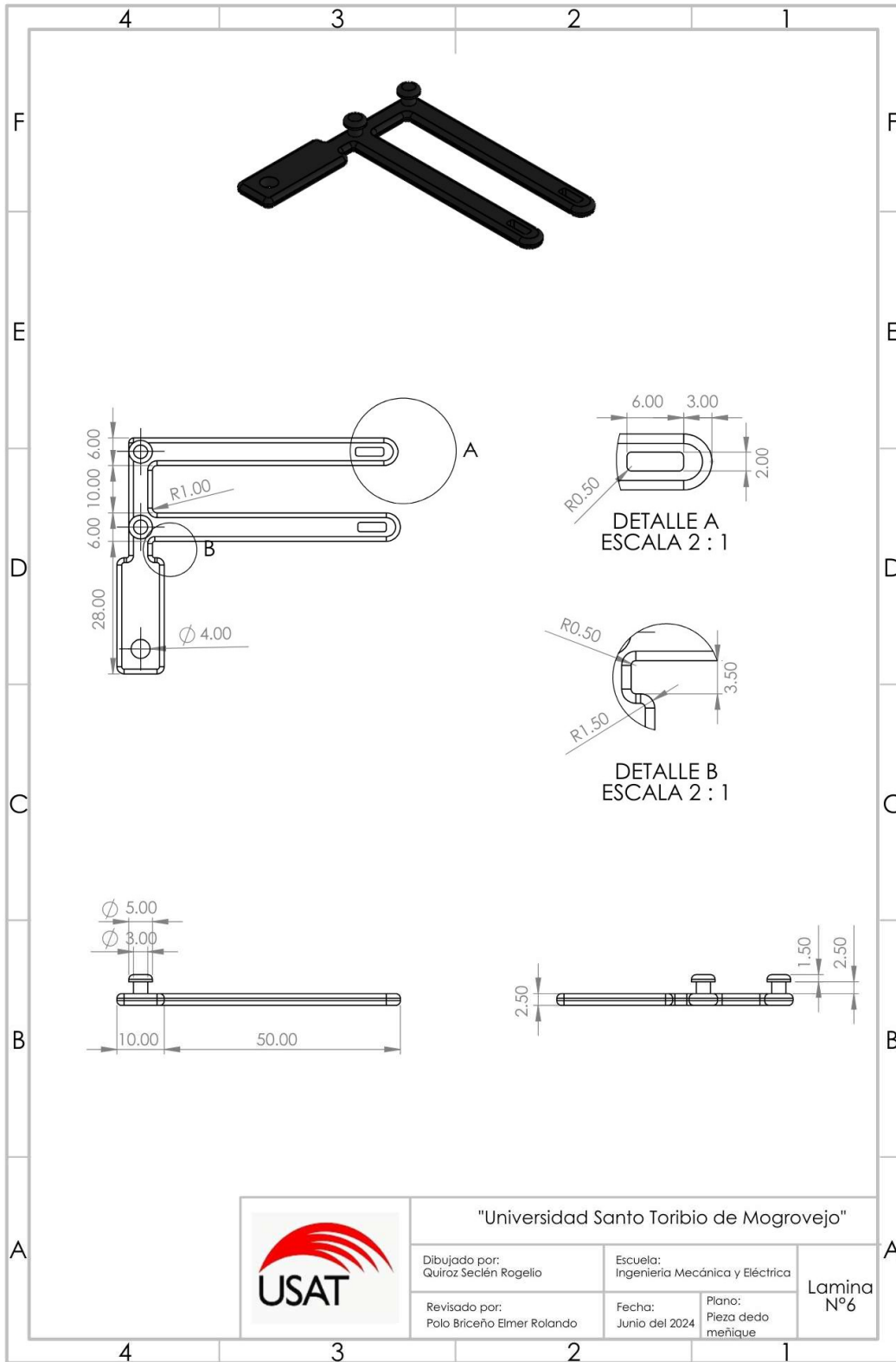


Ilustración 48 Anexo 1 Plano pieza dedo meñique

8.2. Anexos 2

Propiedades generales

Densidad	ⓘ	1.25e3	-	1.3e3	kg/m ³
Precio	ⓘ	180			PEN/kg

Propiedades mecánicas

Módulo de Young	ⓘ	4.7	-	5.2	GPa
Módulo de cortante	ⓘ	1.73	-	1.95	GPa
Módulo en volumen	ⓘ	4.61	-	6.19	GPa
Coefficiente de Poisson	ⓘ	0.34	-	0.36	
Límite elástico	ⓘ	60	-	70	MPa
Resistencia a tracción	ⓘ	45	-	50	MPa
Resistencia a compresión	ⓘ	65	-	75	MPa
Elongación	ⓘ	2	-	3	% strain
Resistencia a fatiga para 10 ⁷ ciclos	ⓘ	25	-	35	MPa
Tenacidad a fractura	ⓘ	1	-	1.5	MPa.m ^{0.5}
Coefficiente de pérdida mecánica (tan delta)	ⓘ	0.02	-	0.04	

Propiedades térmicas

Calor específico	ⓘ	0.2	-	0.4	J/kg.°C
Coefficiente de expansión térmica	ⓘ	50	-	70	μstrain/°C

Ilustración 49 Anexos 2 Datos de CF-PLA en GRANTA EduPack



TDS Rev 3.0

Technical Data Sheet: CarbonX™ CF-PLA 3D Printing Filament

Physical Properties	Standard	Unit	Typical Value
Density	ISO 1183	g/cc	1.29

Mechanical Properties	Standard	Unit	Typical Value
Tensile Strength, Break	ISO 527	MPa	48
Tensile Modulus	ISO 527	MPa	4950
Tensile Elongation, Break	ISO 527	%	2
Flexural Strength	ISO 178	MPa	89
Flexural Modulus	ISO 178	MPa	6320

Thermal Properties	Standard	Unit	Typical Value
Glass Transition Temperature (Tg)	DSC	°C	60
Deflection Temperature at 0.45 MPa (66psi)	ISO 75	°C	91

Electrical Property	Standard	Unit	Typical Value
Surface Resistance	ASTM D257	Ohm/sq	>10 ⁹

Printed Specimen Conditions
Printer: Open Source FDM/FFF
Nozzle: 0.4mm
Layer Height: 0.25mm
Infill: 100%, +/- 45°
Extrusion Temp: 215°C
Bed Temp: 23°C
Specimen Orientation: XY Flat

www.3dxtech.com

Disclaimer: The technical data contained on this data sheet is furnished without charge or obligation and accepted at the recipient's sole risk. This data should not be used to establish specifications limits or used alone as the basis of design. The data provided is not intended to substitute any testing that may be required to determine fitness for any specific use.

Ilustración 50 Anexos 2 Datos Filamento CF-PLA

Physical Properties	Metric	English
Density	1.22 g/cc	0.0441 lb/in ³
Moisture Absorption	0.180 % @Time 86400 sec	0.180 % @Time 24.0 hour
Filament Diameter	2770 - 3030 μm	2770 - 3030 μm
Melt Flow	15.9 g/10 min @Load 1.20 kg, Temperature 225 °C	15.9 g/10 min @Load 2.65 lb, Temperature 437 °F
Mechanical Properties	Metric	English
Hardness, Shore A	95	95
Hardness, Shore D	46	46
Tensile Strength at Break	39.0 MPa	5660 psi
Tensile Strength, Yield	8.60 MPa	1250 psi
Elongation at Break	580 %	580 %
Elongation at Yield	55 %	55 %
Tensile Modulus	0.0260 GPa	3.77 ksi
Flexural Strength	4.30 MPa	624 psi
Flexural Modulus	0.0787 GPa	11.4 ksi
Izod Impact, Notched (ISO)	34.4 kJ/m ²	16.4 ft-lb/in ²
Abrasion	0.060	0.060

Ilustración 51 Anexos 2 Datos TPU95

Electrical Properties	Metric	English
Volume Resistivity	1.00e+11 ohm-cm	1.00e+11 ohm-cm
Surface Resistance	2.00e+14 ohm	2.00e+14 ohm
Dielectric Constant	4.12	4.12
Dissipation Factor	0.058 @Frequency 1e+6 Hz	0.058 @Frequency 1e+6 Hz
Thermal Properties	Metric	English
CTE, linear	100 μm/m-°C	55.6 μin/in-°F
Melting Point	220 °C	428 °F
Deflection Temperature at 0.46 MPa (66 psi)	74.0 °C	165 °F
Deflection Temperature at 1.8 MPa (264 psi)	49.0 °C	120 °F
Glass Transition Temp, T _g	-24.0 °C	-11.2 °F
Flammability, UL94	HB	HB

Ilustración 52 Anexos 2 Datos TPU95