

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

Diseño de una caminadora para niños con discapacidad motriz en
extremidades inferiores

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

Ingenieros Mecánicos

Presentado por:

Ajila Loayza Isaac Paul

Cruz Bayas John Jairo

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2022

AGRADECIMIENTOS

Mi más sincero agradecimiento a todas las personas que me han apoyado a lo largo de mi carrera universitaria y en la realización de este proyecto, especialmente a mi padre Paúl Ajila que con su experiencia me asesoró para realizar un mejor trabajo. Por otra parte, un agradecimiento especial a Francis Loayza y a Luis Brito por ser un apoyo crítico y fundamental en este proyecto.

Isaac Paúl Ajila Loayza

AGRADECIMIENTOS

Mi más sincero agradecimiento con todas las personas que me han acompañado durante la realización de este proyecto destacando principalmente a mis padres por su apoyo durante la carrera, así como al PhD Francis Loayza y al PhD Ángel Ramírez por su constante apoyo en la realización de este proyecto.

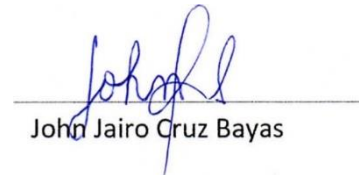
John Cruz.

DECLARACIÓN EXPRESA

"Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; Isaac Paul Ajila Loayza y John Jairo Cruz Bayas damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"



Isaac Paul Ajila Loayza



John Jairo Cruz Bayas

EVALUADORES

PhD. Ángel Diego Ramírez Mosquera

PROFESOR DE LA MATERIA

PhD. Francis Roderich Loayza Paredes

PROFESOR TUTOR

RESUMEN

En Ecuador, el mercado existente de equipos para personas con discapacidad se limita a satisfacer las necesidades básicas de movimiento sin promover la estimulación de extremidades desde temprana edad, aumentando las dificultades de movimiento de los pacientes. Ante esta situación surge la necesidad de diseñar y construir una caminadora cuyo uso sea práctico en terapias de rehabilitación. Para su realización se contó con la colaboración de un paciente con PCI de 12 años, planteando un modelo seguro, ergonómico y ajustable que acompañe al paciente durante su etapa de adolescencia y adultez. Se utilizaron métodos de cálculo analítico, complementándolo con análisis por elementos finitos para determinar esfuerzos, desplazamientos y factor de seguridad de los componentes. Los materiales principales utilizados para la fabricación fueron tubos de acero de geometría cuadrada y circular, al que se le incluyó el uso de manufactura aditiva a través de la impresión 3D de accesorios para realizar conexiones dentro de la caminadora. El producto final presentó una caminadora fiel a los objetivos planteados. Se obtuvo un mecanismo plegable y desarmable el cual supo combinar el uso de la manufactura clásica con elementos soldados y empernados junto con accesorios de manufactura aditiva permitiendo una carga de hasta 100 kg. A partir del diseño planteado en programas ingenieriles especializados, se consiguieron los planos de cada uno de los elementos, con el fin de replicarse para futuros casos. El costo final de la caminadora fijado en \$260 entra en competencia dentro del país como una alternativa ante los productos tradicionales haciendo altamente competente el diseño elaborado.

Palabras Clave: Bipedestador, manufactura aditiva, PCI, caminadora.

ABSTRACT

In Ecuador, the market for equipment for people with disabilities is limited to satisfying the basic needs of movement without promoting the stimulation of extremities from an early age, increasing the difficulties of movement for patients. Given this situation, the need to design and build a kid walker arises whose use is practical in rehabilitation therapies. For its realization, a 12 years old patient with PCI collaborated, also it was proposed a safe, ergonomic and adjustable model that accompanies the patient during his adolescence and adulthood. Analytical calculations methods were used, complementing it with finite element analysis to determine the stresses, displacement and safety factor of the components. The main materials used were steel tubes of square and circular geometry which included the use of additive manufacturing through 3D printing for accessories to make connections within the kid walker. The final product presented a kid walker faithful to the proposed objectives. A folding and disassembly mechanism was obtained in which it was combined the use of classic manufacturing with welded and bolted elements together with additive manufacturing accessories, allowing a load of up to 100 kg. Based on the design proposed on specialized engineering programs, the drawings of each of the elements were obtained in order to be replicated for future cases. The final cost of the kid walker set a \$260 enters competition within the country as an alternative to traditional products making the elaborate design highly competent.

Keywords: stander, additive manufacturing, PCI, kid walker.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	I
ABSTRACT.....	II
ÍNDICE GENERAL.....	III
ABREVIATURAS	VI
SIMBOLOGÍA.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	VIII
ÍNDICE DE TABLAS	XI
ÍNDICE DE PLANOS.....	XII
CAPÍTULO 1	13
1. INTRODUCCIÓN.....	13
1.1 Descripción del problema	13
1.2 Justificación del problema	13
1.3 Objetivos	14
1.3.1 Objetivo General.....	14
1.3.2 Objetivos Específicos.....	14
1.4 Marco teórico	14
1.4.1 Dispraxia.....	15
1.4.2 Miastenia Gravis	15
1.4.3 Distrofia muscular	15
1.4.4 Parálisis cerebral infantil	15
1.4.5 Bipedestación	16
1.4.6 Mecánica vectorial	16
1.4.7 Resistencia de materiales	18
1.4.8 Proceso de diseño	21
1.4.9 Análisis de elementos finitos.....	22

1.4.10	Manufactura aditiva	23
CAPÍTULO 2		25
2.	METODOLOGÍA.....	25
2.1	Paciente	25
2.2	Medidas antropométricas	27
2.3	Parametrización de las medidas antropométricas del paciente	29
2.4	Alternativas de solución	30
2.5	Matriz de decisión.	35
2.6	Diseño detallado	36
2.6.1	Base del sillín.....	38
2.6.2	Apoya brazos.....	38
2.6.3	Soporte vertical.....	39
2.6.4	Base horizontal	40
2.6.5	Ruedas	40
2.6.6	Soporte de pecho	41
2.6.7	Tapas protectoras.....	42
2.6.8	Apoyo sujetador de brazos	43
2.6.9	Enfoque de diseño.....	44
2.6.10	Análisis por elementos finitos.....	46
2.7	Construcción	47
CAPÍTULO 3		51
3.	RESULTADOS y ANÁLISIS	51
3.1	Estimación de estatura del paciente	51
3.2	Estimación de peso del paciente	51
3.3	Cálculo de medidas complementarias	52
3.4	Carga del sillín	52
3.5	Constante del resorte	53

3.6	Cálculo de fuerzas y momentos en Apoyabrazos	54
3.7	Cálculo de fuerzas y momentos en soporte vertical.....	55
3.8	Cálculo de fuerzas y momentos en base inferior	57
3.9	Esfuerzos en pernos pasadores	59
3.10	Resultados mediante análisis por elementos finitos	61
3.10.1	Condiciones de frontera y fuerzas externas	62
3.10.2	Resultado de simulaciones	65
3.10.3	Resultados globales del análisis	71
3.10.4	Especificaciones técnicas del dispositivo	73
3.11	Análisis de resultados	73
3.11.1	Análisis de diseño.....	73
3.11.2	Análisis de simulación.....	74
3.11.3	Análisis de construcción	75
3.12	Prototipo construido	77
3.13	Costos.....	78
3.13.1	Proyección de ventas.....	79
CAPÍTULO 4		81
4.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	81
4.1	Conclusiones.....	81
4.2	Recomendaciones.....	82
BIBLIOGRAFÍA		
APÉNDICES		

ABREVIATURAS

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
PCI	Parálisis cerebral infantil
CONADIS	Consejo nacional para la igualdad de discapacidades
ASTM	American Society for Testing and Materials
FEA	Finite Element Method
CAE	Computer-aided Engineering
CAD	Computer-aided Design
PLA	Ácido Poliláctico
OMS	Organización Mundial de la Salud
DCL	Diagrama de Cuerpo Libre

SIMBOLOGÍA

m	Metro
mm	Milímetro
mm/s	Milímetro por segundo
°C	Grado Celsius
Pa	Pascal
N	Newton
kg	Kilogramo
in	Pulgada
Mxab	Momento interno producido por traslado de fuerza en apoya brazo.
Myab	Momento interno producido por traslado de fuerza en apoya brazo
Mss	Momento interno producido por traslado de fuerza en soporte vertical
Mssb	Momento interno producido entre el soporte vertical y base inferior
Fa1y	Fuerza interna entre soporte vertical y base inferior
Fa1x	Fuerza interna entre soporte vertical y base inferior eje x
R1	Reacción de rueda 1.
R2	Reacción de rueda 2.
R3	Reacción de rueda 3.
R4	Reacción de rueda 4.
σ	Esfuerzo por deformación
τ	Esfuerzo cortante
F	Fuerza equivalente a masa final del paciente.
FR	Fuerza resultante entre F/3 y F
FR2	Fuerza resultante entre 2F y F/3

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Diagrama de cuerpo libre	18
Figura 1.2 Círculo de Mohr.....	20
Figura 1.3 Zona segura Von Mises.....	21
Figura 1.4 Proceso de diseño.....	22
Figura 2.1 Paciente PCI	26
Figura 2.2 Altura general del paciente	28
Figura 2.3 Medidas complementarias del paciente.....	28
Figura 2.4 Curva de tendencia de estatura en adolescentes	29
Figura 2.5. Curva de tendencia de peso en adolescentes	30
Figura 2.6. Alternativa 1 de diseño.	32
Figura 2.7. Alternativa 2 de diseño.	33
Figura 2.8 Alternativa 3 de diseño	34
Figura 2.9. Componentes del modelo vista explosión	37
Figura 2.10. Modelo con fuerzas externas.....	37
Figura 2.11. DCL de base del sillín.....	38
Figura 2.12. DCL con fuerzas externas en el sistema apoya brazos.	39
Figura 2.13. DCL con fuerzas externas e internas de soporte vertical.....	39
Figura 2.14. DCL de base inferior con fuerzas externas e internas.	40
Figura 2.15. Soporte articulado de pecho.....	42
Figura 2.16. Diseño de tapas protectoras de filos para tubos redondos y cuadrado.	42
Figura 2.17. Apoyo sujetador de brazos.....	43
Figura 2.18. Accesorio de placa y tubo para mayor rigidez	44
Figura 2.19. Grados de libertad por nodo	46
Figura 2.20. Propiedades mecánicas del acero JIS 3141 SPCC SD	48
Figura 2.21. Propiedades mecánicas del plástico PLA.....	48
Figura 3.1. Diagrama de fuerza cortante y momento flector de la estructura del sillín. .	53
Figura 3.2. Diagrama de fuerza cortante y momento flector del apoya brazos.	55
Figura 3.3. Diagrama de fuerza cortante y momento flector del soporte vertical.....	56
Figura 3.4. Diagrama de fuerza cortante y momento flector del conector soporte-base.	57
Figura 3.5. Diagrama de fuerza cortante y momento flector de la base inferior.	58

Figura 3.6 Convergencia de resultados para la selección del mallado en el análisis de elementos finitos	61
Figura 3.7. Visualización de las cargas aplicadas para el análisis de elementos finitos de la estructura	63
Figura 3.8. Visualización de las cargas aplicadas para el análisis de elementos finitos de la pechera	64
Figura 3.9. Visualización de las cargas aplicadas para el análisis de elementos finitos del sujetador de manos.....	64
Figura 3.10. Resultados Análisis de Elementos Finitos para base inferior. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad.....	65
Figura 3.11. Resultados Análisis de Elementos Finitos para orejas. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad	66
Figura 3.12. Resultados Análisis de Elementos Finitos para la columna. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad	66
Figura 3.13. Resultados Análisis de Elementos Finitos para el regulador de altura y brazos. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad	67
Figura 3.14. Resultados Análisis de Elementos Finitos para el soporte del sillín. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad	68
Figura 3.15. Resultados Análisis de Elementos Finitos para pernos. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad	68
Figura 3.16. Resultados Análisis de Elementos Finitos para pasador regulador de altura del sillín. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad (c)	69
Figura 3.17. Resultados Análisis de Elementos Finitos para pasador regulador de altura brazos. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad	69
Figura 3.18. Resultados Análisis de Elementos Finitos para sujetador de manos. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad	70
Figura 3.19. Resultados Análisis de Elementos Finitos para pechera. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad	70
Figura 3.20. (a) Dispositivo la altura estándar del paciente. (b) Dispositivo plegado	73
Figura 3.21. Prototipo construido.....	77
Figura 3.22. Punto de equilibrio basado en unidades vendidas.....	80
Figura 4.1. Curva de crecimiento infantil.	86
Figura 4.2. Curva de Índice de masa corporal para niños	86

Figura 4.3. Ficha técnica Velcro	87
Figura 4.4. Fotos del proceso de construcción.	88
Figura 4.5. Diagrama de flujo para el proceso de diseño y construcción de la caminadora	99
Figura 4.6. Referencia proporcional del peso de las partes del cuerpo	100

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Medidas antropométricas del paciente	27
Tabla 2.2. Aspectos generales de diseño.....	35
Tabla 2.3. Matriz de decisión Método de Pugh.....	36
Tabla 2.4. Parámetros de impresión.....	50
Tabla 3.1. Medidas complementarias del paciente	52
Tabla 3.2. Cargas aplicadas para el análisis de elementos finitos de la estructura.....	62
Tabla 3.3. Cargas utilizadas para el análisis de elementos finitos para elementos impresos	63
Tabla 3.4. Factor de seguridad global	71
Tabla 3.5. Esfuerzo global.....	71
Tabla 3.6. Desplazamiento global	71
Tabla 3.7. Fuerza de reacción global	72
Tabla 3.8. Deformación global.....	72
Tabla 3.9. Presión de contacto global	72
Tabla 3.10. Fuerza de contacto global	72
Tabla 3.11. Especificaciones técnicas del dispositivo.....	73
Tabla 3.12. Costo de materiales.....	78
Tabla 3.13 Costos de mano de obra	78
Tabla 3.14 Costos totales	79
Tabla 3.15. Proyecciones de venta	79
Tabla 3.16 Utilidades por unidades vendidas	80

ÍNDICE DE PLANOS

Plano 1. Base inferior	89
Plano 2. Oreja	90
Plano 3. Soporte vertical	91
Plano 4. Soporte del asiento	92
Plano 5. Regulador respaldar	93
Plano 6. Respaldar de pechera	94
Plano 7. Cierre para pechera	95
Plano 8. Sujetador de mano	97
Plano 9. Vistas caminadora para niños	98

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Descripción del problema

De acuerdo con el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades en Ecuador existen aproximadamente 18496 niños menores de 18 años que presentan algún tipo de discapacidad física [1]. En etapas de desarrollo del niño, es muy importante la rehabilitación física para promover plasticidad neuronal y mejorar sus aptitudes física, y de esta forma disminuir la dependencia del paciente. Adicionalmente, las discapacidades son diferentes en cada paciente, lo que implica la implementación de dispositivos personalizados para cada uno de ellos. En este contexto los dispositivos mecánicos de asistencia para la bipedestación y caminata de estos pacientes provienen principalmente del exterior, esto hace que los precios a los que se adquieren dentro del país se eleven de manera significativa haciendo que no sea viable adquirirlos, lo que conlleva en limitar aún más el movimiento del infante, restringiéndolo a equipos económicos que no estimulan su desarrollo. Por lo tanto, se propone el diseño de un dispositivo económico y práctico que facilite tanto la bipedestación como la caminata a los pacientes con movilidad reducida.

1.2 Justificación del problema

Es de vital importancia que los niños en su etapa de crecimiento desarrollen perfectamente sus habilidades motrices. Por situaciones infortunadas existe un grupo de niños que presentan algún tipo de discapacidad física en sus extremidades inferiores que no cuentan con el capital necesario para adquirir un caminador o exoesqueleto que se encuentran en el mercado, por lo que el dispositivo planteado representa una gran ayuda para promover su plasticidad neuronal y mejorar sus aptitudes físicas mediante rehabilitación con ayuda del mecanismo diseñado. Como parte del desarrollo e innovación tecnológico, el diseño que se propone en este trabajo consiste en elementos manufacturados mediante impresión 3D para promover y brindar soluciones eficientes con la incursión de la manufactura aditiva en el mercado local. Como parte activa de la sociedad, existe el deber de utilizar

los conocimientos ingenieriles adquiridos durante la formación académica en pro del avance de la sociedad, el brindar alternativas de diseño a un menor costo, pero manteniendo los estándares de seguridad y confort vuelven al proyecto un desafío en el que se transforma una dificultad de movimiento en una mejor calidad de vida y disminución de la dependencia por parte del paciente.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Diseñar y construir una caminadora pasiva mediante la aplicación de normas, principios mecánicos y manufactura aditiva para la rehabilitación motriz de niños con movilidad reducida.

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Diseñar alternativas de solución que cumplan con las necesidades del paciente.
2. Realizar el diseño detallado del dispositivo caminador seleccionado, considerando el diseño estructural y mecanismo de plegado.
3. Realizar un análisis de costo de la caminadora basado en materiales, mano de obra y fabricación referente al mercado nacional.

1.4 Marco teórico

Parálisis cerebral es el nombre más comúnmente utilizado para designar un grupo de condiciones caracterizadas por la disfunción motora a causa de un daño cerebral no progresivo acaecido en una fase temprana de la vida. Se podría considerar la parálisis cerebral como una serie de disfunciones que van desde la severa o profunda disfunción motriz, del equilibrio, la postura y disminución de la capacidad de aprendizaje, producto del desarrollo anormal del cerebro [2]. La situación en la que se encuentran los músculos y las articulaciones en las parálisis cerebrales se debe a la ausencia de coordinación en las órdenes que provienen del cerebro. En otras palabras, los mecanismos neurológicos de la postura, del equilibrio y del movimiento están desorganizados, derivando en una disfunción motora. Por lo tanto, los músculos que actúan para mantener la postura el

equilibrio y el movimiento acaban faltos de coordinación, débiles o tensos. En este sentido, cabe puntualizar que, mediante terapias, se deberá orientar el tratamiento hacia los mecanismos neurológicos del sistema nervioso central que activan y controlan las funciones motoras de los músculos [2].

Adicionalmente existen otras enfermedades, trastornos y síndromes que producen disfunción motora en niños. Entre ellas están:

1.4.1 Dispraxia

También conocida como trastorno de desarrollo de la coordinación (DCD), un tipo de trastorno psicomotriz que afecta a las habilidades motoras y genera dificultades de movimiento y coordinación muscular. Afecta entre el 5-6% de los niños. Los afectados no pueden realizar actividades sencillas como caminar, subir escaleras, vestirse, escribir, entre otros [3].

1.4.2 Miastenia Gravis

La miastenia gravis es una enfermedad autoinmune que se caracteriza por la presencia de debilidad muscular fluctuante y fatiga de distintos grupos musculares. La miastenia gravis afecta a individuos de todas las edades, la miastenia gravis neonatal afecta un 15% de los niños de madres miasténicas [4].

1.4.3 Distrofia muscular

Presencia de retraso en el desarrollo psicomotor, se caracteriza por retardo en el sostén cefálico, para gatear, para ponerse de pie y en la deambulación misma. Dificultad para ponerse de pie, con problemas para ascender escaleras, ponerse en una sola pierna, brincar y torpeza en la carrera. El trastorno tiene un inicio aproximado entre los 3 y los 6 años [5].

1.4.4 Parálisis cerebral infantil

La Parálisis Cerebral Infantil (PCI) o encefalopatía elástica son una serie de trastornos del control motor que producen anormalidades de la postura,

tono muscular y coordinación motora, debido a una lesión congénita que afecta al cerebro inmaduro y de naturaleza no progresiva, persistente (pero no invariable), estática (no evolutiva) con tendencia, en los casos leves y transitorios, a mejorar, o permanecer toda la vida [6]. Los pacientes que padecen de este trastorno suelen sufrir de crisis convulsivas.

1.4.5 Bipedestación

La posición bípeda forma parte de la herencia humana y proporciona una sensación de bienestar, energía y vigilancia. Este estado de bipedestación es muy importante para un niño con parálisis cerebral infantil porque: previene el desarrollo de contracturas de los miembros inferiores y el dolor que de ellas se deriva, reduce notablemente la espasticidad, produce beneficios sobre el sistema circulatorio evitando la formación de edemas, previniendo y mejorando la formación y curación de las úlceras por presión, y tiene efecto sobre la densidad de los huesos porque favorece un crecimiento normal del esqueleto previniendo a la par la osteoporosis y las consiguientes fracturas que pueden ocasionarse consecuentemente [7].

El desarrollo de la capacidad de levantarse no solo es esencial para la marcha sino también para la conducta independiente en otras actividades del ser humano. No obstante, el hecho de levantarse requiere la capacidad de extender las articulaciones de los miembros inferiores sobre una base de soporte fija que son los pies [7].

Se mencionan y se describen los principios mecánicos que se forman parte de este proyecto.

1.4.6 Mecánica vectorial

Etimológicamente, mecánica es la ciencia que estudia la respuesta de un cuerpo tras la interacción con fuerzas externas, y busca predecir su estado de reposo o movimiento en el tiempo. Se divide en mecánica de cuerpos rígidos, mecánica de cuerpos deformables y mecánica de fluidos. El interés recae sobre la mecánica de cuerpos rígidos; en base a los conceptos de

estática y dinámica, que se encargan de predecir el comportamiento de los cuerpos en reposo y movimiento, respectivamente, tras interactuar con fuerzas externas [8]. Se requiere del uso de herramientas matemáticas y leyes de la física para modelar problemas complejos en situaciones reales. Para ello, se define que un vector es una expresión matemática que posee una magnitud y dirección; por ejemplo, desplazamiento, fuerza, velocidad, entre otros [8]. Además, la solución de los problemas recae en plantear adecuadamente las 3 leyes de Newton. Se describe la primera ley de Newton como la ley de la inercia; la cual enuncia que un objeto mantendrá su estado de reposo o movimiento a menos que interactúe con una fuerza neta desbalanceada [9]. La segunda ley dice que la aceleración de un objeto depende netamente de la masa del objeto y la fuerza que se le aplica

$$F = m \times a \quad (1.1)$$

Donde

F: Fuerza

m: masa

a: aceleración

La tercera ley de Newton enuncia que cada vez que un objeto A ejerce una fuerza sobre un objeto B, el segundo ejerce una fuerza igual y opuesta sobre el primero. Esta ley es más conocida como la ley de acción – reacción. [9]

Por otra parte, se utilizan varios métodos para determinar y simplificar las fuerzas que actúan sobre un cuerpo. El más importante es el diagrama de cuerpo libre. Mediante este diagrama, se busca determinar y analizar todas las fuerzas externas que interactúan sobre el cuerpo, con gran énfasis en la dirección y posición de las fuerzas.

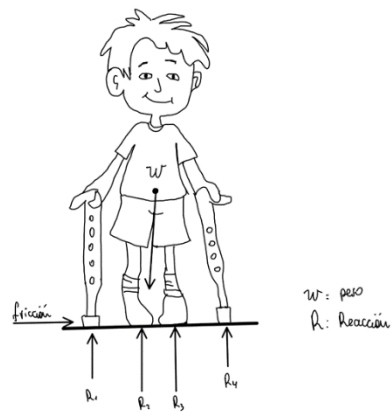


Figura 1.1 Diagrama de cuerpo libre

1.4.7 Resistencia de materiales

Se requiere conocer las propiedades de los materiales para realizar la correcta selección a los elementos que se diseñan. Para ello, existen varias pruebas que se realizan con el fin de cuantificar la resistencia de los materiales; entre ellas destaca el ensayo de tensión, compresión, flexión, torsión y resistencia al impacto [10]. Se define que el esfuerzo es la carga por unidad de área, y expresa de la forma:

$$\sigma = \frac{P}{A_0} \quad (1.2)$$

Donde P es la carga aplicada y A_0 el área transversal original.

La deformación es el cambio de longitud por unidad de longitud y se obtiene mediante la siguiente fórmula:

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} \quad (1.3)$$

Donde l_0 es la longitud inicial y l la longitud calibrada.

Con la información básica, se define el módulo de elasticidad como la relación entre el esfuerzo y la deformación según la ley de Hooke.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1.4)$$

En la gráfica se obtiene las propiedades mecánicas correspondientes a cada material de ensayo, como lo es el módulo de Young, que es la pendiente de la curva en la zona elástica de la gráfica, el límite elástico que es el esfuerzo máximo al que se puede someter al material y no sufra deformaciones permanentes, la resistencia a la fluencia que es un punto ligeramente superior al límite elástico en el cual el material cede en deformación con los esfuerzos, y la resistencia última a la tensión, el cual es el mayor esfuerzo que el material resistirá antes de llegar a la fractura [10].

Utilizando como base los principios físicos previamente detallados; a continuación, se describen las teorías y fórmulas para desarrollar un adecuado diseño siguiendo la teoría de falla estática [11].

- **Esfuerzo y deflexión por flexión:**

$$\sigma = \frac{My}{I} \quad (1.5)$$

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{M}{EI} \quad (1.6)$$

Donde M es el momento de fuerza, y la distancia de análisis respecto al eje neutro del elemento, E es el módulo de elasticidad, I es la inercia del elemento [11].

- **Esfuerzo y deflexión por torsión:**

$$\tau = \frac{Tr}{J} \quad (1.7)$$

$$\theta = \frac{Tl}{JG} \quad (1.8)$$

Donde T es el par torsor, r la distancia de análisis respecto al eje neutro, l la longitud, J es el momento de inercia polar del elemento, G es el módulo de rigidez [11].

- **Círculo de Mohr**

En un elemento real, siempre se tendrán esfuerzos axiales, de flexión y torsión actuando a la vez. Debido a esto, se analizan la acción de esfuerzos combinados mediante el círculo de Mohr [11].

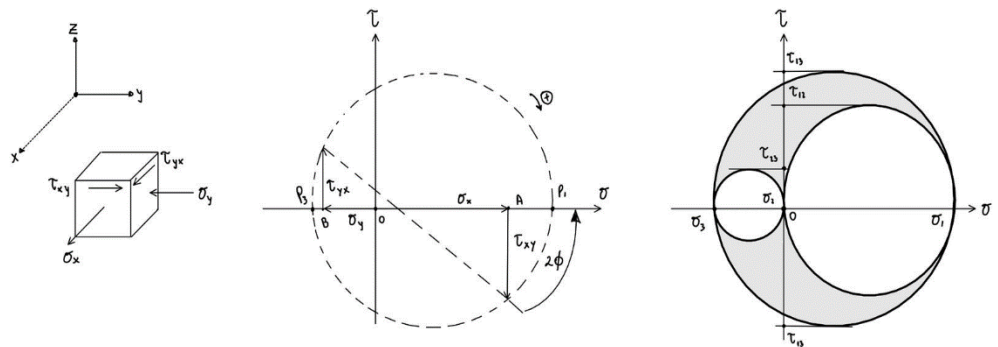


Figura 1.2 Círculo de Mohr

- **Teoría de Von Mises**

Ayuda a determinar los esfuerzos máximos combinados, y compara la energía de la distorsión por unidad de volumen en el elemento de análisis con la energía de distorsión por unidad de volumen en un elemento de ensayo, obteniendo así una gráfica donde se define la región segura del elemento cuando trabaja bajo carga estática [11].

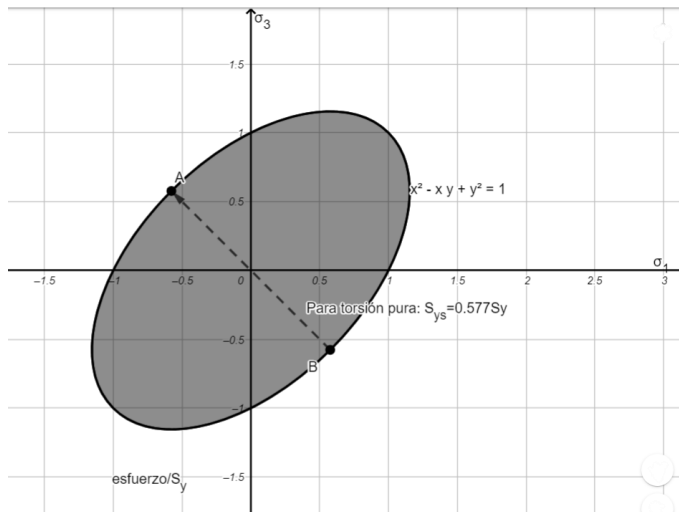


Figura 1.3 Zona segura Von Mises

El esfuerzo de Von Mises se calcula de la siguiente forma:

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)}{2}} \quad (1.9)$$

Y el factor de seguridad:

$$\sigma' = \frac{S_y}{\eta} \quad (1.10)$$

1.4.8 Proceso de diseño

Cada vez que se requiera diseñar un producto, se debe tener un enfoque organizado para la toma de decisiones. De esta manera, se busca obtener un producto útil que satisfaga las necesidades del cliente [12]. Como parte de la organización del proceso de diseño, se deben seguir los siguientes pasos:

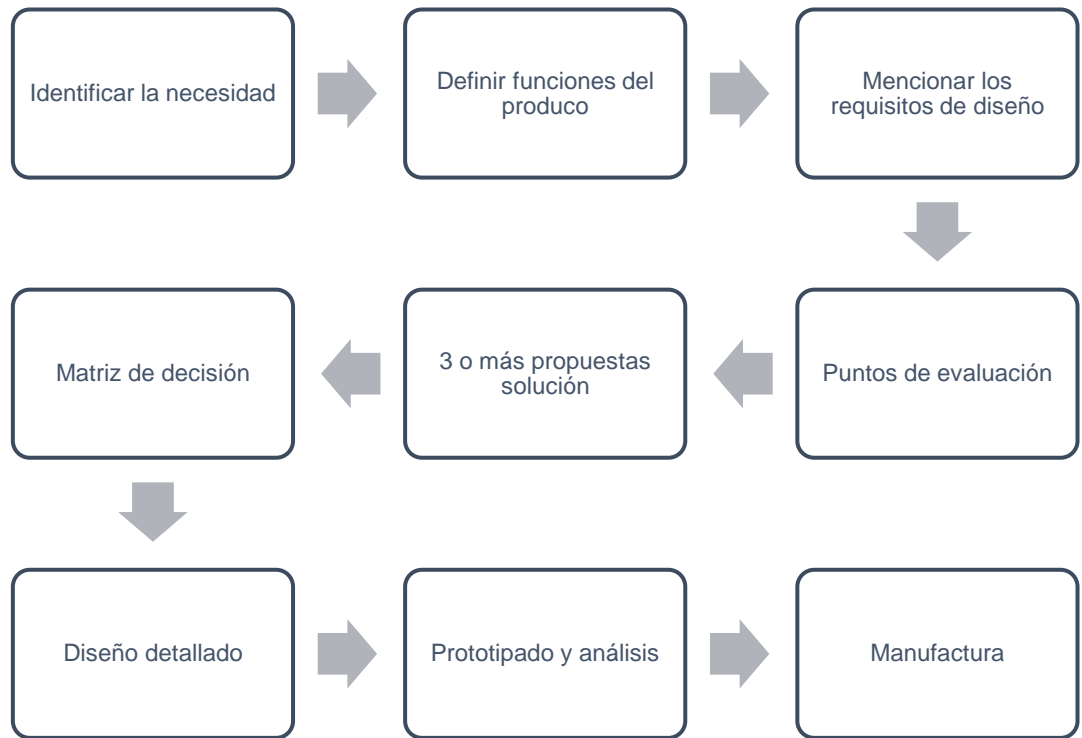


Figura 1.4 Proceso de diseño

1.4.9 Análisis de elementos finitos

El análisis de elementos finitos (FEA) es parte del grupo CAE (Computer-aided engineering) que en su mayoría se incluyen en los paquetes CAD (Computer-aided design), el cual es utilizado para diseñar productos complejos bajo condiciones de trabajo establecidas. El método es de gran ayuda ya que permite realizar un análisis generalizado del producto que se desea diseñar, ya que por el método analítico existen demasiadas limitaciones que no permiten modelar adecuadamente el problema [13].

La matemática detrás de este método es muy compleja, debido a esto, se requiere el uso de computadoras que pueda realizar y procesar adecuadamente las operaciones. El método consiste en discretizar el

cuerpo que se tiene; es decir, dividir el sólido en diminutos elementos y determinar las variables de interés para cada uno de dichos elementos y así tener un resultado global tras las iteraciones realizadas. La fórmula utilizada es:

$$[F] = [K][U] \quad (1.11)$$

F: Fuerza

K: Matriz de rigidez

U: Desplazamiento

La forma de dividir los elementos se selecciona en función de los requerimientos y la complejidad del diseño. Para casos de estudio como simulaciones de carga estática o por fatiga, se seleccionan elementos lineales 1-D o 2-D [14].

1.4.10 Manufactura aditiva

La manufactura aditiva es el proceso de crear objetos tridimensionales depositando una capa a la vez. En contraste, es lo contrario a la manufactura sustractiva. La manufactura aditiva también es comúnmente conocido también como impresión 3D. Una de las ventajas es que es aplicable para todo tipo de material, ya sean polímeros, metales, cerámicos, espumas, resina e incluso biomateriales [15].

El proceso para realizar un producto aplicando la manufactura aditiva es relativamente sencillo. En primer lugar, se debe tener un modelo o diseño en un programa CAD. Posteriormente, otro programa transforma el modelo tridimensional en código G, que es el lenguaje que utilizan las impresoras 3D, procesando las características del modelo para una adecuada y correcta deposición de las capas. Este proceso de impresión puede ser realizado de varias maneras, las cuales pueden tomar desde unas cuantas horas a varios días, dependiendo del tamaño del objeto. El método más común es mediante una boquilla para inyectar las capas hasta que el producto final está completo. Otro método es utilizando el material en polvo, lo que comúnmente se conoce como pulvimetalurgia, en el que se llena un

recipiente del polvo y luego se lo calienta hasta el punto de fusión del material; de esta manera, el material se derrite y se lo deposita en función del tipo de objeto que se desea construir. Por lo general, este tipo de procesos se realizan con láser o un haz de electrones concentrados.

Las ventajas de la manufactura aditiva es que es rápida y eficaz en comparación a otros métodos de manufactura, permite diseñar un modelo con más de dos materiales distintos, y las más importantes son que permite crear piezas complejas y se tiene una buena relación costo-producción para lotes pequeños de productos. Por otra parte, las desventajas de este método de manufactura es que los equipos y herramientas pueden llegar a ser costosos, además de que en ciertos casos la construcción de una pieza puede demorar más tiempo que si se realizara otro tipo de manufactura [15].

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA

En este capítulo se detalló el marco metodológico del proceso de diseño y la implementación de la caminadora. La implementación del mecanismo se basó en un diseño personalizado en función de la condición del paciente diagnosticado con Parálisis Cerebral Infantil (PCI). Posteriormente, se presentaron tres conceptos de diseño de forma; y mediante una matriz de decisión, se seleccionó la alternativa que mejor se adecuó a los requerimientos del paciente. Con la solución previamente establecida, se realizó el diseño detallado de los mecanismos y sus componentes. Para ello, se analizaron los esfuerzos mediante elementos finitos para identificar los componentes críticos y seleccionar adecuadamente la forma de manufactura, construcción y ensamble final de la caminadora.

2.1 Paciente

Para este proyecto se presentó un niño de sexo masculino de 12 años y 7 meses de edad a la fecha de la primera visita, diagnosticado con PCI. Nació prematuramente por complicaciones en el embarazo de la madre, lo cual ocasionó problemas en el desarrollo, generando PCI desde su nacimiento. El diagnóstico específico fue parálisis cerebral espástica cuadripléjica y tetrapléjica G800. Entre las características del paciente, se tiene que no presenta desde hace 6 años crisis convulsivas, poco conectado con su entorno; sufre de espasticidad en sus miembros inferiores por lo que ha sido necesario inyectarle toxinas botulínicas a nivel muscular para reducir su espasticidad, sin embargo, posterior a la pandemia no ha continuado con este tratamiento.



Figura 2.1 Paciente PCI

Cuenta con dificultad de movimiento en las extremidades inferiores. Debido a esto, el paciente posee desviaciones en sus pies, lo que provoca un cruce entre ellos al momento de caminar. Adicionalmente, el paciente tiene la motivación de caminar con la ayuda de sus cuidadores, ya que capta órdenes y mueve sus pies si cuenta con el correcto apoyo mecánico para mantenerse erguido. Sin embargo, hasta la fecha el paciente no contaba con dispositivos de ayuda mecánica que le permitan ejercitarse diariamente para así mejorar su movilidad.

Al momento de la elaboración de este documento, su domicilio se encuentra en el Batallón del Suburbio localizado en la ciudad de Guayaquil. La mamá del paciente es su representante legal la cual firmó un consentimiento informado que nos permitió trabajar con él y realizar las medidas antropométricas necesarias para el inicio de las alternativas de diseño de la caminadora.

Para el inicio del diseño de la caminadora los principales factores a tomar en cuenta fueron las medidas antropométricas, así como la parametrización de medidas tales como la altura y el peso con el fin de que el diseño sea ajustable a través del tiempo permitiendo al usuario utilizarlo durante sus años de adolescencia.

2.2 Medidas antropométricas

Las medidas antropométricas del paciente se presentan dentro de la siguiente tabla

Tabla 2.1. Medidas antropométricas del paciente

Criterio	Resultado
Sexo	Masculino
Edad	12 años
Altura	1.42 m
Peso	31 kg

A partir de estas medidas se establecieron los parámetros iniciales a tomar en cuenta para el diseño como lo es la altura y el peso, factores indispensables para analizar las cargas a la que estará sometido la caminadora, junto con estas medidas iniciales se complementan medidas que brindan las dimensiones generales que tuvieron las alternativas de diseño.

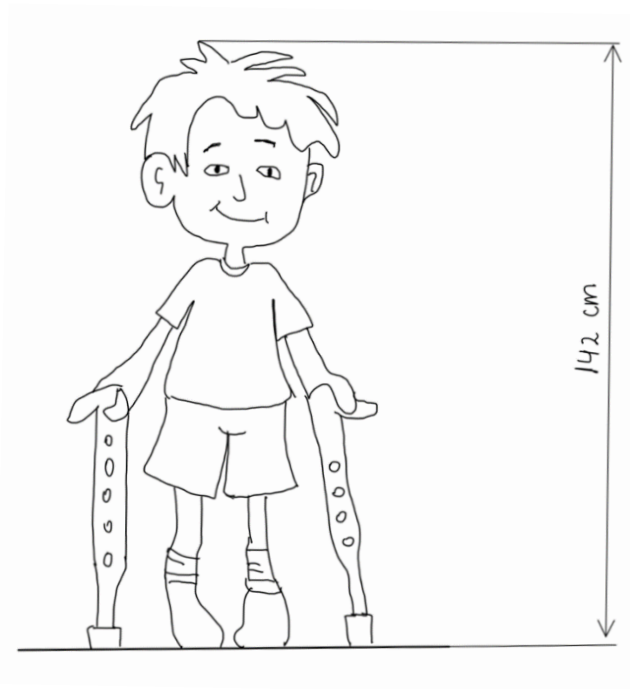


Figura 2.2 Altura general del paciente

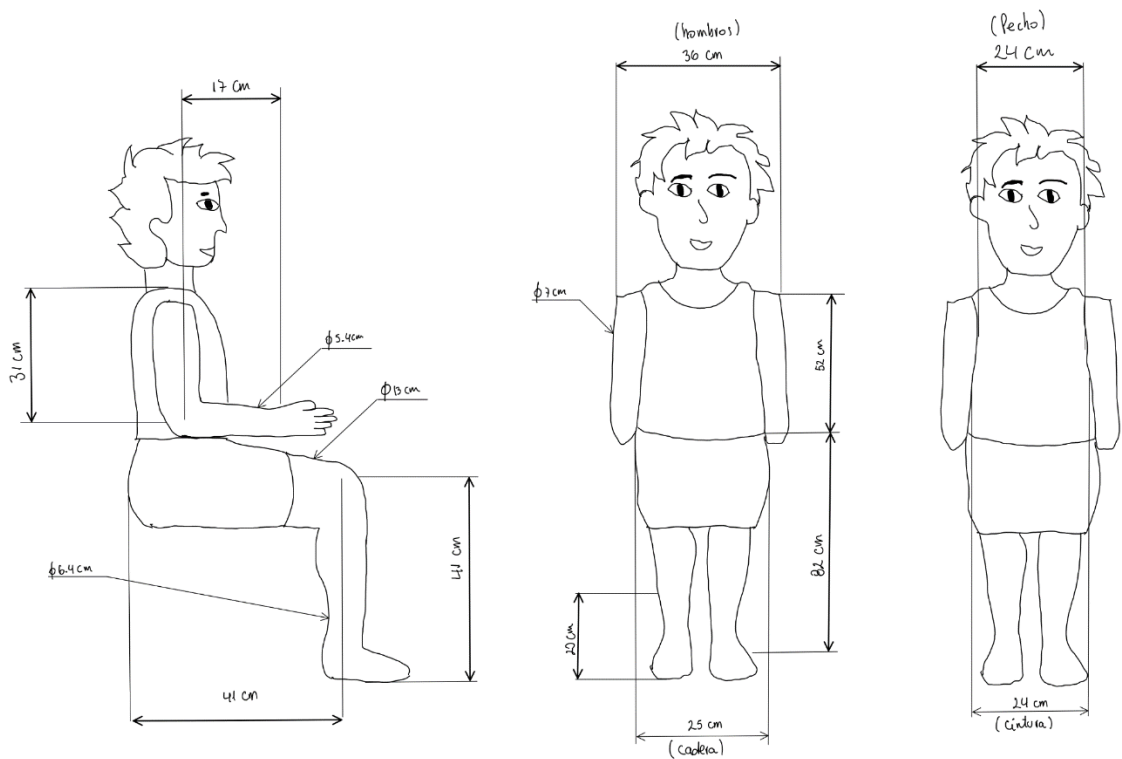


Figura 2.3 Medidas complementarias del paciente

2.3 Parametrización de las medidas antropométricas del paciente

Una de las consideraciones más importantes del diseño fue que el dispositivo pueda ser ajustable en dimensiones conforme el crecimiento del paciente. Debido a esto, fue necesario estimar las medidas antropométricas del paciente en función de la edad.

La Organización mundial de la salud (OMS) ha estimado las curvas de crecimiento en niños de 5-19 años, lo cual sirvió como referencia para una proyección de la estatura y peso del paciente, por lo que se utilizaron estos datos para la elaboración de la curva y pueda servir como guía para predecir la altura y peso que se espera alcanzar por parte del paciente, con el fin de hacer el diseño funcional y adaptable durante los siguientes años de su desarrollo. No obstante, estas curvas permitieron únicamente proyectar la altura y peso mas no todas las medidas antropométricas del paciente. Por consiguiente, se asumió que el crecimiento de las demás partes del cuerpo tales como longitud de brazos, de piernas, distancia entre hombros, entre otros; crecen de manera proporcional a la altura.

Se estableció un tiempo funcional de uso de la caminadora, el cual se encuentra entre los 12 y los 18 años, dando como resultado una ecuación que permitió modelar la estatura aproximada en el rango de edad.

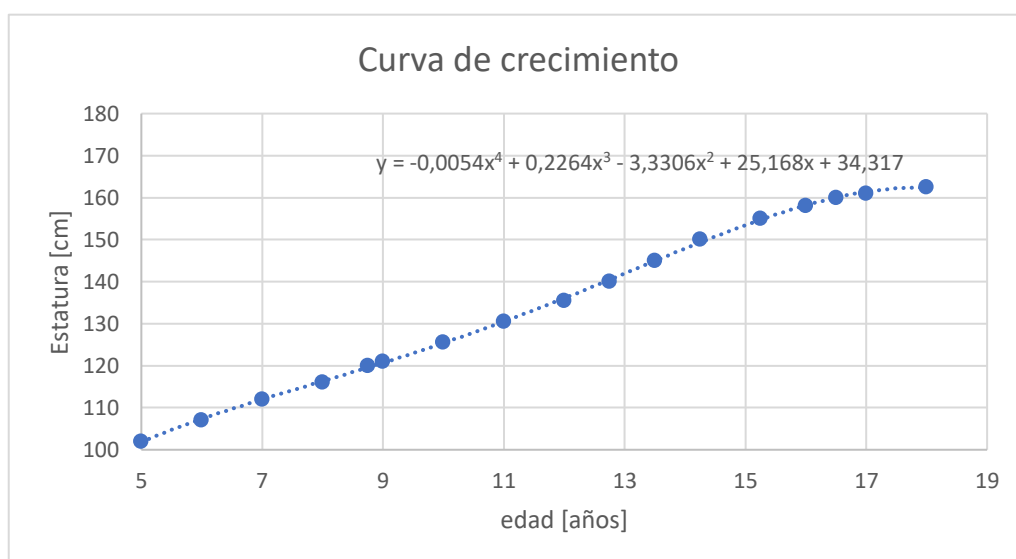


Figura 2.4 Curva de tendencia de estatura en adolescentes

$$h = -0.0054x^4 + 0.2264x^3 - 3.3306x^2 + 25.168x + 34.317 \quad (2.1)$$

Donde h es la altura en centímetros y x es la edad medida en años.

El peso se estimó de la misma manera con las curvas del Índice de Masa Corporal, obteniendo una curva de crecimiento con su respectiva ecuación.



Figura 2.5. Curva de tendencia de peso en adolescentes

$$w = -0.0047x^4 + 0.2019x^3 - 2.9387x^2 + 19.4x - 31.594 \quad (2.2)$$

Donde w es el peso medido en kg y x es la edad medida en años.

2.4 Alternativas de solución

Las alternativas de diseño planteadas satisficieron las necesidades del paciente los cuales se centran en aumentar la fuerza muscular e incentivar el movimiento de extremidades a través de la bipedestación, debido a sus limitaciones todas las alternativas cuentan con un sistema de soporte y agarre en diferentes zonas como el pecho o la cadera, siendo el soporte lumbar indispensable para evitar lesiones o molestias al momento de utilizar la caminadora, de igual manera es necesario un mecanismo que ayude a separar las piernas con el fin de evitar cruces que dificulten en un mayor grado la caminata del usuario.

Se tomó como referencia principal la norma ASTM F977 – Standard Consumer Safety Specifications for Infant Walkers para los diseños planteados de alternativas solución [16].

Adicionalmente las alternativas se trabajaron de acuerdo con los resultados de aprendizaje del programa de Ingeniería Mecánica, el aspecto principal a considerar fue la seguridad debido a que no es recomendable plantear un diseño si las alternativas no cumplen con los requerimientos mínimos de seguridad, entre los cuales se analizó la funcionabilidad correcta de los elementos, para evitar el daño del usuario de manera directa o indirecta debido al diseño.

Entre los aspectos generales que comparten las 3 alternativas presentadas se tienen.

- **Salud pública**

Las alternativas planteadas fueron ergonómicas con el fin de no causar daños a largo plazo a la salud, asimismo no deben presentar zonas donde puedan agruparse bacterias que atenten a la salud del usuario.

- **Bienestar**

Se evalúa el impacto del dispositivo en las terapias y rehabilitación del paciente sobre las mejoras en la caminata y bipedestación.

- **Ambientales**

Se seleccionaron materiales que no generen un gran impacto ambiental durante su producción y manufactura como lo son el acero y PLA reciclado.

- **Seguridad**

Las alternativas cubren los aspectos de seguridad del paciente, evitando exponerlo ante situaciones de peligro dentro de la caminadora.

- **Globales**

Los materiales planteados cuentan con fácil acceso dentro del mercado nacional, cumpliendo los estándares de construcción.

Las alternativas solución comparten características en común que son esenciales para satisfacer las necesidades del cliente.

- **Soporte lumbar**

Accesorio que permite al usuario mantener la espalda erguida mientras realiza la caminata.

- **Regulador de altura**

Permite utilizar la caminadora durante varios años proyectándose a alturas aproximadas de acuerdo con tendencias de crecimiento en adolescentes.

- **Sillín**

Montura acolchonada con resortes para evitar una posición vertical constante brindando descanso al usuario durante la caminata.

- **Soporte para brazos**

Evita que los brazos se encuentren levitando durante la caminata dándoles un lugar de apoyo y descanso.

Alternativa 1

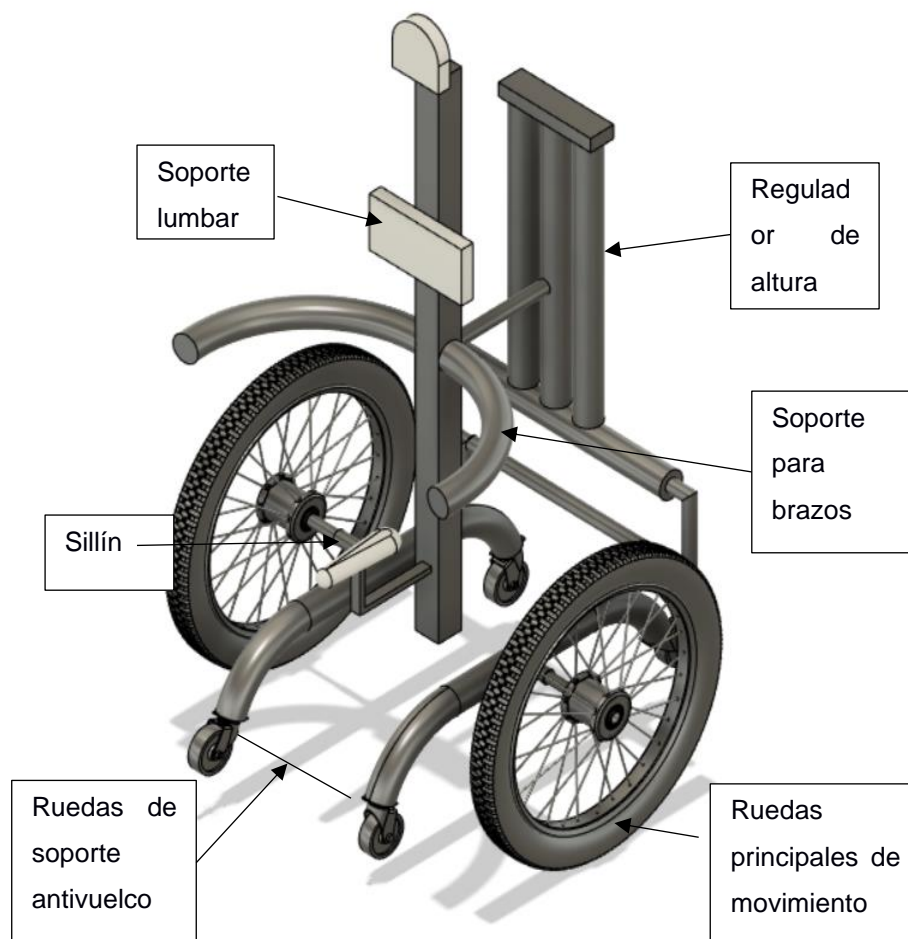


Figura 2.6. Alternativa 1 de diseño.

Características

Elementos

- Ruedas de soporte antivuelco: Permiten el equilibrio hacia adelante y hacia atrás evitando un posible vuelco.
- Ruedas principales de movimiento: Ruedas de mayor tamaño con textura gruesa para soportar distintos tipos de suelo permitiendo que se impulse el paciente.

Ventajas

- Estabilidad por las ruedas grandes y las pequeñas
- Permite interacción con el entorno del paciente

Desventajas

- A pesar de que se seleccionen materiales ligeros, puede llegar a ser pesado.
- Por el mecanismo complejo de regular la altura, puede tener un costo elevado
- Puede limitar la movilidad en espacios estrechos.

Alternativa 2

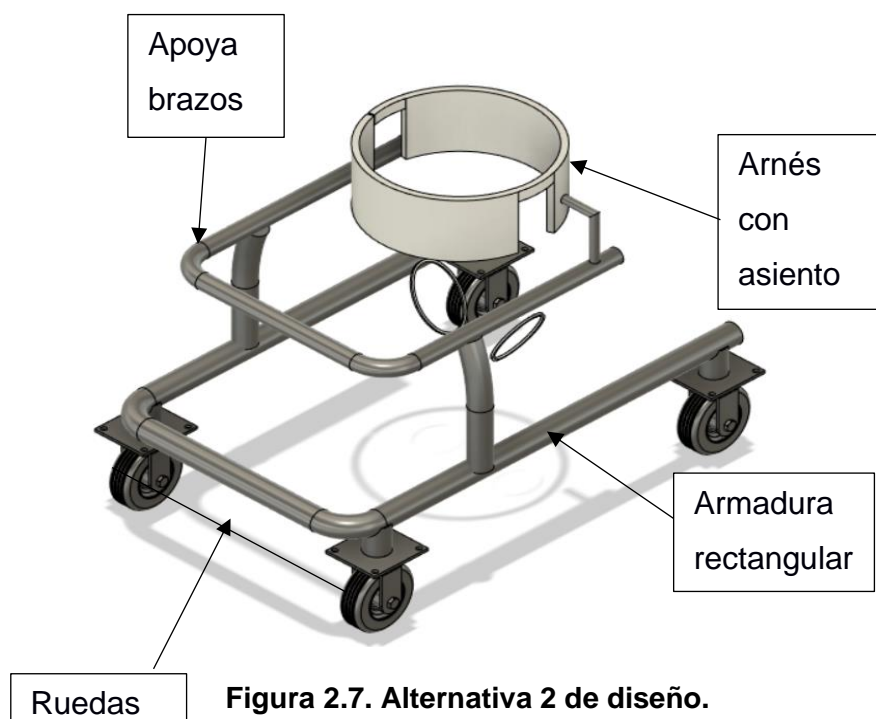


Figura 2.7. Alternativa 2 de diseño.

Características

Elementos:

- Arnés: Accesorio que permite fijar al usuario para evitar caídas o deslizamientos hacia los lados.
- Ruedas: 4 ruedas de menor tamaño que aumentan la estabilidad de la caminadora asegurando un mecanismo anti-vuelco.

Ventajas

- Sujetador de piernas para que realizar una mejor caminata.
- Por sus características, puede ser ligero.

Desventajas

- Diseño simple, poco agarre en zona media.
- No permite una interacción directa del paciente con el entorno.

Alternativa 3

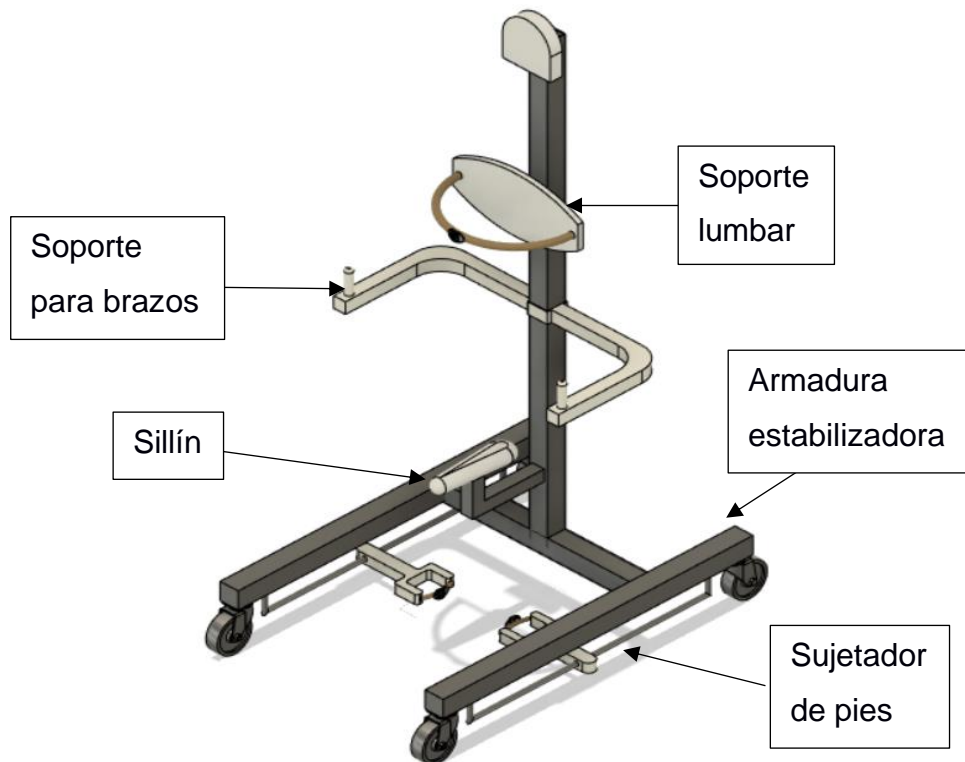


Figura 2.8 Alternativa 3 de diseño

Características

Elementos

- Sujetador de pies: Evita que el paciente cruce los pies al momento de realizar la caminata.
- Armadura estabilizadora: Da estabilidad y soporte al paciente, evitando volcamientos.

Ventajas

- Mecanismo compuesto de accesorios desarmables

Desventajas

- Los accesorios desarmables demandan un mayor cuidado al momento de realizar el ensamble.

Las alternativas de diseño planteadas no engloban todos los aspectos considerables

Tabla 2.2. Aspectos generales de diseño

Aspectos	Relación
Aspectos culturales	Las alternativas de diseño no tienen relación con aspectos culturales de ninguna índole.
Aspectos sociales	Los comportamientos sociales no tienen relación con las alternativas de diseño.

2.5 Matriz de decisión.

Para seleccionar la alternativa de diseño se utilizó la matriz de decisión por el método de Pugh [16] con el cual se seleccionaron diferentes criterios generales que permitieron compararlos entre las alternativas con el fin de obtener la que mejor se adapte al usuario.

Tabla 2.3. Matriz de decisión Método de Pugh

	ALTERNATIVA DE DISEÑO			
		Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
CRITERIOS	Peso del equipo	-1	0	1
	Facilidad de transporte	-1	0	1
	Dimensiones ajustables	1	0	1
	Seguridad	0	1	1
	Accesibilidad	-1	1	1
	Confort	0	1	-1
	Facilidad de manufactura	0	1	1
	Costo de manufactura	-1	0	0
	Adaptabilidad a distintos terrenos	1	-1	-1
	Permite interacción del paciente con el entorno	1	-1	1
		TOTAL	-1	2

La alternativa de diseño ganadora, de acuerdo con la matriz de decisión bajo el método de Pugh, es la alternativa 3.

2.6 Diseño detallado

De acuerdo con la matriz de decisión, la alternativa 3 fue elegida como la mejor opción. Se realizó un diseño detallado de los distintos elementos que forman parte de la caminadora, con el fin de facilitar su comprensión y explicar la funcionabilidad de cada uno de ellos. Los dibujos CAD fueron realizados en el programa Inventor Profesional versión 2021 educativa y Fusion 360 versión educativa de Autodesk. Cabe destacar un cambio en el diseño con respecto a la alternativa planteada en la sección anterior, la razón se centró con el fin de satisfacer las necesidades de lograr que la caminadora sea plegable, más allá de desarmable, los cambios son detallados en las secciones posteriores.

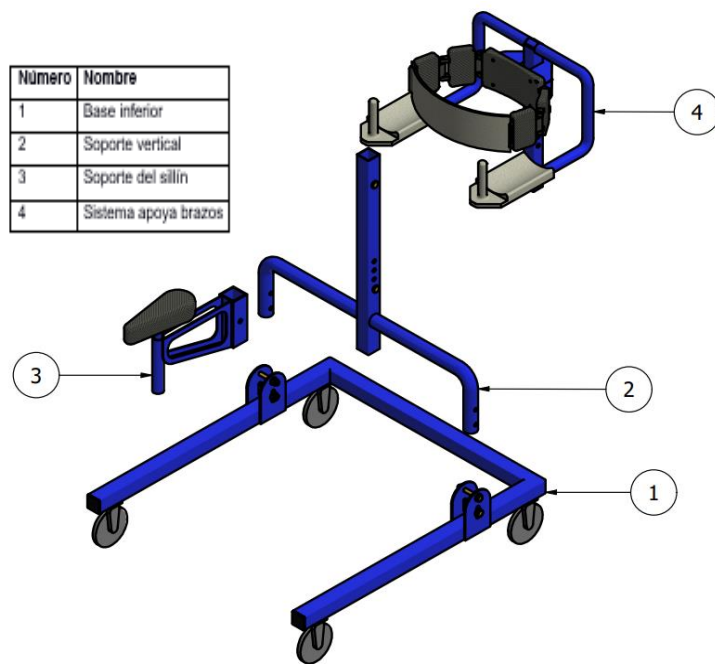


Figura 2.9. Componentes del modelo vista explosión

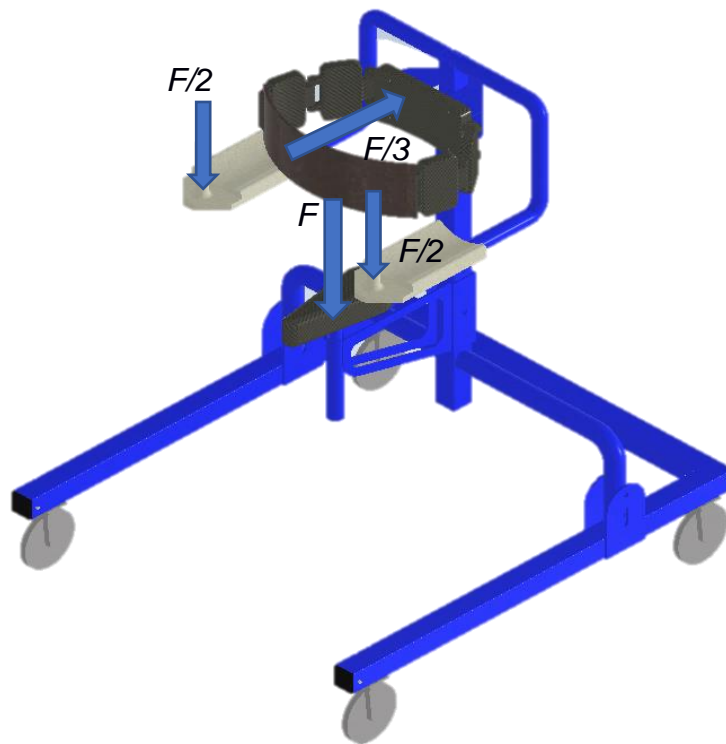


Figura 2.10. Modelo con fuerzas externas

2.6.1 Base del sillín

Esta es la estructura donde el paciente reposa la mayoría de su peso brindando el mayor indicador de peligro en caso de falla al momento de diseñar. Para sus cálculos se tomó en cuenta el peso crítico que el usuario tendrá a los 18 años.

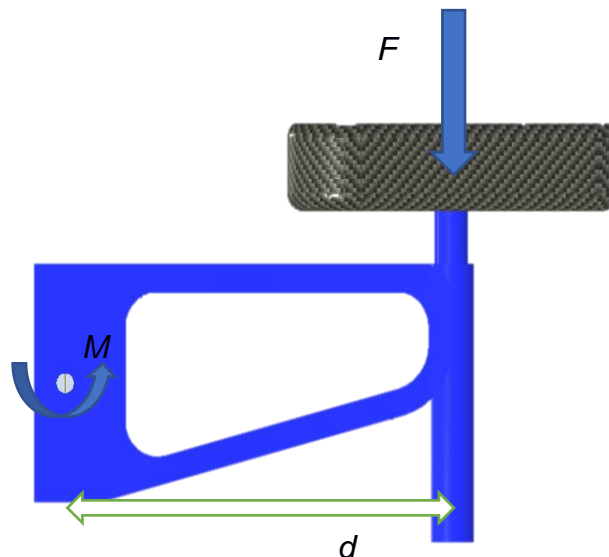


Figura 2.11. DCL de base del sillín.

A partir del Diagrama de cuerpo libre (DCL) se observa la fuerza principal que se aplicará en el sillín, el cual será trasladado como un momento a través de la fórmula 2.3.

$$M = F * d \quad (2.3)$$

2.6.2 Apoya brazos

El apoyabrazos es la sección que permite al paciente mantener la postura erguida durante la caminata. Este sistema consta de dos tubos que, al estar conectados uno dentro de otro, permite regular los niveles de altura de acuerdo a las necesidades del paciente, así como habilitar los mecanismos plegables.

El análisis crítico se encontró en el eje que asegura la unión, ya que tuvo la presencia de esfuerzo que puede crear ruptura.

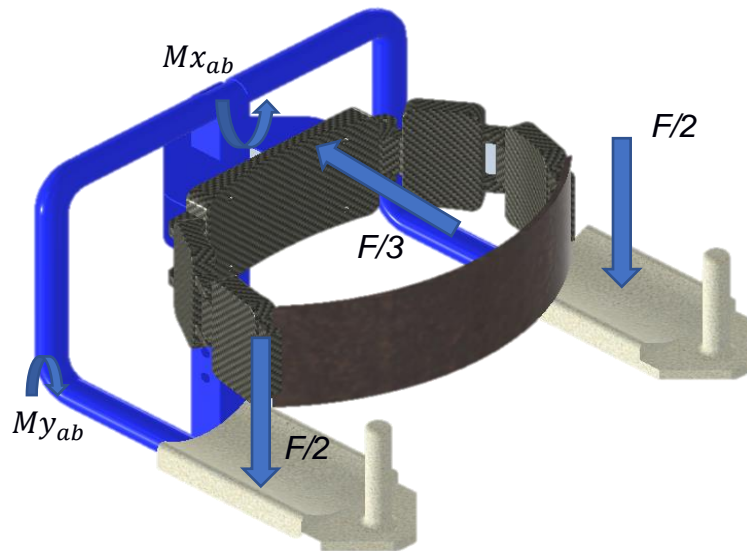


Figura 2.12. DCL con fuerzas externas en el sistema apoyo brazos.

2.6.3 Soporte vertical

El soporte vertical es la columna principal de la caminadora, encargado de soportar la base del sillín y la estructura del apoyo brazos. El análisis crítico que se realizó en este elemento se centró en revisar si falla el eje que asegura la base del sillín y la estructura del apoyo brazos. En la figura 2.11 se puede observar en la parte lateral una serie de agujeros los cuales permiten adaptar la altura del sillín y de la estructura del apoyo brazos.

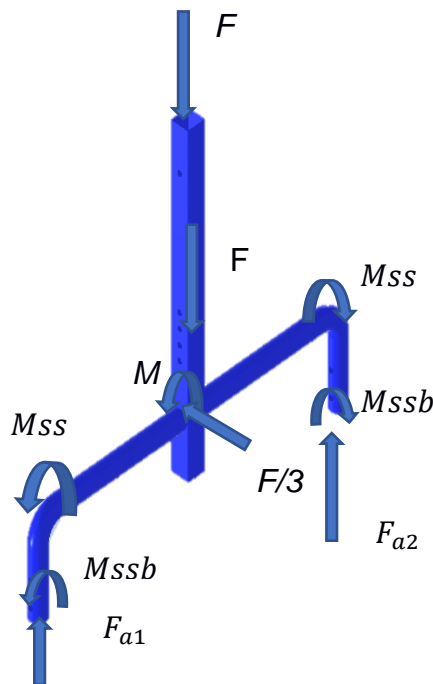


Figura 2.13. DCL con fuerzas externas e internas de soporte vertical.

2.6.4 Base horizontal

La base horizontal entra en contacto con las fuerzas presentes del apoya brazos, así como las reacciones de contacto con el piso mediante las ruedas de movilidad, al considerarse la base una pieza estática, la sumatoria de fuerzas debe ser igual a cero.

$$\sum F = 0 \quad (2.4)$$

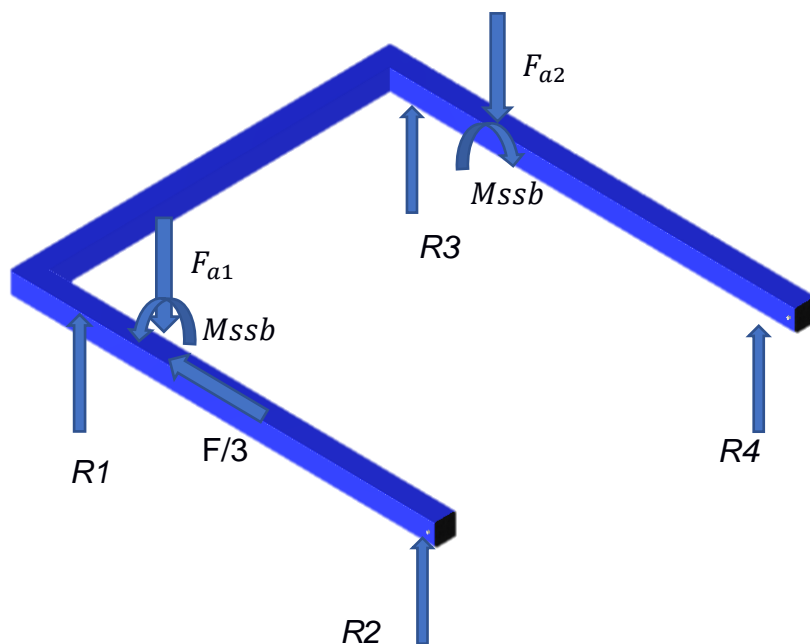


Figura 2.14. DCL de base inferior con fuerzas externas e internas.

2.6.5 Ruedas

Los parámetros y características principales en los que se basó la selección de las ruedas son:

- Tamaño:
Las medidas comerciales que se encuentran en el país van desde las 4" hasta 8" con incremento de 2" entre sí, el tamaño que se ajusta a las necesidades descritas de altura es la rueda de 4" ya que aporta la altura correcta sin excederse.

- **Forma:**
Las ruedas poseen una forma característica en cuanto a su suela, que le permite adherirse a distintas superficies. Para este caso, la selección no se centra en ruedas de superficie totalmente lisas ya que podrían generar deslizamiento o dificultad de movimiento en terrenos pedregosos.
- **Grados de giro:**
Se toma como referencia el centro de la circunferencia de la rueda para ubicar virtualmente los ejes coordenados y definir los grados de libertad. El tipo de rueda más práctica que beneficia el movimiento es aquel que tiene 3 grados de libertad; un grado de movimiento hacia delante y atrás, y dos grados de rotación en un eje vertical y perpendicular respecto al centro de la rueda.
- **Peso:**
Las ruedas tienen otro factor de selección que viene asociado al peso que pueden tolerar. La proyección de peso a futuro fue cercana a los 50 kg, lo cual permitió dimensionar el modelo que seleccionado. Otro factor importante es el peso propio de la rueda, ya que al contar con 4 de ellas, la estructura podría ser más pesada, lo cual complicaría el movimiento y rehabilitaciones del paciente.

2.6.6 Soporte de pecho

El accesorio para dar soporte al pecho es un mecanismo articulado, con la finalidad de dar fácil apertura y acceso al paciente. Este se acopla al pecho de la persona, y mediante velcro y un amarre se asegura y ajusta acorde a la necesidad. Este mecanismo es construido mediante accesorios impresos en 3D atravesados por un eje pasador obteniendo una articulación, los cuales están forrados con una esponja para mayor comodidad durante su uso, para finalmente ser adheridos con velcro.



Figura 2.15. Soporte articulado de pecho

Los accesorios para el sistema articulado fueron impresos con PLA (ácido poliláctico) fabricado bajo el método FDM (por sus siglas en inglés Fused Deposition Modeling) mediante una impresora 3D marca Creality, modelo Ender 3 V2, programa Cura Ultimaker.

2.6.7 Tapas protectoras

El diseño planteado cumple con los requisitos de seguridad; por lo tanto, se debió evitar partes que cuenten con filos cortopunzantes expuestos. Al utilizar tubos de acero, existen terminaciones que podrían cortar al usuario durante su uso, para esto con ayuda de impresión 3D se diseñó la tapa para evitar dejar filos expuestos. Al no presentar esfuerzos que podrían deformar su estructura no se consideraron cálculos extras o análisis de esfuerzos.

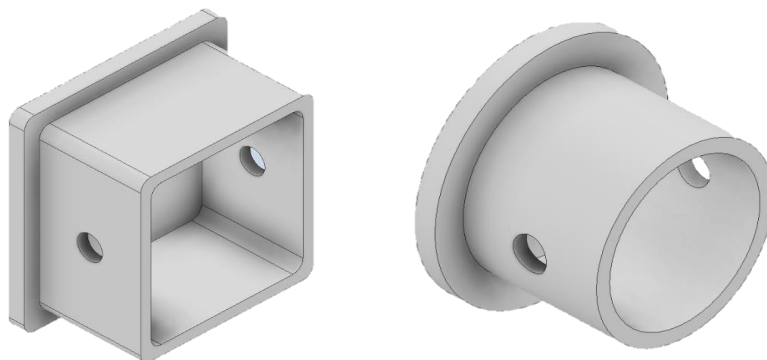


Figura 2.16. Diseño de tapas protectoras de filos para tubos redondos y cuadrado.

2.6.8 Apoyo sujetador de brazos

Se diseñó un elemento que le brinde soporte al paciente al nivel de los brazos, para tener una mayor estabilidad y confianza para usar la caminadora. Para la construcción de este accesorio, se diseñó el modelo en la aplicación de Autodesk Fusion 360, ya que esta posee mejores características enfocadas en el diseño y manufactura de sus modelos.

Para este caso, se diseñó un apoyo para el sujetador de brazos impreso en PLA. El programa Fusion 360 tiene la opción de configurar el cuerpo para imprimirlo en 3D, en el que se seleccionaron las características de imprimir sin soporte con un relleno del 40%.

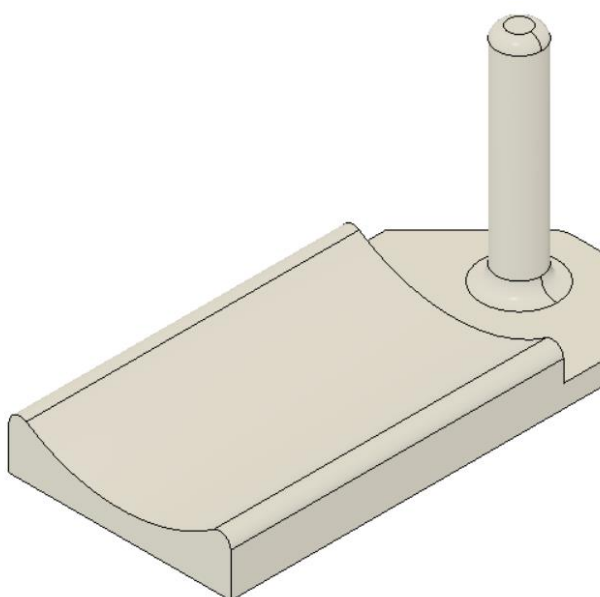


Figura 2.17. Apoyo sujetador de brazos

Además, con el fin de obtener un mayor soporte al momento de que el paciente realice el agarre, se colocó una estructura interna de acero que evita posibles fracturas, un alma metálica que se encuentra soldada al apoyo brazos.

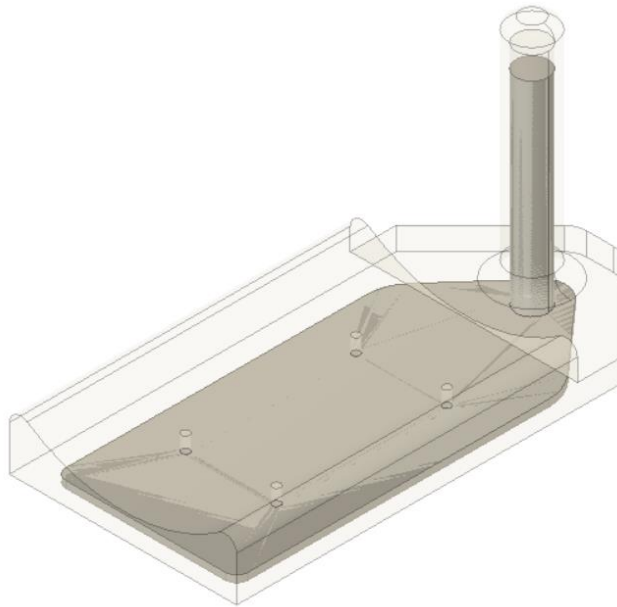


Figura 2.18. Accesorio de placa y tubo para mayor rigidez

2.6.9 Enfoque de diseño

El enfoque del diseño de la caminadora fue sobre los componentes mecánicos, siendo el análisis de esfuerzos el punto más crítico. Se realizó el diseño de la estructura en base a las medidas iniciales del paciente, y mediante proyecciones parametrizadas y geometría, se calcularon las posiciones y distancias de los elementos conforme el crecimiento del paciente, hasta los 18 años.

Por otra parte, se calculó la constante del resorte que se instaló en el asiento, con el fin de tener una caminata amortiguada que brinde apoyo y soporte en la cadera durante los primeros meses del uso de la caminadora. Se determinó la constante del resorte considerando un peso promedio en el transcurso del tiempo de uso del dispositivo; con la finalidad de obtener un desplazamiento equilibrado para la condición de trabajo de mayor y menor esfuerzo.

$$F = Kx \tag{2.6.1}$$

Para calcular los esfuerzos efectivos; es decir; el esfuerzo Von Mises, se utilizó la siguiente expresión:

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)}{2}} \quad (2.1)$$

A pesar de que se seleccionen elementos estructurales para el diseño de la caminadora, el método clásico de resolución aumenta en gran medida la complejidad del problema, por lo que se prefirió trabajar con métodos iterativos para la obtención de los resultados. Para ello, se trabajó el análisis mediante el método de elementos finitos para obtener los desplazamientos lineales y rotacionales de los nodos que componen la estructura. Con estos datos, se calcularon las fuerzas axiales, de flexión y torsión con las fórmulas clásicas:

$$\sigma = \varepsilon \times E \quad (2.2)$$

$$\sigma = \frac{My}{I} \quad (2.3)$$

$$T = \frac{GJ}{l} \theta \quad (2.4)$$

La inercia de los elementos estructurales utilizados en el diseño es:

- Área rectangular

$$I = \frac{1}{12}bh^3$$

$$J = \frac{1}{12}bh(b^2 + h^2)$$

- Área circular

$$I = \frac{1}{4}\pi(r_o^4 - r_i^4)$$

$$J = \frac{1}{2}\pi(r_o^4 - r_i^4)$$

Finalmente, se trazó el círculo de Mohr con los esfuerzos calculados mediante las ecuaciones (1.4), (1.5), (1.8) y se utilizaron los esfuerzos principales para calcular el esfuerzo Von Mises de la ecuación (1.9).

2.6.10 Análisis por elementos finitos

Como parte del proceso de diseño, se realizó el cálculo de esfuerzos, desplazamientos y factor de seguridad por elementos finitos, que sirvió para tener resultados más cercanos a la realidad, ya que el método analítico presenta limitaciones por las asunciones que simplifican los procesos. Se utilizó el programa ANSYS 2022 R2 versión estudiantil, exportado del programa Fusion360 de Autodesk.

Como se mencionó en la sección 2.6, los dibujos fueron realizados en Inventor. A pesar de que este programa posee una ventana para realizar un análisis de esfuerzos, este posee más limitaciones en comparación a ANSYS.

Se definió el tipo de elemento bidimensional denominado “shell” para la discretización del cuerpo en el método de análisis de elementos finitos. Debido a esto, los elementos presentaron 5 grados de libertad por cada nodo, y el número de nodos dependió de la forma geométrica de la zona de análisis del cuerpo, los que en su gran mayoría fueron de tipo tetraédricos y hexagonales, en la que su selección se basó netamente en la forma del cuerpo analizado.

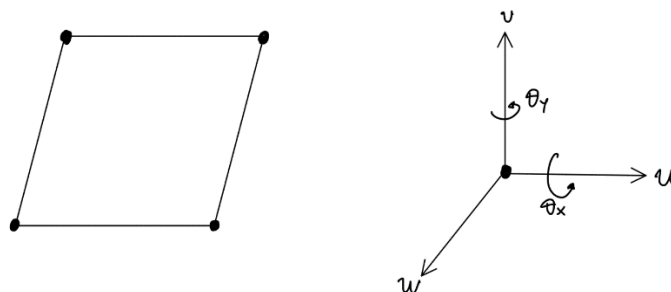


Figura 2.19. Grados de libertad por nodo

Esto significa que en un sistema de referencia global XYZ, el tipo de elemento “shell” seleccionado tiene desplazamientos en las direcciones X, Y, Z y tiene rotación en las direcciones X, Y.

Se realizó un mallado focalizado en las zonas más críticas de la estructura, en la que se tuvo una mayor densidad de elementos para mejores resultados.

El análisis global de la estructura se realizó considerando las limitaciones de la versión estudiantil del programa ANSYS. Se consideró la condición más crítica a la que se puede someter el dispositivo, el cual es en el nivel más alto de configuración, bajo la carga más crítica proyectada para cuando el paciente tenga 18 años.

Por otra parte, para realizar una buena simulación, se realizó un análisis de convergencia de resultados, para así confirmar de una manera diferente a los cálculos teóricos, que los resultados son los correctos. Esto se realizó modificando la calidad de malla; es decir, aumentando los nodos o elementos del cuerpo.

El mallado se realizó bajo las siguientes características:

- El tipo de elemento bidimensional, considerando las dimensiones de la estructura en los ejes coordenados.
- Un tamaño medio de elemento no mayor al 10% de las dimensiones de la estructura.
- El orden de elemento lineal o parabólico, para determinar la cantidad de nodos para un análisis más preciso.
- Un radio de aspecto entre 1 y 5, para asegurarse de tener un buen mallado.

2.7 Construcción

- **Selección de materiales**

El material principal utilizado fue acero JIS 3141 SPCC SD que fue conseguido en el mercado local en presentaciones de tubo cuadrado 1 ½” y circular de 1”, ambos con 2 mm de espesor. Las ventajas que este material presentó ante su contraparte comúnmente utilizada, el aluminio, fue su facilidad al momento de soldar ya que no se encuentra presente en la mayoría de los talleres. Las juntas y uniones disponibles para aluminio en su mayoría están hechos de moldes de plásticos inyectados, lo cual no garantizó seguridad de acuerdo con los requerimientos de diseño en las uniones del dispositivo. Por otra parte, para los accesorios que fueron impresos en 3D, se utilizó el material PLA (ácido poliláctico), cuya presencia es abundante dentro del mercado local. El diseño

planteado evitó que estas partes se sometieran a grandes esfuerzos que puedan provocar un fallo, es por esto por lo que los productos impresos en 3D no tuvieron fallas al momento de ensamblar la caminadora.

▼ Térmico básico	
Conductividad térmica	4,500E+01 Con (m · k)
Calor específico	0,480 J/ (G · ° C)
Coefficiente de dilatación térmica	11,700 $\mu\text{m}/(\text{m}\cdot^{\circ}\text{C})$
▼ Mecánico	
Módulo de Young	199,959 GPa
Coefficiente de Poisson	0,30
Módulo cortante	76908,000 MPa
Densidad	7,850 g/cm^3
Coefficiente de amortiguamiento	0,00
▼ Resistencia	
Límite de elasticidad	248,225 MPa
Resistencia máxima a tracción	399,900 MPa

Figura 2.20. Propiedades mecánicas del acero JIS 3141 SPCC SD

▼ Térmico básico	
Conductividad térmica	2,110E-01 Con (m · k)
Calor específico	2,859 J/ (G · ° C)
Coefficiente de dilatación térmica	150,000 $\mu\text{m}/(\text{m}\cdot^{\circ}\text{C})$
▼ Mecánico	
Módulo de Young	3,500 GPa
Coefficiente de Poisson	0,36
Módulo cortante	1287,000 MPa
Densidad	1,250 g/cm^3
Coefficiente de amortiguamiento	0,00
▼ Resistencia	
Límite de elasticidad	70,000 MPa
Resistencia máxima a tracción	73,000 MPa

Figura 2.21. Propiedades mecánicas del plástico PLA

- **Procedimiento de construcción**

1. Se definieron los planos de taller, construcción y ensamble de los distintos elementos de la caminadora que se encuentran en la sección 2.6.
2. Los cortes se realizaron con la ayuda de una cortadora de láser, la cual interpretaba los planos presentados en Inventor en formato IGS. Este método de manufactura permitió cortes más precisos en comparación a los que puede realizar una persona.
3. Los primeros cortes que se realizaron fueron en el tubo cuadrado de 1 ½" para la base horizontal de la sección 2.6.4 los cuales fueron unidos a través de soldadura TIG en sus extremos biselados a 45°. El fin fue unir la estructura en forma de U, garantizando la estabilidad de la caminadora. Del mismo tubo se obtuvo la base vertical de la sección 2.6.2 que es atravesado por un tubo de 1" cédula 40 soldada.
4. Las ruedas seleccionadas en la sección 2.6.5 fueron empernadas a la base adicionando una placa de acero de 3 mm, con el fin de reforzar la unión con el tubo cuadrado.
5. El mecanismo usado para ajustar la altura del sillín descrito en la sección 2.6.1 fue una camisa hecha a partir de ángulos, creando un sistema de corredera a lo largo del soporte vertical. Se realizó un agujero en dos caras paralelas de la camisa para colocar el pasador de 10 mm que regula la altura del sillín.
6. El sistema de respaldar y apoya brazos viene unido en una base vertical con un tubo cuadrado de 1 ¼", el cual se adaptó mediante un pasador de 10 mm, cumpliendo de esta manera los diferentes requisitos de altura al que se tiene proyectado el usuario alcanzará.
7. Los elementos impresos en 3D se manufacturaron bajo el método FDM, el cual se lo realizó en una impresora 3D marca Creality versión Ender 3 V2. Esta máquina tiene un área de impresión de 220x220 mm y una altura máxima de 250 mm. El programa que se utilizó para crear el código G fue Ultimaker Cura, en el que se configuraron los distintos

parámetros de impresión. Entre los más importantes se tienen los descritos en la Tabla 2.4.

Tabla 2.4. Parámetros de impresión

Parámetro	Valor
Material	PLA
Boquilla	0.4 mm
Resolución de impresión	0.2 mm (Calidad estándar)
Relleno	40%
Forma geométrica del relleno	Cúbica
Temperatura de impresión	200 °C
Temperatura de la cama	65°C
Velocidad de impresión	50 mm/s
Velocidad de capas iniciales y finales	25 mm/s
Velocidad de desplazamiento	150 mm/s
Tipo de platina de adhesión	Brim
Longitud mínima de platina	250 mm
Cantidad de líneas de platina	10
Espesor de pared	0.8 mm
Generar soportes	No

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

El objetivo planteado en un inicio fue que la caminadora sea utilizada durante los años de adolescencia del paciente para lo cual se procedió a aplicar las fórmulas descritas en la sección anterior.

3.1 Estimación de estatura del paciente

Se usó la ecuación 2.1 con el fin de predecir el comportamiento de las curvas de estatura proyectadas, trabajando con 18 años como la edad máxima de uso.

$$\begin{aligned}h &= -0.0054x^4 + 0.2264x^3 - 3.3306x^2 + 25.168x + 34.317 \\h &= -0.0054(18)^4 + 0.2264(18)^3 - 3.3306(18)^2 + 25.168(18) + 34.317 \\h &= 161.721\text{cm} = 1.62\text{m}\end{aligned}$$

La diferencia entre la estatura final y la estatura inicial (medida al inicio de este proyecto) indicó una diferencia de 20 cm que permitió señalar en la base vertical la distancia de los agujeros regulables para el sillín.

3.2 Estimación de peso del paciente

Para esta variable se utilizó la ecuación 2.2 obtenida a partir de la curva de crecimiento del índice de masa corporal (IMC) calculada a los 18 años.

$$\begin{aligned}w &= -0.0047x^4 + 0.2019x^3 - 2.9387x^2 + 19.4x - 31.594 \\w &= -0.0047(18)^4 + 0.2019(18)^3 - 2.9387(18)^2 + 19.4(18) - 31.594 \\w &= 49.56\text{kg} \approx 50\text{kg}\end{aligned}$$

Este valor posiciona al paciente dentro del percentil 10 de estimaciones de peso. Sin embargo, para los siguientes cálculos, se estimó un valor crítico de 78kg, el cual encaja dentro del percentil 97. Con este valor se calcularon las cargas a la que estará sometida la caminadora con el fin de evitar daños por exceso de esfuerzos. Los cálculos realizados son descritos en las secciones posteriores.

3.3 Cálculo de medidas complementarias

El crecimiento de una persona no se mide solamente en estatura en peso, por lo que fue primordial que se tomen medidas complementarias que ayudan a dimensionar la caminadora de forma completa, estas medidas son descritas en la tabla 3.1.

Tabla 3.1. Medidas complementarias del paciente

Proyección [cm]			
Parte del cuerpo	Medida	12 años	18 años
Cabeza	Perímetro	53	60,8
pecho		75,5	86,6
abdomen		66	75,7
cadera		75	86,0
brazo		22	25,2
antebrazo		17	19,5
muslo		41	47,0
canilla		20	22,9
hombro - codo		Distancia	31
codo - muñeca	21		24,1
cadera - rodilla	41		47,0
rodilla - tobillo	41		47,0
cintura - tobillo	82		94,0

3.4 Carga del sillín

El sillín soporta la carga del peso del usuario, por lo que el análisis se realizó considerando el mayor peso al cual se proyecta tener a los 18 años. La masa de 78 kg que se proyectó en consideración al caso más crítico no requiere de un factor de seguridad adicional debido a que se consideró que la caminadora no es un dispositivo que soportará directamente el peso total del usuario, su función es apoyar parte del cuerpo para ayudar a la caminata. El primer cálculo realizado se basa en la ecuación de fuerza.

$$F = m * g$$

$$F = 78 * 9.81$$

$$F = 765.18 N$$

La carga se transmite hacia la base vertical añadiendo un momento que considere la distancia entre esos dos puntos a través de la ecuación 2.3

$$M = F * d$$

$$M = 765.18 * 0.243$$

$$M = 185.94 \text{ Nm}$$

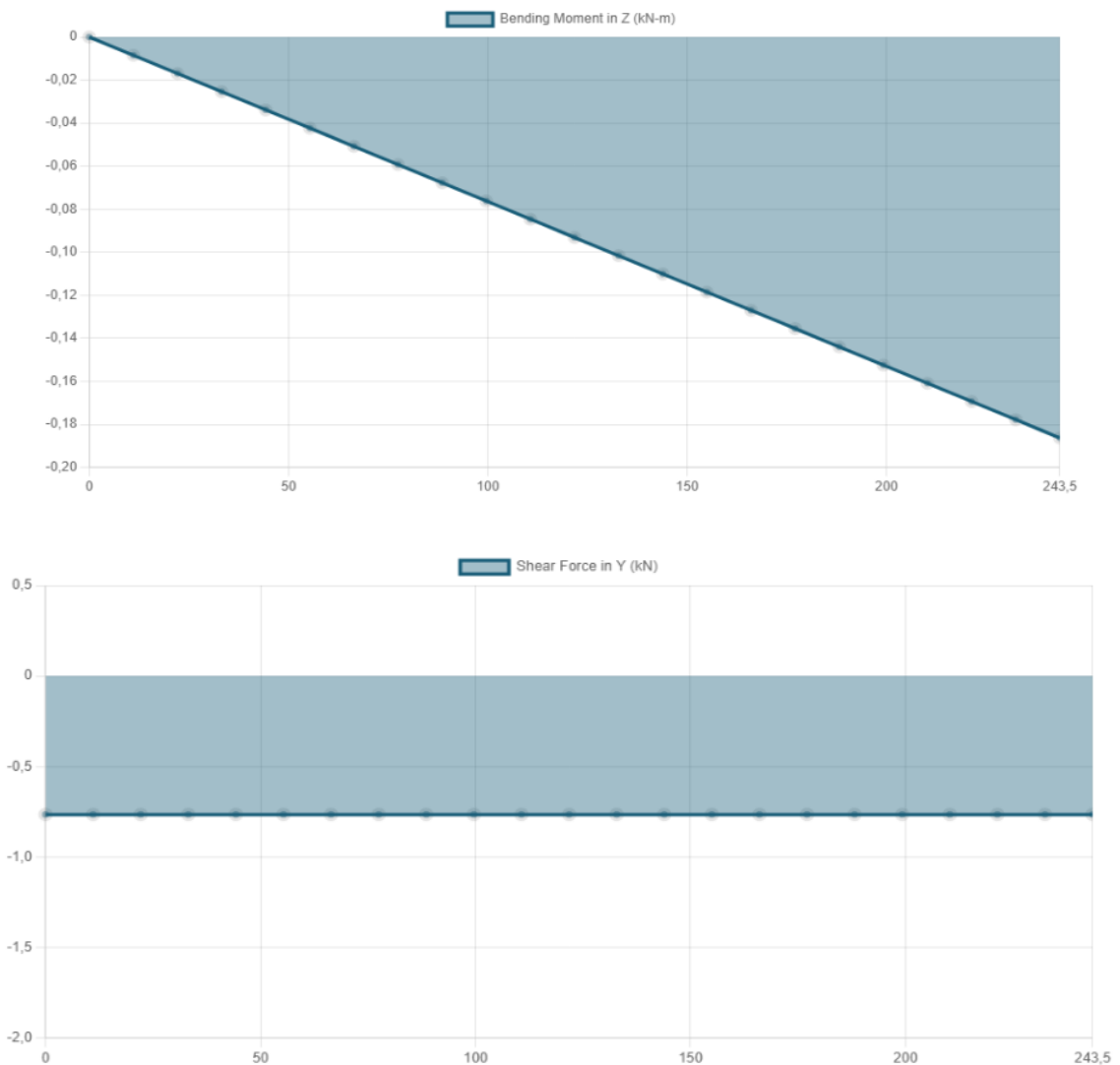


Figura 3.1. Diagrama de fuerza cortante y momento flector de la estructura del sillín.

3.5 Constante del resorte

Se estimó una constante de resorte promedio de 20 kN/m, promediando el peso actual del paciente con su proyección a los 18 años. Por otra parte, se consideró un factor de 0.5 y un desplazamiento de 4 cm, ya que el objetivo del mecanismo es una ayuda en la bipedestación, por lo que no todo el peso del paciente debe recaer sobre el resorte. La fórmula utilizada fue la ecuación 2.6.1.

$$F = k * x$$

$$765.18 [N] = k * 0.04 [m]$$

$$k = 19.13 \left[\frac{kN}{m} \right]$$

3.6 Cálculo de fuerzas y momentos en Apoyabrazos

El DCL de la Figura 1.1 muestra las fuerzas que están presentes y fueron calculadas a partir del peso estimado para la fuerza que resistirán los apoyabrazos; establecidas como 1/2 del peso del paciente equivalente a 39 kg, mientras que el espaldar resiste 1/3 equivalente a 26 kg.

$$F/2 = m * g$$

$$F/2 = 39 * 9.81$$

$$F/2 = 382.59 N$$

$$F/3 = m * g$$

$$F/3 = 26 * 9.81$$

$$F/3 = 255.06 N$$

Tomando en cuenta el soporte vertical como el punto medio, se consideró la caminadora como una estructura simétrica, por lo que los cálculos realizados en uno de los lados se reflejan en el extremo opuesto.

$$Mx_{ab} = F/2 * dx$$

$$Mx_{ab} = 382.59 * 0.25$$

$$Mx_{ab} = 95.64 Nm$$

$$My_{ab} = F/2 * dy$$

$$My_{ab} = 382.59 * 0.30$$

$$My_{ab} = 114.77 Nm$$

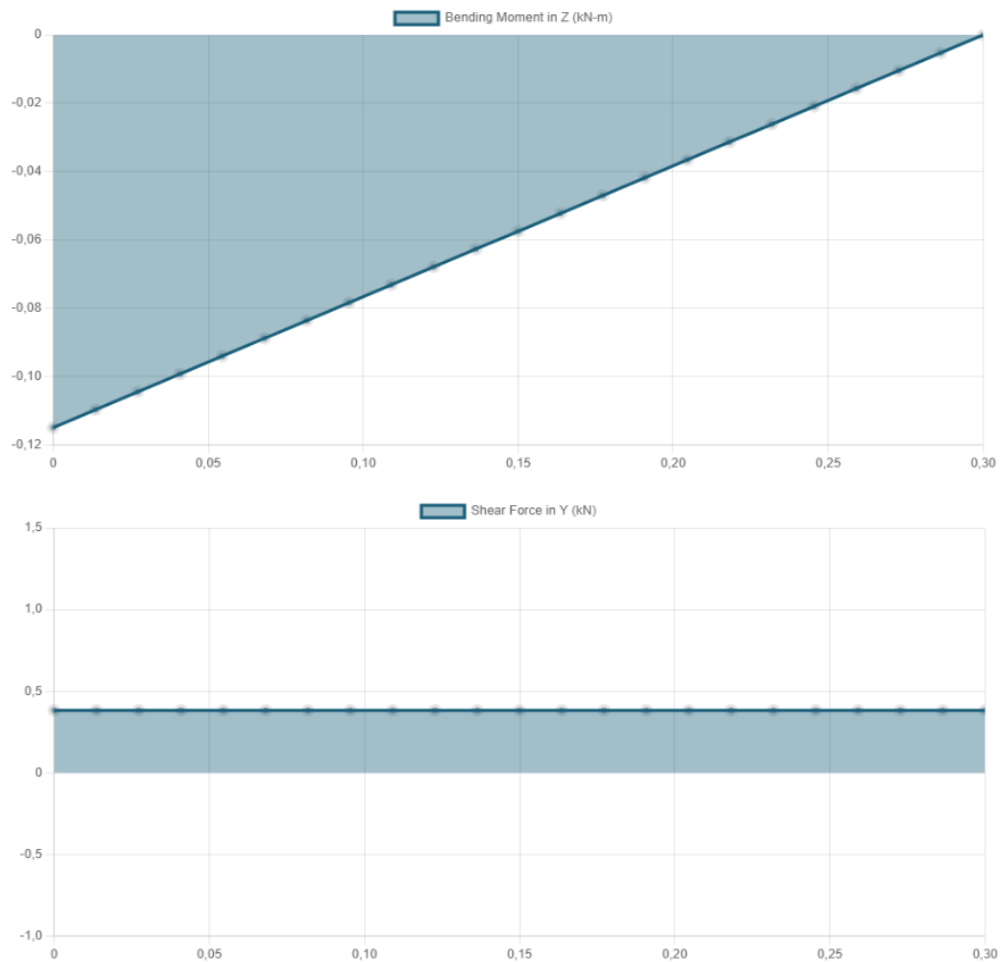


Figura 3.2. Diagrama de fuerza cortante y momento flector del apoya brazos.

3.7 Cálculo de fuerzas y momentos en soporte vertical

A partir de la Figura 2.13. DCL con fuerzas externas e internas de soporte vertical. Figura 2.13 se obtuvieron los momentos graficados nuevamente tomados en uno de los extremos, considerando la simetría para el extremo opuesto. Estos momentos se visualizan únicamente en caso de trasladar las fuerzas principales descritas, al separar el soporte de la base inferior surge una nueva fuerza descrita como F_{a1y} .

$$\begin{aligned}
 M_{sv} &= 2F * d_a \\
 M_{sv} &= 2 * 765.18 * 0.311 \\
 M_{sv} &= 475.94 \text{ Nm}
 \end{aligned}$$

$$M_{ss} = F/3 * d_a$$

$$M_{ss} = 255.06 * 0.330$$

$$M_{ss} = 84.17 \text{ Nm}$$

$$M_{ssb} = F/3 * d_{al}$$

$$M_{ssb} = 255.06 * 0.465$$

$$M_{ssb} = 118.60 \text{ Nm}$$

$$\sum F_y = 0$$

$$F_{a1y} - 2F = 0$$

$$F_{a1y} = 1530.4 \text{ N}$$

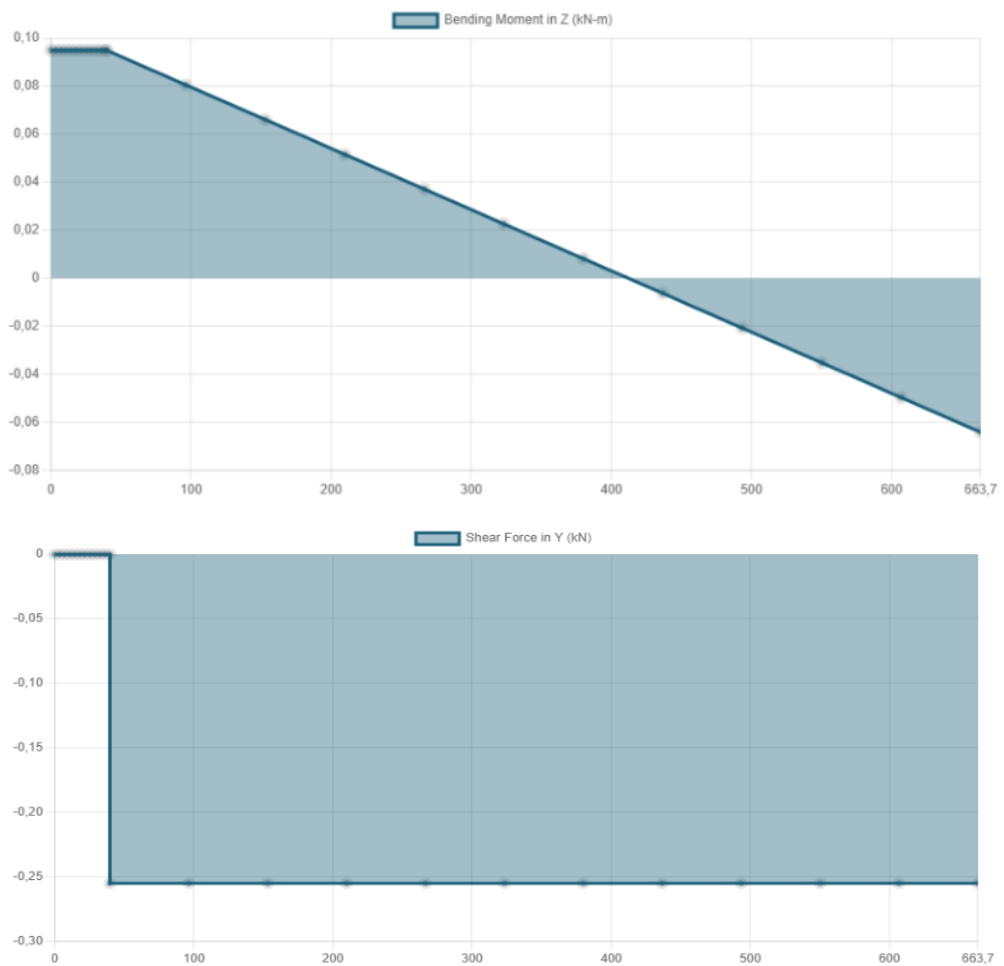


Figura 3.3. Diagrama de fuerza cortante y momento flector del soporte vertical.

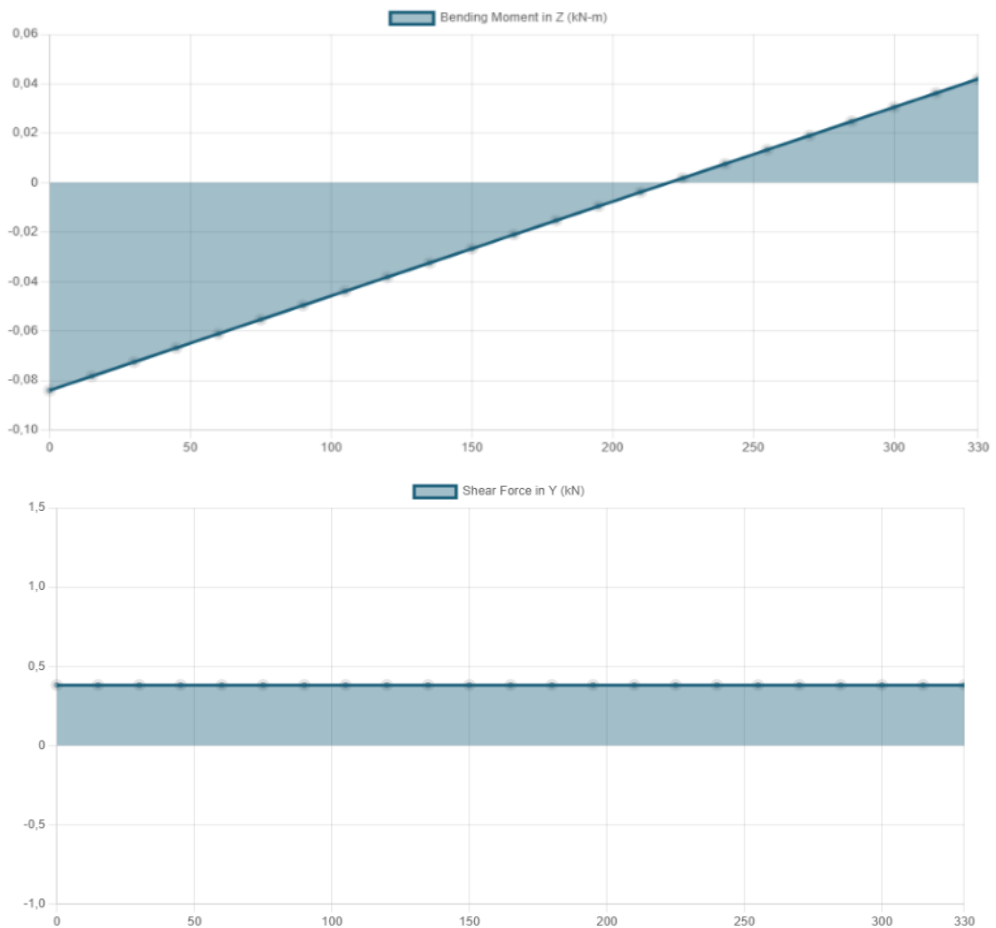


Figura 3.4. Diagrama de fuerza cortante y momento flector del conector soporte-base.

3.8 Cálculo de fuerzas y momentos en base inferior

A partir del DCL de la Figura 2.14 se obtuvieron las fuerzas y los momentos graficados.

$$\begin{aligned} \sum F_x &= 0 \\ \frac{F}{3} - F_{a1x} &= 0 \\ F_{a1x} &= 255.06N \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \sum F_y &= 0 \\ R1 + R2 - F_{a1y} &= 0 \end{aligned}$$

$$\sum M_y = 0$$

$$-F_{a1y} * 0.157 + R2 * 0.679 + M_{ssb} = 0$$

$$R2 = \frac{F_{a1y} * 0.157 - 118.60}{0.679}$$

$$R2 = 179.10N$$

$$R1 = -R2 + F_{a1y}$$

$$R1 = 1351.3N$$

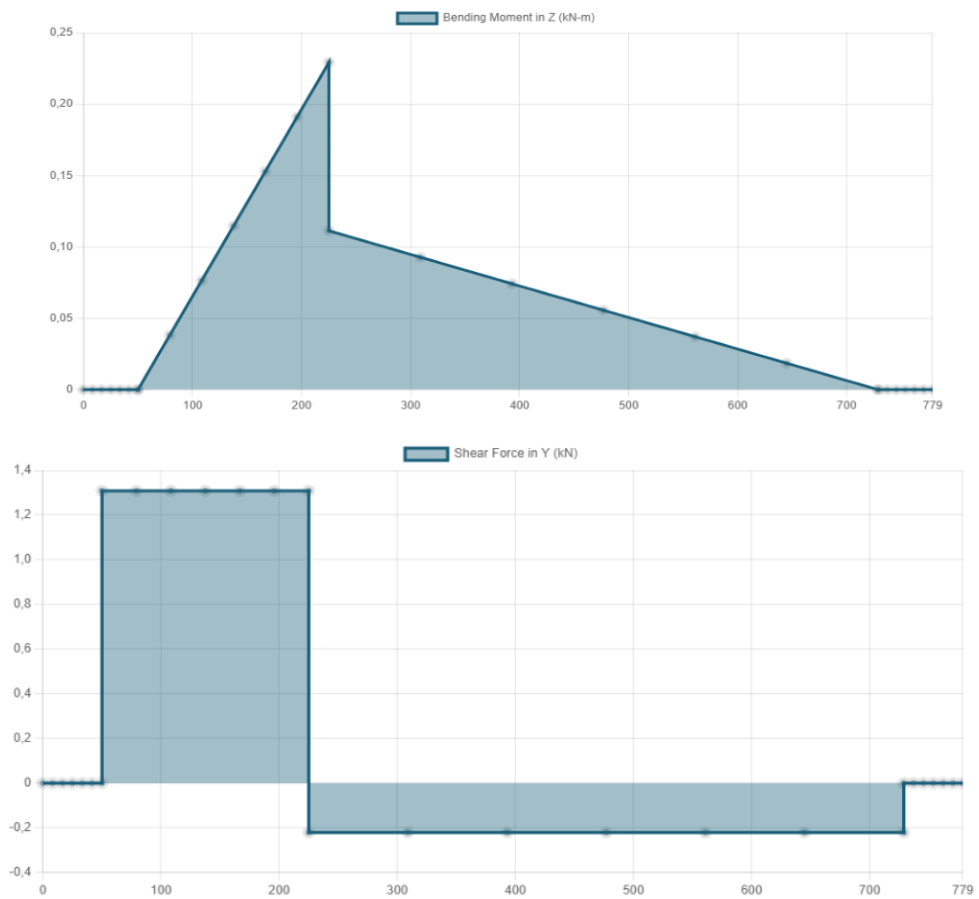


Figura 3.5. Diagrama de fuerza cortante y momento flector de la base inferior.

3.9 Esfuerzos en pernos pasadores

Las uniones se realizaron a través de ejes pasadores, por eso se realizaron cálculos que permitan identificar los esfuerzos que sufren los pasadores. El primer eje analizado fue el eje que permite unir el sillín con el soporte vertical.

$$\tau_{prom1} = \frac{F}{2 * A}$$
$$\tau_{prom1} = \frac{765.18}{2 * \pi * (5 \times 10^{-3})^2}$$
$$\tau_{prom1} = 4.87 \text{ MPa}$$

Analizando por aplastamiento

$$\sigma_{b1} = \frac{F}{A_{apla.}}$$
$$\sigma_{b1} = \frac{765.18}{(10 \times 10^{-3}) * (38.1 \times 10^{-3})}$$
$$\sigma_b = 52.71 \text{ MPa}$$

El siguiente pasador donde se realizan las uniones es el de 1 ¼" con 2 mm de espesor que corresponde al sistema del apoyabrazos, para lo cual se utilizaron las reacciones graficadas en la Figura 2.12. Primero obteniendo una fuerza resultante F_R .

$$F_R = \sqrt{F^2 + \left(\frac{F}{3}\right)^2}$$
$$F_R = \sqrt{765.18^2 + \left(\frac{765.18}{3}\right)^2}$$
$$F_R = 806.57 \text{ N}$$

$$\tau_{prom2} = \frac{F_R}{2 * A}$$
$$\tau_{prom2} = \frac{806.57}{2 * \pi * (5 \times 10^{-3})^2}$$
$$\tau_{prom2} = 5.13 \text{ MPa}$$

Analizando por aplastamiento

$$\sigma_{b2} = \frac{F_R}{A_{apla.}}$$
$$\sigma_{b2} = \frac{806.57}{(10 \times 10^{-3}) * (2 \times 10^{-3})}$$
$$\sigma_{b2} = 40.33 \text{ MPa}$$

La siguiente unión por considerar ocurre entre el soporte vertical y la base inferior, para lo que se tomó en cuenta las reacciones calculadas en la Figura 3.4, trabajando con una fuerza resultante F_{R2} .

$$F_{R2} = \sqrt{(2F)^2 + \left(\frac{F}{3}\right)^2}$$
$$F_{R2} = \sqrt{(2 * 765.18)^2 + \left(\frac{765.18}{3}\right)^2}$$
$$F_{R2} = 1551.47 \text{ N}$$

$$\tau_{prom3} = \frac{F_{R2}}{2 * A}$$
$$\tau_{prom3} = \frac{1551.47}{2 * \pi * (5 \times 10^{-3})^2}$$
$$\tau_{prom3} = 9.88 \text{ MPa}$$

Analizando por aplastamiento

$$\sigma_{b3} = \frac{F_{R2}}{A_{apla.}}$$
$$\sigma_{b3} = \frac{1551.47}{(10 \times 10^{-3}) * (3 \times 10^{-3})}$$
$$\sigma_{b3} = 51.72 \text{ MPa}$$

3.10 Resultados mediante análisis por elementos finitos

Para la simulación, se realizó un análisis de convergencia en función al número de elementos, para corroborar que la simulación fue realizada correctamente. Los programas usados para la simulación fueron Inventor y ANSYS (importado del entorno de Fusion 360), siendo este último el más utilizado para la obtención de resultados. Como se mencionó en la sección 2.6.10, Inventor sirvió como referencia de partida para el análisis y se compararon los resultados con los obtenidos en ANSYS.

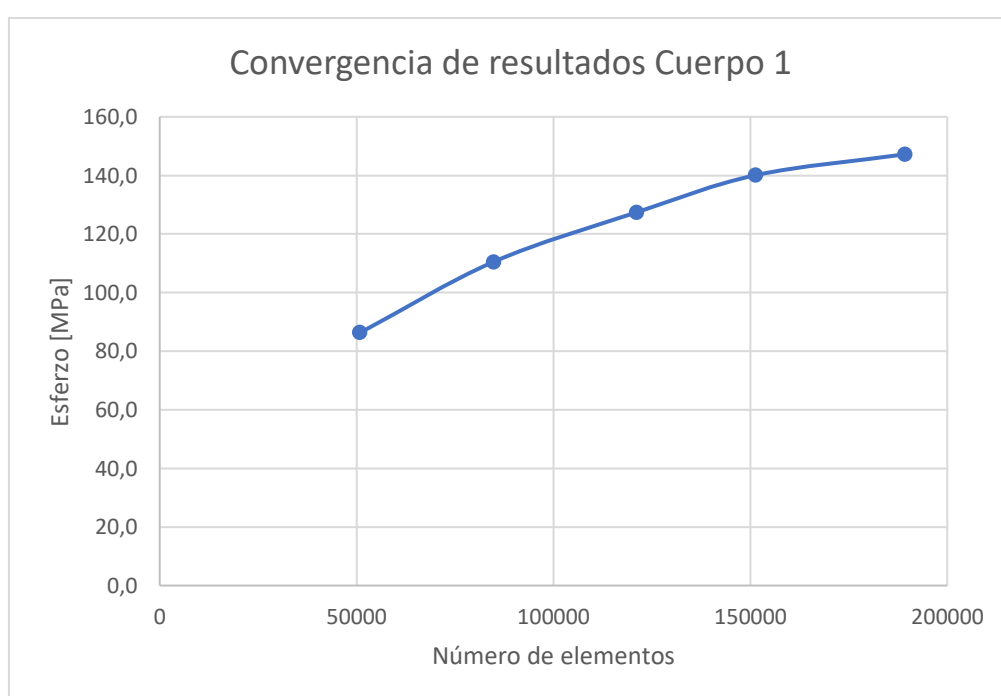


Figura 3.6 Convergencia de resultados para la selección del mallado en el análisis de elementos finitos

De acuerdo con los distintos análisis realizados, se obtuvo que el error tras comparar el esfuerzo Von Mises entre una calidad de malla con 189 270 y 198734 elementos es de 1.7%, lo cual quiere decir que se llegó a un punto de estabilidad, por lo que se seleccionó la calidad de malla con más elementos para una mayor exactitud.

3.10.1 Condiciones de frontera y fuerzas externas

Para el análisis, se tomó como referencia la condición más crítica de la estructura; es decir, para cuando el paciente tenga 18 años, lo que implica que la estructura estará a las dimensiones de mayor amplitud y trabajará bajo la carga más crítica que sería el peso estimado del paciente a dicha edad. No obstante, se diseñó tomando como referencia un peso de 78 kg como se lo mencionó en la sección 3.2. Además, este aumento cubre ciertos factores, por ejemplo, en caso de que el paciente cargue algún accesorio extra que sea indispensable para sus rehabilitaciones o en caso de que sobrepase las proyecciones de peso.

Luego de definir la magnitud de la carga, se asumieron situaciones en las que se puede tener el escenario más crítico, el cual es que el paciente recargue todo su peso sobre el asiento, o en el apoyabrazos. Por lo tanto, las cargas que se aplicaron en la estructura para la simulación fueron en el asiento y en los extremos del apoyabrazos.

Tabla 3.2. Cargas aplicadas para el análisis de elementos finitos de la estructura

	Carga aplicada	
Asiento	78 [kg]	
Apoya brazos	39 [kg] (L)	39rr [kg] (R)

Por otra parte, la condición de frontera seleccionada fue que la cara posterior de la base inferior esté completamente restringida, para así tener una condición más crítica en la que se reparten los esfuerzos por toda la estructura.

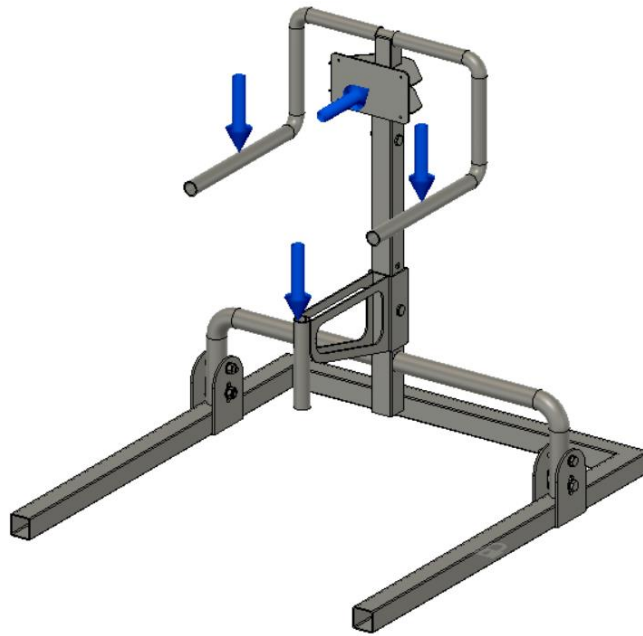


Figura 3.7. Visualización de las cargas aplicadas para el análisis de elementos finitos de la estructura

El planteamiento y análisis de los elementos impresos en plástico PLA fue similar al de la estructura; con la diferencia que, debido a que se utilizó manufactura aditiva para su producción, estos fueron analizados bajo condiciones mucho mayor a las en realidad trabajan. De esta manera, se tiene un margen amplio de error para evitar el fallo prematuro de estos componentes.

En los parámetros de impresión, se seleccionó un patrón de relleno cúbico, ya que este es la configuración en la que el modelo impreso soporta mayores esfuerzos [17].

Tabla 3.3. Cargas utilizadas para el análisis de elementos finitos para elementos impresos

Componente	Carga aplicada	
Respaldar – pechera	20 [kg]	
Cierre - pechera	10 [kg] (L)	10 [kg] (R)
Sujetador de manos	30 [kg] c/u	

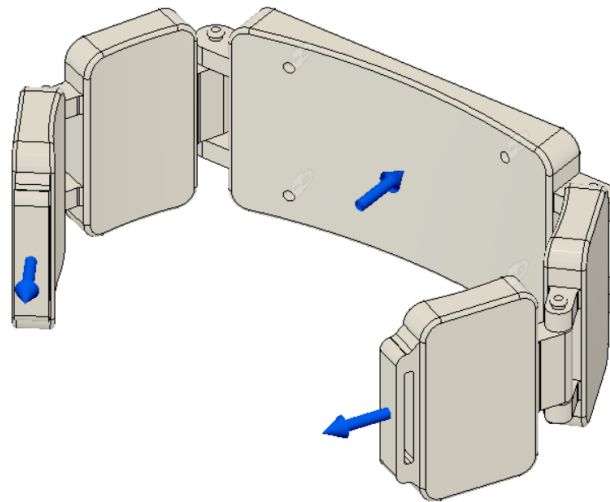


Figura 3.8. Visualización de las cargas aplicadas para el análisis de elementos finitos de la pechera

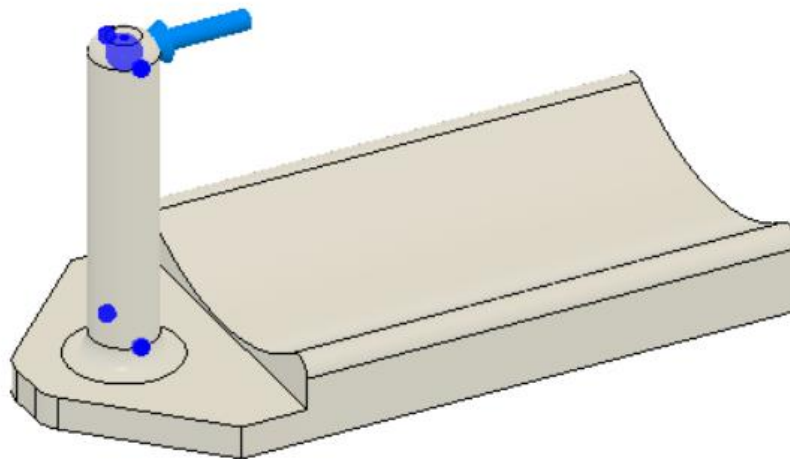


Figura 3.9. Visualización de las cargas aplicadas para el análisis de elementos finitos del sujetador de manos

Por otro lado, se seleccionó una tira de velcro como método de cierre y ajuste de la pechera, de acuerdo a la condición del usuario. Para ello, se buscó un velcro de 10 cm de ancho para así tener una mayor resistencia (Ver Figura 4.3. Ficha técnica Velcro).

3.10.2 Resultado de simulaciones

Debido a las condiciones críticas asumidas inicialmente para realizar el análisis, los aspectos que determinaron el adecuado diseño de la estructura son los esfuerzos Von Mises, desplazamientos y el factor de seguridad, siendo este último el mejor indicador de diseño.

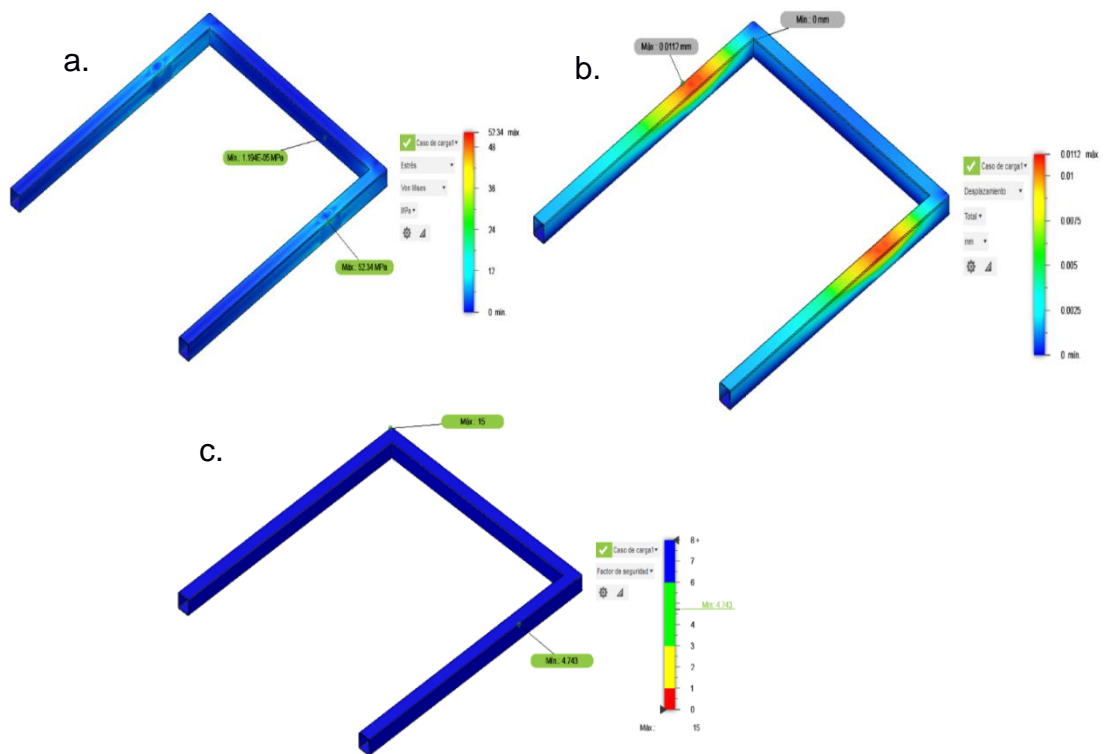


Figura 3.10. Resultados Análisis de Elementos Finitos para base inferior. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad

Para el elemento base inferior, se tienen valores máximos de esfuerzo y desplazamiento de 52.34 MPa y 0.0112 mm, respectivamente; y un factor de seguridad mínimo de 4.743.

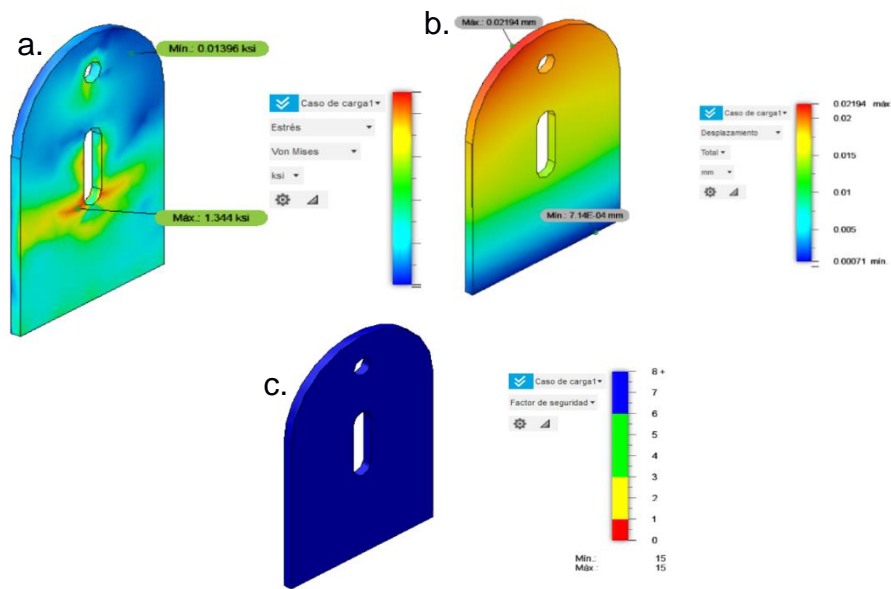


Figura 3.11. Resultados Análisis de Elementos Finitos para orejas. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad

Para el accesorio descrito como oreja, se tienen valores máximos de esfuerzo y desplazamiento de 1.344 kpsi y 0.02194 mm, respectivamente; y un factor de seguridad mínimo de 15.

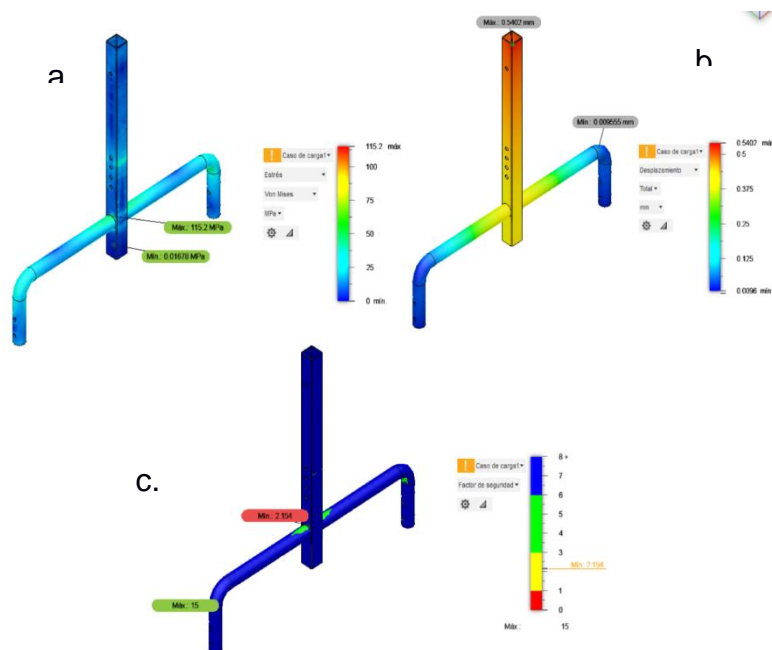


Figura 3.12. Resultados Análisis de Elementos Finitos para la columna. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad

Para el soporte vertical, se tienen valores máximos de esfuerzo y desplazamiento de 115.2 MPa y 0.54 mm, respectivamente; y un factor de seguridad mínimo de 2.154.

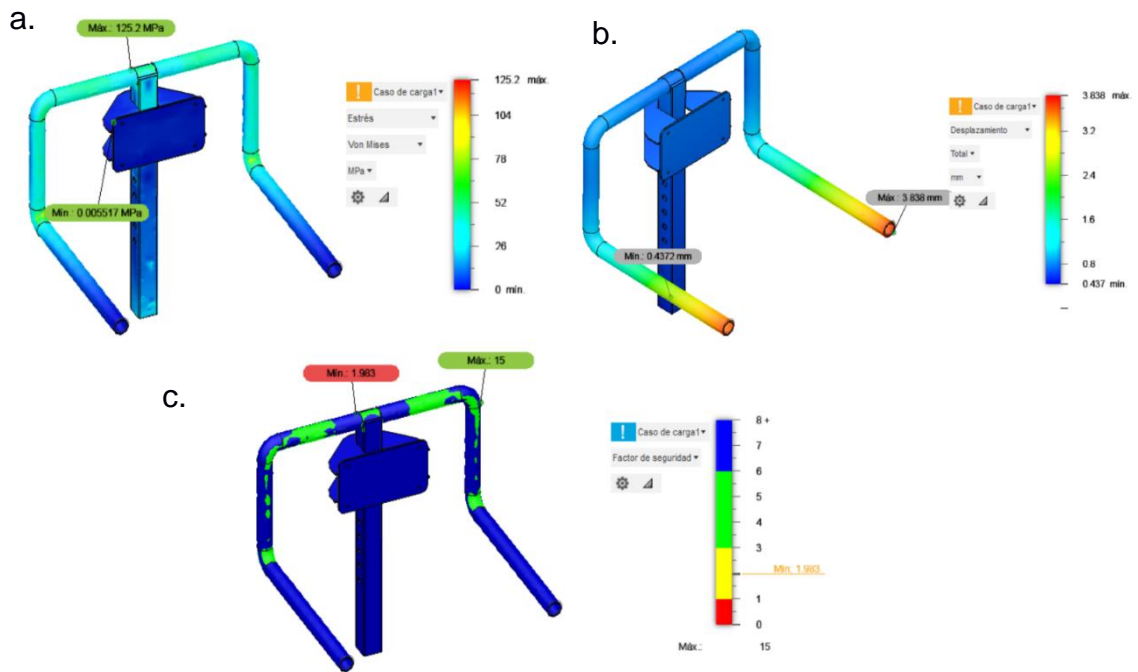


Figura 3.13. Resultados Análisis de Elementos Finitos para el regulador de altura y brazos. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad

Para el apoyabrazos, se tienen valores máximos de esfuerzo y desplazamiento de 125.2 MPa y 3.838 mm, respectivamente; y un factor de seguridad mínimo de 1.983.

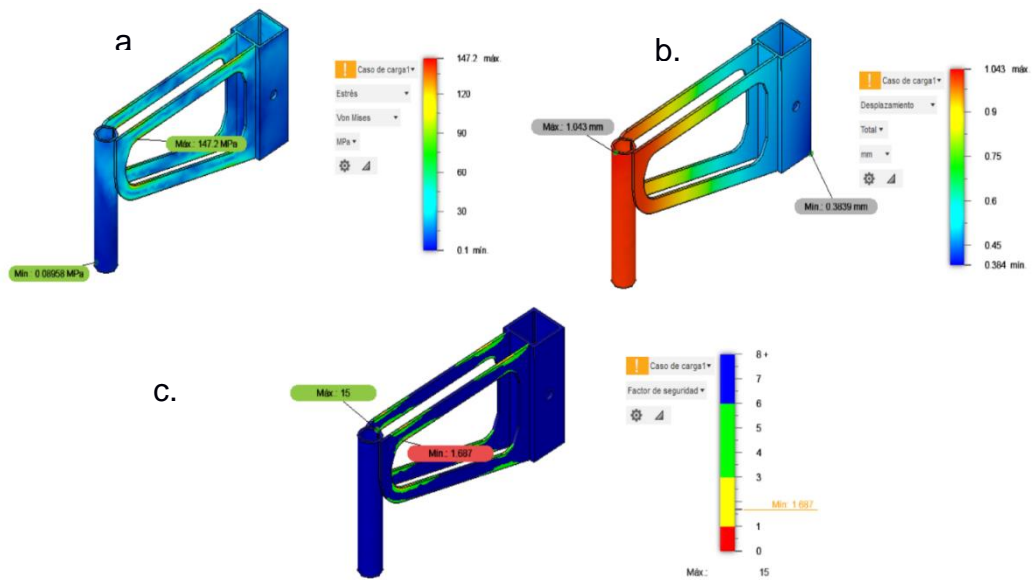


Figura 3.14. Resultados Análisis de Elementos Finitos para el soporte del sillín. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad

Para la base del sillín, se tienen valores máximos de esfuerzo y desplazamiento de 147.2 MPa y 1.043 mm, respectivamente; y un factor de seguridad mínimo de 1.687.

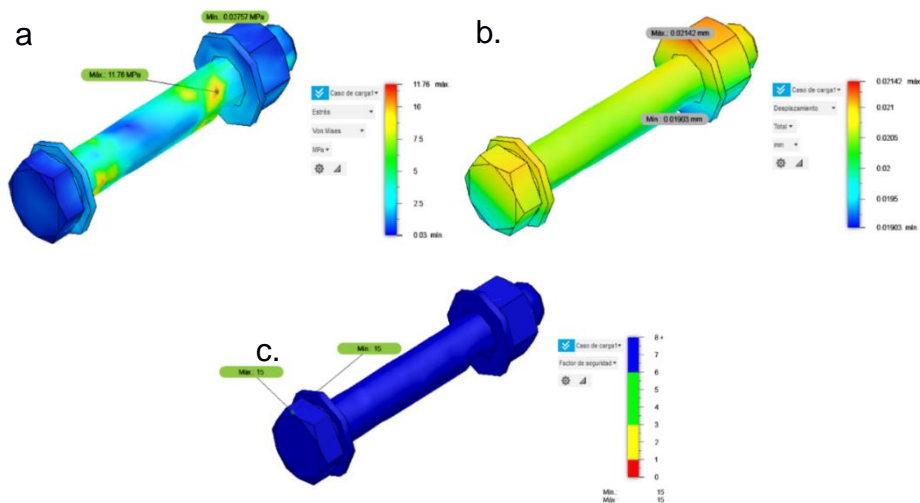


Figura 3.15. Resultados Análisis de Elementos Finitos para pernos. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad

Para los pernos, se tienen valores máximos de esfuerzo y desplazamiento de 11.76 MPa y 0.034 mm, respectivamente; y un factor de seguridad mínimo de 15.

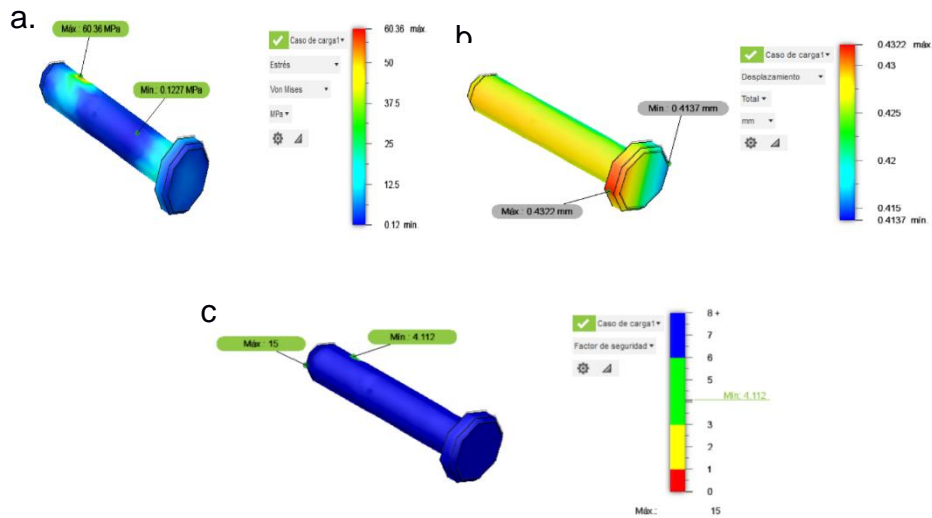


Figura 3.16. Resultados Análisis de Elementos Finitos para pasador regulador de altura del sillín. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad (c)

Para el pasador del sillín, se tienen valores máximos de esfuerzo y desplazamiento de 6036 MPa y 0.4322 mm, respectivamente; y un factor de seguridad mínimo de 15.

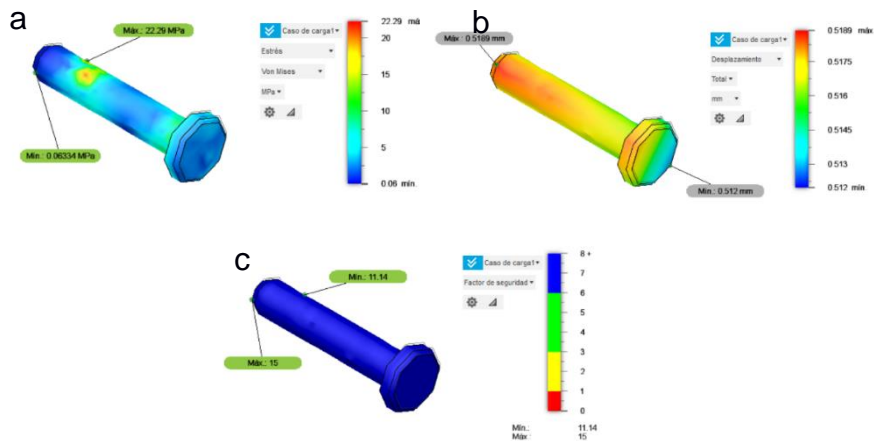


Figura 3.17. Resultados Análisis de Elementos Finitos para pasador regulador de altura brazos. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad

Para el pasador del sistema regulador de altura de brazos, se tienen valores máximos de esfuerzo y desplazamiento de 22.29 MPa y 0.589 mm, respectivamente; y un factor de seguridad mínimo de 11.34.

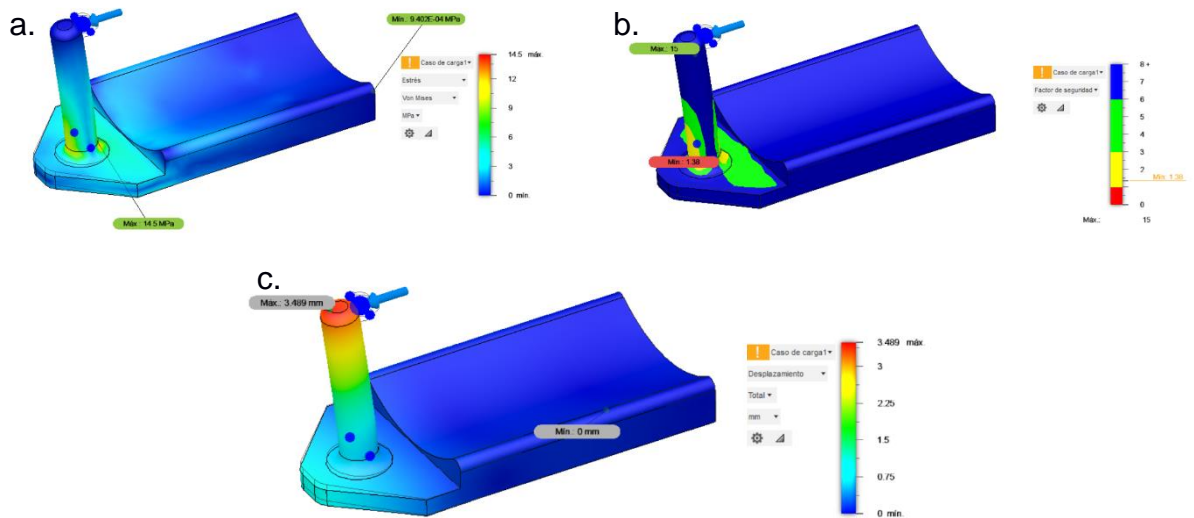


Figura 3.18. Resultados Análisis de Elementos Finitos para sujetador de manos. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad

Para el soporte del apoya brazos, se tienen valores máximos de esfuerzo y desplazamiento de 14.5 MPa y 3.489 mm, respectivamente; y un factor de seguridad mínimo de 1.38.

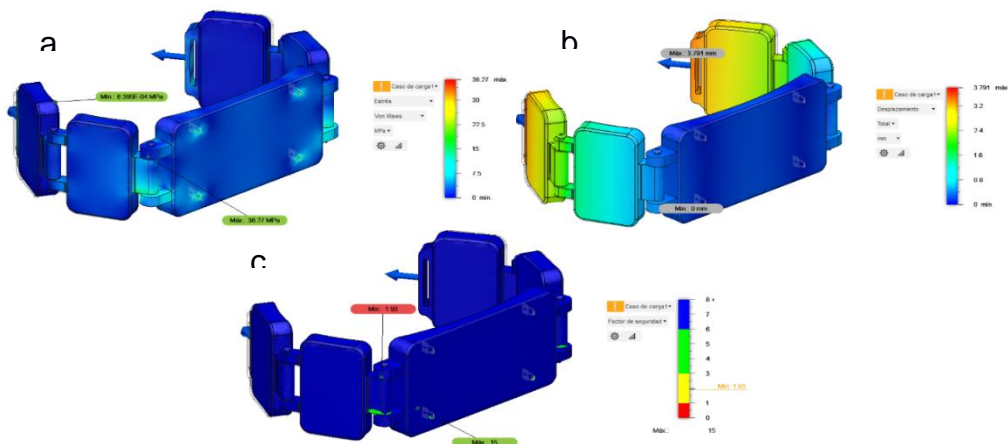


Figura 3.19. Resultados Análisis de Elementos Finitos para pechera. (a) Esfuerzo Von Mises, (b) desplazamiento, (c) factor de seguridad

Para el elemento articulado, se tienen valores máximos de esfuerzo y desplazamiento de 36.27 MPa y 3.791 mm, respectivamente; y un factor de seguridad mínimo de 1.63.

3.10.3 Resultados globales del análisis

Los valores que se obtuvieron dentro de las simulaciones corresponden a los resultados de cada uno de los elementos de la caminadora. A continuación, se representa numéricamente los valores globales críticos de toda la estructura.

Tabla 3.4. Factor de seguridad global

Característica	Mínimo	Máximo
Factor de seguridad		
Coefficiente de seguridad (por cuerpo)	1.687	15

Tabla 3.5. Esfuerzo global

Característica	Mínimo	Máximo
Esfuerzo		
Von Mises	1.194E-05 MPa	147.2 MPa
Primera principal	-44.09 MPa	151.1 MPa
Tercera principal	-134.3 MPa	45.95 MPa
Normal XX	-80.61 MPa	79.5 MPa
Normal YY	-117.8 MPa	145.9 MPa
Normal ZZ	-90.64 MPa	119.5 MPa
Corte XY	-42.25 MPa	50.02 MPa
Corte YZ	-42.56 MPa	58.56 MPa
Corte ZX	-45.52 MPa	35.73 MPa

Tabla 3.6. Desplazamiento global

Característica	Mínimo	Máximo
Desplazamiento		
Total	0 mm	3.838 mm
X	-0.3433 mm	0.3343 mm
Y	-0.4871 mm	1.036 mm
Z	-3.704 mm	0.004792 mm

Tabla 3.7. Fuerza de reacción global

Característica	Mínimo	Máximo
Fuerza de reacción		
Total	0 N	62.49 N
X	-27.98 N	28.99 N
Y	-9.52 N	9.858 N
Z	-41.19 N	57.68 N

Tabla 3.8. Deformación global

Característica	Mínimo	Máximo
Deformación		
Equivalente	9.784E-11	9.602E-04
Primera principal	-5.561E-06	0.001056
Tercera principal	-9.776E-04	9.682E-06
Normal XX	-3.408E-04	2.829E-04
Normal YY	-5.715E-04	7.241E-04
Normal ZZ	-3.142E-04	4.816E-04
Corte XY	-5.494E-04	6.504E-04
Corte YZ	-5.534E-04	7.614E-04
Corte ZX	-5.918E-04	4.646E-04

Tabla 3.9. Presión de contacto global

Característica	Mínimo	Máximo
Presión de contacto		
Total	0 MPa	108.3 MPa
X	-32.5 MPa	46.5 MPa
Y	-104.4 MPa	62.17 MPa
Z	-88.63 MPa	46.93 MPa

Tabla 3.10. Fuerza de contacto global

Característica	Mínimo	Máximo
Fuerza de contacto		
Total	0 N	2106 N
X	-336.9 N	625.1 N
Y	-2103 N	1069 N
Z	-1018 N	582.4 N

3.10.4 Especificaciones técnicas del dispositivo

Tabla 3.11. Especificaciones técnicas del dispositivo

Especificaciones técnicas		
características	Dimensión	Valor
	altura mínima	85,5 cm
	altura máxima	105,5 cm
	largo no plegado	78,2 cm
	largo plegado	92,7 cm
	ancho	70 cm
	peso del equipo	21 kg
	peso máximo del paciente	100 kg

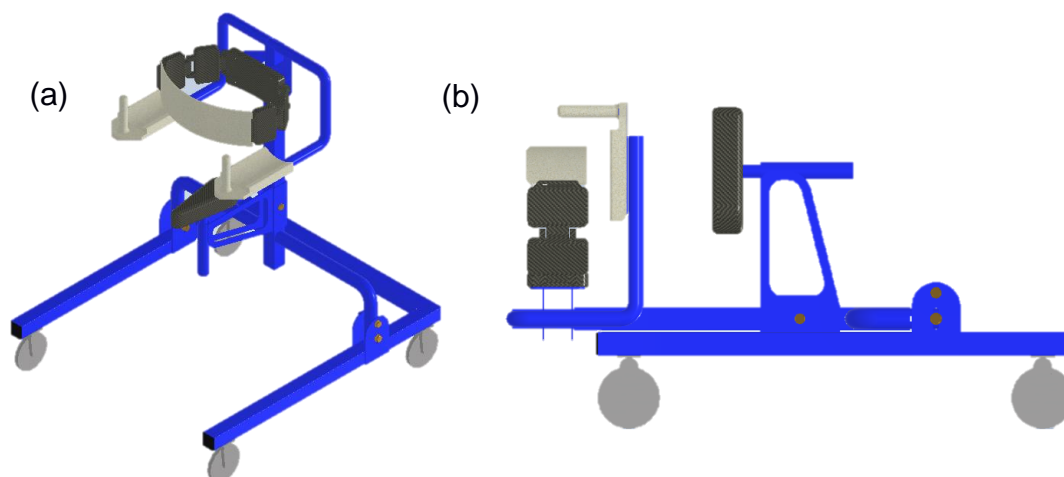


Figura 3.20. (a) Dispositivo la altura estándar del paciente. (b) Dispositivo plegado

3.11 Análisis de resultados

El objetivo planteado durante la realización del proyecto consistió en diseñar y construir una caminadora tipo bipedestador para un paciente con PCI en etapa de desarrollo, y que lo acompañe durante toda su etapa de crecimiento hasta la adultez; contando de esta forma con sistemas regulables de altura, para lo cual el análisis se basó en tres aspectos principales como lo fue su diseño, simulación y posterior construcción.

3.11.1 Análisis de diseño

El diseño planteado como la alternativa ganadora cumplió con los objetivos descritos al inicio, el uso de manufactura aditiva se centró en accesorios los cuales

no están sometidos a esfuerzos considerables, evitando de esta forma que existan fallas dentro del diseño; el sistema de orejas planteado permite que el proyecto además de contar con piezas desarmables tenga de igual manera un sistema de plegado haciendo fácil su transporte y uso durante el periodo de tiempo establecido en un inicio, siendo este 5 años correspondiente a su adolescencia. El uso de curvas de crecimiento proporcionadas por la OMS permitió establecer una línea de tiempo representada mediante ecuaciones, de esta manera se consiguió predecir la estatura y el peso que el paciente poseerá a la edad de 18 años, esto para colocar las medidas donde se ajustarán los accesorios conforme la edad avanza.

El análisis posterior por elementos finitos se basó en las medidas obtenidas dentro del análisis inicial, con fines prácticos se utilizó las medidas críticas, es decir, aquellas correspondientes a las de mayor edad, ya que estas representan los puntos críticos de diseño al ser las de mayor valor, al garantizar estabilidad en este punto nos brinda seguridad de no fallo durante de su uso.

El mercado nacional no presenta opciones de bipedestadores manufacturados dentro del país, por lo que el diseño presentado es comparable con equipos extranjeros como Kid Walk® [18]; ante lo cual este presenta elementos de fácil ensamblaje, así como formas de fácil reemplazo en caso de daños por cuestiones externas al uso común. Las curvas y apariencia visualmente más estética son detalles que al momento de ensamblar pueden llegar a presentar problemas debido a la limitación de manufactura que presenta el proyecto.

3.11.2 Análisis de simulación

El análisis de elementos finitos se realizó en dos programas para comparar resultados en función de la calidad de malla. Inventor usa el entorno de Nastran, mientras que Fusion 360 utiliza el entorno de ANSYS; es decir, ambas simulaciones pueden ser exportadas en el programa correspondiente. Con una calidad de malla de 163 412 elementos y un esfuerzo Von Mises de 117.3 MPa para el programa Inventor, se tiene un error de 3.58% en comparación a la

simulación realiza en Fusion 360, con 181 070 elementos y un esfuerzo Von Mises de 113.1 MPa. De esta manera, se evidenció que no existe discrepancia entre los resultados a pesar de ser realizados en distintos programas. Además, se realizó la respectiva convergencia de resultados en función a la calidad de malla tal como se muestra en Figura 3.6 Convergencia de resultados para la selección del mallado en el análisis de elementos finitos.

Inicialmente, se realizó un análisis global del diseño, en donde el análisis de interés se basó en la estructura y componentes metálicos y plásticos. En este caso, se suprimieron elementos como las ruedas, sujetador de pecho, resorte y asiento, ya que el fabricante propio de cada componente brinda las condiciones de trabajo a las que se puede someter su producto.

Se realizó un mallado de elementos bidimensionales tipo “*shell*” para la estructura, con la finalidad de analizar los esfuerzos en toda la superficie de los elementos. En general, los elementos prismáticos/hexagonales son de mejor calidad que los otros, pero requieren una mayor capacidad de procesamiento del computador.

Dentro de la sección 3.10.2 se observan los resultados de las distintas simulaciones, empezando por el esfuerzo máximo Von Mises que es de 147.2 MPa, los cuales permitieron analizar si la estructura analizada presentará fallos. Se obtuvo el desplazamiento que sufre la estructura debido a las fuerzas y momentos presente, dando como resultado un desplazamiento máximo de 3.838 mm en el externo superior del soporte vertical. Estos valores no representaron un problema a considerar, de igual manera el factor de seguridad en los distintos elementos fue superior a 1, garantizando la integridad de todos los elementos de la caminadora.

3.11.3 Análisis de construcción

La construcción del dispositivo caminadora inició con la adquisición de productos en el mercado local. La lista de materiales principales se centró en tubos de geometría circular y cuadrada de acero. Estos fueron utilizados para la base y la

columna vertical ya que garantizan una mayor estabilidad y seguridad. Dentro de la construcción de la base, se tomó en cuenta detalles que no se evidenciaron al momento de diseñar. El principal aspecto fue respetar las medidas, ya que, al momento de soldar los tubos, primero se tuvieron que realizar puntos, estos permitieron fijar los tubos para comprobar nuevamente la medida ya que con soldadura los materiales sufren de dilatación y pequeñas deformaciones que afectarían la distancia; trabajar con niveles y escuadras fue primordial para garantizar la rectitud de los elementos. Otro factor que se consideró al trabajar con acero es el peso del dispositivo el cual se elevó debido a la elección de este material, algo que no suele ocurrir en dispositivos contruidos en aluminio como lo son unos cuantos, dentro del mercado nacional, tomando como referencia dispositivos similares tales como silla de ruedas.

Conforme se avanzó con la construcción, se realizaron pequeños cambios con respecto al modelo original, esto viene ligado a formas prácticas de construir que solo se observan al momento de su realización. Se destaca el acople pechera-apoyabrazos al convertirse en un solo elemento permite ajustar de mejor manera la altura, considerando que el cuerpo humano crece proporcionalmente se evitó tener dos reguladores.

Se tuvieron varias consideraciones con los accesorios impresos en 3D, siendo las más importantes la forma y orientación del cuerpo en el área de impresión; la cual fue realizada por capas, por lo que no se pudo ser considerado como un sólido puro. En el accesorio ajustable al apoyabrazos, el material impreso en 3D tuvo el soporte de un alma de acero, esto con el fin de brindar seguridad al paciente y evitar daños tempranos en la estructura.

Las uniones empernadas dentro de la caminadora contaron con arandelas con el fin de distribuir la fuerza de apriete a través de un área mayor y homogénea. Las ruedas con la que se trabajó fueron empernadas aplicando el método de apriete en cruz; es decir, apretando los pernos de manera diagonal para distribuir de mejor manera la presión.

Uno de los objetivos planteados fue asegurar un mecanismo plegable el cual permita ahorrar espacio de la caminadora cuando su uso no sea requerido, para esto se plantearon muchas ideas de las cuales varias de ellas presentaron dificultades al momento de construirse; sin embargo, la idea final con un sistema empernado regulable brindó seguridad al momento de su uso, así como un mecanismo plegable sin necesidad de un desmontaje total de piezas aledañas.

3.12 Prototipo construido

El prototipo construido se observa en la Figura 3.21, las fotos del proceso de construcción se encuentran en la sección de Anexos.



Figura 3.21. Prototipo construido.

3.13 Costos

El material utilizado durante el trabajo se cotizó dentro de la provincia del Guayas, teniendo como resultado la lista de los siguientes materiales con su respectivo valor al mercado.

Tabla 3.12. Costo de materiales

Material	Cantidad	Precio
Tubo Negro Cuadrado 1 ½"x2mm	6m	\$17.77
Tubo Negro Célula 40 Redondo 1"x3mm	6m	\$10.39
Tubo Negro Cuadrado 1 1/4" x2mm	6m	\$15.75
Pernos 10mm	8	\$8
Arandelas 10mm	16	
Tuerca 10mm	8	
Pernos 5/16"	16	\$4.50
Arandelas 5/16"	32	
Tuerca 5/16"	16	
Ruedas 4" con freno	4	\$41
Elementos impresos en 3D	9	\$60
Total		\$157.41

Dentro del análisis de costo se tomó en cuenta de igual manera las actividades realizadas que no implican una compra directa como los materiales, como lo son la mano de obra y uso de herramientas dentro del taller en el que se realizó la construcción del prototipo.

Tabla 3.13 Costos de mano de obra

Actividad	Cantidad	Precio
Uso de taller	3 días	\$20xdía
Soldador	6 horas	\$3.37/hora
Ensamblaje	8 horas	\$2.5/hora
Total		\$100.22

Los costos de mano de obra se basaron en un salario de \$800 mensuales para un soldador, mientras que para el ensamblaje la referencia es un salario de \$600. De los costos presentados en ambas tablas se obtiene el costo final el cual es presentado en la Tabla 3.14.

Tabla 3.14 Costos totales

Costo	Precio
Materiales	\$157.41
Mano de obra	\$100.22
Total	\$257.63

3.13.1 Proyección de ventas

El costo de venta se estableció en \$300, de los cuales se realizó una proyección de ventas de 5 años, considerando una tasa de incremento anual del 10%, fijando como objetivo la venta de 12 caminadoras por año, partiendo de un valor inicial de inversión de \$3091 del cual se obtuvo un Valor actual neto (VAN) de \$4077.16 con una Tasa interna de retorno (TIR) del 49% indicando un nivel alto de seguridad en la inversión que permite recuperar el depósito inicial sin generar pérdidas al agente externo.

Tabla 3.15. Proyecciones de venta

Período	Ingreso	Egreso	Flujo de efectivo	Valor presente
0			-\$3091	-\$3091
1	\$3600	\$2160	\$1440	\$1309,09
2	\$4140	\$2484	\$1656	\$1368,60
3	\$4761	\$2856,6	\$1904,4	\$1430,80
4	\$5475,15	\$3285,09	\$2190,06	\$1495,84
5	\$6296,42	\$3777,85	\$2518,57	\$1563,83

VAN	\$4077,1635
TIR	49%

Adicional a esto, se trabajó con unidades vendidas, las cuales se fijaron en aproximadamente 7. De esta manera, se evitó que existan pérdidas económicas, tomando como referencia este valor como punto de equilibrio en el análisis. A partir de la unidad 8, se cuenta con utilidades, mejor conocidas como ganancias.

Tabla 3.16 Utilidades por unidades vendidas

CANTIDAD	VENTAS	COSTOS TOTALES	UTILIDADES
0	0	\$1000	-\$1000
2	600	\$1314,82	-\$714,82
4	1200	\$1629,64	-\$429,64
6	1800	\$1944,46	-\$144,46
7	2100	\$2101,87	-\$1,87
8	2400	\$2259,28	\$140,72
10	3000	\$2574,1	\$425,9
12	3600	\$2888,92	\$711,08

Dentro de la Figura 3.22. se puede observar cómo, mediante el aumento de unidades vendidas, las ventas llegan a superar a los costos; mientras que las utilidades comienzan a producir valores positivos indicando que el modelo de negocio contará con ganancias dentro de pocas unidades fabricadas.

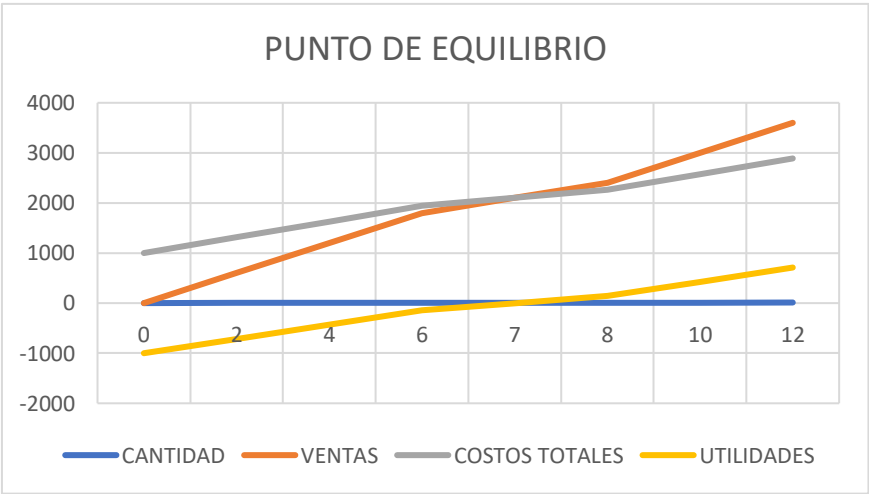


Figura 3.22. Punto de equilibrio basado en unidades vendidas

CAPÍTULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

La caminadora presentada en este proyecto se diseñó y construyó en base a las necesidades del paciente, un niño de 12 años de la ciudad de Guayaquil diagnosticado con parálisis cerebral infantil. Para lograrlo, se realizaron mediciones y estimaciones de crecimiento del paciente en función del tiempo, garantizando que la caminadora pueda adaptarse en toda su etapa de desarrollo durante la adolescencia.

El uso de materiales de fácil adquisición dentro del mercado nacional permitió establecer un precio referente con el fin de ser comparado con productos extranjeros, teniendo en cuenta la seguridad del usuario como el principal referente a considerar. El costo final de la caminadora presenta una ventaja competitiva dentro del mercado nacional, pudiendo compararse con sillas de ruedas, siendo este último mencionado uno de los más utilizados por la población. Sin embargo, como se detalló durante el desarrollo del proyecto, no siempre se adapta a las necesidades de los clientes, pudiendo llegar a disminuir la reducida movilidad que ya se posee. Su precio rondando los \$260 se adapta a la economía de diferentes grupos sociales existentes dentro del mercado nacional.

La implementación de manufactura aditiva solucionó diferentes problemas ante piezas con forma compleja, logrando que, a partir de un diseño en programas CAD, se conviertan en una realidad que brindó al proyecto una rapidez en cuanto a construcción, reduciendo incluso costos y residuos que provocarían el uso de métodos convencionales.

Como todo proyecto, al construirse se obtienen diferentes resultados. Si bien el dispositivo cumple con las especificaciones planteadas desde el inicio, también surgieron aspectos que van más allá del diseño, como lo es la constancia de uso

del paciente y el contar con un área que le permita realizar recorridos dentro de su domicilio.

4.2 Recomendaciones

El crear una línea de producción a mayor escala permite conseguir muchas piezas que no están de venta al por menor debido a la desventaja en relación con el precio, enfocándose principalmente en modelos de inyección de plástico, haciendo referencia a las juntas y uniones, lo que haría factible la construcción del dispositivo con aluminio.

En función a la discapacidad del paciente, se requieren ciertos accesorios adicionales para mayor comodidad del usuario. Esto podría ser un nuevo modelo de asiento, similar al de las caminadoras para bebé, ya que el asiento de bicicleta puede generar cierta inconformidad al paciente.

Al trabajar con diferentes uniones empernadas, es necesario contar con llave para realizar el apriete, el cual para la comodidad fue establecida como llave 10 mm para todos los dispositivos ajustables a excepción de las ruedas cuya llave es 5/16".

Para el uso de la caminadora, se requiere una previa estimulación del paciente con el fin de evitar dificultades por un repentino salto del reposo en el que se encuentra. Al convertirse en una forma de terapia se recomienda su uso programado durante la semana con el fin de que el paciente se familiarice con su funcionamiento.

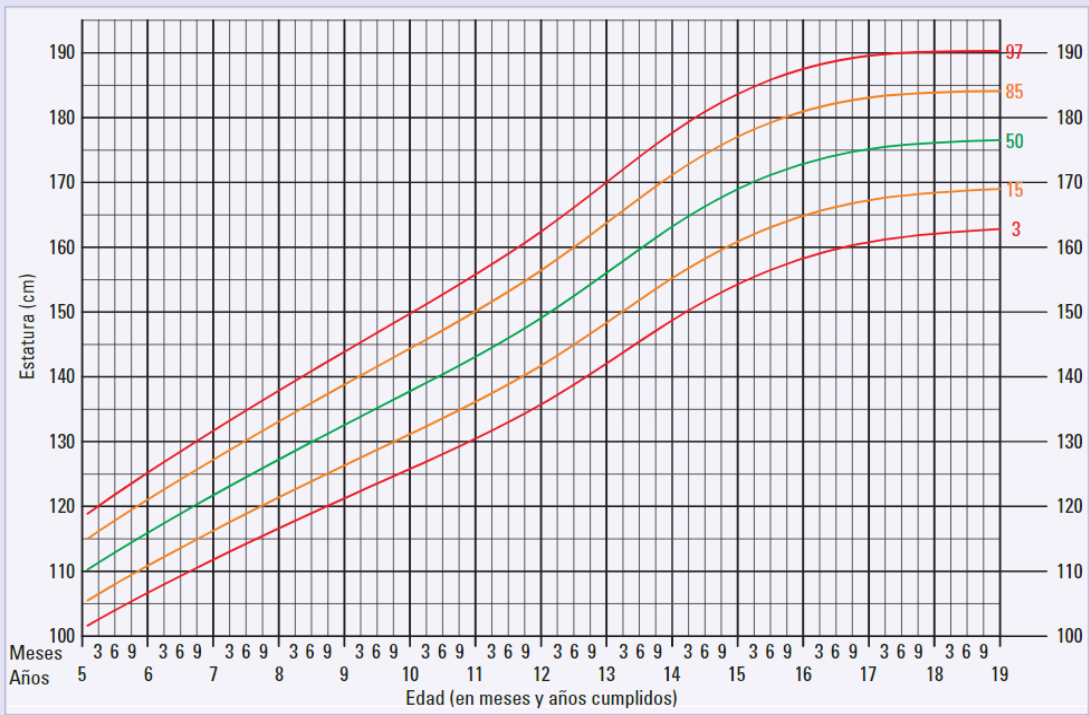
BIBLIOGRAFÍA

- [1] Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades - CONADIS, «Estadísticas de Discapacidad,» Enero 2022. [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.
- [2] L. Sophie, Tratamiento de la parálisis cerebral y del retraso motor, Medica Panamericana, 2000.
- [3] N. Hammond, «What is dyspraxia?,» *Healthline*, Enero 2022.
- [4] S. G.A, «Miastenia gravis: diagnóstico y tratamiento.,» *Mayo Clinic*, vol. 1, nº 2, 2000.
- [5] G. Morales, «Distrofia muscular progresiva,» *Revista del Hospital Juarez de Mexico*, vol. 69, nº 1, pp. 30-37, 2017.
- [6] J. V. H. P. G. C. M. H. M. G. A. Gómez-López Simón, «Parálisis Cerebral Infantil,» *Archivos Venezolanos de Puericultura y Pediatría*, vol. 76, nº 1, pp. 30-39, 2013.
- [7] F. A. Bermejo, «Ayudas para la marcha en la parálisis cerebral infantil,» *Revista Internacional de Ciencias Podológicas* , vol. 6, nº 1, pp. 9-24, 2012.
- [8] J. M. C. Beer, *Vector Mechanics for Engineering*, McGraw-Hill, 2013.
- [9] National Aeronautics and Space Administration - NASA, «Glenn Research Center,» 11 Octubre 2022. [En línea]. Available: <https://www1.grc.nasa.gov/beginners-guide-to-aeronautics/newtons-laws-of-motion/>.
- [10] R. L. Norton, «Materiales y procesos,» de *Diseño de Máquinas*, pp. 875-918.
- [11] R. L. Norton, «Teorías de falla estática,» de *Diseño de máquinas*, pp. 175-232.
- [12] R. L. Mott, «La naturaleza del diseño mecánico,» de *Diseño de elementos de máquinas*, 2006, pp. 9-14.
- [13] T. R. Chandrupatla, *Introduction to Finite Elements in Engineering*, New Jersey: Pearson.
- [14] R. L. Norton, «Análisis de elementos finitos,» de *Diseño de máquinas*, pp. 919 - 958.

- [15] R. Linke, «Massachusetts Institute of Technology MIT,» 7 Diciembre 2017. [En línea]. Available: <https://mitsloan.mit.edu/ideas-made-to-matter/additive-manufacturing-explained>.
- [16] R. Kipling, «Técnicas de Priorización».
- [17] S. Rafiqul, «Cura Infill Patterns |A definitive Guide,» *Medium*, 2020.
- [18] G. Paleg, «Comparación de las propiedades de inercia y las fuerzas requeridas para iniciar el movimiento de tres entrenadores de marcha,» *Assistive Technology*, vol. 28, nº 3, pp. 137-143, 2016.
- [19] M. M. T. Rifki Atmaja, «Stress Analysis of Lower Limb Exoskeleton for Walking Assistance using Finite Element Method,» 2017.
- [20] BYU, «Biomechanics - Force,» [En línea]. Available: <https://exsc.byu.edu/biomechanics/seeley/force>.
- [21] A. S. f. T. a. Materials, ASTM F977 - Standard Consumer Safety Specification for Infant Walkers, 2022.

APÉNDICES

Estatura para la edad niños. Percentiles (5-19 años)

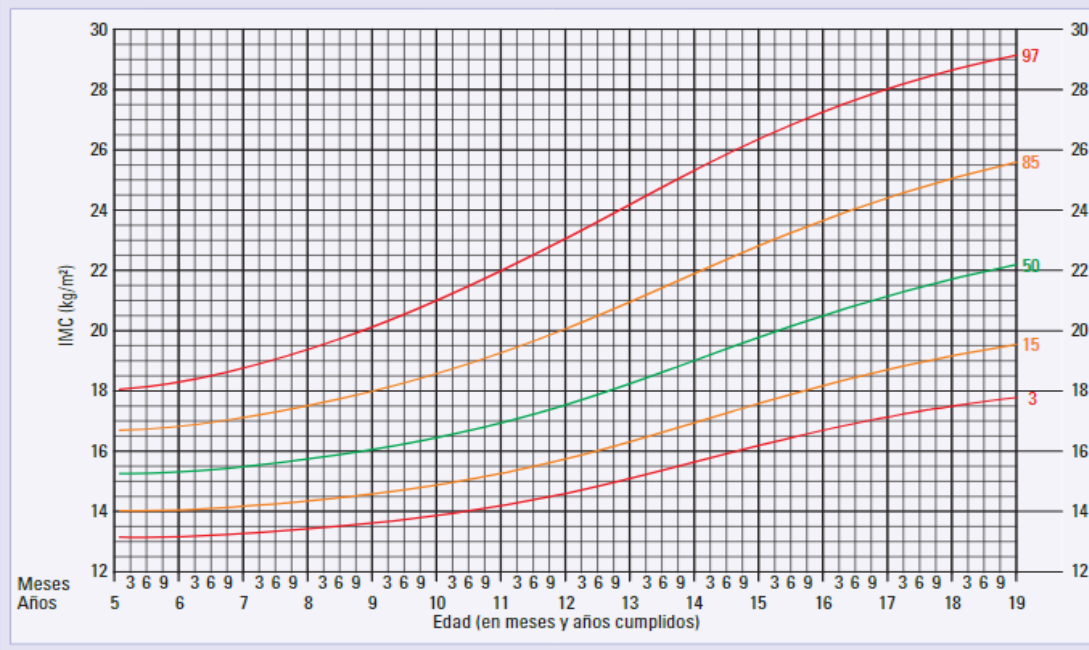


Patrones de crecimiento infantil de la OMS.

Figura 4.1. Curva de crecimiento infantil.

Fuente: OMS

IMC para la edad niños. Percentiles (5-19 años)



Patrones de crecimiento infantil de la OMS.

Figura 4.2. Curva de Índice de masa corporal para niños









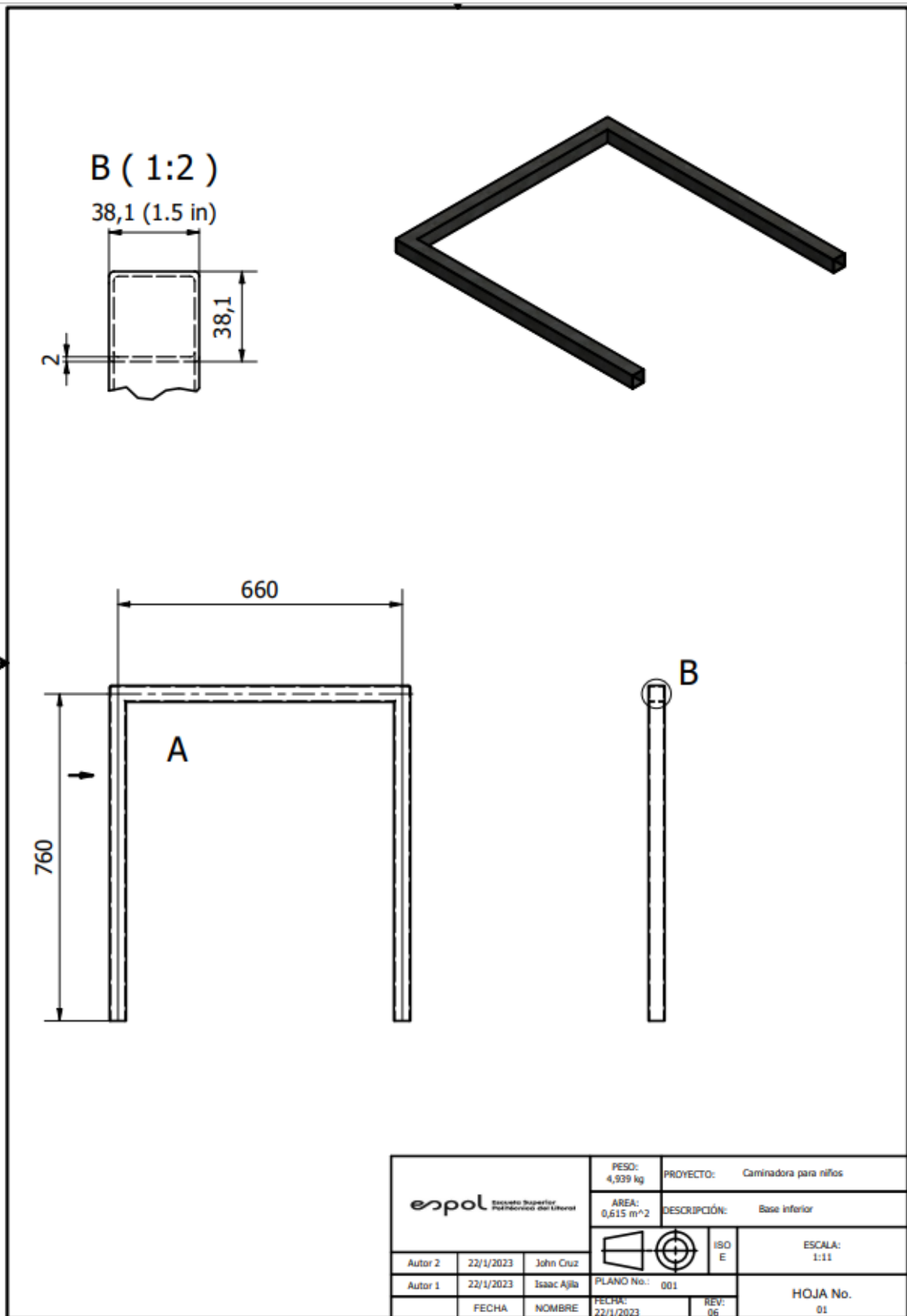
CARACTERÍSTICAS	GANCHOS CUBRIENDO EL ANCHO TOTAL				UN CANAL DE GANCHOS			
								
MATERIAL BASE	Poliamida	Poliamida	Gancho: Polipropileno Laminado: Velour 3800 (poliamida)	Gancho: Polipropileno Laminado: No tejido 3310 (poliéster)	Gancho: Polipropileno Laminado: Velour 3610 (poliamida)	Gancho: Polipropileno Laminado: Velour 3905 (poliamida)	Gancho: Polipropileno Laminado: No tejido (poliéster)	Gancho: Polipropileno Laminado: Velour 3905 (poliamida)
CONSTRUCCIÓN	Tejido Gancho y bucle tejidos en caras opuestas	Adhesivado Cinta gancho adhesivada junto a cinta bucle	Extruido Ganchos plásticos extruidos detrás de cinta bucle a todo el ancho		Extruido Canal de ganchos plásticos extruidos detrás de cinta bucle			
CICLO DE VIDA	Medio	Alto	Medio	Bajo	Medio/ Bajo	Medio/ Bajo	Medio/ Bajo	Medio/ Bajo
FUERZA DE PELAJE (MEDIA)	2,6 N/cm	2 N/cm	2,1 N/cm	-	1,6 N/cm	0,9 N/cm	1,3 N/cm	1,1 N/cm
FUERZA DE CIZALLADURA (MEDIA)	18 N/cm ²	10,3 N/cm ²	27 N/cm ²	Min. 7 N/cm ²	27 N/cm ²	18 N/cm ²	22 N/cm ²	20 N/cm ²
COLORES ESTÁNDAR	Negro, blanco	20 colores	Negro, blanco, amarillo, verde, azul, rojo	Verde musgo	Gancho: Negro Laminado: Blanco	Gancho: Negro Laminado: Blanco, gris	Gancho: Natural Laminado: Blanco	Gancho: Natural Laminado: Blanco
ANCHOS ESTÁNDAR (mm)	25, 40	16, 20, 23, 25, 30, 38, 46, 50, 100, 125	10, 13, 16, 20, 25, 30, 38, 50, 107	10, 20	Total: 200 Canal de ganchos: 30	Total: 200, 300 Canal de ganchos: 15	Total: 235 Canal de ganchos: 10	Total: 200 Canal de ganchos: 12
PRESENTACIONES ESTÁNDAR	Rollos de 25m	Rollos de 25m	Rollos de 25m	Rollos de 25m	Rollos de 50m	Rollos de 51m Rollos de 91m	Rollos de 60m	Rollos de 75m
PESTAÑA PARA FACILITAR APERTURA	-	-	-	-	Sí	Sí	Sí	Sí
ALGUNAS APLICACIONES	Médicas: ortopedia Transportes: accesorios Especialidades: fardos	Médicas: ortopedia Especialidades: fardos	Industria del Embalaje Transportes: manipulación y protección de cables Especialidades: fardos, ideal para la fibra óptica	Especialidades: agricultura y ataduras para plantas	Industria del Embalaje Transportes: manipulación y protección de cables Especialidades: fardos			
CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES	Resistencia a altas temperaturas y a tratamientos químicos No se deslaminada al no llevar adhesivo Suave y flexible	Flexibilidad Ciclo de vida alto	Laminación gancho-bucle sin utilizar adhesivos Fuerte autocierre	Laminación gancho- no tejido sin utilizar adhesivos Autocierre desechable	Autocierre desechable			

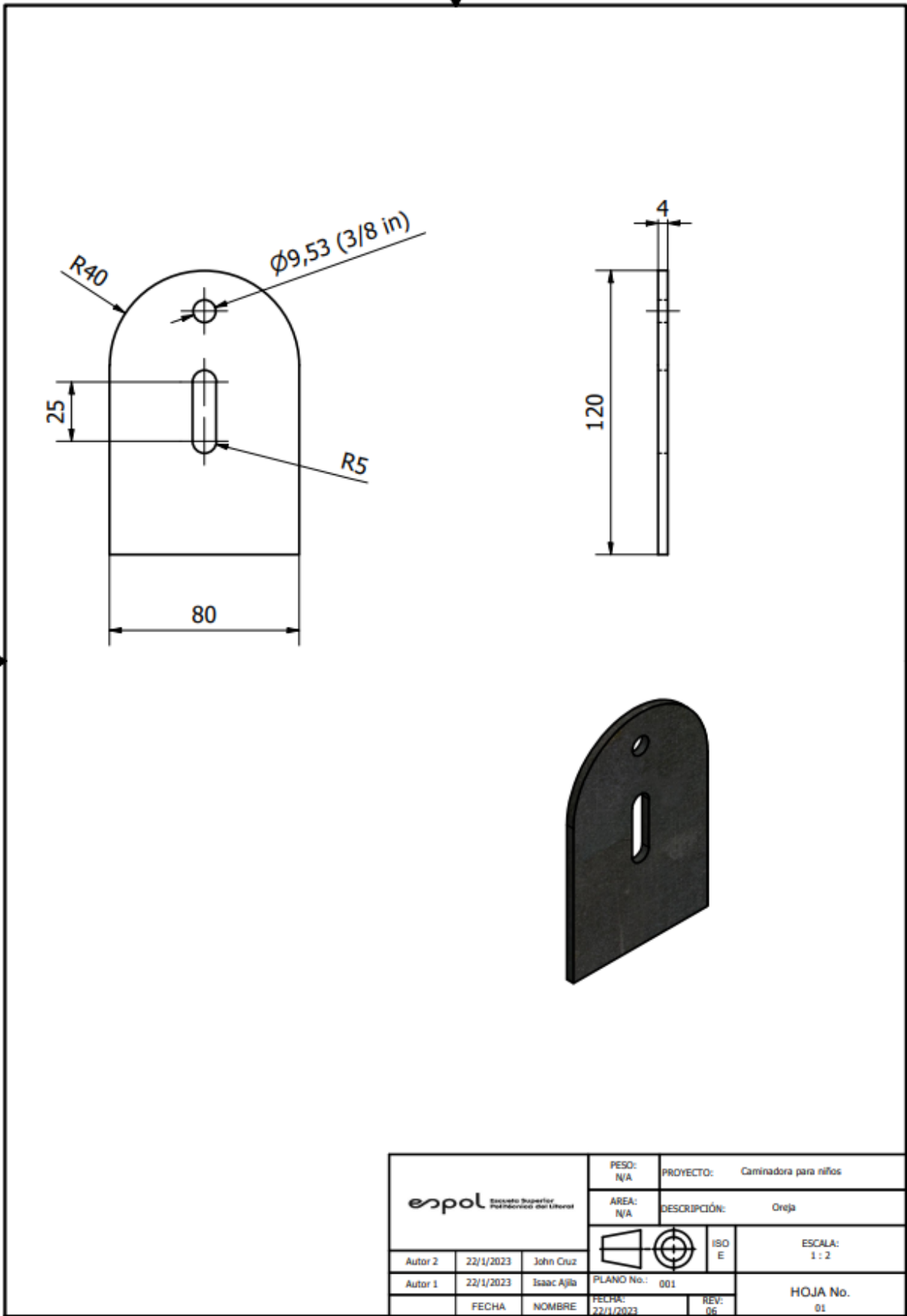
Figura 4.3. Ficha técnica Velcro



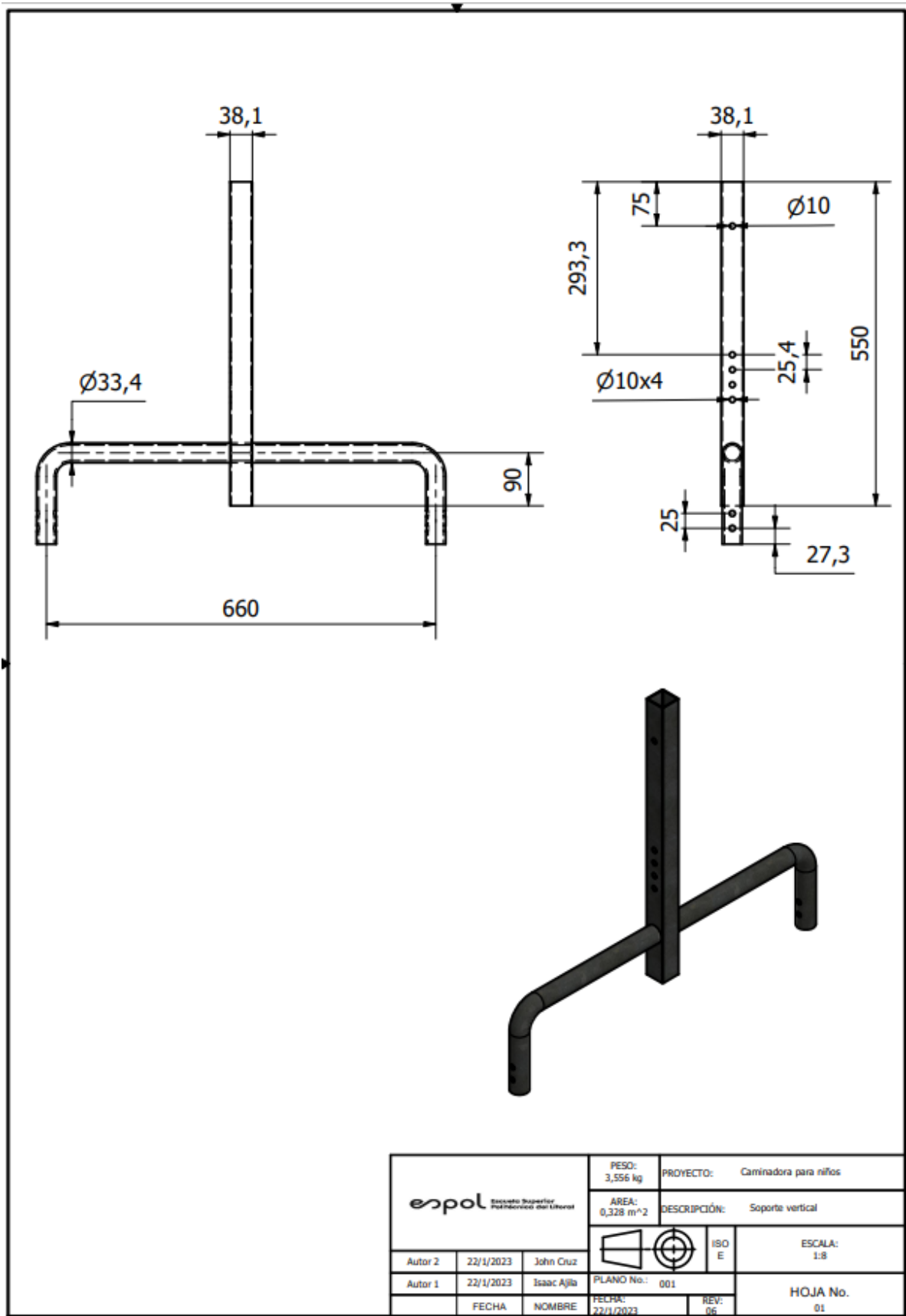
Figura 4.4. Fotos del proceso de construcción.



Plano 1. Base inferior

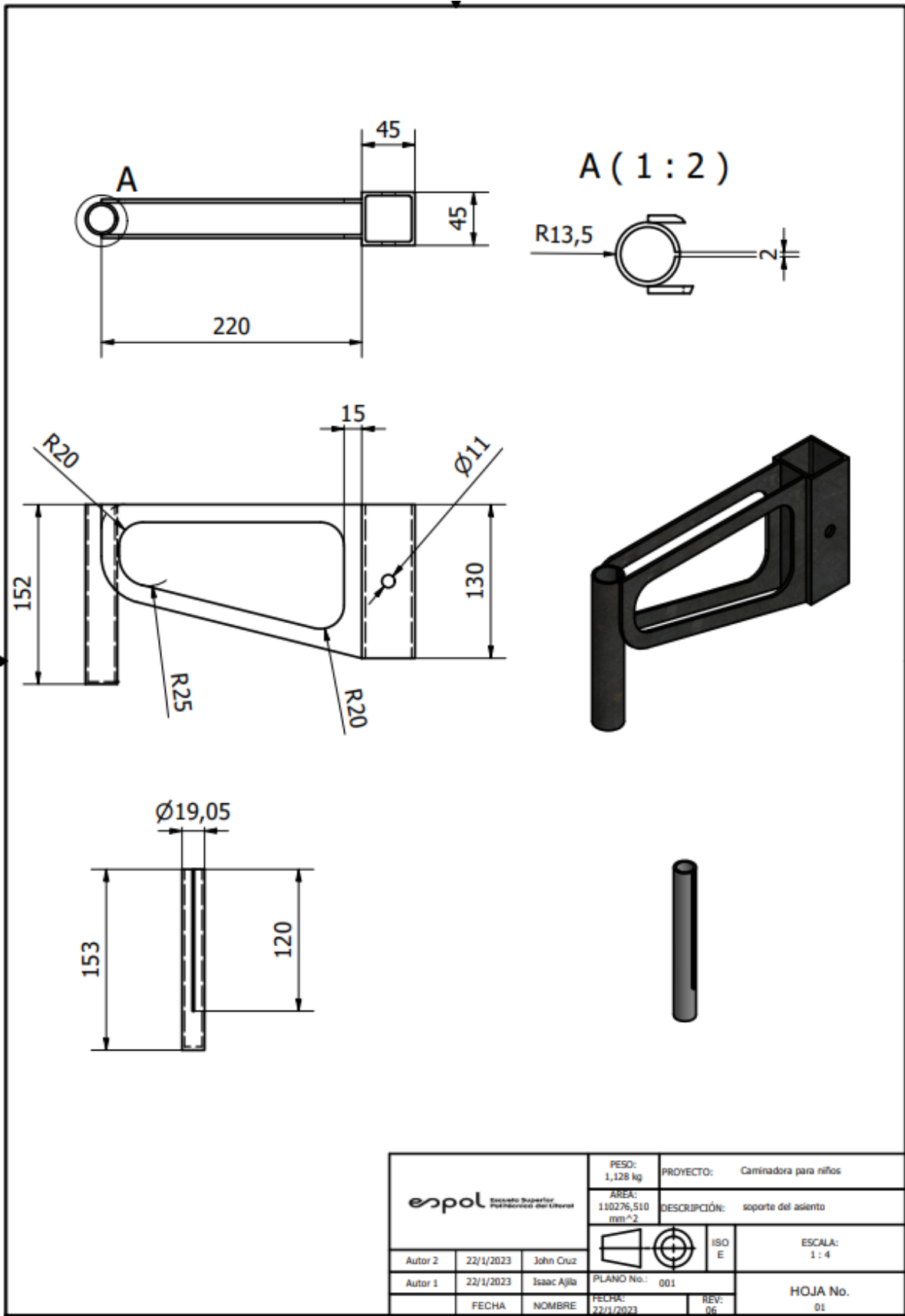


Plano 2. Oreja

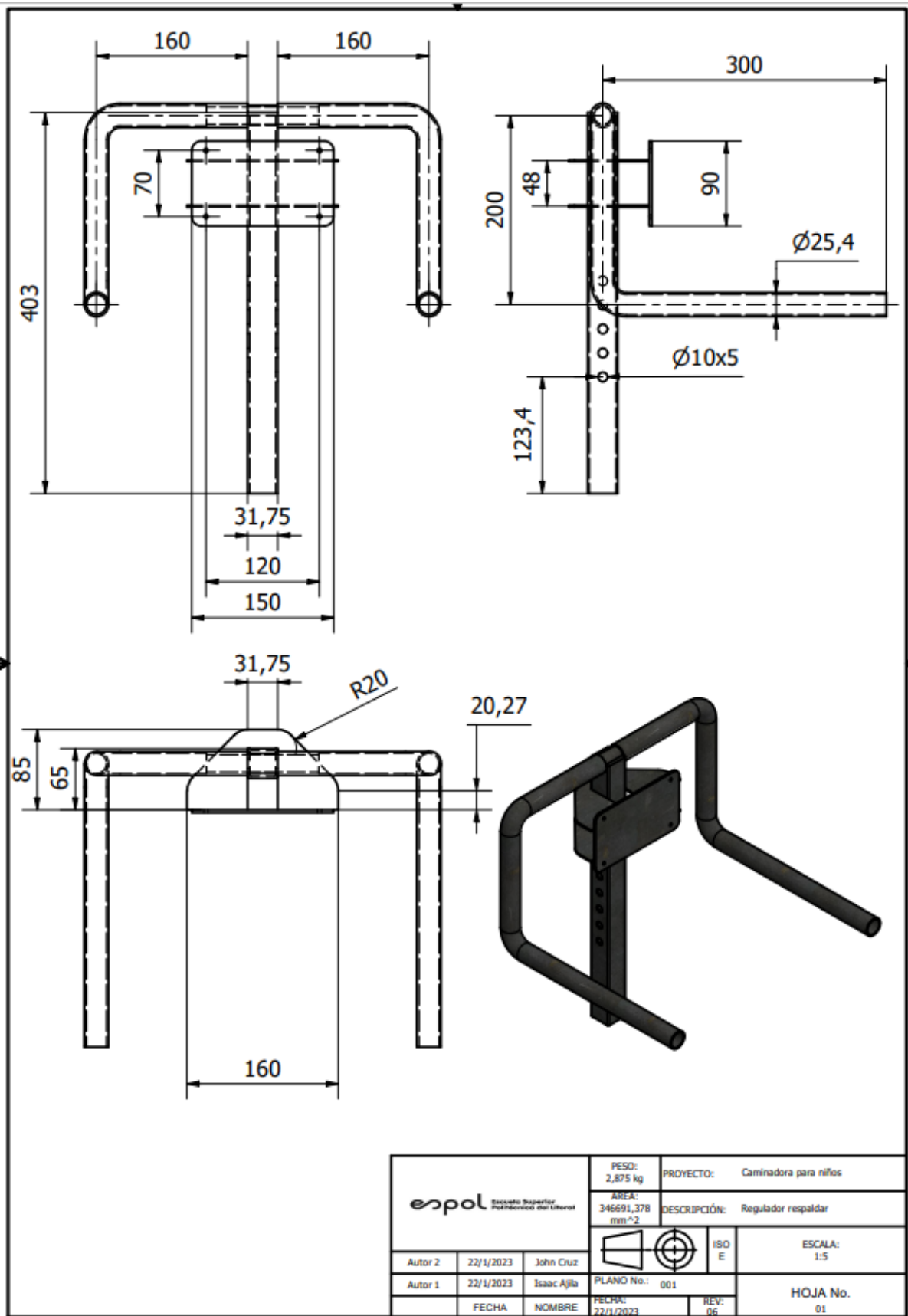


			PESO: 3,556 kg	PROYECTO: Caminadora para niños
			AREA: 0,328 m ²	DESCRIPCIÓN: Soporte vertical
Autor 2	22/1/2023	John Cruz		ESCALA: 1:8
Autor 1	22/1/2023	Isaac Ajlla		PLANO No.: 001
	FECHA	NOMBRE	FECHA: 22/1/2023	REV: 06

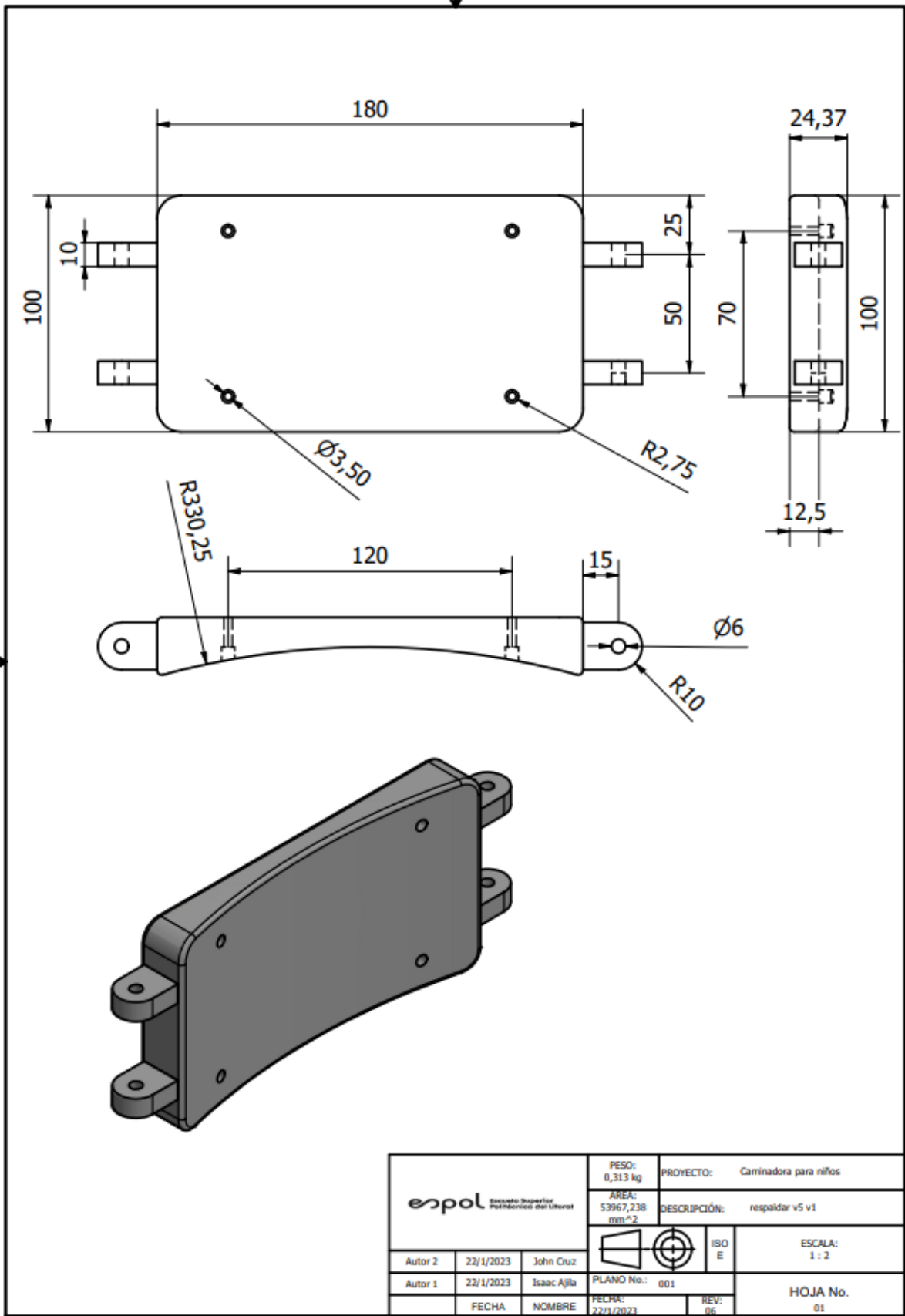
Plano 3. Soporte vertical



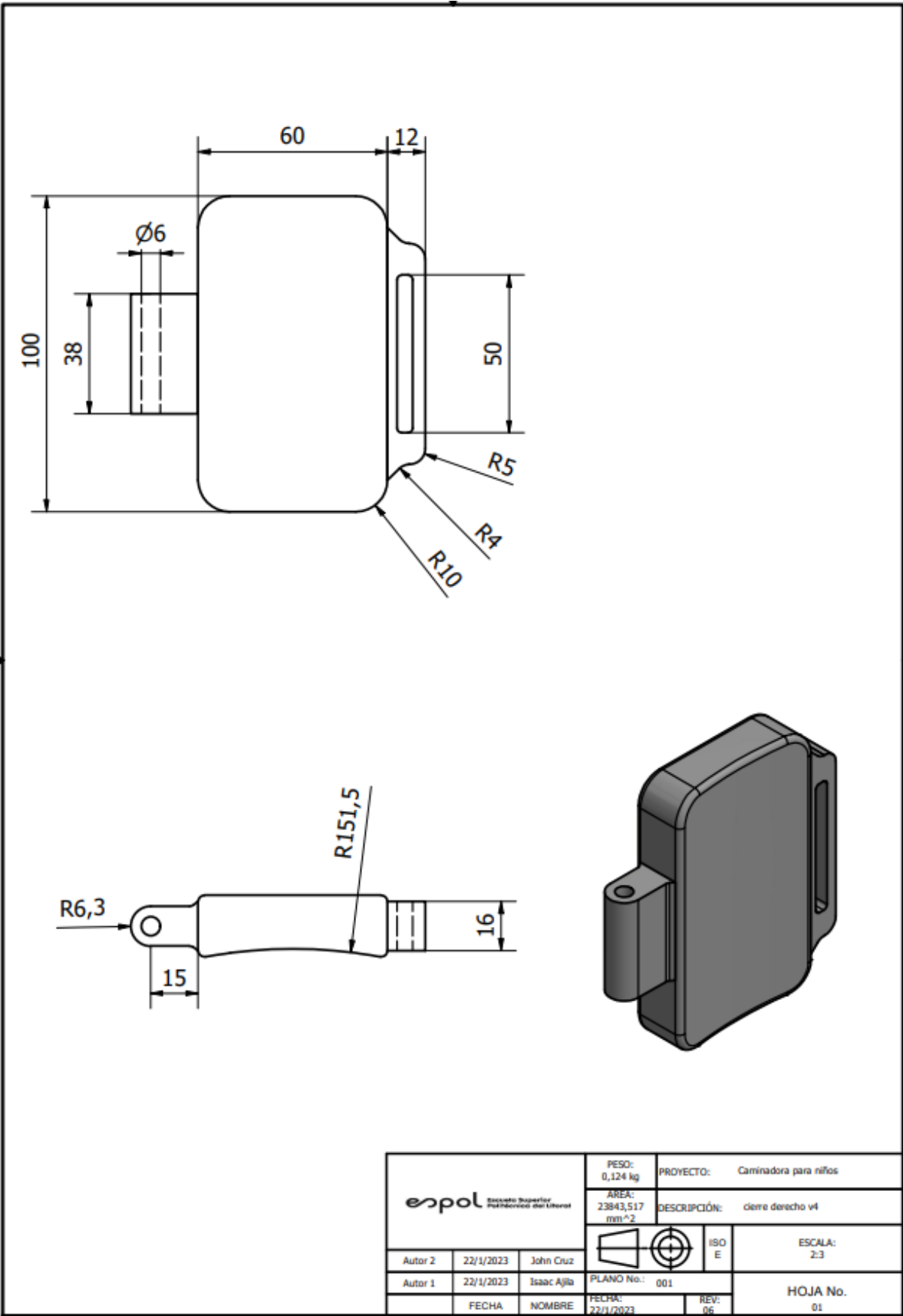
Plano 4. Soporte del asiento



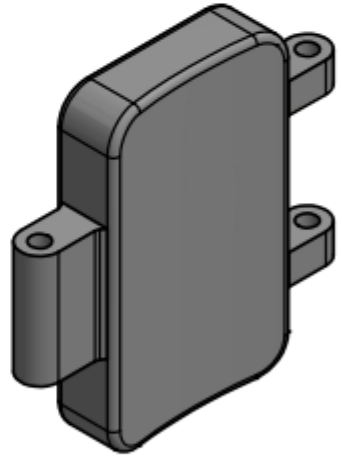
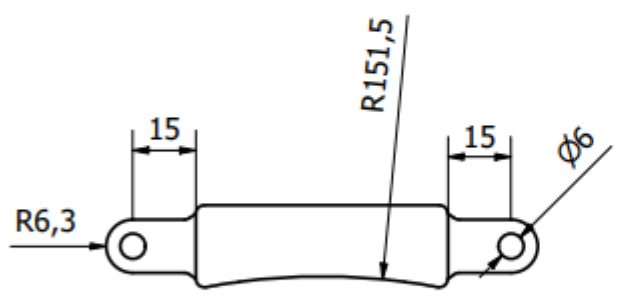
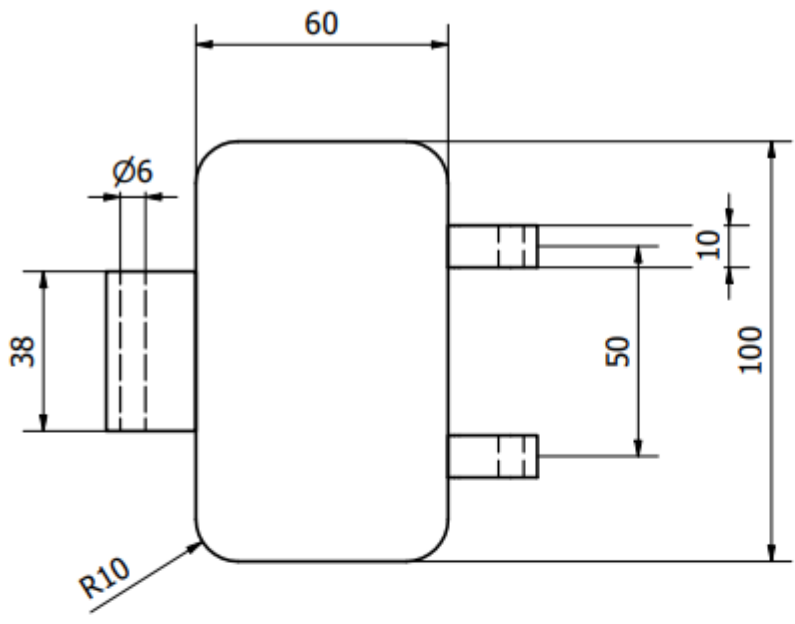
Plano 5. Regulador respaldar



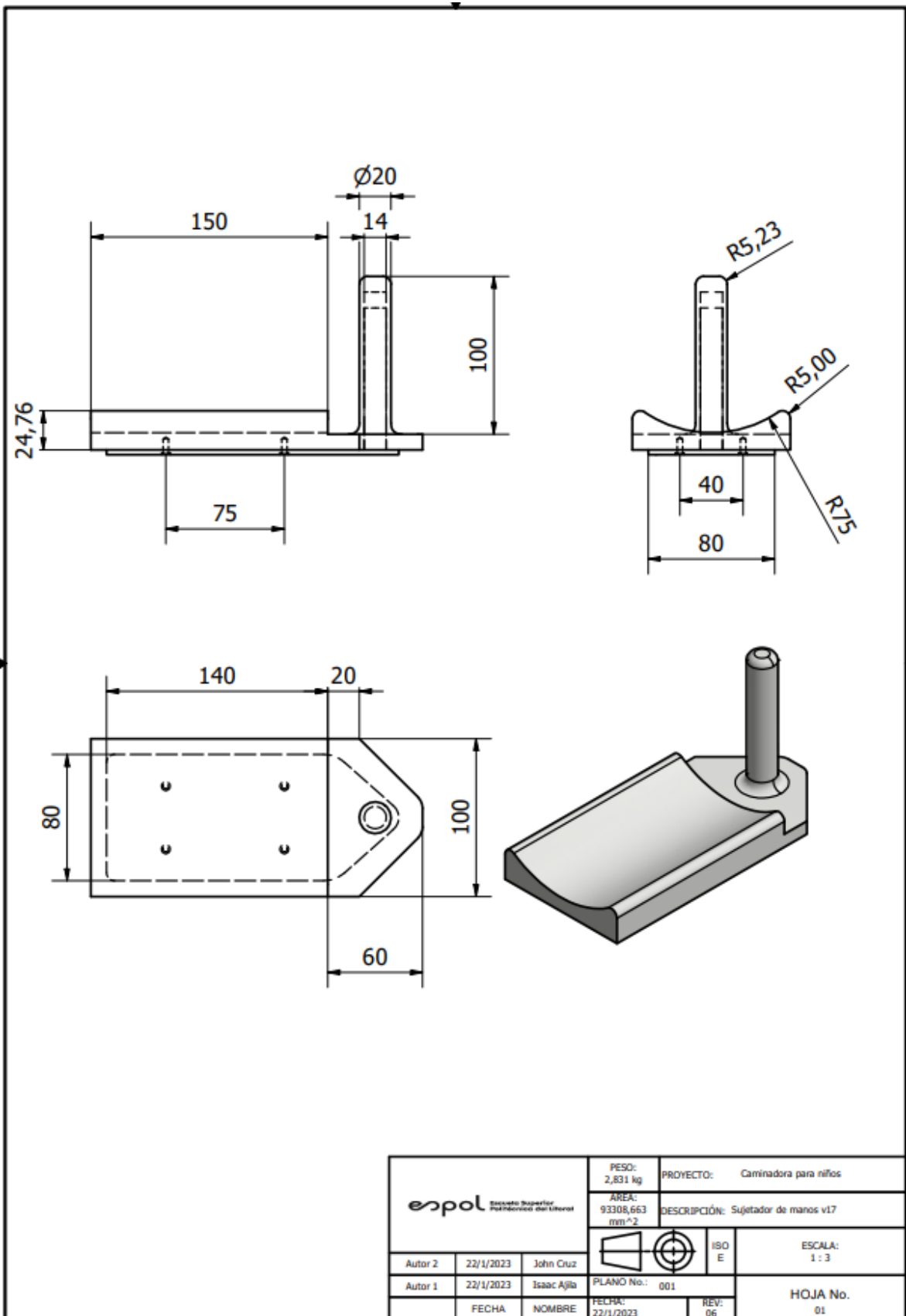
Plano 6. Respaldo de pechera



Plano 7. Cierre para pechera

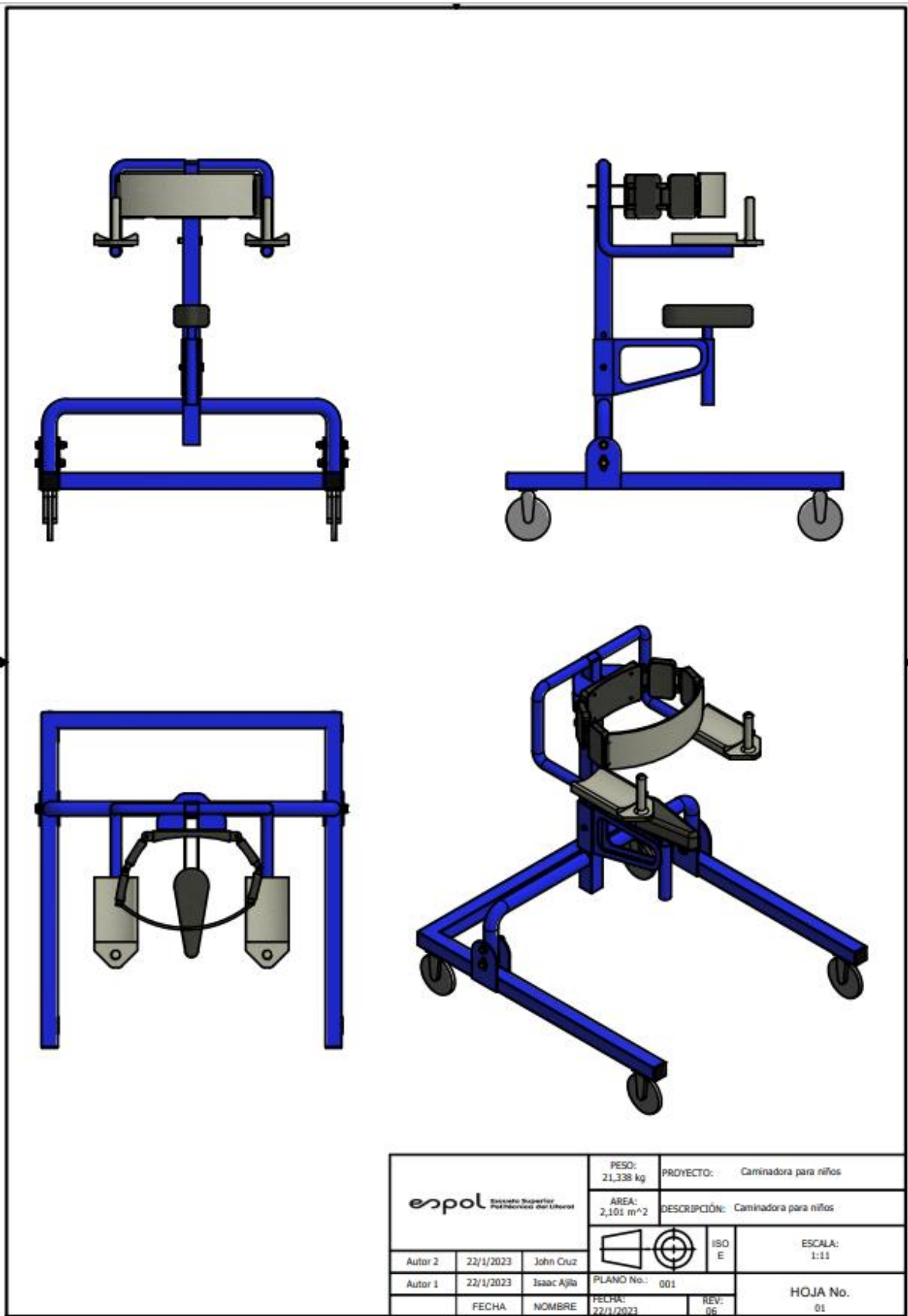


			PESO: 0,119 kg	PROYECTO:	Camiradora para niños
			AREA: 23350,152 mm ²	DESCRIPCIÓN:	cierra derecho v5
Autor 2	22/1/2023	John Cruz		ESCALA: 2:3	
Autor 1	22/1/2023	Isaac Ajlla		PLANO No.:	001
	FECHA	NOMBRE	FECHA:	22/1/2023	REV: 06



			PESO: 2,831 kg	PROYECTO: Caminadora para niños
			ÁREA: 93308,663 mm ²	DESCRIPCIÓN: Sujetador de manos v17
Autor 2	22/1/2023	John Cruz		ESCALA: 1 : 3
Autor 1	22/1/2023	Isaac Ajlla		PLANO No.: 001
	FECHA	NOMBRE	FECHA: 22/1/2023	REV: 06

Plano 8. Sujetador de mano



Plano 9. Vistas caminadora para niños

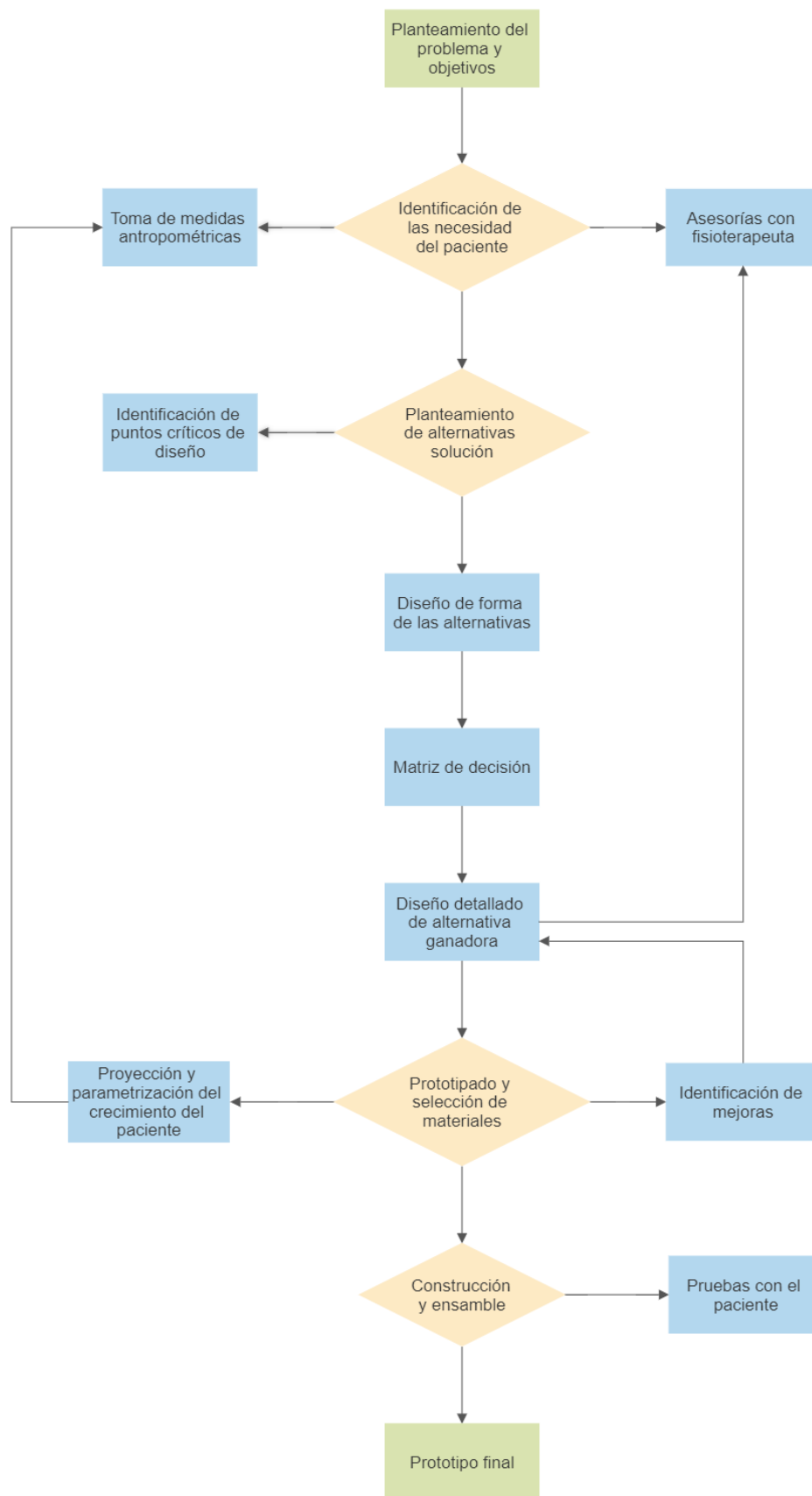


Figura 4.5. Diagrama de flujo para el proceso de diseño y construcción de la caminadora

Mean Segment Weights

Percentages of Total Body Weight

Segment	Males	Females	Average
Head	8.26	8.2	8.23
Whole Trunk	55.1	53.2	54.15
Thorax	20.1	17.02	18.56
Abdomen	13.06	12.24	12.65
Pelvis	13.66	15.96	14.81
Total Arm	5.7	4.97	5.335
Upper Arm	3.25	2.9	3.075
Forearm	1.87	1.57	1.72
Hand	0.65	0.5	0.575
Forearm & Hand	2.52	2.07	2.295
Total Leg	16.68	18.43	17.555
Thigh	10.5	11.75	11.125
Leg	4.75	5.35	5.05
Foot	1.43	1.33	1.38
Leg & Foot	6.18	6.68	6.43

Plagenhoef et al., 1983

Percentages of Total Body Weight

Segment	Males	Females	Average
Head & Neck	6.94	6.68	6.81
Trunk	43.46	42.58	43.02
Upper Arm	2.71	2.55	2.63
Forearm	1.62	1.38	1.5
Hand	0.61	0.56	0.585
Thigh	14.16	14.78	14.47
Shank	4.33	4.81	4.57
Foot	1.37	1.29	1.33

de Leva, 1996

Figura 4.6. Referencia proporcional del peso de las partes del cuerpo