



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE ARQUITECTURA

**CENTRO DE INVESTIGACIONES DE DISEÑO
INDUSTRIAL**

**SILLA AUXILIAR DE MOVILIDAD PARA
PERSONAS CON PARÁLISIS CEREBRAL**

TESIS Y EXAMEN PROFESIONAL

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
DISEÑADOR INDUSTRIAL**

**PRESENTA:
JOSÉ FRANCISCO CASTILLO MENA**

**DIRECTOR DE TESIS:
M.D.I. MAURICIO MOYSSÉN CHÁVEZ**

**ASESORES:
D.I. UBALDO DANDER SÁNCHEZ
D.I. EMMANUEL TOSCANO MENDOZA**

**LECTORES:
D.I. MARIBEL ALONSO CHEIN
D.I. VÍCTOR VALENCIA SOSA**



CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX. 2023



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



“No puedes cambiar al mundo, pero sí su mundo”.

-Francisco Castillo



Índice	
Introducción.....	7
Orden de trabajo.....	8
Objetivo general.....	8
Objetivo particular	8
Justificación.....	8
Alcances.....	9
Usuarios.....	9
Mercado	9
Contexto.....	9
Función.....	9
Producción.....	9
Ergonomía.....	10
Estética.....	10
Introducción.....	11
Generalidades parálisis cerebral	11
¿Qué es la parálisis cerebral?.....	11
Causas y factores de riesgo	13
Tipos generales de parálisis cerebral	13
Problemas asociados con parálisis cerebral.....	18
Tratamientos	19
Estadísticas, incidencia y prevalencia	20
Posturas de personas con parálisis cerebral.....	22
Postura correcta.	29
Sentado correcto	31
Recomendaciones para un sentado correcto de personas con PC.	33
Conclusión	35
Estudio de campo	36
Introducción.....	36
Perfil del usuario primario	36
Perfil del usuario secundario	37
Antecedente “silla roja”	39
Dimensiones	39
Características.....	39
Partes.....	40
Secuencia de uso	41

Ventajas	46
Desventajas	47
Observaciones adicionales.	50
Conclusión	51
Proceso de diseño.....	52
Requerimientos del proyecto	52
Función.....	52
Producción.....	53
Ergonomía.....	53
Estética.....	53
Antecedentes comerciales.....	54
Propuestas conceptuales	65
Propuesta 1	65
Propuesta 2	66
Propuesta 3	67
1er simulador	69
Modelos a escala	69
Construcción.....	69
Prueba de simulador	71
Ventajas	73
Desventajas	75
Conclusiones.....	75
2do Simulador	76
Referencias.....	77
Bocetos	78
Construcción.....	79
Prueba de simulador	82
Ventajas	86
Desventajas	87
Conclusión	88
Propuesta final.....	89
Iteraciones estructurales.....	89
Definición diseño final.....	90
Características.....	91
Secuencia de uso	104
Conclusión	106

Planos	107
Referencias.....	162

Introducción

La discapacidad siempre ha acompañado a la humanidad; esta condición no es exclusiva de nuestra especie, pero sí hemos sido la única capaz de paliar y/o mejorar esta condición.

Es muy importante tener claro que la discapacidad no es una enfermedad, y acorde con el “CDC” (Centers for Disease Control and Prevention), **la discapacidad es cualquier condición corporal y/o mental que dificulta a las personas que viven con ella realizar actividades o interactuar con el mundo que los rodea con algún grado de limitación.** 1. (Centers for Disease Control and Prevention, 2020).

El diseño industrial es una disciplina de carácter creativo que es capaz de desarrollar soluciones a problemas específicos; dentro de esta disciplina existe un área llamada “diseño incluyente”, la cual se enfoca en diseñar soluciones para mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad.

En particular este proyecto de tesis está centrado en brindar un diseño de silla auxiliar de movilidad para personas con parálisis cerebral en el contexto mexicano.



Figura 1 Vista en perspectiva de diseño final de silla auxiliar de movilidad.

Orden de trabajo

Objetivo general

- Proponer un diseño de una silla auxiliar de movilidad para personas con parálisis cerebral.

Objetivo particular

- Documentar las características cognitivas, anatómicas y fisiológicas presentes en personas con parálisis cerebral.
- Cómo y de qué manera el diseño industrial puede mejorar la calidad de vida de las personas con parálisis cerebral.
- Generar una propuesta de diseño de silla auxiliar de movilidad para personas con parálisis cerebral, asequible y de fácil mantenimiento en comparación a las opciones actuales que hay en el mercado mexicano.

Justificación

- A pesar de que en los últimos años la comunidad internacional ha avanzado mucho en la parte legal de la inclusión, como el reconocimiento de las personas con discapacidad, lo cierto es que en el entorno físico siguen existiendo barreras que impiden el desplazamiento fluido, seguro y digno de las personas con discapacidad.

Por esta razón si el entorno físico no se puede modificar para el adecuado uso y desplazamiento de auxiliares de movilidad, entonces el diseño de los auxiliares de movilidad deberá ser capaz de superar los obstáculos del entorno de forma segura y fácil para los usuarios. **(Fig. 2)**

Hipótesis

- Al replantear los mecanismos, materiales y medidas generales de la silla de ruedas ésta será más fácil de manipular y transportar para los usuarios.
- El uso de piezas comerciales de objetos masificados como las bicicletas y scooter hará que el mantenimiento y reparación sea más fácil y asequible.
- Incorporando distintos puntos y niveles de amortiguación pasiva hará que al desplazarse por entornos poco favorables sea más comfortable que en un dispositivo carente de éstos.

Cumpliendo estas hipótesis se puede plantear que los usuarios tendrían una mejora en su calidad de vida.

Alcances

- Proponer un diseño que pueda impactar de manera positiva en la calidad de vida de las personas con parálisis cerebral y su círculo cercano, que sea segura, funcional, estética y asequible.

Usuarios

- Usuario Primario: Usuarios con parálisis cerebral desde la pubertad, los cuales tengan problemas psicomotores moderados (falta de movilidad en extremidades inferiores) a graves (falta de movilidad en extremidades inferiores y superiores)
- Usuario Secundario: Familiares, cuidadores, amistades o terceros presentes en el contexto del usuario primario.

Mercado

- Todas aquellas personas con parálisis cerebral que necesiten asistencia de un tercero para poder desplazarse. La propuesta de diseño va enfocada a un mercado que pueda pagar entre los 20,000 a 25,000 pesos mexicanos, compitiendo directamente con propuestas comerciales que rondan entre los 80,000 a 150,000 pesos.

Contexto

- El entorno físico de México que en su gran mayoría no es adecuado para el tránsito fluido, seguro y digno para la población con capacidad plena; por lo tanto, es aún mayor la adversidad de movilidad para la población con algún tipo de discapacidad.

Función

- La función principal del diseño de la silla auxiliar de movilidad es: transportar con seguridad, facilidad y comodidad por periodos amplios de tiempo a usuarios con parálisis cerebral; además su diseño tendrá prestaciones que facilitarán a los usuarios secundarios realizar con facilidad la limpieza del auxiliar y el fácil transporte de este.

Producción

- Los procesos de manufactura y materiales elegidos deberán ser de alta durabilidad, costo asequible, del menor peso posible y de fácil adquisición.

Ergonomía

- Un diseño modular de la silla auxiliar permitirá el ajuste de los componentes involucrados en el trabajo y desempeño ergonómico que requieran los usuarios.

Estética

- La configuración formal de la silla auxiliar buscará alejarse de la estética convencional de las sillas de ruedas, las cuales suelen denotar la condición de los usuarios y causar rechazo social por lo aparatoso de su configuración; el resultado final de la silla auxiliar será un objeto-producto agradable a la vista.

Figura 2

Obstáculos del entorno físico



Nota. Padre haciendo “un caballito” para librar un cambio de nivel con su hijo en silla de ruedas. (Infosalus, 2018).

Investigación

Introducción

Para entender con mayor facilidad y claridad los retos de diseño que se abarcaron en este proyecto es importante conocer las características fisiológicas y físicas propias de la parálisis cerebral.

Generalidades parálisis cerebral

¿Qué es la parálisis cerebral?

La parálisis cerebral (PC) es un grupo de trastornos que afectan la capacidad de una persona para moverse, mantener el equilibrio y la postura. Es la discapacidad motora más frecuente en la niñez. La parálisis cerebral es causada por el desarrollo anormal o por daño al cerebro en desarrollo, que afecta la capacidad de la persona para controlar los músculos.

Figura 3

Sesión de rehabilitación.



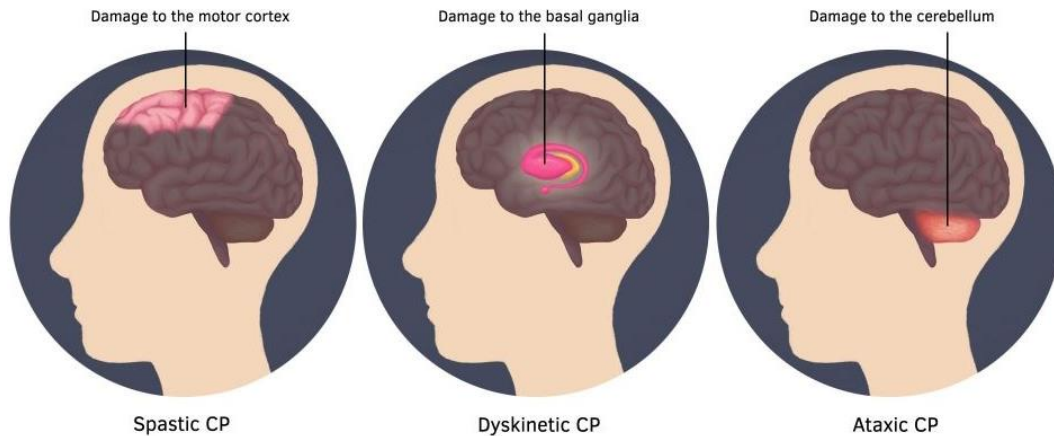
Nota. Niño con parálisis cerebral realizando ejercicios de coordinación con su terapeuta. (Daniel Holoman & Associates LLP, 2022).

La parálisis cerebral **afecta a cada persona de diferente manera, y esto depende de dónde y con qué magnitud fue la lesión en el cerebro**; el espectro del daño se puede manifestar de manera leve (como un leve temblor o ausencia del control del movimiento en alguna extremidad) o manifestarse de manera aguda (como el no tener control en la motricidad en gran parte del cuerpo) y necesitar asistencia para las tareas más sencillas, como hablar, comer o ir al baño. Por lo tanto, **se puede afirmar que cada caso de parálisis cerebral**, al igual que

la persona que vive con ella, **es única**, lo que hace **necesario desarrollar y brindar opciones flexibles** que se puedan **ajustar a las particularidades del usuario**, para así mejorar su **calidad de vida**.

Figura 4

Diagrama áreas afectadas.



Nota. Diagrama en vista lateral de la relación entre tipos de parálisis cerebral y las regiones afectadas en el cerebro (inglés) (Health, 2014).

Todas las personas con parálisis cerebral tienen dificultad con el movimiento y la postura. Algunos casos con parálisis cerebral también presentan problemas relacionados con **discapacidad cognitiva**, episodios de **crisis convulsivas**, **disfunciones visuales, auditivas o en el habla**; en los casos con **movilidad muy limitada** se presentan **trastornos de la columna vertebral** (escoliosis), **problemas articulares** (como contracturas) o **problemas cutáneos** (como escaras o llagas). 2. (Centers for Disease Control and Prevent, 2022).

Figura 5

Pareja de adultos con parálisis.



Nota. Adultos con diferentes niveles de parálisis cerebral. (Heidi Moawad, MD, 2021).

Causas y factores de riesgo

La parálisis cerebral es **causada por el desarrollo anormal del cerebro o por un daño al cerebro en desarrollo** que afecta la capacidad de la persona para controlar sus músculos. Hay varias causas posibles del desarrollo anormal o del daño al cerebro. Antes se pensaba que la causa principal era la falta de oxígeno durante el proceso de parto. Pero ahora los científicos creen que esto causa solo una pequeña cantidad de los casos.

El daño al cerebro que provoca parálisis cerebral infantil **puede ocurrir antes del nacimiento, durante el parto, dentro del primer mes de vida o durante los primeros años de vida del niño, cuando su cerebro todavía se está desarrollando.** Cuando la parálisis cerebral tiene que ver con daño al cerebro que ocurre **antes o durante el parto**, se llama **parálisis cerebral infantil congénita**. La mayoría de los casos de parálisis cerebral **(85-90 %) son congénitos**. Sin embargo, no se sabe la causa en muchos de los casos. En un **pequeño porcentaje** la causa es daño cerebral **ocurrido más de 28 días** después del parto. Esto se llama **parálisis cerebral infantil adquirida** y por lo general se asocia a una infección (como meningitis) o a una lesión en la cabeza.

Tipos generales de parálisis cerebral

Actualmente se utilizan tres criterios para clasificar la parálisis cerebral con los siguientes criterios: **1) área del cerebro afectada; 2) parte del cuerpo afectada; y 3) nivel de funcionalidad en diferentes contextos.**

1) Área del cerebro afectada

a) Espásticas

Es el tipo más común, afecta aproximadamente al **80% de las personas con parálisis cerebral**. Las personas con este tipo de PC tienen los músculos rígidos y contraídos lo que resulta en movimientos lentos y torpes. La rigidez aumenta cuando la persona se emociona. **La lesión se encuentra en la corteza cerebral. (Fig. 6)**

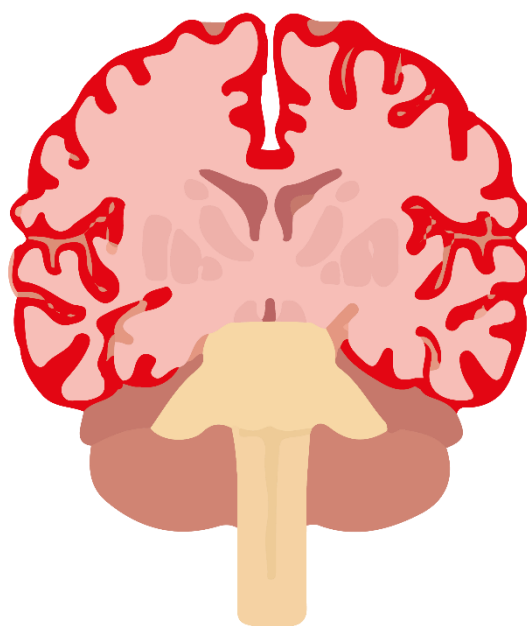


Figura 6 Diagrama en corte coronal de daño en la corteza cerebral.

b) Atetósica-disinética

Afecta aproximadamente al **20% de las personas con parálisis cerebral**. Se caracteriza por la incapacidad de controlar movimientos rápidos e involuntarios que cuando **afectan a extremidades se clasifica como "atetosis"**, y cuando estos movimientos son en la **musculatura orofacial (cara) se clasifica como "discinesia"**. Las personas con este tipo de parálisis suelen tener problemas con el habla (disartria), y esto da la impresión de un problema cognitivo, aunque no exista. **La lesión se encuentra en los ganglios basales.** (Fig. 7)

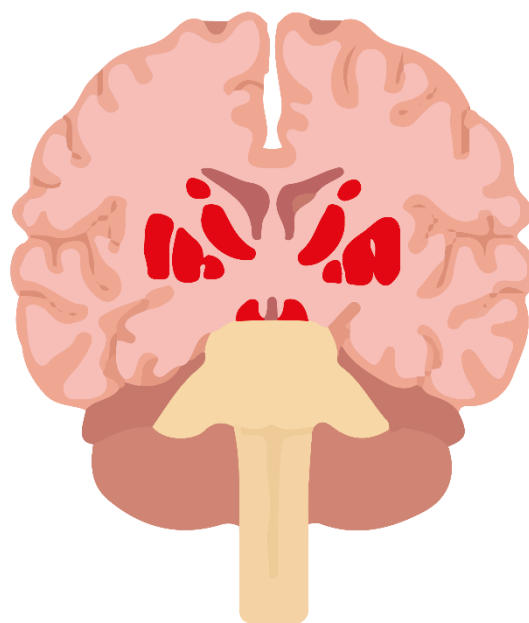


Figura 7 Diagrama en corte coronal de daño en los ganglios basales.

c) Atáxica

Es el tipo menos común, **afecta aproximadamente al 10% de las personas con parálisis cerebral**. Se caracteriza por **problemas con el equilibrio y coordinación**, un signo común es la **inestabilidad en la marcha** lo que aumenta las posibilidades de caída de estas personas. También hay **dificultad para hacer movimientos rápidos o que requieren mucho control**. La lesión se encuentra en el cerebelo. (Fig. 8)

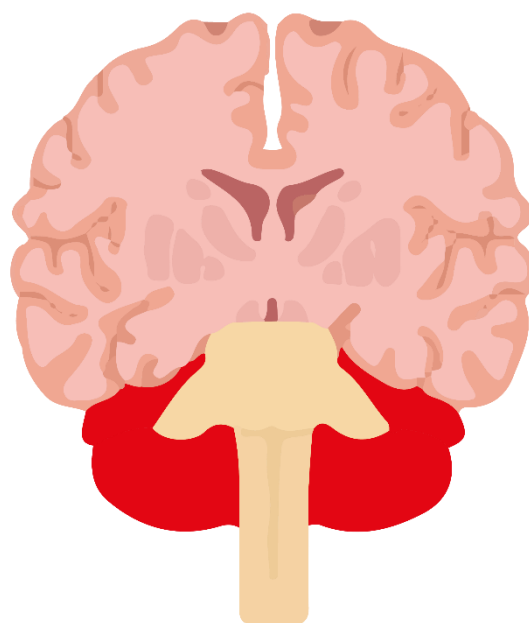


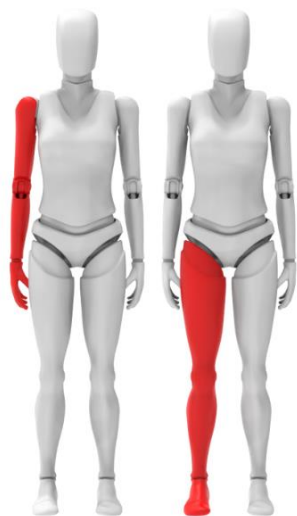
Figura 8 Diagrama en corte coronal de daño en el cerebelo.

d) Mixta

Existen casos de personas que presentan más de un tipo de parálisis cerebral. El tipo más común es **"espástica-discinética"**. Las lesiones pueden ser múltiples en las áreas previamente mencionadas.

2) Parte del cuerpo afectada

Es importante tener conocimiento de la diferencia entre el sufijo “paresia” y “plegia”; **PARESIA** hace referencia a una **alteración del movimiento**, mientras que **PLEGIA** se refiere a una **falta de movilidad absoluta**. (Fig. 9)



MONOPARESIA

Afecta sólo un miembro.
No es común.



HEMIPARESIA

Afecta sólo un lado del cuerpo.
El miembro superior resulta más afectado.



DIPARESIA

Afecta más a los miembros inferiores que a los superiores.



TRIPARESIA

Afecta un miembro superior y ambos miembros inferiores de igual manera.



TETRAPARESIA

Afecta del cuello hacia abajo.
Los miembros superiores son más afectados.



CUADRIPARESIA

Afecta de igual manera del cuello hacia abajo.

Figura 9 Diagrama de tipos de afecciones y su correlación con distintas áreas del cuerpo.

3) Nivel de funcionalidad en diferentes contextos

El sistema de clasificación de la motricidad gruesa (GMFCS, por sus siglas en inglés) se usa para describir los distintos **niveles de movilidad funcional** y asigna un puntaje o un nivel que describe cómo podrá moverse un niño con parálisis cerebral a medida que crece.

La **diferencia entre los niveles** se basa en los movimientos del niño y su **capacidad motriz, la asistencia que necesite**, como muletas, andador o silla de ruedas, y **la calidad de sus movimientos**. El nivel **1** significa que necesita **menos asistencia** y el nivel **5**, que necesita más. Cada nivel se divide en grados de capacidad. 3. (Children's Minnesota, 2022).

a) Nivel I

Los niños **pueden caminar sin limitaciones** en la mayoría de los espacios hasta la edad adulta. **Pueden correr y saltar, pero pueden tener problemas con la velocidad, el equilibrio y la coordinación**. Generalmente, el nivel de GMFCS de la persona **se mantiene igual mientras crece**. Es posible que este sistema no prediga cómo serán los movimientos del cuerpo en todas las edades. **(Fig. 10)**

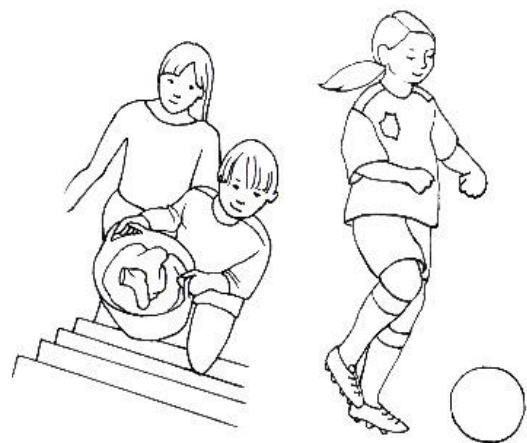


Figura 10 Boceto de capacidades del nivel 1 del GMFCS. (Seattle Children's, 2020)

b) Nivel II

Los niños **caminan con limitaciones** que pueden cambiar con la edad. El niño **decide cómo moverse** de acuerdo con el entorno y sus preferencias personales. Los más pequeños **pueden usar una silla de ruedas para distancias más grandes**. **(Fig. 11)**

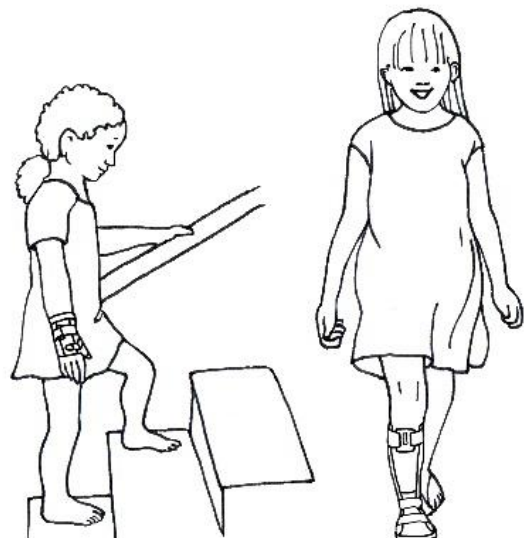


Figura 11 Boceto de capacidades del nivel 2 del GMFCS. (Seattle Children's, 2020)

c) Nivel III

Los niños **pueden caminar usando un bastón, muletas o andador**; **deciden cómo moverse** de acuerdo con el entorno y sus preferencias personales. **A medida que crecen, su capacidad motriz y la necesidad de usar equipamiento de asistencia pueden cambiar.** (Fig. 12)

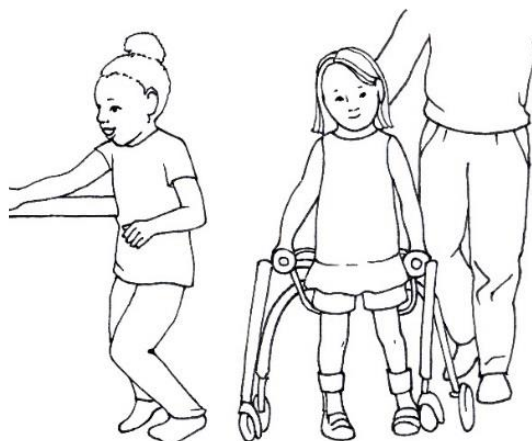


Figura 12 Boceto de capacidades del nivel 3 del GMFCS. (Seattle Children's, 2020)

d) Nivel IV

Los niños **pueden desplazarse usando una silla de ruedas o un andador para recreación** (entretenimiento y salud). Pueden usar un dispositivo motorizado para desplazarse sin ayuda. (Fig. 13)

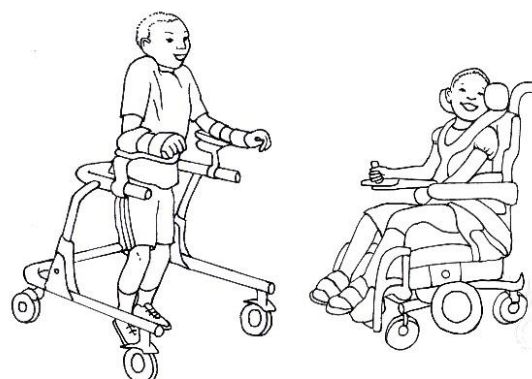


Figura 13 Boceto de capacidades del nivel 4 del GMFCS. (Seattle Children's, 2020)

e) Nivel V

Los niños **toda su vida se transportarán en sillas o aparatos ortopédicos especiales** para estar parado. Con más asistencia, puede conducir un dispositivo de movilidad motorizada. (Fig. 14)

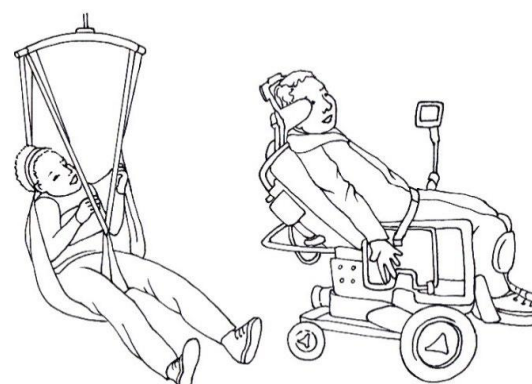


Figura 14 Boceto de capacidades del nivel 5 del GMFCS. (Seattle Children's, 2020)

Problemas asociados con parálisis cerebral

La parálisis cerebral **puede causar muchas otras condiciones médicas**, conocidas como condiciones secundarias o condiciones asociadas.

Los **problemas de comportamiento son comunes** en los niños con parálisis cerebral, incluidos **problemas de habilidades sociales, problemas de ira y problemas de comportamiento en la escuela**.

Algunos niños con problemas cerebrales **pueden experimentar deficiencias cognitivas**, que pueden incluir **poca capacidad de atención, poca capacidad de concentración, deficiencias en la resolución de problemas, y problemas de aprendizaje y lenguaje**. Alrededor del **41 % de los niños** con parálisis cerebral en América del Norte tienen **algún tipo de trastorno cognitivo**.

Los **problemas de salud digestiva** pueden ser un problema para algunos niños con parálisis cerebral. Esto **generalmente ocurre cuando los niños tienen dificultades con el control de los músculos de la cara, lo que genera problemas para comer, masticar y tragar; la sialorrea (babeo) es común**.

El **dolor** a menudo se asocia con la parálisis cerebral, incluido el **dolor ortopédico, el dolor gastrointestinal y el dolor de rehabilitación** (asociado con ejercicios de fisioterapia).

Los **problemas de visión y audición** pueden acompañar a la parálisis cerebral, pero generalmente dependen de la gravedad del trastorno.

Los niños con parálisis cerebral **tienen un mayor riesgo de problemas y trastornos de la piel**, incluidas **reacciones alérgicas, problemas menores de la piel, rascado involuntario de la piel, y problemas mayores como la aparición de escaras y/o llagas**.

Las **convulsiones** son un trastorno asociado común de la parálisis cerebral y **pueden variar de leves a extremadamente graves**.

Algunos niños con parálisis cerebral sufren de **disfagia (dificultades para tragar), una disfunción motora oral severa que requiere un control regular**.

El **autismo asociado** con la parálisis cerebral en América del Norte es **relativamente bajo y afecta alrededor de "3,1 a 3,6 por 1000"**, según un estudio publicado por los Institutos Nacionales de Salud.

Alrededor del **60% de los niños de 8 años** con parálisis cerebral **tendrán algún tipo de discapacidad del desarrollo**.

Los **problemas ortopédicos** causan numerosos problemas a los niños con parálisis cerebral, **incluido el equilibrio deficiente, el tono muscular deficiente, la mala postura y los reflejos deficientes.**

Tratamientos

No hay cura para la parálisis cerebral, pero el tratamiento puede mejorar la vida de quienes tienen esta afección. Es importante iniciar un programa de tratamiento tan pronto como sea posible.

Luego de que se hace el diagnóstico, un equipo de profesionales de la salud trabajará con el niño y la familia a fin de crear un plan para ayudar al niño a alcanzar su máximo potencial. Los tratamientos comunes incluyen **medicamentos, cirugía, aparatos ortopédicos, y terapia física, ocupacional y del habla. (Fig. 15)** No hay un tratamiento único que sea el mejor para todos los niños con parálisis cerebral.



Figura 15 Niño disfrutando su sesión de fisioterapia durante la pandemia de COVID-19. (Herraez, 2020).

Aunque cada especialista médico puede tener objetivos de atención específicos relacionados con su especialidad y la condición única del individuo, **los objetivos principales del tratamiento para las personas con parálisis cerebral son:**

- **Optimizar la movilidad**
- **Controlar el dolor**
- **Prevenir y manejar complicaciones**
- **Maximizar la independencia**
- **Mejorar las interacciones sociales entre pares**
- **Fomentar el autocuidado**
- **Optimizar la capacidad de comunicarse**
- **Maximizar el aprendizaje**
- **Brindar calidad de vida. 4. (My Child at Cerebral Palsy, 2022).**

Estadísticas, incidencia y prevalencia

La parálisis cerebral es la **discapacidad motora más común en la niñez en todo el mundo**. Estudios poblacionales recientes al rededor del mundo reportan estimaciones de prevalencia en el rango de **1 a aproximadamente 4 casos por cada 1,000 nacimientos**. Alrededor del mundo se estima que existen **más de 15 millones de casos** de parálisis cerebral. 5. (Centers for Disease Control and Prevention, 2022).

En el caso de **México** desafortunadamente **no existen estadísticas ni datos confiables del número de personas con parálisis cerebral** (En el censo de población y vivienda del **2020** del INEGI, se reporta que en

México hay 6,179,890 personas con algún tipo de discapacidad, representando al **4.9% de la población total del país**; de esas personas el **48% vive con una discapacidad motriz**). Esto se debe a varias razones, desde que los criterios de los censos no consideran esta condición, hasta el caso que la personas que viven con esta condición tienen afecciones poco discapacitantes que pasan desapercibidas. 6. (INEGI, 2020).

A pesar de la falta de datos **utilizaremos información mixta entre la existente de México y la información de la población de Estados Unidos de Norteamérica**, que, a pesar de existir muchas diferencias desde lo político hasta lo económico, sí **hay muchas similitudes poblacionales con México**, sobre todo en los estados del sur de EUA. Aunque es importante tener en cuenta una certeza, **la incidencia de la parálisis cerebral en México es mayor que en los países desarrollados, dado a que existen más casos de los contabilizados**.

En **México** aproximadamente el **40%** de los nacimientos con parálisis cerebral **tendrán un caso grave**. Cerca de **10,000 bebés y niños son diagnosticados** con la condición cada año. En el país hay **alrededor de 500 mil personas** con parálisis cerebral y **cada año se reportan cerca de 12 mil nuevos casos**. En el **40%** de los casos se desconoce la causa que la origina, mientras que un **20%** se asocia con un nacimiento prematuro. En cambio, el **60%** de los casos corresponden a una **parálisis cerebral de tipo espástica**.

El **impacto en la vida** de las personas **depende de la afectación cerebral**, por lo que **40%** de los casos **presentará discapacidad intelectual**; **15%**, **discapacidad visual** y **10%** **discapacidad auditiva**. El **75%** de los pacientes que logren caminar requerirán algún auxiliar para hacerlo;



Figura 16 Niña con parálisis cerebral jugando con niña con capacidad plena. (Wyatt, 2013).

35% presentará epilepsia; 25% tendrá dificultad para controlar sus esfínteres y 25% presentará alteraciones de conducta.

El costo promedio de la atención de un niño con esta condición **oscila entre cinco mil pesos y 36 mil 270 pesos al año en promedio en México (2018).**

México cuenta con la **NOM-034-SSA2-2013, para la prevención y control de los defectos al nacimiento**, la cual **establece los criterios y especificaciones para la prevención, diagnóstico, tratamiento y control de los defectos al nacimiento**, siendo de observancia obligatoria para el personal de salud que brinda atención en el campo de la salud reproductiva de las instituciones públicas, sociales y privadas del Sistema Nacional de Salud. Así como la **NOM-007-SSA2-2016, para la atención de la mujer durante el embarazo, parto y puerperio, y de la persona recién nacida** donde existe obligatoriedad en los profesionales de la salud, **para dar seguridad al embarazo, parto y puerperio**. 7. (Centro Estatal de Vigilancia Epidemiológica y Control de Enfermedades, 2018); 8. (Secretaría de Salud, 2014); 9. (Diario Oficial de la Federación, 2016).

La diferencia entre la prevalencia y la incidencia de la Parálisis Cerebral

Los términos "prevalencia" e "incidencia" a menudo se intercambian incorrectamente. A primera vista, parecería que existe poca diferencia, pero, si se usa correctamente, **la prevalencia indica la cantidad de personas que viven con una afección particular en una fecha específica**. Por ejemplo, el 31 de diciembre de 2009 había 20.000 personas diagnosticadas con la afección. **La incidencia se relaciona con el número de personas diagnosticadas con la afección durante un período de tiempo específico**. Por ejemplo, 28 niños al año son diagnosticados con la condición, o 14 niños son diagnosticados con la condición cada seis meses.

Prevalencia.

La prevalencia, generalmente expresada como un número o proporción, **es el número total de personas con parálisis cerebral en un lugar determinado**, los Estados Unidos, en una fecha determinada. **Las estadísticas de prevalencia responden a la pregunta: "¿Cuántas personas en los Estados Unidos tienen parálisis cerebral?"** Por ejemplo, se estima que hay **764.000 niños y adultos que viven con parálisis cerebral en los Estados Unidos**.

A continuación, se compara el número de personas con parálisis cerebral con la población total. Por ejemplo, 2,3 a 3,6 (los estudios varían) de cada 1000 personas en los Estados Unidos tienen parálisis cerebral. **Los investigadores pueden comparar la prevalencia en los Estados Unidos con las estadísticas de prevalencia en otros países. O bien, comparan la fluctuación en la prevalencia de un año a otro.**

Incidencia

La incidencia, generalmente **expresada como una tasa, analiza la cantidad de niños nacidos con parálisis cerebral dentro de un período de tiempo específico y responde a la pregunta "¿Con qué frecuencia ocurre la parálisis cerebral?"**. La tasa de incidencia, entonces, discierne el número de casos nuevos diagnosticados durante un tiempo específico. Por ejemplo, en los **Estados Unidos**, se estima que aproximadamente **entre 8000 y 10 000 bebés que nacen cada año desarrollarán parálisis cerebral**. Ambos métodos son útiles en formas similares, pero diferentes.

Se están realizando esfuerzos a nivel mundial para compartir estudios de incidencia y prevalencia. Hay mucho que aprender analizando los estudios y comparando los resultados de los estudios de un estudio a otro, de una comunidad a otra, entre grupos demográficos específicos y más allá de las fronteras nacionales. Este tipo de datos indicará dónde prevalecen más las condiciones, dónde pueden ser más útiles las campañas de concientización sobre la prevención y dónde se pueden mejorar los recursos de atención médica. Las agencias gubernamentales usan las estadísticas para monitorear las condiciones de salud mientras asignan fondos para asistencia donde sea necesario. *10. (My Child at Cerebral Palsy, 2022).*

Las estadísticas de prevalencia e incidencia brindan a las personas afectadas por la parálisis cerebral una comprensión de cuán extendida está la parálisis cerebral. Pueden sentir cierto grado de consuelo al saber que no están solos.

Posturas de personas con parálisis cerebral

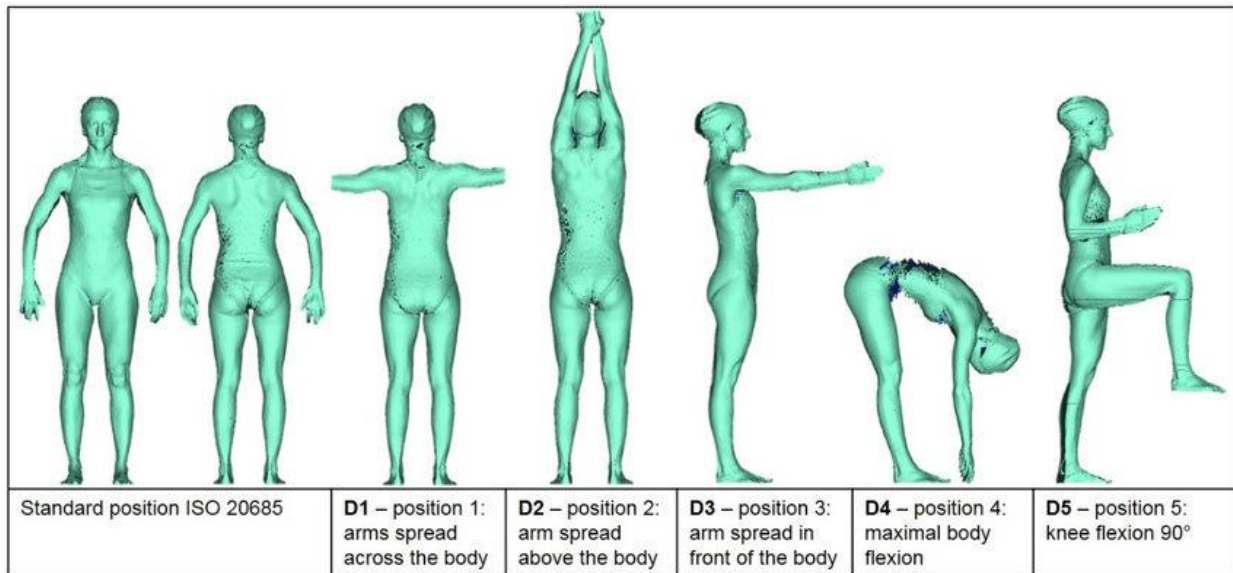
La postura se define como **la posición de uno o varios segmentos del cuerpo en relación consigo mismo y su orientación en el espacio**.

La postura corporal es **la posición en la que se mantiene el cuerpo**, para esto tenemos **la postura corporal cuando estamos en movimiento (postura dinámica)**, es decir, la manera en la que se sostiene el cuerpo al moverse, por ejemplo: al caminar, correr agacharse, entre otros movimientos. También existe **la postura corporal sin movimiento (postura estática)**, esta es la manera en la que el cuerpo se posiciona al estar de pie, sentado o acostado.

La postura corresponde a la forma en la que se posicionan las estructuras que conforman **el sistema músculo esquelético** (huesos, músculos, tendones, articulaciones, etc.) para lograr un balance en determinado tiempo, que permite realizar ciertas actividades.

Figura 17

Diagrama de posturas comunes humanas.



Nota. Escaneo de mujer con posturas básicas de pie. (Stjepanovic, 2016).

La postura humana depende de factores interconectados:

- **Tono muscular**
- **Tamaño y forma del cuerpo**
- **La fuerza de gravedad**
- **La superficie de apoyo**
- **Actividad/es que se desarrolla/n**
- **La salud y el estado psico-emocional de la persona**

La postura es muy importante porque es la **base para realizar diversas actividades de manera segura y evitar lesiones** con el paso del tiempo, además **es relevante en permitir de manera adecuada procesos internos como la circulación, respiración, digestión o la visión.**

La forma en la que se comporta nuestro cuerpo ante actividades del día a día es muy importante, ya que **cuando alguna zona del cuerpo humano presenta un daño se expresará dolor y bajo rendimiento.** 11. (Mediprax, 2018).



Figura 18 Diagrama de cómo la postura influye en la capacidad respiratoria. (IPS news, 2020).

La clave para tener una buena postura corporal es la alineación de la columna vertebral en relación con la cabeza, brazos y piernas. (Fig. 19)

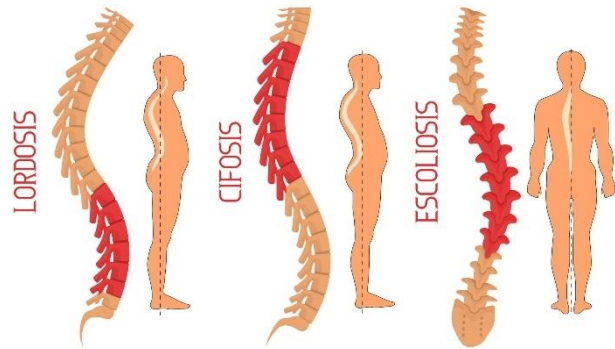


Figura 19 Distinción de la curvatura característica de la lordosis, así como la cifosis y escoliosis. (Cruz, 2019).

La columna humana cuenta 4 curvas naturales, estas se localizan en el cuello, la zona dorsal, la parte baja y la zona del sacro y coxis. (Fig. 20)

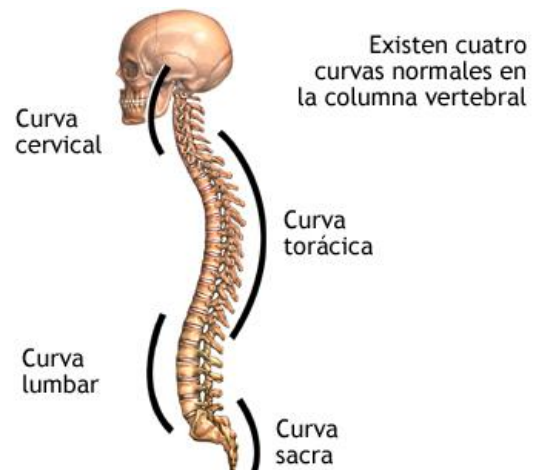


Figura 20 Diagrama vista lateral de posturas. (Medline Plus, 2021).

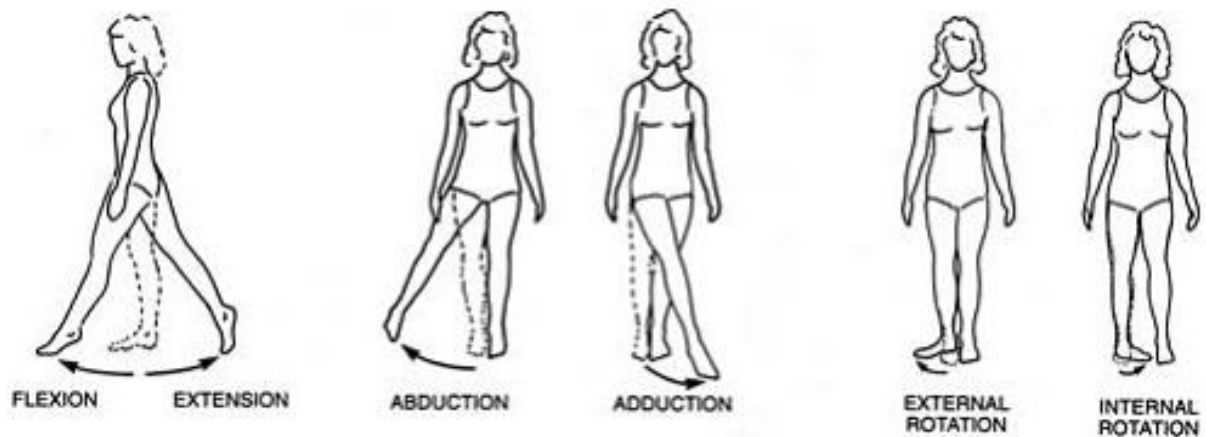
Un buen desarrollo postural requiere de maduración de reacciones posturales, un tono muscular adecuado y control de los movimientos. Cuando existe una alteración en este desarrollo la postura se verá alterada o truncada.

A pesar de que los usuarios con parálisis cerebral no tienen una gran actividad física es importante tener conocimiento de los términos generales de los movimientos dinámicos naturales que realizan por separado los diferentes segmentos del cuerpo se clasifican de la siguiente manera:

- **Flexión.** Reducción del ángulo formado por dos partes del cuerpo.
- **Extensión.** Aumento del ángulo entre dos partes del cuerpo.
- **Abducción.** Alejamiento de alguna parte del cuerpo de la línea media del mismo.
- **Aducción.** Acercamiento de alguna parte del cuerpo hacia el eje medio del mismo.
- **Circunducción.** Es una combinación de flexión, extensión, abducción y aducción que permite el movimiento circular
- **Pronación.** Giro del antebrazo para que la mano quede hacia abajo.
- **Supinación.** Giro del antebrazo para que la palma quede hacia arriba.

Figura 21

Diagrama de movimientos de miembros inferiores.



Nota. Diagrama general de términos de movimientos en extremidades inferiores. (Concepto Definición, 2021).

En el caso de las personas con parálisis cerebral **el desarrollo es afectado por los problemas de tono muscular y movimiento**. Dependiendo de la gravedad de la afección es **posible que nunca logren ponerse de pie o caminar de manera independiente**.

A las personas con parálisis cerebral se les **dificulta conservar una posición erguida correcta**. Es importante **corregir las malas posturas para evitar daños en el desarrollo a largo plazo**, ya que con el tiempo **los sistemas óseo y muscular irán deformándose**, y **provocarán problemas en los sistemas circulatorio, linfático, respiratorio, digestivo, tegumentario, y otros**. (Fig. 22)

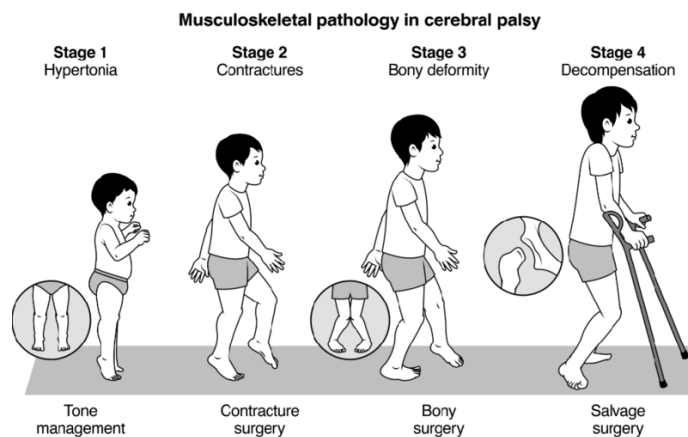


Figura 22 Etapas de patología musco-esquelética en niños con parálisis cerebral. (Research Gate, 2021).

Existen **posturas comúnmente adoptadas** por las personas con parálisis cerebral que **producen deformaciones físicas y riesgos para la su salud**, y son las siguientes:

- En el caso de que la persona con parálisis cerebral **tenga doblado el cuello hacia un lado, con el tiempo puede quedar en esa posición. (Fig. 23)**

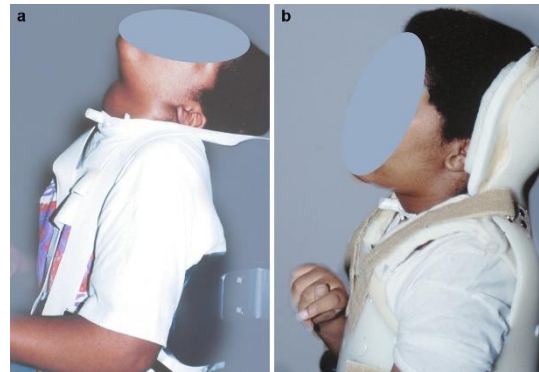


Figura 23 Joven con PC usando un auxiliar de postura de cuello. (Miller, 2018).

- Si la persona **siempre tiene flexionada la mano o el codo, se presentarán contracturas que no permitirá estirar la mano o el brazo. (Fig. 24)**



Figura 24 Brazo contractura de persona con PC. (Bansal, Wall, & Goldfarb, 2016).

- Cuando la persona siempre tiene **su torso rotado y/o inclinado, se le formará una curva anormal permanente en la columna vertebral y/o se le inclinará la cadera. Puede presentarse cifosis, escoliosis o hiperlordosis. (Fig. 25)**



Figura 25 Niño con PC usando un auxiliar de corrección de escoliosis. (Strauss Scoliosis Correction, 2021).

- En el caso que las rodillas siempre estén juntas o nunca completamente rectas, se desarrollarán contracturas que le dificultarán la marcha. (Fig. 26)

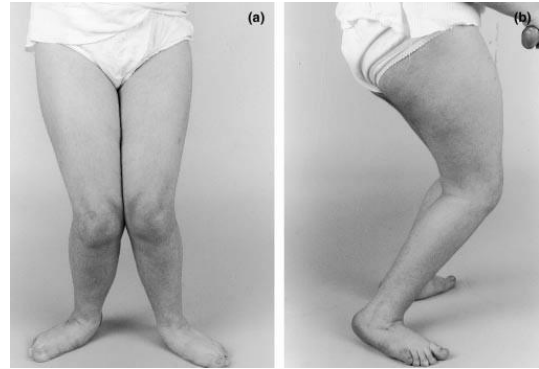


Figura 26 Postura de “tijera” de piernas de niño con PC. (Physiopedia, 2022).

- Al tener los pies siempre en punta se pueden formar contracturas que limitarán sus movimientos. (Fig. 27)



Ilustración 27 Deformación de dedos del pie en niño con PC. (J.Boffeli & C.Collier, 2015).

En el caso de las personas con parálisis cerebral que **no tienen actividad física por la gravedad de la condición y que además se encuentran en una única posición por periodos de tiempo muy prolongados** llegan a presentar problemas en la piel, como la **manifestación de escaras**. Las escaras son úlceras producidas por la presión en un punto específico de la piel por periodos de tiempo prolongados, comúnmente se forman en áreas donde los huesos están más cerca de la piel, como lo son los tobillos, los talones y las caderas. (Fig. 28)

Zonas de riesgo Úlceras o Escaras

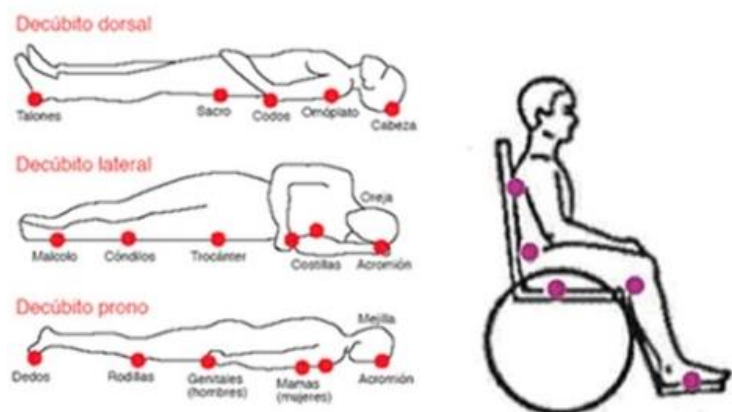


Figura 28 Relación entre zonas de presión en piel y aparición de úlceras o escaras. (Erkiaga, 2013).

Para **prevenir las escaras** se recomienda **examinar la piel de la persona con parálisis cerebral al menos una vez al día**, poniendo especial atención a las prominencias óseas: talones, caderas, tobillos, codos, parte interna de las rodillas, y la zona sacra. **(Fig. 29)** Es importante prestar atención a las áreas expuestas a la incontinencia: la orina, las heces, el sudor pueden irritar la piel y producir lesiones. **Es muy importante mantener la piel limpia y seca.**

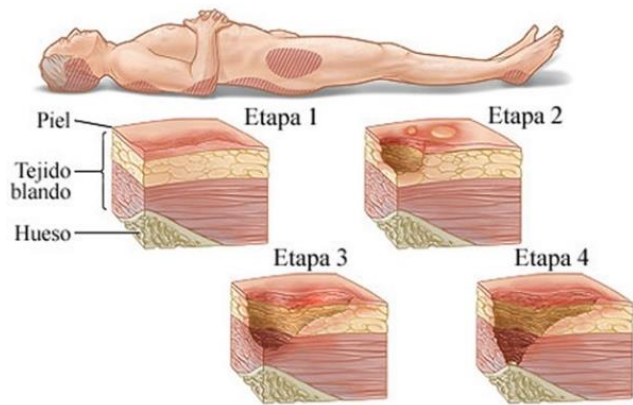


Figura 29 Representación de etapas de aparición de úlceras o escaras. (Grand health care, 2020).

Para **reducir el afecto de la presión** del cuerpo sobre la piel **hay que considerar 4 elementos:**

- **La movilización:** Con un plan de cuidados que fomenten la movilidad y la actividad física de la persona con parálisis cerebral. **(Fig. 30)**



Ilustración 30 Niño con PC en silla de ruedas jugando béisbol. (Medanta Medical Team, 2019).

- **Los cambios posturales:** Para evitar periodos prolongados en una sola posición se recomienda realizar cambios posturales cada 2-3 horas, siguiendo un programa rotatorio de cambios. **(Fig. 31)**



Figura 31 Médico movilizano pierna de niño con PC. (Anderson, 2021).

- **Uso de superficies suaves:** La utilización de colchones, acojinamientos o elastómeros suaves para brindar alivio a la presión. **(Fig. 32)**



Figura 32 Acojinamientos en silla de ruedas. (Step Ahead Paediatrics, 2018).

- **Protección focalizada:** Utilizar protectores que se adaptan a la zona específica del cuerpo, como las taloneras, coderas, etc. **(Fig. 33)**



Figura 33 Variantes de protectores para articulaciones preventivos de úlceras. (Laboticademon, 2021).

Postura correcta.

Como hemos visto previamente, **la naturaleza de la parálisis cerebral es presentar una baja actividad física, además de sumar dificultades en posturas estáticas, movimientos de transición y movilidad funcional.** Debido a que los problemas de control postural y motor son fundamentales para los desafíos que enfrentan las personas con parálisis cerebral, **durante el día a menudo pasan más tiempo sentados que de pie, tanto en la escuela, trabajo o casa. (Fig. 34)**



Figura 34 Terapeuta ajustando inclinación de silla de ruedas para niños con PC. (Medicom Services LTD, 2015).

Es altamente sugerible que **el asiento que usen sea adaptable a las necesidades de cada usuario,** para que este pueda proporcionar **un posicionamiento óptimo tanto para la salud como en confort.** Los terapeutas, fisioterapeutas y logopedas tienen un papel clave para una intervención eficaz.

Un sentado adecuado tiene efectos benéficos tales como: **mejora del tono muscular, la actividad refleja, prevención de la deformidad, el mantenimiento de la integridad del sistema tegumentario, estabilidad postural, la alineación y la funcionalidad sistémica.** Además, un buen sentado tendrá **un impacto positivo tanto en la respiración, circulación y digestión. (Fig. 35)**



Figura 35 Niña usando silla de ruedas en posición neutral. (Vela, 2022).

Estudios de investigación han probado **la eficiencia que tiene la basculación pélvica para mejorar la funcionalidad de las extremidades superiores**, que indirectamente **se relaciona con la capacidad de atención y participación en el aula y en el hogar**. Aunque es necesario investigar más, se puede deducir que la basculación puede afectar la funcionalidad. Sin embargo, **la basculación del asiento para mejorar la función varía entre los estudios y entre los niños con diferentes tipos de parálisis cerebral**. Los estudios indican que la intervención debe ser individualizada. Dado que **la posición óptima para sentarse puede variar, se necesitan ensayos cuidadosos para determinar qué posición produce un mayor nivel de compromiso y desempeño de tareas en cada niño**. La identificación de una adecuada colocación de asientos puede requerir múltiples ajustes a lo largo de varias sesiones. En otras palabras, **el terapeuta necesita ser paciente y persistente**.

Figura 36

Asistencia a infantes con PC.



Nota. Terapeuta asistiendo en sentado a niña con PC. (ASTRIS PME, 2018).

En una **posición a 90º** o con **basculación hacia adelante**, el posicionamiento pélvico anterior desplaza el centro de gravedad hacia adelante. **Esto puede generar una cifosis reducida**, mantenimiento de la lordosis lumbar y disminución de la rotación pélvica posterior para una postura **en sedestación más vertical y estable**. (Fig. 37)

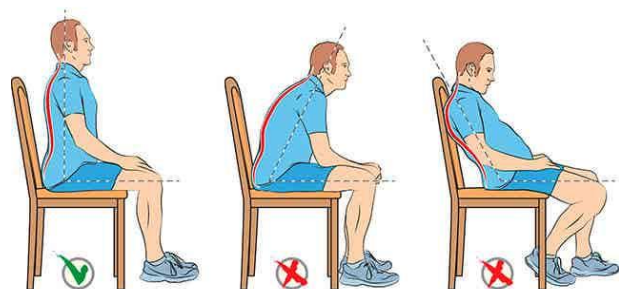


Figura 37 Postura sedente media, anterior y posterior. (Pintor, 2016).

Mientras tanto, **una posición posterior o reclinada** puede reducir la presión sobre las tuberosidades isquiáticas, **reducir la actividad de los músculos hipotónicos y también facilitar el desarrollo del movimiento funcional.** (Fig. 38)

La investigación sugiere además que una **sedestación con las caderas con abducción y giradas externamente**, así como una basculación hacia adelante facilitando la inclinación anterior de la pelvis con el apoyo dinámico a través de las extremidades inferiores, **puede mejorar el control postural.** (Fig. 39)

El uso apropiado de una silla adaptativa que **permite una variedad de ángulos de asiento y respaldo**, así como basculación hacia adelante y hacia atrás, junto con accesorios adecuados, puede resultar en una pelvis estable y un tronco erguido. Este fundamento postural puede, a su vez, **permitir el uso mejorado de las extremidades superiores para el desempeño y participación de las tareas funcionales.**

Encontrar la posición óptima para lograr este objetivo para una persona con parálisis cerebral en el contexto de su entorno y tareas puede ser un desafío. 12. (Loh Medical, 2020).

Sentado correcto

Un equipo de **asiento adecuado** para las personas con parálisis cerebral con necesidades posturales **es fundamental para proporcionar una posición de asiento óptima** desde la que puedan participar en actividades funcionales, permanecer cómodos, colocarse y apoyarse adecuadamente y minimizar los riesgos de presión. Al comienzo de la evaluación de asientos, es una prioridad determinar los objetivos de asientos de los clientes. Es solo con esta consideración que se obtendrá el mejor resultado.

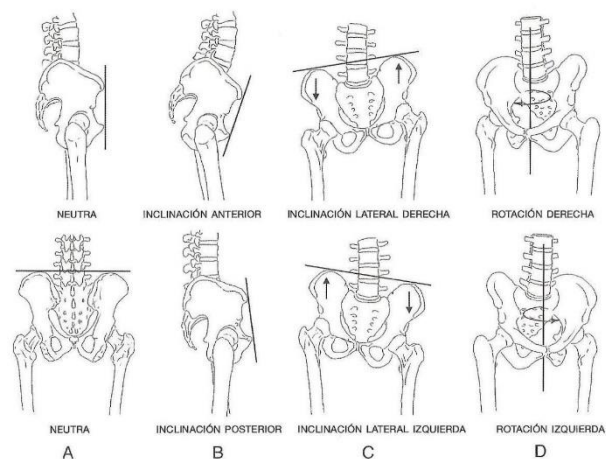


Figura 38 Diagrama de posiciones de cadera en diferentes vistas. (Andreu, 2021).

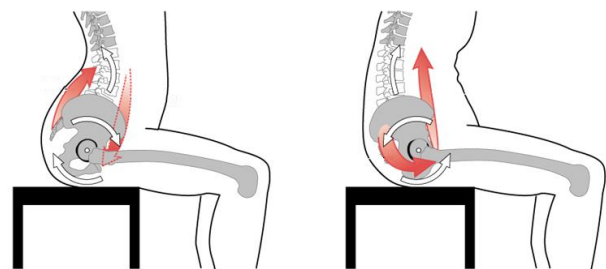


Figura 39 Diagrama de cómo la rotación pélvica afecta la postura sentada. (Fisiofine, 2020).

Los objetivos clave de los asientos y el posicionamiento incluyen:

- Participar en actividades funcionales
- Promover el confort y relajación
- Mantener la alineación esquelética
- Manejar o prevenir el desarrollo de áreas de presión
- Reducir la fatiga
- Control de tono muscular **(Fig.40)**

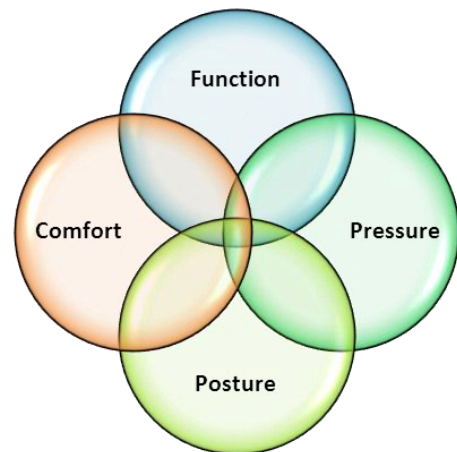


Figura 40 Los 4 objetivos del sentado espinal (inglés) (Agency for Clinical Innovation, 2022).

Los asientos para sillas de ruedas pueden ser intrincados debido a la complejidad de algunos clientes y de los muchos componentes interrelacionados que pueden ser necesarios en su silla de ruedas.

Los resultados de una evaluación ayudarán a determinar la configuración adecuada de una silla de ruedas y qué componentes y productos de asientos se adaptarán mejor a las necesidades del usuario. Es importante recordar que los cambios en un componente de una silla de ruedas pueden tener consecuencias en los resultados del asiento: presión, postura, función y comodidad.

Durante la fase de evaluación de los asientos, **es importante tener en cuenta todas las características de los asientos**, desde el respaldo y el tipo de cojín del asiento, hasta el tipo de base de la silla de ruedas de movilidad: bases inclinables, reclinables, manuales o eléctricas.

La información recopilada de la evaluación de los asientos debe coincidir estrechamente con los objetivos de asientos de los usuarios finales y lo que desean lograr con su silla de ruedas. **Solo cuando los resultados de la evaluación y los objetivos de asientos se alinean se logran buenos resultados.** 13. (Astris PME, 2018).

Recomendaciones para un sentado correcto de personas con PC.

1. Es bueno comenzar **posicionando la pelvis. Debe estar neutra en todos los planos del espacio.** Esto es evitando rotaciones, traslaciones y/o inclinaciones.

Ambos isquiones deben estar apoyados de forma simétrica, cargando el mismo peso y posicionados a la misma altura. (Fig. 41)

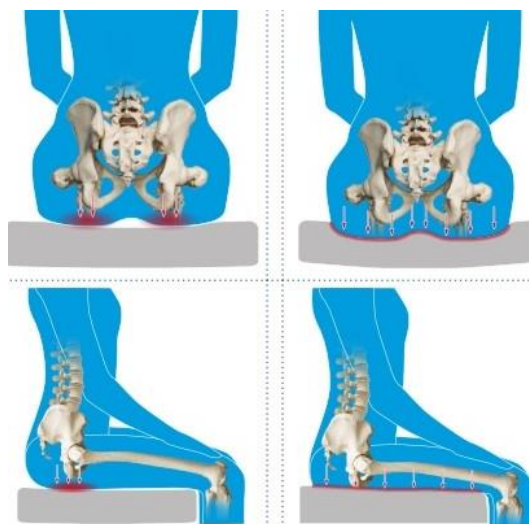


Figura 41 Diagrama de distribución de presión al sentarse en diferentes materiales (vista posterior y lateral). (ASTRIS PME, 2018).

2. Una vez posicionada la pelvis, se sugiere continuar con **el posicionamiento de las caderas**, que deben de estar en flexión y abducción.

Manteniendo las rodillas separadas entre ellas, aún más separadas que el ancho de las caderas y más altas que estas. (Fig. 42)

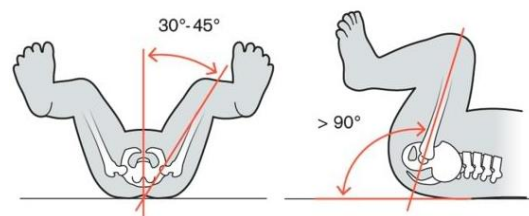


Figura 42 Diagrama de ángulos de acomodo de piernas. (Ottobock, 2020).

3. **Los pies deben estar apoyados en una superficie**, como un reposapiés. En el caso de que la persona use una cesta pélvica, asiento espumado, silla con corsé, **se tiene que contar con todo lo necesario para que los pies no se encuentren colgando nunca en el aire. (Fig. 43)**



Figura 43 Madre ajustando seguros de descansapiés de su hijo con PC. (Freepik, 2021).

4. **La columna debe acomodarse al respaldo de la silla de forma suave**, sin forzar a la persona, y evitando posiciones asimétricas en cualquier plano (sin inclinaciones ni rotaciones). **(Fig. 44)**



Figura 44 *Terapeuta acomodando respaldo de silla de ruedas. (Reha Girona, 2019).*

5. **Si existe escoliosis u otra afección estructural en el torso, debemos posicionar la columna de la forma más simétrica posible**, para ello se puede utilizar un soporte lateral. Es importante no presionar ninguna estructura corporal. **(Fig. 45)**

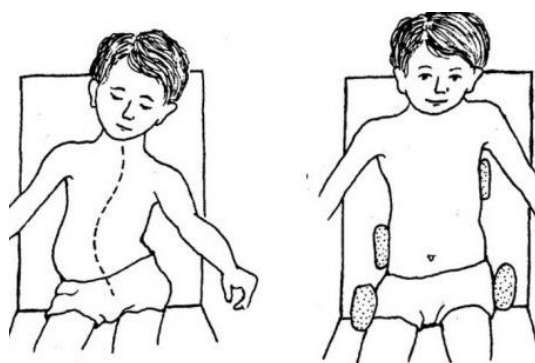


Figura 45 *Diagrama de diferencia entre la postura de un niño con escoliosis sin y con apoyos posturales. (Gloria Pomares, 2020).*

6. **Los brazos deben caer de forma relajada sobre los reposabrazos**. El signo para saber si los descansabrazos se encuentran altos, se observará el cuello “escondido”, con los hombros muy cerca de las orejas; en el caso contrario, los codos quedan en el aire y esto produce fatiga. **(Fig. 46)**



Figura 46 *Acomodo de brazos sobre descansabrazos. (Chapman, 2019).*

7. **La cabeza debe quedar alineada y justo encima de la pelvis y el tronco, ni por delante ni por detrás.** Por lo tanto, se debe procurar la alineación natural de la columna vertebral, evitando que la cabeza esté orientada hacia arriba o hacia abajo. **(Fig. 47)**

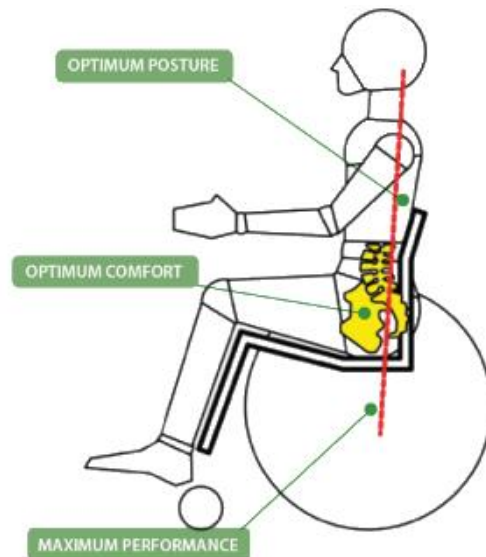


Figura 47 Diagrama de alineación de cabeza, columna y cadera. (ASTRIS PME, 2018).

8. **La vista debe de estar horizontal.** Esto no solo ayuda al posicionamiento sentado, sino que **genera un mejor panorama visual y proporciona información espacial, facilitando la interacción de la persona con su entorno y la interacción social con los que le rodean.** En caso de ser necesario utilizar dispositivos auxiliares de postura para el cuello y cabeza. **(Fig. 48)** 14. (Orthopediatria, 2020).

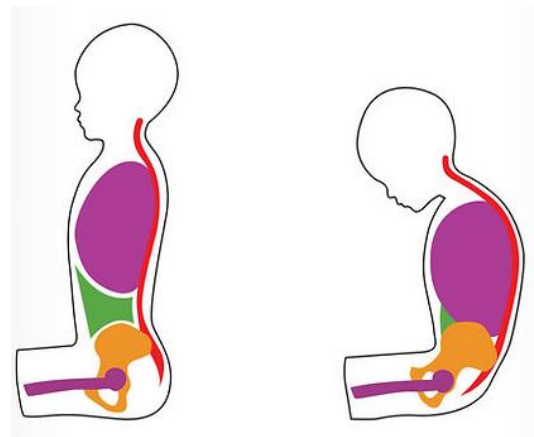


Figura 48 Diagrama de relación entre una vista horizontal y una postura de sentado adecuada. (Barreto, 2020).

Conclusión

Teniendo conocimiento teórico de las características, rangos, condicionantes y necesidades propias de las personas con parálisis cerebral, **es posible comenzar a delimitar los criterios para abordar un tema tan robusto y complejo**, y “atacar” problemas generales o específicos con soluciones de diseño.

Estudio de campo

Introducción

Este proyecto **surgió para brindar una propuesta con planos y especificaciones técnicas completas para una posible manufactura** de un dispositivo de desplazamiento a un usuario con parálisis cerebral y su familia.

Extiendo un gran y profundo agradecimiento por la confianza dada por nuestros usuarios para manejar temas sensibles, y por respeto a la privacidad con reserva de los usuarios involucrados en este caso de estudio sus identidades fueron reservadas y sólo nos referiremos a ellos por su nombre de pila.

Esta sección del proyecto fue en colaboración con compañeros de “diseño temático”: **Héctor Fierro, Yolotzin Nava y Tarek Villalobos.**

Caso de estudio

Perfil del usuario primario

- Nombre: Sofía
- Edad: Adulto joven de 22 años
- Sexo: Femenino
- Peso: 35-37kg
- Condición incapacitante: Parálisis cerebral espástica con cuadriparesia.

A la fecha de la recolección de la siguiente información (2019), nuestro **usuario primario** cursaba el último año de bachillerato.

Sofía vive con parálisis cerebral, la cual limita su control muscular a causa de la espasticidad. **Esta le impide tener movimiento a voluntad de sus miembros inferiores y superiores,** además, **su condición presenta afecciones en algunas funciones corporales** tales como el poder tragar su saliva con facilidad (lo que le produce **sialorrea**), o una digestión lenta (**gastroparesia**).

La forma en que ella **se comunica** con las personas con las que interactúa es **a través de gesticulaciones poco precisas, al producir sonidos “guturales”** para validar o desaprobado algún cuestionamiento, **y con el uso de tecnologías de la información** (computadora

personal, tabletas o celulares inteligentes), estas últimas además son parte importante para su aprendizaje, ocio y entretenimiento.

Ella nos expresó que **le disgusta que “la carguen” para trasladarla a alguna parte**, tampoco le gusta permanecer acostada, y que en medida de lo posible **le gustaría poder ser más independiente y estar más activa.**

Sofía es **capaz de mover a voluntad su cabeza y de mantener erguido su cuello**, pero después de **periodos largos de tiempo** en una sola posición, ella se cansa y es cuando **presenta una caída de su cabeza y el dobléz de su cuello**, por ello en ciertos momentos de su día **podría necesitar un soporte de reposo de cabeza. (Fig. 49)**



Figura 49 Sofía manteniendo la atención en Mario mientras da una explicación.

Por las actividades que realiza Sofía en el día (asistir a la escuela, ir a consultas de salud, salir de paseo, etc), **pasa más de 8 horas al día en la silla auxiliar** que Mario (padre) diseñó y fabricó varios años atrás.

Perfil del usuario secundario

- Nombre: Mario
- Edad: Adulto de mediana edad de 53 años
- Peso: 88-90 kg
- Sexo: Masculino
- Condición: Debilidad visual tratada con lentes con graduación.

Mario es un hombre de más de 1.80m de estatura, de complexión robusta y fuerte. Él es la persona de su familia que pasa más tiempo con Sofía, ya que es él quien por lo general la traslada a todos los lugares a los que van.

Mario nos comentó que **la silla auxiliar que le diseñó y fabricó a Sofía fue por la necesidad de transportarla con mayor confort cuando ella era aún una niña**, y que cambió el transportarla en una carriola gracias a un gran hallazgo que él descubrió: **al separar las rodillas de Sofía ella tiende a erguirse al estar sentada** (por biomecánica) y así adopta una postura más saludable, así fue entonces que, **para darle una mejor postura que en una carriola él decidió hacer un dispositivo a medida para su hija**.

Este dispositivo ha sido intervenido por Mario muchas veces (Fig. 50), ya que poco a poco se fue enfrentando a diferentes inconvenientes que les sucedieron en su día a día y él tuvo que hacer cambios para solucionarlos, además del mantenimiento por la fatiga natural de los materiales y componentes de la silla.

Es importante saber que **Sofía cuenta con una silla de ruedas postural de la marca “Sunrise Medical” (Fig. 51)**, que utilizan principalmente dentro de casa por motivos de practicidad, ya que ese auxiliar es demasiado aparatoso, complicado de mover en espacios estrechos y terreno irregular, además de tener un peso mayor al de la silla roja.



Figura 50 Vista lateral estática de Sofía, Mario y la silla auxiliar roja.



Figura 51 Madre de Sofía acoplando superficie en silla de ruedas “Sunrise Medical”.

Antecedente “silla roja”

Dimensiones

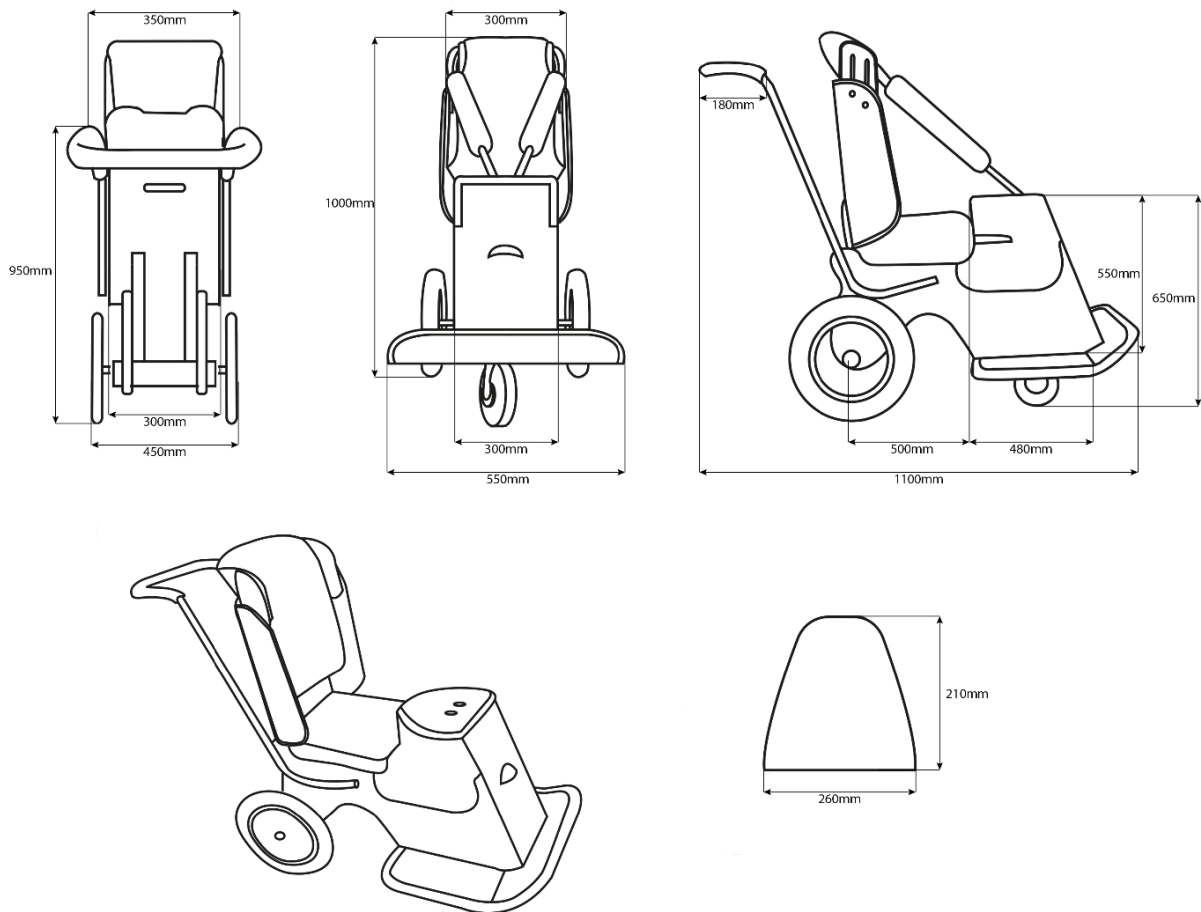


Figura 52 Diagrama de vistas y dimensiones de silla roja.

Características

- Materiales: Planos de triplay de 9mm y madera maciza (monocasco); espumado de densidad media (acojinado respaldo, asiento, soporte de antideslizamiento de torso); EVA (abductor de rodillas); tubo de acero (eje y maneral).
- Peso: 20Kg.
- Uso: Interiores y exteriores.
- Acabados: Pintura roja; textil poliéster; vinil (cubre cantos); poliuretano (ruedas delanteras); llantas comerciales de bicicleta infantil (ruedas traseras).
- Tiempo de uso (8 hrs diarias).
- Antigüedad (10 años aproximadamente).

Partes

- Agarradera posterior
- Freno de mano
- Acojinamiento de respaldo
- Seguro de soporte de antideslizamiento de torso.
- Agarradera anterior
- Cubre cantos
- Maneral
- Soporte lateral
- Soporte antideslizamiento de torso
- Acojinamiento de asiento
- Abductor de rodillas
- Descansapiés-estribo
- Ruedas antivuelco
- Rueda delantera
- Sujetador de tobillos
- Ruedas traseras



Figuran 53 Diagrama enumerado de partes de silla roja.

Secuencia de uso

Es importante recalcar que la condición de parálisis cerebral con la que vive Sofía (usuario primario) le obliga a requerir asistencia para realizar todas sus actividades a lo largo de su día; por esta razón la secuencia de uso comienza desde la interacción de Mario (usuario secundario) y la silla roja.

La siguiente secuencia corresponde a una situación que comprende justo después de estacionarse al arribar a un destino, hasta ingresar a un sitio en específico (unidad CIDI, en este caso).

- El usuario secundario abre la cajuela de su vehículo para poder acceder por la silla de ruedas. **(Fig. 54)**



Figura 54

- Por las particularidades y dimensiones de la silla, esta se encuentra en una posición angulada dentro del portaequipaje de la camioneta. Esta es la única forma de guardar la silla en el vehículo. **(Fig. 55)**



Figura 55

- El usuario secundario toma con sus 2 manos el tubo que es parte del maneral de conducción del auxiliar, para poder acercarlo hacia él. **(Fig. 56)**

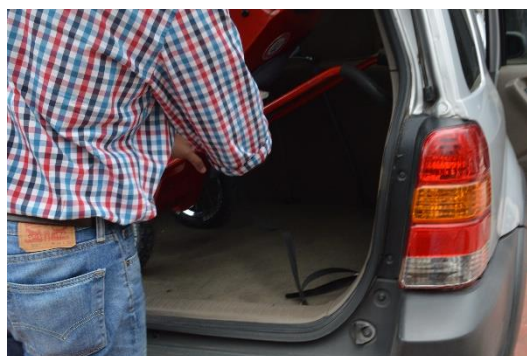


Figura 56

- Para poder retirar el auxiliar del portaequipaje de la camioneta, el usuario secundario saca la parte delantera del auxiliar primero. **(Fig. 57)**



Figura 57

- Ya que el auxiliar cuenta con 2 puntos designados de sujeción (El primero debajo de la parte frontal del abductor, y el segundo en la parte posterior del respaldo), el usuario secundario hace uso de estos para tomar el auxiliar y extraerlo del portaequipaje. **(Fig. 58)**



Figura 58

- El auxiliar se coloca en el suelo para que el usuario secundario pueda sentar al usuario primario en este. Es muy importante accionar el freno para evitar que el auxiliar se mueva al momento de sentar al usuario secundario. **(Fig. 59)**



Figura 59

- El usuario secundario toma el brazo más cercano al del usuario primario, esto para iniciar la maniobra de extraer al usuario secundario del vehículo. **(Fig. 60)**



Figura 60

- El usuario secundario pasa su antebrazo izquierdo y derecho por la espalda y debajo de las rodillas del usuario primario respectivamente, para así generar una “cuneta” de carga. **(Fig. 61)**



Figura 61

- Con mucho cuidado el usuario secundario carga al usuario primario para extraerlo del vehículo. **(Fig. 62)**



Figura 62

- El usuario secundario carga al usuario primario hasta el sitio donde colocó el auxiliar. **(Fig. 63)**



Figura 63

- El usuario secundario coloca al usuario primario en el auxiliar. La forma de realizar esto es desplazando al usuario primario por un lateral del auxiliar. **(Fig. 64)**



Figura 64

- Para sentar de manera correcta al usuario primario, el usuario secundario primero ajusta la cadera del usuario primario en el asiento del auxiliar, después acomoda la espalda sobre el respaldo, para posteriormente colocar las piernas en el su sitio correcto. **(Fig. 65)**



Figura 65

- El usuario secundario ajusta las rodillas del usuario primario con ayuda del elemento abductor del auxiliar; también se debe de acomodar el ángulo interno de la rodilla del usuario primario se acomoda para que este se encuentre alrededor de los 90°. **(Fig. 66)**



Figura 66

- El usuario secundario ajusta los elementos que limitan el posible desplazamiento lateral del usuario primario. Estos elementos van desde el exterior del respaldo y llegan hasta el centro del abductor. **(Fig. 67)**



Figura 67

- Para evitar deslizamientos accidentales de los pies, es necesario fijar su posición con ayuda de una cinta de seguridad. **(Fig. 68)**



Figura 68

- El usuario secundario coloca una toalla en el regazo del usuario secundario, esto porque el usuario primario presenta sialorrea. **(Fig. 69)**



Figura 69

- Una vez que el usuario primario se encuentra bien sentado y asegurado, el usuario secundario desactiva el freno del auxiliar. **(Fig. 70)**



Figura 70

- Con ambas manos y cada una posicionada en los extremos del maneral, el usuario secundario se inclina levemente hacia el frente y comienza a empujar al usuario secundario en el auxiliar. **(Fig. 71)**



Figura 71

Ventajas

- Para el mantenimiento no es necesario tener conocimientos especializados.
- La distancia de ancho máximo (55cm) de la silla roja es menor que la de muchas otras sillas de ruedas y esto permite circular por pasillos más estrechos.
- Visualmente es una configuración distinta a la gran mayoría de propuestas que hay en el mercado, generando una percepción distinta y positiva en los usuarios y en quienes los rodean. **(Fig. 72)**



Figura 72

- El tiempo de vida útil de las ruedas traseras es relativamente de 2 años, y el costo aproximado por llanta es de \$250.00 pesos mexicanos. **(Fig. 73)**



Figura 73

- La higiene de los componentes del asiento es simple ya que estos se pueden desmontar y lavar en máquina lavadora. **(Fig. 74)**



Figura 74

Desventajas

- El eje trasero de las llantas por está pandeado, causando una aberración en la alineación de las ruedas, contribuyendo a la dificultad de maniobrabilidad. **(Fig. 75)**



Figura 75

- La rueda central suele trabarse al momento de maniobrar brindando poca fiabilidad; las ruedas laterales frontales fungen como apoyo en caso de que el auxiliar pierda estabilidad y exista la posibilidad de volcarse. Las llantas no son las adecuadas para poder girar o maniobrar con facilidad. **(Fig. 76)**



Figura 76

- El sistema de frenado y bloqueo de ruedas no es el adecuado, es poco fiable y por su posición y configuración hace cansado su uso. Este sistema consta de 2 mecanismos de 4 barras de acción manual los cuales bloquean el giro de las ruedas traseras; el usuario secundario debe agacharse para poder accionarlo o liberarlos haciendo complicado su uso. **(Fig. 77)**



Figura 77

- Al no poderse plegar o segmentar el auxiliar este ocupa demasiado volumen y no puede transportarse en un vehículo compacto, sedan o transporte público, así que es necesario hacer uso de un transporte con portaequipajes amplio lo que limita el tipo de vehículos en el que se puede transportar este auxiliar. **(Fig. 78)**



Figura 78

- Los materiales de construcción y el aprovechamiento de estos vuelven al auxiliar considerablemente pesado, provocando cansancio al cargarlo y esto limitando el rango de personas que puedan realizar la operación. **(Fig. 79)**



Figura 79

- Existe una manija en el respaldo para ayudar a la manipulación del auxiliar cuando es necesario cargarlo, esta manija es estrecha y dificulta su uso. Los puntos de agarre no son los adecuados tanto en forma, dimensiones y posición. **(Fig. 80)**



Figura 80

- El estribo funciona también de descansapiés y ha sido rebasado por las dimensiones de los pies del usuario. **(Fig. 81)**



Figura 81

- El respaldo ya no corresponde con la estatura actual del usuario primario ya que fue diseñado con la antropometría infantil del ya mencionado, haciendo que este tenga una postura encorvada. **(Fig. 82)**



Figura 82

- Por la ausencia de reposabrazos y a usar por tiempo prolongado el auxiliar, el usuario primario presenta cansancio en extremidades superiores así que este apoya sus brazos en el elemento abductor de piernas. **(Fig. 83)**



Figura 83

- El maneral para conducir el auxiliar sólo tiene una posición fija (no cuenta con ningún tipo de ajuste), por lo tanto, resulta cansada su conducción para personas de diferentes tallas. **(Fig. 84)**



Figura 84

Observaciones adicionales.

- Los soportes para torso que sostienen al usuario primario siguen una forma hacia abajo que convergen en el abductor, lo que al jorobarse el usuario primario estos elementos le presionan las costillas.
- El usuario secundario comenta que un reposa cabeza no es necesario para el usuario primario.
- Comenta el usuario secundario que este auxiliar es más fácil de maniobrar que las opciones del mercado que ellos han usado.
- Este auxiliar también se usa para poder hacer actividades en una mesa o escritorio al frente, esto propicia la integración en un aula de clase o al momento de comer en familia sin necesidad de cambiar a otra silla.
- Por haber circulado en suelo empedrado en alguna ocasión se rompió el eje de las ruedas traseras.
- La mano del usuario primario queda cerca del freno y éste puede desbloquear el freno.

En palabras de Mario “la silla roja no es realmente muy pesada (20 kg) pero es bastante complicada de manipular.... Que se pudiera doblar y que ocupara la mitad del espacio que usa sería ya un gran cambio, porque desafortunadamente no puedo cambiar la camioneta por un carro más chico ya que no cabe la silla”. Por lo tanto, un equipo de estudiantes del CIDI UNAM de servicio social realizó esta propuesta conceptual en 3D de la solución de rediseño a la silla roja que propuso Mario. **(Fig. 85)**



Figura 85 Renders de secuencia de abatimiento de respaldo de posible actualización de “la silla roja”.

Conclusión

El conocer de primera mano el caso de Sofía y Mario nos ayudó como equipo a ser más sensibles y empáticos respecto a esta condición; además de ello nos proveyó de información muy vasta y valiosa para el planteamiento y desarrollo de propuestas de diseño para dar respuesta a un caso como el de Sofía y Mario.

Reitero lo muy agradecidos que estamos con Mario y Sofía todas las personas involucradas en esta etapa de investigación de campo y por toda la confianza dada.

Proceso de diseño

En el Centro de Investigaciones de Diseño Industrial existe una metodología de proceso de diseño para generar un objeto-producto adecuado a una situación o necesidad; el siguiente diagrama muestra los pasos de dicha metodología.

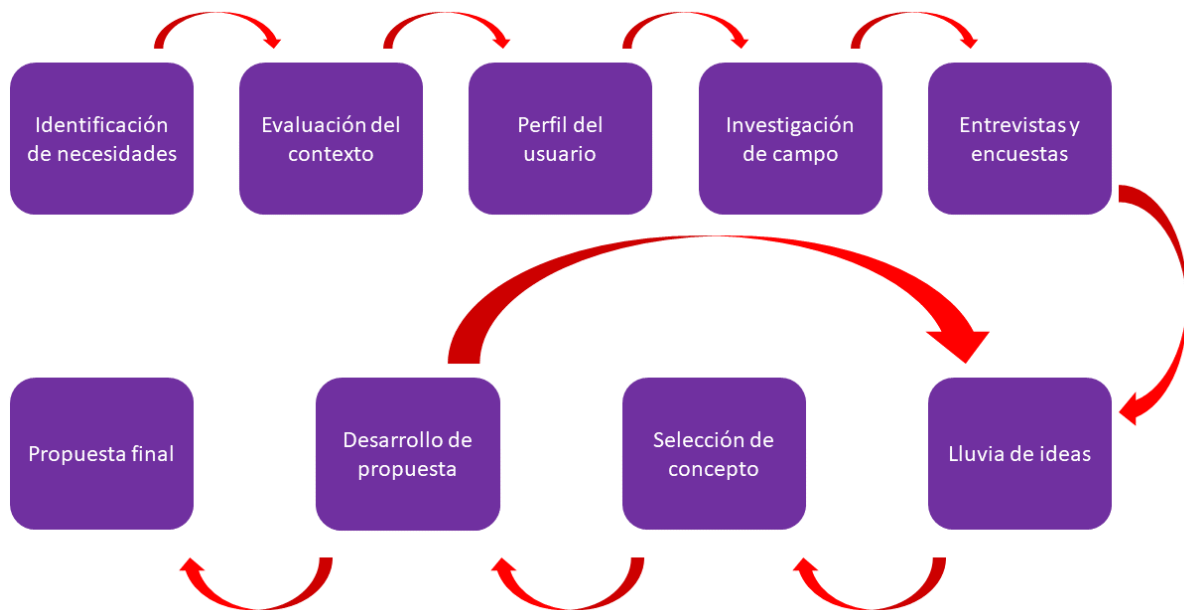


Figura 86 Diagrama de metodología de proceso de diseño.

En esta parte del proyecto establecimos los requerimientos que en prospectiva deberían de cumplir las propuestas arrojadas.

Requerimientos del proyecto

Los requerimientos están divididos en 4 criterios.

Función

- Plegable.
- Estructura ligera.
- Con áreas de guardado/carga (bolsa, caja, etc.).
- Llantas que permitan girar con mayor facilidad y soporten mayor peso.
- Mecanismo que permita accionar el freno con el pie, o la mano con el uso de gatillos.
- Maneral ajustable.
- Respaldo y asiento ajustable en ángulos y dimensiones.

Producción

- Diseño simple que permita su manufactura en talleres de baja producción.
- Selección de materiales resistentes, durables y que necesiten poco mantenimiento.
- Deberá de tener la mejor relación costo beneficio, brindando las mejores prestaciones por un costo asequible para la mayoría de los usuarios con parálisis cerebral.

Ergonomía

- Brindar una postura adecuada para periodos prolongados de uso.
- Sujeción del cuerpo.
- Soporte para cadera, espalda, piernas y cuello.
- Separador de piernas para mantener las rodillas alineadas.
- Asiento que le permita estar más de 8 horas sin cansarse.
- Soporte y sujeción para extremidades.
- Generar una postura que evite contracturas.
- Reposabrazos para que las manos no tengan contacto con las ruedas.

Estética

- Que no remita a una condición de discapacidad.
- Apariencia fresca y dinámica.
- Tornillería integrada.

Antecedentes comerciales

Para poder comenzar a generar propuestas es importante conocer las opciones que existen en el mercado. A continuación, se presentan auxiliares de desplazamiento en configuración de silla de ruedas tomando en cuenta la descripción general, función, materiales de manufactura, atributos estéticos y características de seguridad.

Rifton medium activity chair hi-lo base

Descripción: Es una silla de posicionamiento diseñada para uso doméstico y en el aula que permite a los niños aprender habilidades funcionales para sentarse mientras participan activamente en acciones, tareas y rutinas.



Figura 87

- **Función:** Brindar una posición sentada funcional (en lugar de una posición sentada restrictiva para mantener la simetría y limitar el tono) significa que un niño puede usar y desarrollar activamente sus propios músculos centrales y mejorar su propia habilidad motora postural, lo que permite al cuidador reducir aún más el apoyo accesorio con el tiempo.
- **Materiales:** Estructura de tubo redondo de acero doblado y soldado; asiento, respaldo, cabecera y descansabrazos de espumado de mediana densidad forrado de vinil; "Casco" de plásticos de inyección al igual que otros elementos.
- **Estética:** Estructura "desnuda" con acabado de pintura negra; forros de espumados en color varios colores. **(Fig. 87)**
- **Seguridad:** Cinturones y pecheras con diferentes puntos de sujeción; restrictores de movimiento; descansapies con correas; ruedas con seguro "de pie".
- **Precio:** \$82,000 pesos mexicanos. 15. (Special Needs, 2022).

Leckey mygo seat

Descripción: Esta silla es un sistema de asiento, destinados a proporcionar un nivel adecuado de soporte postural para niños. Ofrecer comodidad, protección de la piel y estabilidad para permitir el desarrollo de las actividades funcionales diarias en el hogar y la escuela.



- **Función:** Brindar una postura correcta al usuario con un enfoque clínico, permite a los terapeutas optimizar el cuidado de la postura del niño. Dependiendo de la configuración de chasis y ruedas puede usarse en interiores o exteriores.
- **Materiales:** Estructura de tubo redondo de acero; asiento, respaldo, cabecera y descansabrazos de espumado de densidad baja forrado de textil de poliéster; Elementos varios de plásticos de inyección.
- **Estética:** Estructura “desnuda” con acabado de pintura negra; forros de textil poliéster de varios colores y patrones. en color azul y negro. **(Fig. 88)**
- **Seguridad:** Cinturones y pecheras con diferentes puntos de sujeción; restrictores de movimiento; descansapiés con correas; ruedas con seguro “de pie”.
- **Precio:** \$48,000 pesos mexicanos. 16. (Leckey, 2022).

Special tomato hi-low MPS

Descripción: Silla postural de módulo semi rígidos de alturas variables para diferentes actividades, es una solución de asiento cómoda y de apoyo que va del piso a la mesa mientras promueve la alineación adecuada del cuerpo.



Figura 89

- **Función:** Proporciona asientos ajustables en altura con crecimiento incorporado, permite que el niño participe a la hora de cenar, jugar en el piso o en actividades en el salón de clases.
- **Materiales:** Estructura de tubo redondo de acero; asiento, respaldo, cabecera y descansabrazos de espumado de mediana densidad encapsulado en un acabado tipo vinil. Elementos varios de plásticos de inyección.
- **Estética:** Estructura “desnuda” con acabado de pintura gris oscuro; elementos modulares de espumado de varios colores. **(Fig. 89)**
- **Seguridad:** Cinturones y pecheras con diferentes puntos de sujeción; restrictores de movimiento; descansapiés con correas; ruedas con seguro “de pie”.
- **Precio:** \$46,500 pesos mexicanos. 17. (Special tomato, 2022).

Sunrise medical breezy relax2

Descripción: Silla postural con asiento y respaldo anatómico Comfort y cuña abductora de serie para estabilizar la pelvis y conseguir un correcto posicionamiento de las piernas. Los reposabrazos son ajustables en altura, con almohadillado amplio para un mayor confort del usuario.



Figura 90

- **Función:** Silla multiposición diseñada para personas que pasan largos periodos de tiempo sentados y que necesitan ante todo control postural y posicionamiento, sin renunciar por ello al confort. Las 2 configuraciones de ruedas son aptas para uso tanto interior como exterior.
- **Materiales:** Estructura de tubo redondo de acero doblado y soldado; asiento, respaldo, cabecera y descansabrazos de espumado de mediana densidad forrado de nylon; “cascos” de plásticos de inyección al igual que otros elementos.
- **Estética:** Estructura “desnuda” con acabado de pintura negra, acabados de textil gris oscuro. **(Fig. 90)**
- **Seguridad:** En el eje trasero cuenta con ruedas de tamaño convencional de una silla de ruedas, el seguro de estas ruedas es accionado por gatillo y chicote desde el maneral.
- **Precio:** \$50,000 pesos mexicanos. 18. (Sunrise Medical, 2022).

Etac x panda

Descripción: Es un asiento dinámico multiajustable, que se entrega en 4 tamaños diferentes: cada asiento tiene hasta 10 cm de ancho y hasta 20 cm de ajuste de profundidad junto con un respaldo deslizante.

- **Función:** hace posible que el niño se extienda y empuje hacia atrás contra una resistencia

relativamente ligera y luego recupere la posición de sentado deseada. La parte posterior se puede cerrar con llave, lo que podría preferirse en situaciones de alimentación y se requiere cuando se usa en el transporte. El respaldo también se puede inclinar para que sea posible sentar al niño con un ángulo de cadera abierto o cerrado.

- **Materiales:** Estructura de tubo redondo de acero doblado y soldado; asiento, respaldo, cabecera y descansabrazos de espumado de mediana densidad forrado de nylon; "cascos" de plásticos de inyección al igual que otros elementos.
- **Estética:** Estructura "desnuda" con acabado de pintura gris oscuro; elementos modulares de espumado de varios colores. **(Fig. 91)**
- **Seguridad:** Cinturones y pecheras con diferentes puntos de sujeción; restrictores de movimiento; descansapiés con correas; ruedas con seguro "de pie".
- **Precio:** \$45,000 pesos mexicanos. 19. (Etac, 2021).



Figura 91

Krobat Sheriff

Descripción: Es una silla de ruedas infantil activa para uso en interiores y exteriores para niños de 2 a 14 años. Esta silla de ruedas es adecuada para niños con una variedad de diagnósticos y está disponible en dos tamaños. El diseño del asiento tipo silla de montar le da al niño una posición más erguida, ideal para usar en el jardín de infantes y la escuela.



Figura 92

- **Función:** Al abrir el ángulo de las caderas, la pelvis se posiciona neutralmente. Con la pelvis neutra, la curvatura en S natural de la columna se puede mantener a lo largo del tiempo. Todas las articulaciones principales de las extremidades inferiores se centran, lo que favorece el tono y la longitud muscular normales. La articulación de la cadera está en su posición de reposo en la que la cabeza femoral se coloca dentro de la cavidad de la cadera. La posición sentada en el sillín puede prevenir complicaciones como contracturas musculares, dolor de cadera y subluxaciones. El asiento de silla de montar mejora una posición activa y erguida en lugar de una pasiva y desplomada. Configuraciones para interiores y exteriores.
- **Materiales:** Estructura de tubo redondo de acero doblado y soldado; asiento, respaldo, cabecera y descansabrazos de espumado de mediana densidad forrado de nylon; “cascos” de plásticos de inyección al igual que otros elementos. **(Fig. 92)**
- **Estética:** Estructura “desnuda” con acabado de pintura negra, forro de varios colores.
- **Seguridad:** Cuenta con ruedas de tamaño estándar de una silla de ruedas, el seguro de las ruedas traseras es accionado por una palanca ubicada debajo del frente del asiento.
- **Precio:** \$130,000 pesos mexicanos. 20. (Hepro, 2022).

Jery Dingo

Descripción: Es un modelo de silla de ruedas postural pediátrica con sistema tilt, accionada con doble cilindro de reclinación, con butaca extraíble a medida del paciente.



- **Función:** Brindar una postura adecuada al usuario primario, permite desplazamiento en suelo regular e irregular por poseer ruedas de tamaño standar. **Figura 93**
- **Materiales:** Estructura de tubo redondo; asiento, cabecera y respaldo forrados con vinil, cuenta con elementos varios de plásticos de inyección.
- **Estética:** Estructura “desnuda” con acabado de pintura de varios tipos de colores, al igual que los acabados del textil. **(Fig. 93)**
- **Seguridad:** Cinturones y pecheras con diferentes puntos de sujeción; restrictores de movimiento; descansapiés con correas; ruedas con seguro “de pie.”
- **Precio:** \$21,000 pesos mexicanos. 21. (Jery, 2018).

Medical store silla de ruedas PCA/PCI adulto

Descripción: Silla de ruedas especial para personas adultas con parálisis cerebral. Es plegable para poder transportarse con mayor facilidad, sus componentes ofrecen gran estabilidad.



Figura 94

- **Función:** Su amplia gama de regulaciones permite que el usuario se encuentre cómodo y correctamente sentado y posicionado, evitando posibles deformaciones ocasionadas por un mal posicionamiento. Su sistema de arnés, lo hace súper seguro para el usuario.
- **Materiales:** Estructura de tubo redondo de aluminio doblado y soldado; asiento, respaldo, cabecera y descansabrazos de espumado de mediana densidad forrado de tela, elementos plásticos de inyección.
- **Estética:** Estructura “desnuda” con acabado de azul, textil de diferentes colores. **(Fig. 94)**
- **Seguridad:** Cinturones y pecheras con diferentes puntos de sujeción; restrictores de movimiento; descansapiés con correas; ruedas con seguro “de pie” y chicote de freno accionado con gatillo en maneral.
- **Precio:** \$11,000 pesos mexicanos. 22. (Medical Store México, 2019).

Leggero Dyno

Descripción: Silla-carriola postura; el marco de la rueda está construido para todo tipo de terreno.

Cuenta con suspensión incorporada, para facilitar el trotar y viajar. Se pliega en un solo paso.



Figura 95

- **Función:** Proporciona posicionamiento para el apoyo postural al tiempo que permite el movimiento dinámico controlado del niño, permite desplazamiento en suelo regular e irregular por poseer ruedas de tamaño grandes, este modelo es de solo 3 puntos de apoyo.
- **Materiales:** Estructura de tubo de perfil rectangular redondeado de aluminio, asiento, cabecera y respaldo forrados con textil de nylon, varios de plásticos de inyección, cuenta con sombrilla retráctil.
- **Estética:** Estructura “desnuda” con acabado natural del aluminio. Remates de plástico negro. Textiles en 4 tipos de colores. **(Fig. 95)**
- **Seguridad:** Cinturones y pecheras con diferentes puntos de sujeción; restrictores de movimiento; descansapiés con correas; ruedas con seguro “de pie”.
- **Precio:** \$43,000 pesos mexicanos. 23. (Leggero, 2021).

Kabal Crio

Descripción: Silla postural para niños con problemas de espasticidad de moderada a severa (GMFSC III, IV y V). Ligera, resistente, plegable (retirando todos los cojines), de fácil limpieza, cabe en una cajuela pequeña.



Figura 96

- **Función:** Se adapta a las condiciones del usuario y lo mantiene alineado mejorando su postura y manteniéndolo seguro. Facilita el traslado de la silla a otra silla, a la cama y al baño.
- **Materiales:** Estructura de tubo redondo de acero doblado y soldado; asiento, respaldo, cabecera y descansabrazos de espumado de mediana densidad forrado de poliéster; “casco” de triplay.
- **Estética:** Estructura “desnuda” con acabado natural del aluminio. Remates de plástico negro. Textiles en 4 tipos de colores. **(Fig. 96)**
- **Seguridad:** Cinturones y pecheras con diferentes puntos de sujeción; restrictores de movimiento; descansapies con correas; ruedas con seguro “de pie” y de gatillo desde el manubrio.
- **Precio:** \$10,000 pesos mexicanos. 24. (Ortopedia Mostkoff, 2021).

Exploración de ideas

Teniendo identificadas las problemáticas y los retos del proyecto además de la investigación de mercado, **se comenzó por explorar y condensar palabras clave y conceptos para la generación propuestas.** Basados en la información de la investigación se concluyó que los conceptos que responden a las necesidades de diseño son los siguientes: **Seguro, Liviano, Compacto, Fresco, Atractivo, y Dinámico.**

Posterior a condensar los conceptos se comenzó con la búsqueda de referencias que los representen, para así construir un tablero de referencias para apoyo visual y comenzar a generar propuestas de diseño. **(Fig. 97)**



Figura 97 Tablero de objetos varios como referencia visual para retomar y aplicar en propuestas conceptuales de diseño.

Propuestas conceptuales

A continuación, se muestran las ideas y conceptos que se realizaron a nivel boceto con la metodología de proceso de diseño planteada por el CIDI, con la finalidad de cumplir con los requerimientos de la orden de trabajo de este proyecto.

Propuesta 1

El planteamiento de esta propuesta es el generar una “maleta” al momento de plegar el auxiliar para así facilitar su transporte, donde al abatir el respaldo sobre el asiento y guardar los componentes más voluminosos (ruedas) de la silla se tenga un volumen parecido al de una maleta de viaje.

Cada “brazo” de la suspensión independiente trasera se recorrería hacia el centro del volumen para reducir el espacio que ocupa la silla.

Las ruedas traseras se retirarían para posteriormente ser almacenadas en el área de guardado debajo del asiento

La suspensión sería independiente en cada una de sus ruedas.

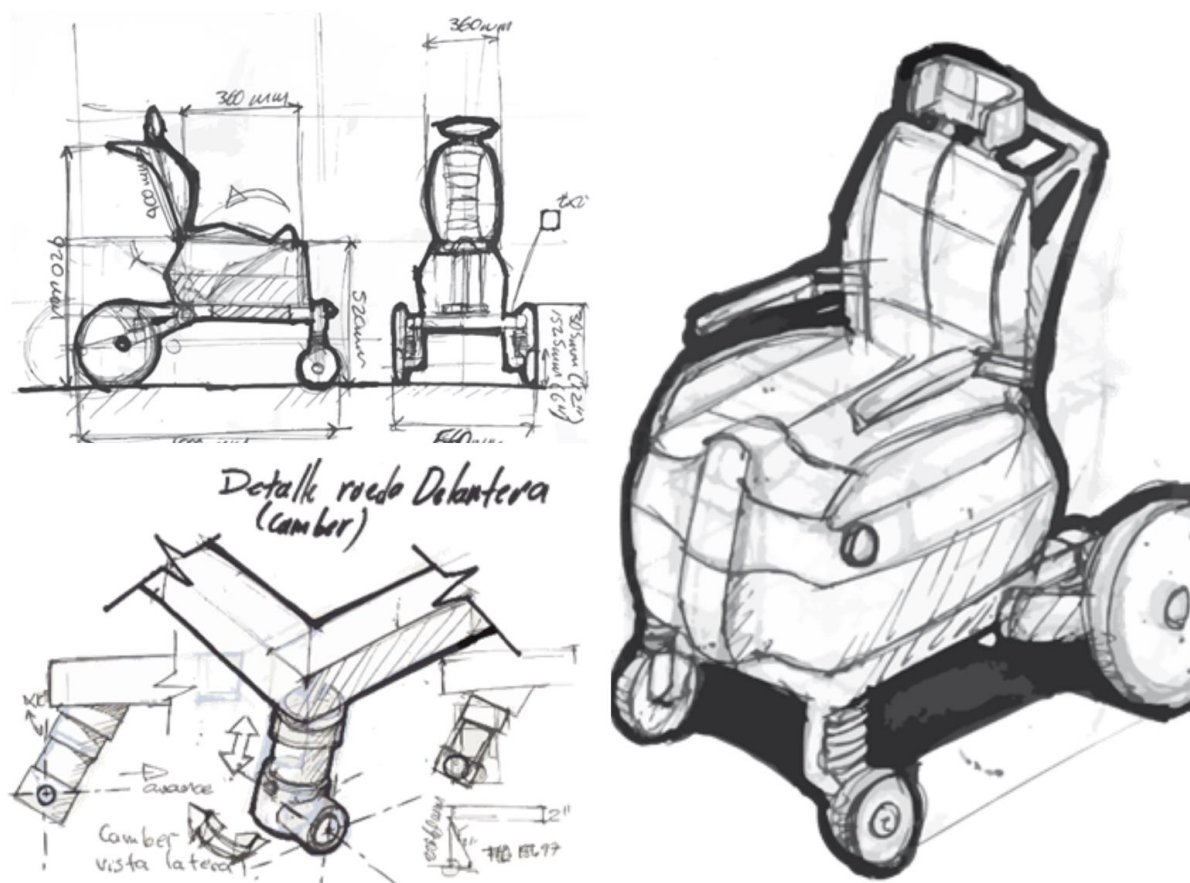


Figura 98 Bocetos de diferentes vistas de propuesta 1.

Propuesta 2

Esta propuesta retoma el desarrollo de la silla roja; hace uso de 3 puntos de apoyo utilizando una rueda delantera tipo “yoyo” (ampliando la superficie de contacto y ancho de vía del eje delantero). Para tener mayor estabilidad y evitar volcaduras como la silla roja la distancia entre ejes es mayor, haciendo que esta propuesta resulte más larga que su referencia previa.

Se planteó que el eje delantero fuera abatible hacia abajo del asiento o en su caso poderse recorrer hacia el centro del auxiliar, para así reducir más el espacio ocupado por la silla.

El módulo del respaldo se abatiría sobre el asiento y las ruedas traseras se desmontarían para ser guardadas en el espacio generado debajo del asiento.

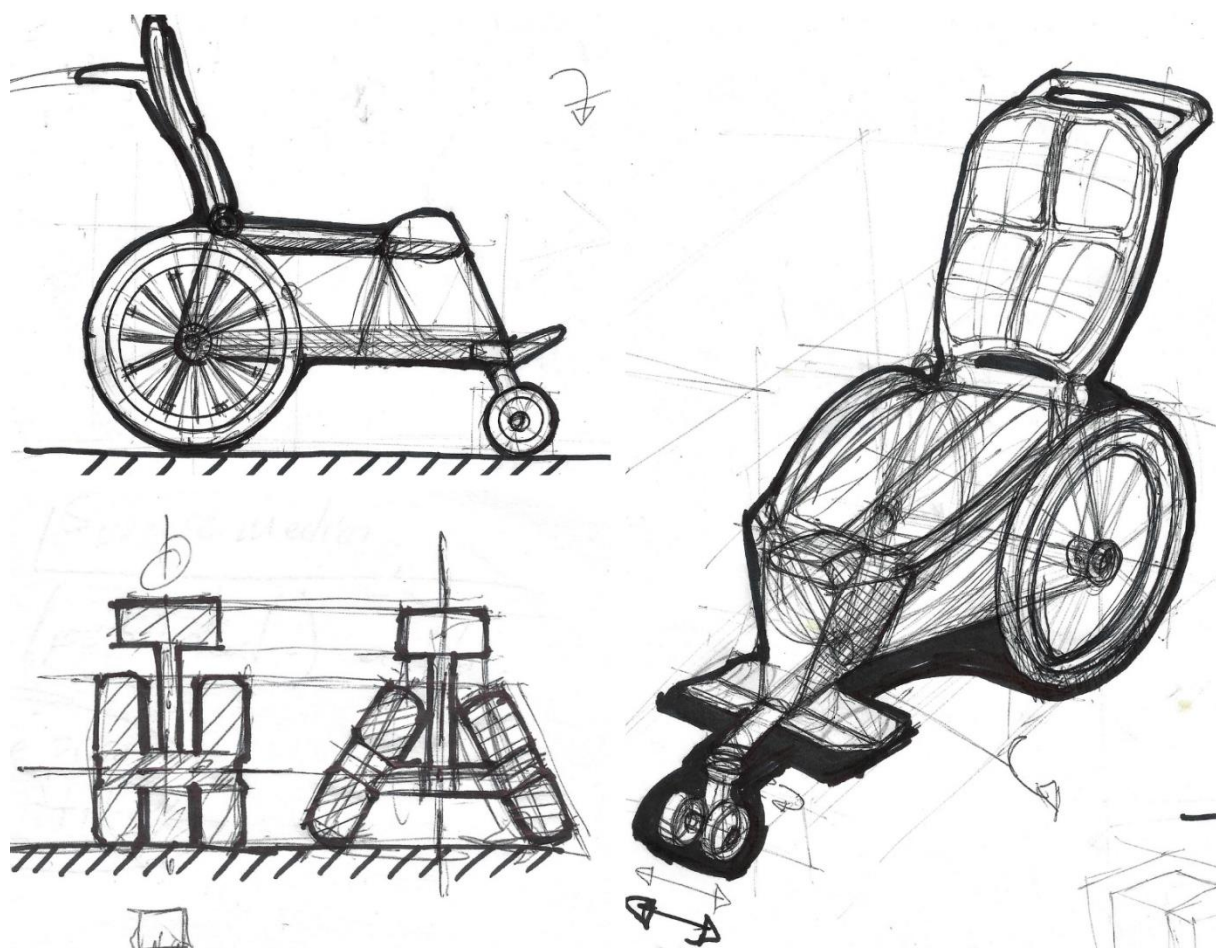


Figura 99 Bocetos de diferentes vistas de propuesta 2.

Propuesta 3

Este planteamiento de 4 puntos de apoyo cuenta con un eje delantero telescópico, esto para ocupar menor volumen al momento de guardarse.

Para tener más estabilidad el ancho de vía del eje delantero es casi del mismo largo que el eje trasero.

Ese plantea un chasis tipo “patín” el cual funciona como receptáculo de un asiento y respaldo. Esto da la posibilidad de usar diferentes módulos para distintas necesidades utilizando la misma plataforma base.

El módulo del respaldo, cabecera y descansabrazos se abatirían sobre el módulo del asiento, y este “paquete” de módulos se desmontaría del chasis para compactarse más.

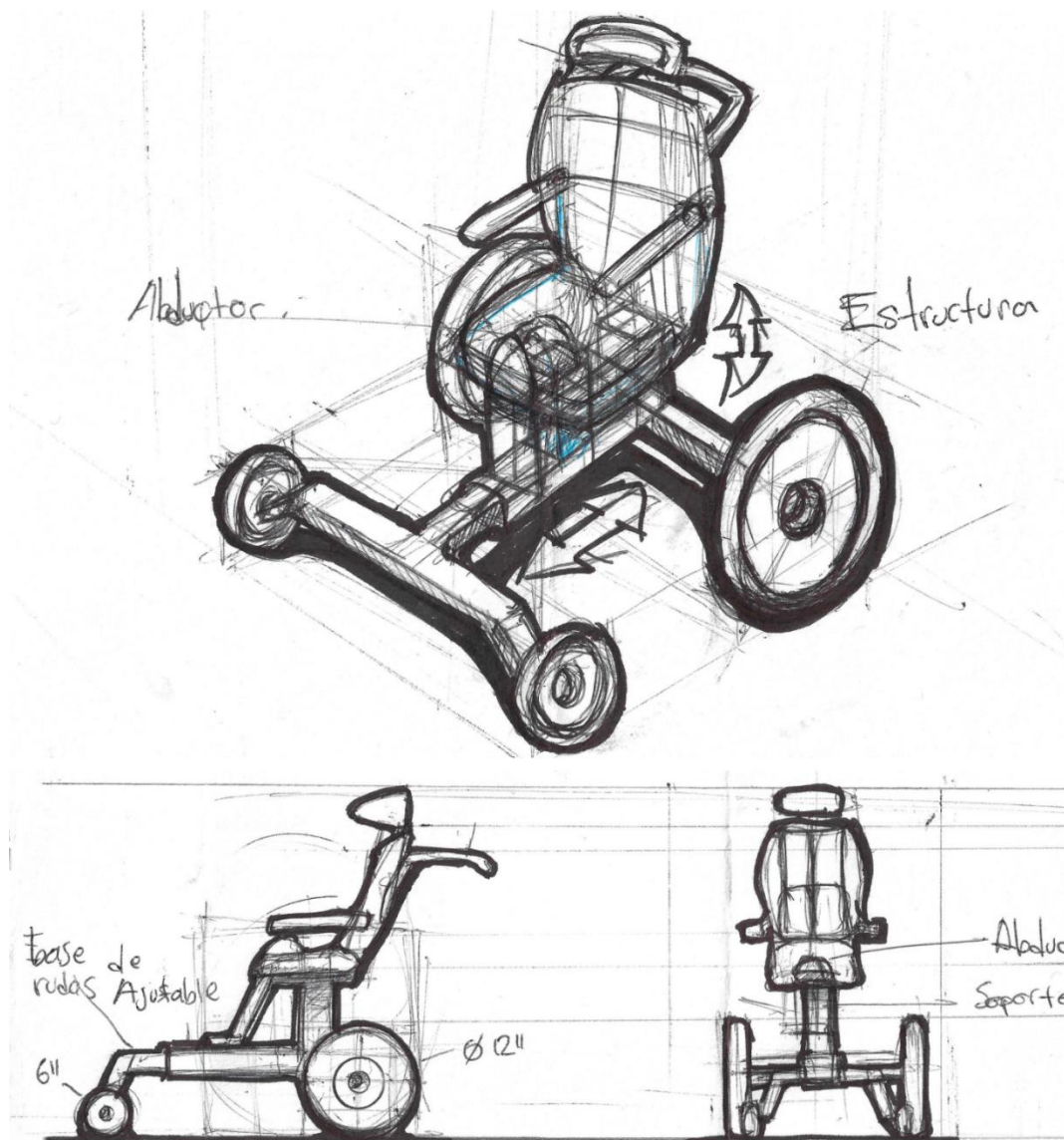


Figura 100 Bocetos de diferentes vistas de propuesta 3.

En el siguiente tablero se muestran bocetos de ideas varias que de poco a poco fueron nutriendo y enriqueciendo el proceso de conceptualización en papel. Esta etapa es muy importante para poder comenzar a aterrizar todas las ideas conceptuales antes de seguir con el modelado 3D. **(Fig. 101)**



Figura 101

En la modalidad grupal del proyecto se tuvieron varias sesiones de trabajo en conjunto con el director de tesis, compañeros de servicio social, y profesionales del diseño industrial con experiencia en diseño incluyente; todas estas sesiones nos sirvieron para ir definiendo el diseño de una propuesta de simulador de función crítica para realizar una prueba de uso en la escuela del usuario primario. **(Fig. 102)**

Para este momento como equipo ya se habían realizado algunas aproximaciones al desarrollo de un simulador de función crítica por medio de programas 3D, y esto nos ayudó bastante a tener una mejor percepción de la geometría, morfología y volumen de el simulador que realizaríamos.



Figura 102

1er simulador

Modelos a escala

Antes de iniciar la manufactura del primer simulador de función crítica se realizaron modelos a escala 1:10. Esto con la finalidad de hacer iteraciones y cambios en la propuesta de diseño para el simulador, tanto en los elementos estructurales (como el chasis) así como en la volumetría del asiento del auxiliar. **(Fig. 103)**

Los modelos a escala nos ayudaron a tener una mejor referencia espacial del planteamiento de diseño además de resultar una herramienta bastante útil para realizar cambios fáciles y rápidos de diseño; otra ventaja fue que resultaron ser una manera bastante económica de exploración antes de acudir al taller a manufacturar la versión 1:1.



Figura 103

Construcción

La decisión de la configuración final del simulador de función crítica fue de 3 puntos de apoyo, ya que este tipo de configuración utiliza menos material y componentes que en una configuración tradicional de 4 ruedas, lo que se refleja directamente en la reducción del peso del simulador y el costo de este. La contraparte de estas ventajas es que aumenta considerablemente la posibilidad de experimentar una volcadura, por lo que es más limitada la posibilidad de reducir la distancia entre ejes, ya que al hacer esto reduce la estabilidad de una silla de ruedas, así que fue necesario ser muy cuidadosos con la distancia mínima entre ejes. **(Fig. 104)**



Figura 104

La estructura de este simulador se fabricó en PTR (perfil tubular rectangular) 1"x2" cal.18; la decisión para trabajar con este material fue por perfil de geometría rectangular, ya que así se restringe o evita la rotación de elementos telescópicos simples (eje delantero), y al ser un simulador con ajustes esta cualidad geométrica nos ayudó a tener mejor control en ese sentido. **(Fig. 105)**



Figura 105

El marco que conforma el maneral, respaldo, asiento y descansa pies se realizó de tubo de acero al carbón de 3/4" cal.18. El criterio para decidir el uso de este tubo fue la seguridad, ya que los elementos que están en mayor contacto con los usuarios (asiento, respaldo, maneral, piernas) al no tener aristas o esquinas en punta resulta mucho más seguros en caso de golpearse accidentalmente con estos. **(Fig. 106)**



Figura 106

Para poder sentarse en el simulador se utilizó material de re-uso, en este caso triplay de 15mm; al momento de realizar la prueba se decidió por temas de comodidad utilizar un acojinamiento improvisado de espumado de densidad media para tapicería, este material también fue reutilizado de un proyecto académico. **(Fig. 106)**



Figura 107

Para el eje trasero se utilizaron ruedas neumáticas de 12 ½" (39cm de diámetro exterior) con aro de aluminio y masa con capacidad para usar frenos de disco, aunque al final se optó por frenos de pinza en este simulador. Los criterios para usar ruedas neumáticas de bicicleta fueron el tener un primer punto de amortiguación pasiva a las irregularidades del piso, ya que las ruedas macizas transmiten con mayor intensidad las vibraciones en comparación con una rueda de aire; y el otro criterio fue la gran disponibilidad y asequibilidad de refacciones de bicicleta. **(Fig. 108)**



Figura 108

En el eje delantero de igual manera se había considerado usar una rueda neumática para bicicleta infantil, pero desafortunadamente por la incompatibilidad de la geometría del eje delantero con las dimensiones comerciales de esta rueda (29cm diámetro exterior), se optó al final por utilizar una rueda maciza de silla de ruedas convencional (de 18cm de diámetro por 1cm de huella). **(Fig. 109)**



Figura 109

Prueba de simulador

Se realizó un recorrido en las instalaciones donde el usuario primario estudiaba en ese momento; se eligió este lugar porque son las condiciones cotidianas donde el usuario primario se desenvolvía con frecuencia, además de tener características irregulares de infraestructura en un ambiente controlado y seguro, y esto permitió exigir al simulador sin arriesgar la integridad de ningún miembro del equipo de diseño. **(Fig. 110)**



Figura 110 Fotografías de instalaciones del colegio Giocosa. (Colegio Giocosa, 2017).

Las instalaciones del lugar cuentan con rampas e intervenciones similares para la circulación de una silla de ruedas, aunque la naturaleza propia de las adaptaciones hace que no sean las óptimas para una silla de ruedas. **(Fig. 111)** Algunas adecuaciones son rampas con pendientes muy pronunciadas, con un ancho bastante reducido o también un inadecuado uso de materiales para suelo como rejillas de entramado amplio las cuales permiten que cierto tipo de ruedas puedan atascarse en las rejillas.

En la rampa principal de acceso al colegio, el usuario secundario comentó que le fue sencillo subir por la pendiente la silla con el usuario primario. **(Fig. 112)**

La posición y altura del manubrio permiten que el usuario secundario pueda realizar los cambios de dirección sin esfuerzo.

El ancho de vía del eje trasero y la distancia máxima de los descansar pies fue adecuada para que el simulador pudiera circular por los andadores y rampas más estrechas de la locación. **(Fig. 113)**

Durante el recorrido se tuvo que circular sobre un enrejado y la rueda delantera se atascó al cambiar de dirección ya que esta es más estrecha que el “claro” del entramado de la reja. **(Fig. 114)**

Este hallazgo fue determinante para replantear si era necesario cambiar las dimensiones de la rueda delantera o sumar una rueda extra en ese eje.



Figura 111



Figura 112



Figura 113



Figura 114

La designación de la altura del asiento respecto al suelo fue el adecuado para que el usuario primario pudiera hacer uso del mobiliario académico (mobiliario con dimensiones estandarizadas), permite que la silla “entre” debajo de la proyección del escritorio de trabajo sin que las rodillas o los mulos del usuario primario sean golpeados o comprimidos por el mobiliario. **(Fig. 115)** Que el simulador permita que el usuario primario pueda hacer uso de mobiliario estandarizado evita la necesidad cambiar al usuario primario a una silla convencional o de cambiar y/o adaptar un escritorio.



Figura 115

Ventajas

- La distancia entre ejes establecida (55cm) en el simulador permite realizar un radio de giro corto, esto vuelve mucho más ágil la maniobrabilidad del simulador y no se compromete la estabilidad. **(Fig. 116)**

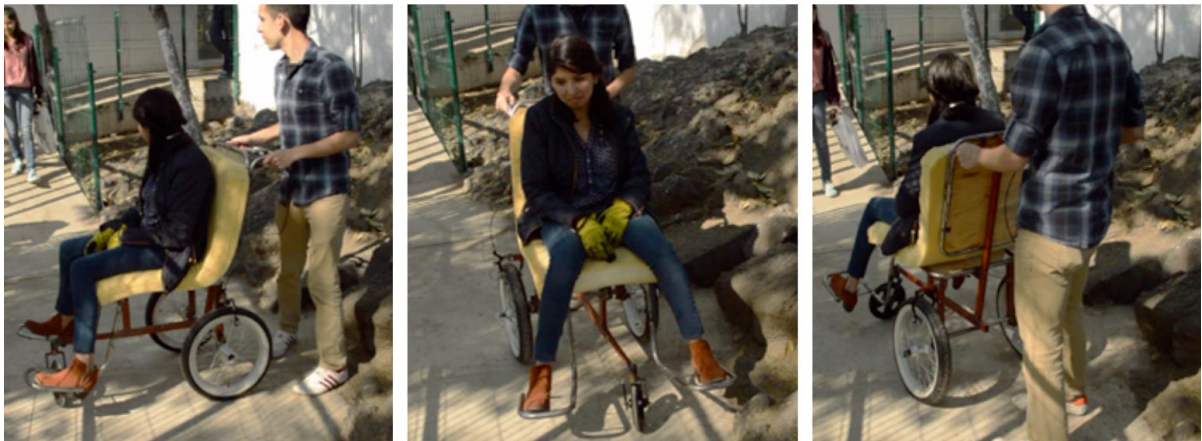


Figura 116

- El ancho del simulador (50cm) permite circular por áreas estrechas, esto es una ventaja sobre otras propuestas en el mercado. **(Fig. 117)**



Figura 117

- La propuesta de manubrio permite tener más de una posición de sujeción para el usuario secundario, permitiendo adaptarse a las necesidades de manejo dependiendo de las exigencias del entorno. **(Fig. 118)**



Figura 118

- La estructura del descansapies también cumple la función de barrera protectora contra obstáculos del contexto para evitar lesiones en el pie del usuario primario. **(Fig. 119)**



Figura 119

Desventajas

- Para usuarios secundarios de talla mediana a baja hay cierta dificultad para empujar el simulador por pendientes pronunciadas. Esto en parte se debe a la posición del agarre del maneral y de la altura mínima en este simulador. **(Fig. 120)**



Figura 120

- La rueda del eje delantero es inadecuada para librar obstáculos como rejillas, zanjas o baches, ya que tiende a atorarse en obstáculos relativamente pequeños por su ancho de huella tan delgado, lo que vuelve complicado el transitar por caminos no ideales. Lo apropiado sería optar por una rueda sustancialmente más ancha. **(Fig. 121)**



Figura 121

Conclusiones

Al darle solución a los siguientes puntos se podría comenzar a aterrizar una propuesta de auxiliar que cumpla en gran parte los requerimientos de la orden de trabajo.

- Aumentar el diámetro y el ancho de la rueda del eje delantero o en su defecto hacer uso de 2 ruedas.
- Integrar un sistema de amortiguación activa para reducir la transmisión de vibraciones hacia el usuario primario.
- Volver más eficaz el ensamble y desensamble del auxiliar, reduciendo pasos y tiempo.

- Reducir el volumen ocupado al momento del transporte del auxiliar.



Figura 122 Rueda ancha, amortiguador y sistema de desmontaje rápido de ruedas como posibles aplicaciones para el segundo simulador.

2do Simulador

Posteriormente de concluir el análisis del 1er simulador comencé a trabajar de manera individual, así que cada integrante del equipo de este proyecto propuso por su cuenta soluciones distintas, con las cuales abordar las áreas de oportunidad del primer simulador.

Habiendo probado el 1er simulador y comprobado que el diseño de la configuración de 3 puntos de apoyo y las medidas generales fueron adecuadas, para el siguiente simulador opté por pasar del bocetaje al modelado 3D y manufacturar el simulador. Esto me sirvió mucho para tener un mejor entendimiento espacial de lo que estaba construyendo y me permitió plantear y probar nuevas soluciones de diseño para reducir en lo posible el volumen ocupado por el auxiliar.



Figura 123 Boceto, render y pieza estructural del segundo simulador.

Referencias

Antes de replantear los cambios de diseño e iniciar la conceptualización en bocetos del segundo simulador, realicé una segunda investigación de referencias visuales y funcionales; en esta ocasión las referencias fueron más específicas y afines al proyecto del auxiliar tales como, bicicletas plegables, sillas de trabajo ergonómicas y sillas de ruedas enfocadas en el confort.



Figura 124 Tablero propuestas y soluciones varias que existen comercialmente.

Bocetos

El siguiente tablero con bocetos son un proceso evolutivo del rediseño del primer simulador; algunos de estos bocetos tienen una guía de elementos en CAD impresos (distancia entre ejes, ancho de vía, tamaño de las ruedas, y la geometría básica de la estructura), esto con la finalidad de servir como apoyo para delimitar trazos y formas.

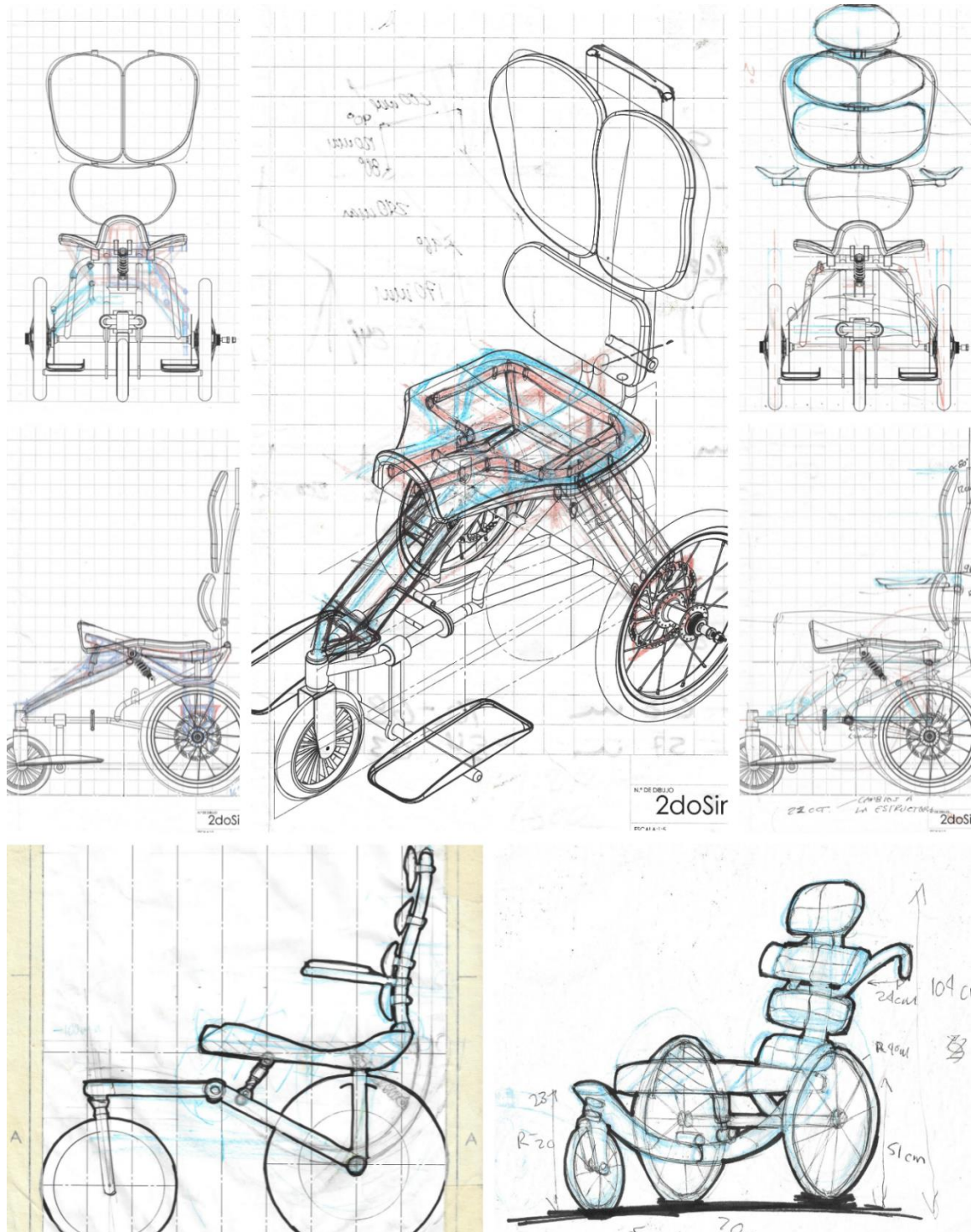


Figura 125 Tablero con bocetos del proceso de diseño del segundo simulador.

Construcción

Para este 2do simulador trabajé más en el diseño general partiendo por el diseño particular de los componentes de este y no sólo en la parte estructural como en el primer simulador.

En esta propuesta enfatice ponderar como elemento estético una estructura “desnuda”, esto con la finalidad de prescindir de cubiertas que aumentarían el peso, materiales, costo de la propuesta y su vez darle un carácter único al hacer de la estructura un elemento estético agradable y reconocible. **(Fig. 126)**

Para la manufactura de este simulador se decidí ocupar tubo redondo de acero al carbón cal.18 de 3/4”.



Figura 126

Se conservó el concepto de utilizar sólo 3 puntos de apoyo, y para dar solución al problema de quedar atorado en rejillas o pequeños baches integré una rueda maciza de “scooter” de adulto (20cm).

Para el punto de giro de la dirección del eje delantero utilicé un “kit” de “taza” de dirección de bicicleta, esto con la intención de hacer más asequible la propuesta y de un mantenimiento sencillo al usar componentes comerciales de bicicletas.

La tijera de la rueda delantera la manufacturé con lámina doblada cal.14, con un tubo de 1” cal.18 soldado en la parte superior, al cual se le generó una cuerda externa para atornillar el seguro de la taza de bicicleta. **(Fig. 127)**



Figura 127

Aproveché las llantas traseras del primer simulador, con una solución de taller para la liberación rápida de las llantas traseras, para agilizar el desmontaje de las ruedas y poder hacer la demostración del plegado y guardado del simulador. Esta solución de taller tiene su versión comercial y es una maza de rueda especial con un eje de desmontaje rápido; se tuvo la intención de utilizarla en el simulador, pero por limitantes en la logística para mandar a “enrayar” la rueda no fue posible usar la opción comercial. **(Fig. 128)**



Figura 128

Los módulos del asiento y respaldo se modelaron en el software “Solidworks”, y para poder pasar de lo digital a lo material con completa fidelidad y precisión fue necesario hacer una estereotomía en el programa “Slicer”, que esta después se importó a “Autocad” para mandar un corte en MDF de 3mm y así poder generar un volumen en secciones espaciadas entre sí; posteriormente para rellenar el espacio vacío propio de este proceso y darle más estructura a los módulos utilicé espuma de poliuretano, que al “curar” se retiró el excedente de material para tener una pieza real y fiel a la modelada en CAD. **(Fig. 129)**

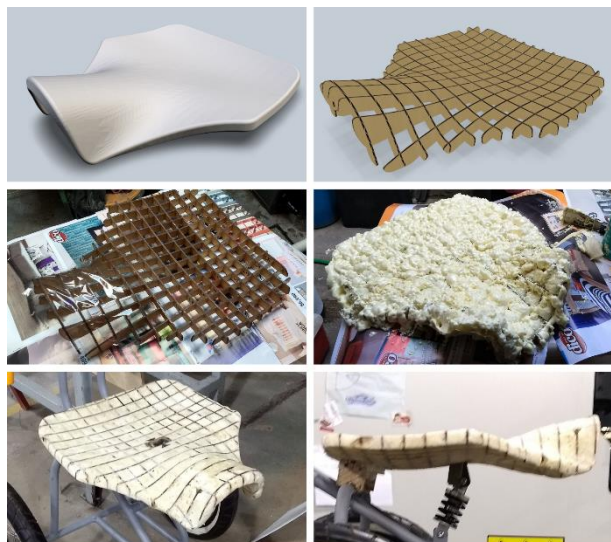


Figura 129

Este simulador lo fui interviniendo durante su manufactura agregando elementos, sustrayendo otros y replanteando soluciones de diseño, todo esto con la intención de plantear y construir un simulador bastante completo que pueda cumplir los requerimientos de la orden de trabajo y así proponer un diseño con posibilidad de manufactura. Esto fue posible gracias al apoyo en pruebas de antropometría y ergonomía de diferentes compañeras y compañeros de la carrera. **(Fig. 130)**



Figura 130

Un cambio importante del planteamiento inicial respecto al resultado final en este simulador fue la disposición del sistema de amortiguación, ya que al inicio éste se ubicaba posicionado entre el punto medio inferior del asiento y un apoyo medio en la estructura del simulador, haciendo una oscilación entre estos dos elementos; al probar la funcionalidad de esta configuración fue evidente que no funcionaba como se esperaba, así que el amortiguador fue re ubicado entre el apoyo medio de la estructura del simulador y el eje trasero, convirtiendo a este último en un “brazo oscilante”. Para poder realizar este cambio tuve que adaptar un punto de giro en la estructura que previamente era rígida. **(Fig. 131)**



Figura 131

Uno de los requerimientos que más importancia le di fue que el resultado final del simulador fuese una propuesta lo más compacta posible al momento de plegarse para su transporte sin sacrificar el confort de los usuarios ni comprometer la seguridad de estos.

Durante todo el proceso de diseño y manufactura fui tomando muy en cuenta esta propuesta de valor, lo que dio oportunidad de explorar diversos planteamientos para reducir el tamaño del simulador y las mejores maneras de guardado de este, siendo fácil, rápido y seguro hacer esa transformación, pasando del estado en uso al estado de transporte/guardado.

El diseño de este simulador se proyectó con la ambiciosa idea de que éste ocupara un volumen de 50cm x 50cm x 50cm. Lo que sería equivalente a una maleta mediana de viaje. **(Fig. 132)**



Figura 132

Prueba de simulador

Las pruebas del segundo simulador las realicé en las instalaciones de la unidad multidisciplinaria de la Facultad de Arquitectura; las áreas por donde se hicieron los recorridos para probar el simulador van desde el laboratorio de laminados del Centro de Investigaciones de Diseño Industrial, pasando por el patio interior de la unidad, hasta el “área de usos múltiples” y pasillo de los laboratorios del CIDI.

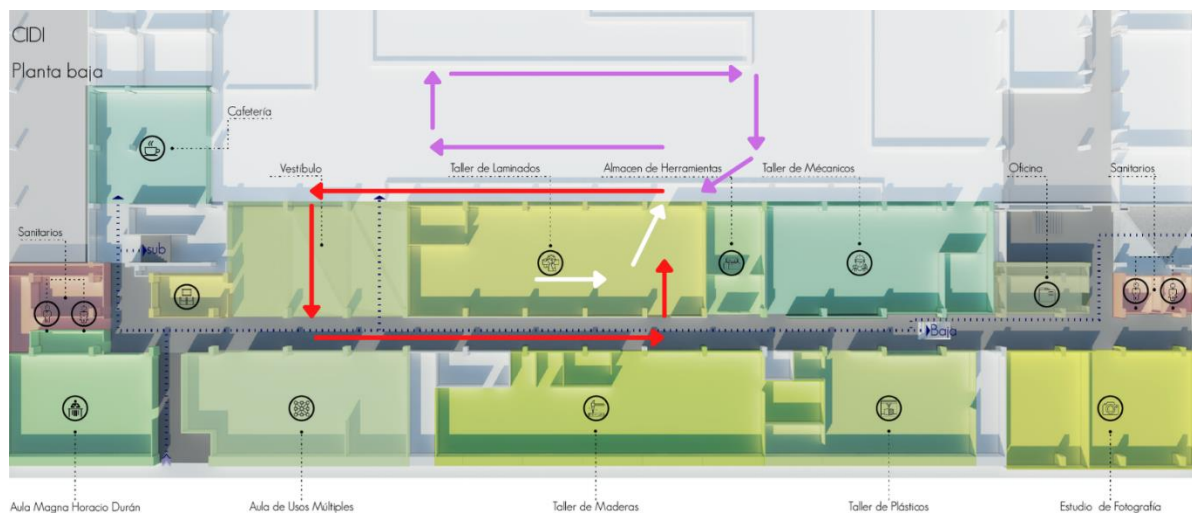


Figura 133 Diagrama de recorrido del segundo simulador en las instalaciones del CIDI UNAM.

En contraste con la prueba del primer simulador en esta hubo más de una persona que realizó la función tanto de usuario primario como usuario secundario, además de que todas las personas que participaron son de tallas bastante diferentes entre sí, haciendo que esta prueba resultara más nutrida que la prueba del primer simulador.

En la primera parte de la prueba 2 compañeras del CIDI accedieron a apoyarme para simular el traslado de una persona de talla baja (156cm) siendo impulsada por una persona de talla mediana (167cm).

En la primera parte de esta prueba el usuario secundario traslada al usuario primario por el interior del laboratorio de laminados, simulando un recorrido en un contexto apto para la gran mayoría de los auxiliares de movilidad. Sin obstáculos ni irregularidades importantes en el suelo. (**Fig. 134; Fig. 135**)



Figura 134



Figura 135

En la segunda parte de la prueba las compañeras cambiaron de rol, siendo la persona de talla baja quien simularía al usuario secundario y la persona de talla mediana al usuario primario. Ahora el recorrido partió del laboratorio de laminados hacia el patio interior de la unidad multidisciplinaria; para primero dirigirse hacia la cafetería y luego dar la vuelta en dirección hacia arquitectura del paisaje. (*Fig. 136; Fig. 137*)



Figura 136



Figura 137

En esta parte del recorrido los obstáculos que libraron sin ningún problema las compañeras con el simulador fueron; pasar por un cable de electricidad de grado industrial; descender por la rampa con textura antideslizante de la salida de emergencia del laboratorio de laminados; y circular por piso irregular de mampostería de ladrillo y piedras.

Continuando con este recorrido las compañeras se dirigieron hacia arquitectura del paisaje, donde de forma accidental el usuario secundario pasó con la rueda trasera derecha del simulador sobre un registro de agua ubicado en el piso, el cual tenía un hoyo de aproximadamente 20cm x 20cm; en este evento resultó satisfactorio presenciar que el sistema de amortiguación fue efectivo, además de librar el hoyo sin ningún problema o alteración en la estabilidad del auxiliar el usuario secundario expresó sorpresa al no percibir el paso sobre el hoyo hasta que el usuario primario expresó risas nerviosas por haber transitado por ahí. **(Fig. 138)**



Figura 138

Por última ocasión las compañeras volvieron a cambiar de rol, ahora para acceder al laboratorio de laminados desde el vestíbulo del CIDI. Para esto tuvieron que subir una rampa con una pendiente de poca inclinación que se encuentra en el patio interno de la unidad multidisciplinaria. **(Fig. 139)**



Figura 139

Al concluir el recorrido las compañeras comentaron que percibieron el simulador como robusto, cómodo y estable, además que en ningún momento les resultó difícil de maniobrar, empujar o detener el simulador (incluyendo en el cambio de roles). Lo que sí señalaron fue que el manubrio a pesar de tener la opción de posicionarse de diferentes maneras éste no tiene alguna posición cómoda, además la ausencia de descansapiés resultó incómodo al mantener los pies retraídos para evitar el arrastre de ellos.

Por último, de manera estática se pidió la colaboración de un compañero del CIDI de talla grande (182cm) que pudiera probar el simulador y dar sus comentarios. Él mencionó que el diseño de los módulos tanto de respaldo y asiento le resultaron cómodos y que fue muy agradable el poder cambiar la posición de los módulos situados en la espalda; además comentó que le sorprendía lo robusto y resistente que se percibe el simulador, pero lo que sí apuntó fue que para una persona de su talla el asiento resulta muy bajo en relación con el piso y aunque el simulador tuviera descansapiés él seguramente no lo podría usar de manera adecuada. **(Fig. 140)**



Figura 140

El segundo simulador de función crítica demostró que el planteamiento del diseño, la selección de componentes y los materiales son los adecuados. Aún con estos resultados positivos es necesario señalar las ventajas y desventajas de este diseño, para con ello poder generar una propuesta final que resulte superior al diseño de este simulador.

Ventajas

- Las dimensiones del segundo simulador son adecuadas para ser usado sin problemas de confort o seguridad por usuarios primarios en el rango de 140cm a 170cm de estatura; en el caso de usuario secundario puede ser usado por personas en el rango de 140cm a 185cm de estatura. **(Fig. 141)**



Figura 141

- Dimensiones modestas; el segundo simulador en modalidad desplegado tiene un ancho de 50cm x 90cm de largo. Al momento de plegarse el volumen que ocupa es de 50cm x 60cm x 60cm. **(Fig. 142)**



Figura 142

- Uso de refacciones de bicicleta; en caso de requerir el reemplazo de los componentes que experimentan mayor desgaste o fatiga, el usuario secundario podría conseguir y reemplazar la pieza dañada con facilidad. **(Fig. 143)**



Figura 143

- El diseño permite a los usuarios poder desplazarse en lugares poco adecuados para sillas de ruedas; esto se debe en parte a la selección de los elementos de rodamiento ya que estos son de radios considerables (ruedas grandes y de huella suficiente). **(Fig. 144)**



Figura 144

Desventajas

- A pesar de que la relación entre las dimensiones de las ruedas traseras y las medidas generales del simulador empatan muy bien, desafortunadamente esa medida de rueda comercial de bicicleta no es la más adecuada para poder ser “enrayada” con la masa especial para el uso del eje “push” de liberación rápida. Y prescindir de esta función repercutiría en el resultado de la propuesta de valor de “uso mínimo de volumen al plegarse”. **(Fig. 145)**



Figura 145

- De los 3 módulos de soporte para la espalda sólo 2 fueron funcionales durante las pruebas, ya que el módulo superior hacía muy poco contacto o no existía contacto con la espalda de los usuarios de prueba. Es necesario replantear las medidas, la disposición y el ajuste de los módulos para la propuesta final. **(Fig. 146)**



Figura 146

- La forma, disposición y altura del manubrio de dirección no son apropiados, ya que a las personas de prueba les resultaron incómodas las posiciones disponibles de esta pieza. **(Fig. 147)**



Figura 147

Conclusión

La prueba del segundo simulador de función crítica resultó ser más nutrida por la participación de diferentes usuarios con diferentes tallas entre sí, además que estos participaron en diferentes roles, tanto como usuario primario y secundario.

Las soluciones “de taller” de los mecanismos no comerciales utilizados en este simulador (reguladores de altura y ángulos de los módulos de respaldo; bisagras de abatimientos de respaldo y eje delantero; sistema “quick release” de ruedas traseras) no permitieron explorar y probar a cabalidad la función de todas las propuestas de valor de este diseño. A pesar de estas limitantes con el nivel alcanzado de este simulador fue posible iniciar el planteamiento del diseño final del auxiliar de movilidad de este proyecto de tesis.

Propuesta final

Iteraciones estructurales

Antes de llegar a una propuesta final realicé varias iteraciones de la estructura del chasis, las cuales contaban con diferentes planteamientos de plegado, reposicionamiento de componentes tales como: amortiguadores, bisagras o puntos de giro de la suspensión. **(Fig. 148)**

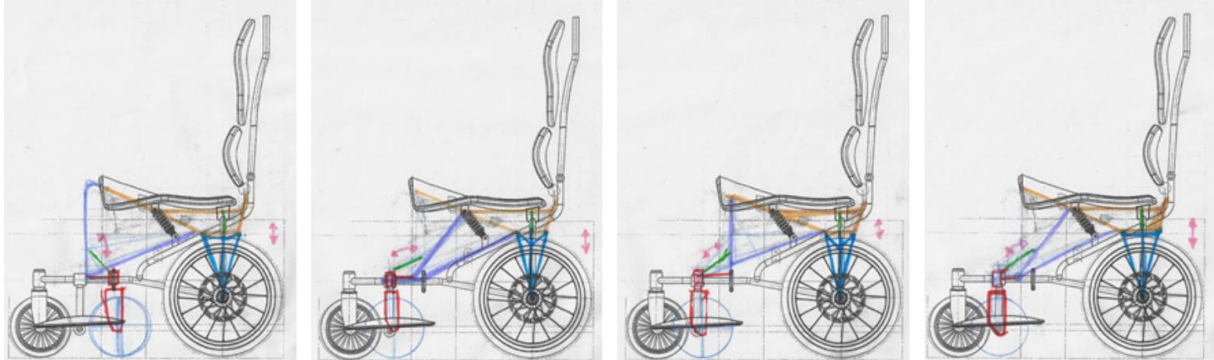


Figura 148 Planteamientos de diseños de estructuras de chasis, brazos de suspensión y bisagras de abatimiento.

Después de evaluar diferentes opciones de diseño estructural se seleccionaron 2 opciones finalistas.

La primera opción cuenta con la gran diferencia respecto al diseño del segundo simulador que, al usar una suspensión independiente para cada rueda, lo que volvería más apto al auxiliar para contextos con entorno físico muy complicados (lugares empedrados o con cambios de niveles abruptos). Esto a costo de aumentar la cantidad de componentes, lo que se refleja directamente en el aumento de peso y gasto económico. **(Fig. 149)**

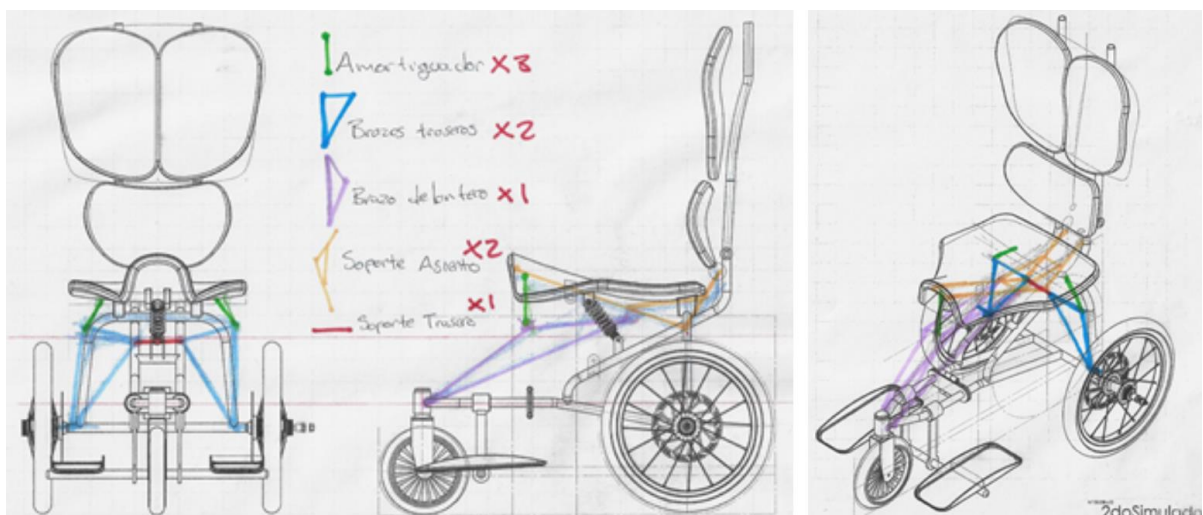


Figura 149

La segunda opción es resultado de la “refinación” del diseño del segundo simulador. Con el criterio de haber probado con éxito un diseño similar y tener la certeza que éste es lo suficientemente capaz de cubrir los requerimientos de la orden de trabajo, además de no resultar sobre diseñada como la primera opción, decidí seleccionar como diseño final esta configuración de estructura. **(Fig. 150)**

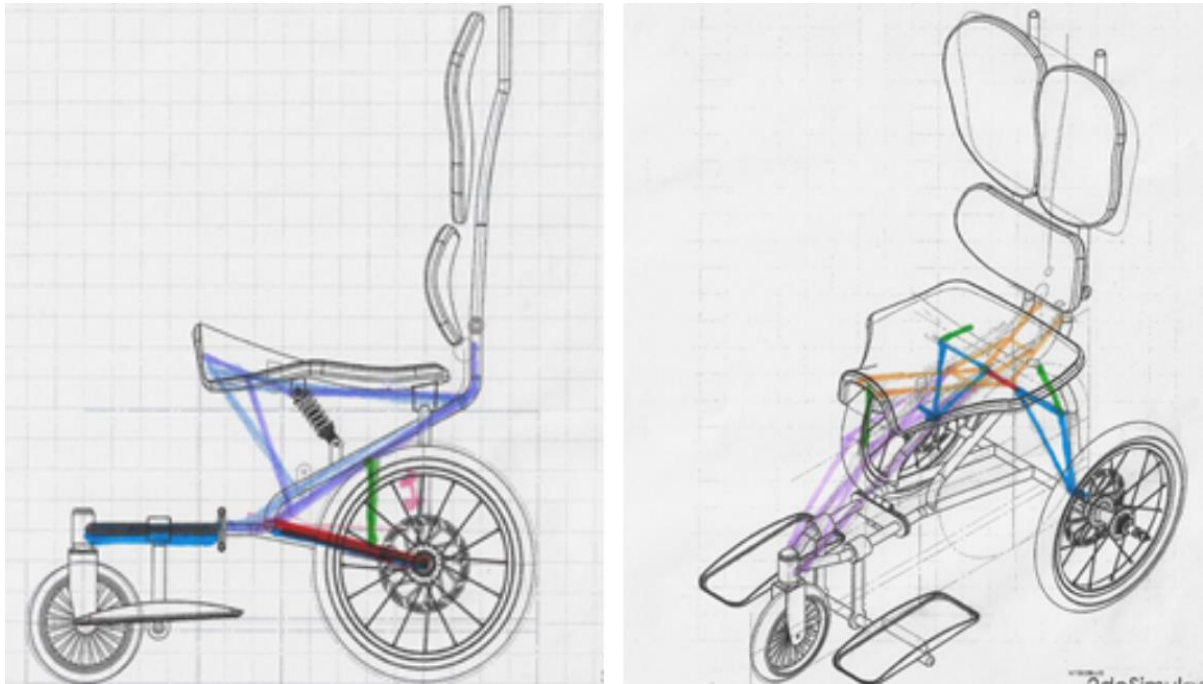


Figura 150

Definición diseño final

La propuesta final conserva el concepto general del segundo simulador de función crítica, el cual consta de una estructura/chasis de tubo de acero al carbón, la cual es la “columna vertebral” del asistente de movilidad ya que este es el elemento rector que une las masas de rodamiento (ruedas) y los módulos de descansapiés, asiento, respaldo, descansabrazos, cabecera, y manubrio.

Los cambios sustanciales en la propuesta final respecto a la propuesta del simulador de función crítica son el aumento de la altura del asiento respecto al suelo (12cm), el alargamiento del abductor separador de rodillas, el diámetro del tubo (de $\frac{3}{4}$ ” a 1”), reubicación del sistema de amortiguación, cambio de ruedas traseras a R18” (más factible para enrayar masa especial para eje “push”), incorporación de piezas comerciales del sistema de bisagras, y el rediseño de los módulos de respaldo-cabecera-descansabrazos.

El siguiente diagrama muestra en superposición en vista lateral y frontal las proyecciones del diseño CAD del segundo simulador con el rediseño de la propuesta final, más escalas humanas como elementos de referencia visual. **(Fig. 151)**

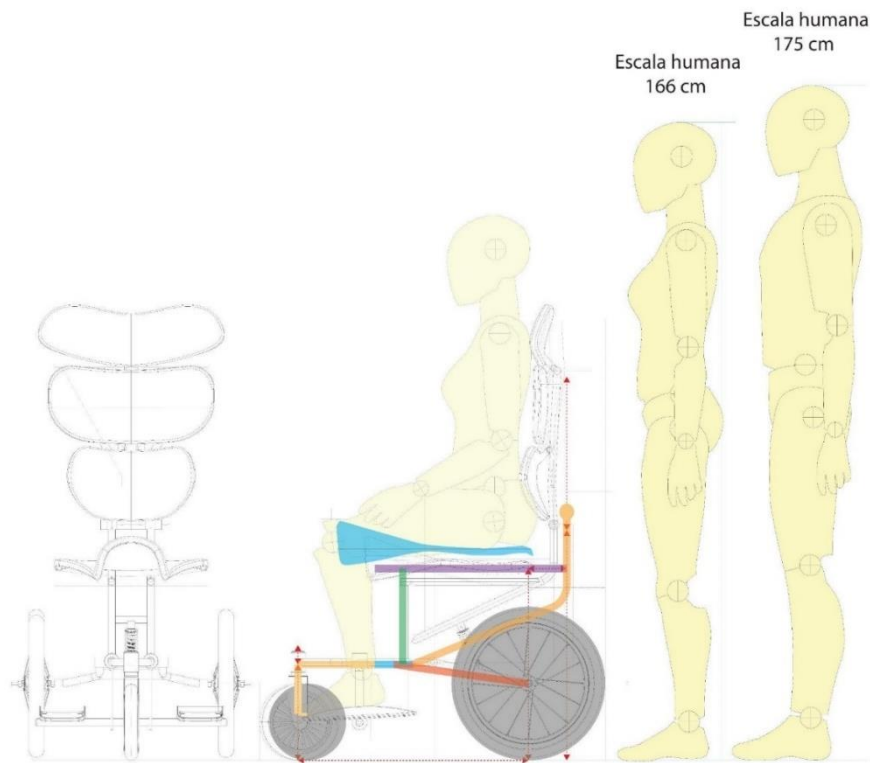


Figura 151 El cambio de color del recorrido de cada segmento de tubular representa un segmento de tubo independiente que compone la estructura.

Características



Figura 152 Vistas generales de propuesta final de diseño; frontal, lateral izquierdo, y vista posterior.

El diseño final del auxiliar de movilidad para personas con parálisis cerebral cumple con los requerimientos de la orden de trabajo; una propuesta compacta, ligera, fiable, segura, y estéticamente atractiva. **(Fig. 152)**

A pesar de no haber podido realizar un simulador (por imponderables como la contingencia sanitaria por el COVID-19) con los componentes y piezas comerciales planteados en este diseño, podemos dar por sentado que la propuesta es lo suficientemente plausible para ser reproducida, ya que el nivel de detalle y descripciones de este diseño están al nivel de un anteproyecto de objeto-producto de preproducción, el cual necesitaría de ajustes muy puntuales.

Función

Este diseño fue proyectado para usarse en el contexto urbano de México, el cual tiene muchas limitaciones y barreras físicas (como ya se mencionó al inicio de este documento).

Para hacer frente al entorno físico se diseñó un eje trasero articulado con una suspensión conformada por un amortiguador de bicicleta; en este eje se conectan 2 ruedas de bicicleta de R18" con una masa especial, sujetadas por un eje "push" de liberación rápida. **(Fig. 153)**



Figura 153

Una particularidad de este eje es tener un "ángulo de caída negativo", esto con 2 finalidades; la primera razón es que al cambiar la rodada de las llantas éstas afectaban significativamente varios puntos geométricos del diseño estructural, así que al generar esta "caída" virtualmente no se afectó el diseño geométrico de la estructura final, además de ganar ancho de vía (la distancia entre los puntos de contacto de 2 ruedas sobre el mismo eje) y así dotar de más estabilidad al simulador. La segunda razón es por mantenimiento, ya que al usar este recurso se desgasta menos la cara exterior de la llanta, por lo tanto, en lugar de conseguir un par de llantas nuevas al presentar desgaste (como en una configuración tradicional perpendicular al



Figura 154

eje), con esta solución "rotan" las llantas para utilizar la cara sin desgaste y se duplica el tiempo de vida útil de las llantas de este simulador. **(Fig. 154)**

En el eje delantero decidí utilizar una sola rueda de scooter (adulto) de 20cm de diámetro, la cual está montada sobre una horquilla de acero troquelado soldada a un eje con cuerda y a su vez este conjunto cuenta con un sistema de absorción de vibraciones proporcionada por un mini amortiguador de scooter para adulto. **(Fig. 155)**

Uno de los puntos más importantes en el diseño de este auxiliar es el transporte de este, y las soluciones de diseño que solventan ese punto son el uso de abatimientos de los elementos que consumen espacio para esta tarea.

Para reducir el volumen en “vertical” se volvió abatible sobre el módulo del asiento la parte de la estructura que sostiene los módulos de cabecera, respaldo, manubrio, y descansabrazos. Para volver esta acción práctica fue necesario buscar seguros de sistemas de liberación rápida; así que se adoptaron y adaptaron soluciones comerciales propias del mundo de las bicicletas plegables.

En el caso del eje delantero para reducir el espacio ocupado en horizontal se utilizó la misma solución de plegado, con la intención de “guardar” los componentes en la parte inferior de la estructura de acero. Uno de los componentes del área de ergonomía que es el descansapie, fue necesario que diseñar un sistema para volver plegable este elemento y evitar que estorbara a otros componentes del diseño. **(Fig. 156)**



Figura 155

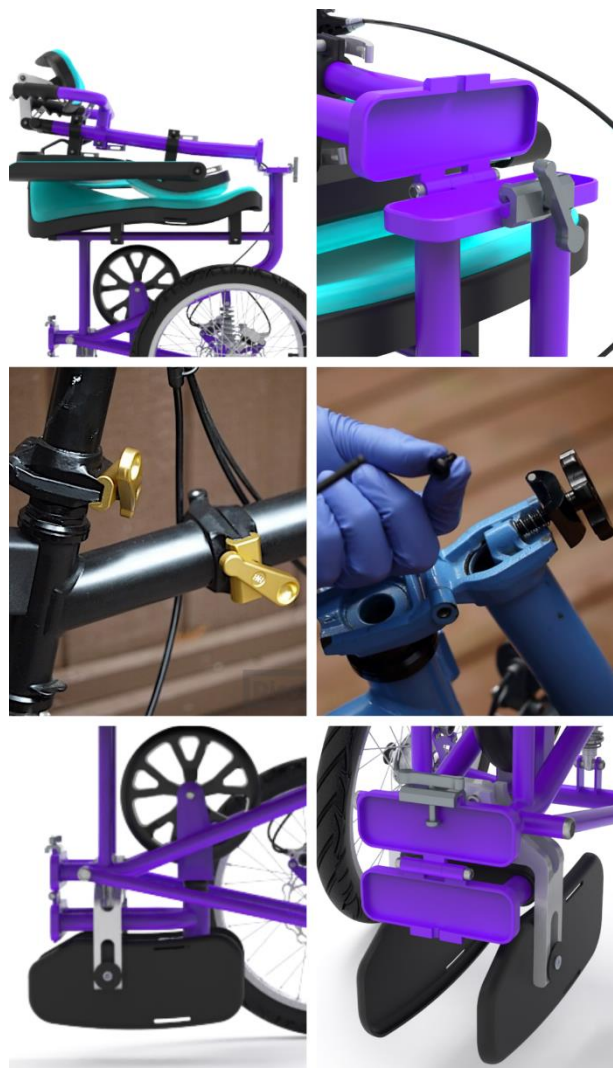


Figura 156

Más a detalle, el sistema de plegado y ajuste postural del descansapiés se compone de la siguiente manera: la columna “vertebral” de este sistema es una barra ranurada a media profundidad de aluminio, que en su parte inferior se encuentra unida a una “falange” articulada del mismo material la cual permite dar inclinación a 2 “brazos” de aluminio; estos brazos son los soportes de los descansapiés, los cuales cuentan con un “tope” en la parte interior de su punto de giro, el cual restringe el abatimiento de esto haciendo que sólo se puedan mover hacia arriba (**Fig. 157**); sobre estos brazos descansan los módulos de los descansapiés, los cuales se pueden desplazar y rotar sobre unas ranuras pasadas hechas en los soportes de los descansapiés. La parte superior de la barra ranurada se une a un “nodo” de plástico el cual funge como soporte y corredera sobre la estructura de tubo del eje delantero; la altura de esta barra se regula con un seguro tipo “llave” ubicado en el nodo de plástico. (**Fig. 158**)

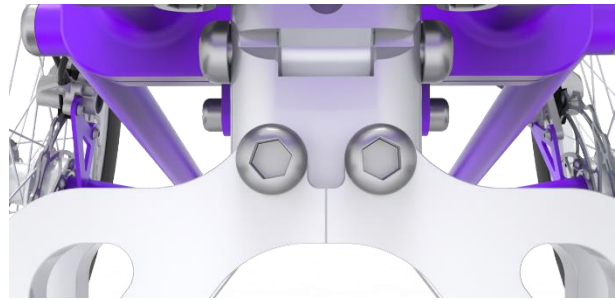


Figura 157



Figura 158

La manera de controlar el avance, el alto, y la dirección a voluntad del auxiliar es por medio de un manubrio ubicado en la parte posterior del auxiliar, y un sistema de frenos accionado desde éste. (**Fig. 159**)

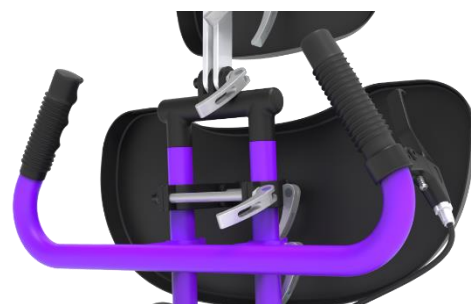


Figura 159

La altura del maneral se puede ajustar gracias a un sistema de seguros de liberación rápida, los cuales presionan la “garganta” del eje del maneral. En los extremos del maneral se encuentran empuñaduras de elastómero para bicicleta, esto para mejorar el agarre del maneral y el confort para el usuario secundario. (**Fig. 160**)



Figura 160

Para el control del sistema de frenos, montado sobre el maneral del lado del brazo derecho encontramos un gatillo de accionamiento de doble chicote. Se propone un sistema comercial de frenado, el cual es accionado por un gatillo con la particularidad de poder bloquearse por tiempo prolongado con un seguro especial de esa opción comercial, y así prescindir de un segundo freno como existe en otras opciones de sillas auxiliares. **(Fig. 161)**



Figura 161

En el sistema de frenos decidí optar por la tecnología de disco por las siguientes razones: Los frenos tipo “cangrejo” necesitan de un apoyo en un área perpendicular al eje sagital de la rueda, para así poder presionar el aro de la rueda y poder frenar, el problema con esta tecnología es que ocupa mucho más espacio y material que la tecnología de disco; la otra razón es que para poder realizar el desmontaje rápido de las ruedas la estructura tendría que ser modificada con la particularidad de tener 2 puntos de sujeción por rueda. **(Fig. 162)**



Figura 162

La forma en que se realizan los ajustes en ángulos y distancia de los módulos de cabecera, respaldo, y descansa brazos, es por medio de una variante del sistema comercial de “liberación rápida” en un extremo del seguro se encuentra una tuerca de apriete manual con textura antideslizante, y del otro lado una palanca con un punto de giro excéntrico el cual permite variar la distancia entre la tuerca y esta palanca, para así poder aflojar o apretar los elementos que se encuentran entre estos 2 puntos. **(Fig. 163)**



Figura 163

El último detalle de diseño que compete al tema de función son los ranurados en las paredes de los módulos que entran en contacto directo con el cuerpo del usuario primario. Estos ranurados tienen la función de poder ser utilizados como puntos de anclaje en el caso de que un usuario primario requiera un restricto especial para limitar deslizamientos. En el diseño final de este auxiliar no se integra alguna opción comercial de “entrada”, ya que existen muchas opciones en el mercado y son accesorios extra para las necesidades particulares de cada posible usuario primario; Así, el diseño final sí contempla la posibilidad de funcionar con estos tipos de aditamentos extras sin intervenir posteriormente los módulos. **(Fig. 164)**



Figura 164

Producción

Chasis de tubo de acero al carbón.

A diferencia del segundo simulador que fue construido en su totalidad con tubo de diámetro de $\frac{3}{4}$ ", para la propuesta final se decidió que el tubo predominante fuera el de 1", ya que, productivamente es una medida más afín a muchos componentes comerciales (abrazaderas, ejes, bujes, empuñaduras, etc), además de presentar menos deformación mecánica en las zonas donde hay mayor esfuerzo sobre la estructura. Para “aligerar” la estructura se hizo uso de tubo de $\frac{3}{4}$ " en las zonas de menor estrés mecánico (marco de sujeción del módulo del asiento).

Se propone un chasis en acero al carbón dulce o de bajo carbón (0.25% a 0.40% de carbón), compuesto de tubo redondo Cal.18



Figura 165

de 2 diferentes diámetros; el primero de 1" (tubo principal) y el segundo de ¾" (tubo secundario). **(Fig. 165)**

El acero al carbón dulce tiene una resistencia mecánica de 55-62 kg/mm² y una dureza de 150-170 HB (escala de "dureza Brinell"). Si se opta por la versión templada, este acero puede alcanzar una resistencia de 80 kg/mm² y una dureza de 215-245 HB. **(Fig. 166)**



Figura 166

Por lo fácil de su manejo en la manufactura puede ser utilizado tanto en una producción de baja escala en un taller poco sofisticado, como a la vez usarse en una mayor escala de producción en un taller de alta producción. **(Fig. 167)**



Figura 167

Las razones de usar acero al carbón dulce o de bajo carbón son: al ser un material común lo vuelve de fácil acceso; a su vez tiene un costo más asequible que otros materiales; la exigencia mecánica del auxiliar no amerita un "super material" (utilizar un acero con más carbón o acero inoxidable resultaría sobrado en estructura, y encarecería el producto); el diseño geométrico de la estructura del auxiliar es lo suficientemente robusto; además que, resulta más sencilla la manufactura de este tipo de acero.

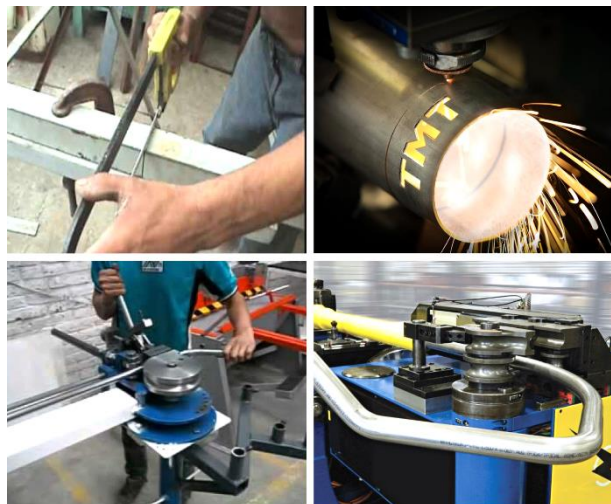


Figura 168

El corte del tubo puede realizarse de manera manual en un taller de baja producción, pero, sin ningún inconveniente a nivel de producción media-alta se propone que sea en un cortador de tubo por CNC (láser); así mismo el doblado del tubo también puede realizarse de manera manual con dobladoras de palanca, pero de igual manera se sugiere que se realice con una dobladora de tubo CNC en el caso de que la demanda de la producción lo solicite. **(Fig. 168)**

Al tener todas las piezas cortadas y habilitadas (con su respectiva “boca de pescado”) para el proceso de soldado, se puede optar por diferentes tecnologías, esto dependiendo el nivel de producción y el valor final del auxiliar. La primera tecnología que se sugiere es la soldadura con electrodo revestido (soldadura de acabado tosco); la segunda opción es con un proceso MIG-MAG (la más adecuada en relación costo beneficio, además de ser de un acabado de mayor calidad) o en su defecto con soldadura de “microtubo” (tecnología que no necesita de un tanque que de gas inerte o activo); y, por último, se podría optar por la tecnología TIG con aporte para brindar un mejor acabado en las uniones. **(Fig. 169)**

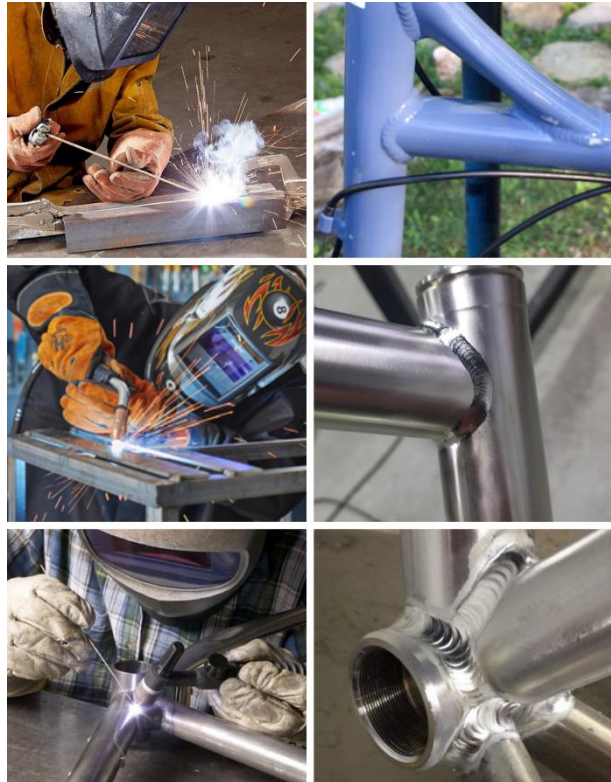


Figura 169

Módulos moldeados

Se propone para el diseño final del auxiliar que los módulos de cabecera, respaldo, descansabrazos, soporte lumbar, asiento, y decansapiés se realice por un proceso aditivo de moldeo.

Aunque existen muchos tipos de procesos de moldeo las opciones más viables para realizar esto módulos de cascarón rígido son 2: la primera de fibra de vidrio con molde sencillo y la segunda de fibra de vidrio con molde y bolsa de vacío.

La propuesta sugerida para este proyecto es la opción de módulos de fibra de vidrio con insertos metálicos ahogados en el cascarón para unir mecánicamente el acojinado y las piezas de sujeción que conectan con la estructura. **(Fig. 170)**

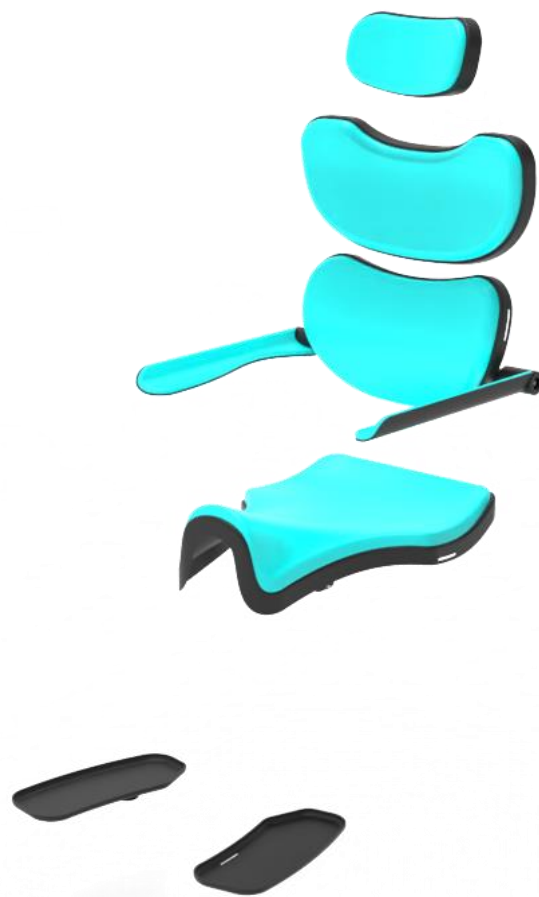


Figura 170

Para la realización de piezas de fibra de vidrio existen 2 tipos básicos de moldes; el primero consta de una o más piezas (dependiendo de la complejidad geométrica de la pieza que se realizará) que sólo brindan acabado fino a una cara de la pieza a replicar. Es el tipo más sencillo de molde, y es ideal para hacer piezas de manera rápida, económica y herramienta básica; en contraparte necesitan de más trabajo de limpieza de los excedentes generados en el proceso. **(Fig. 171)**

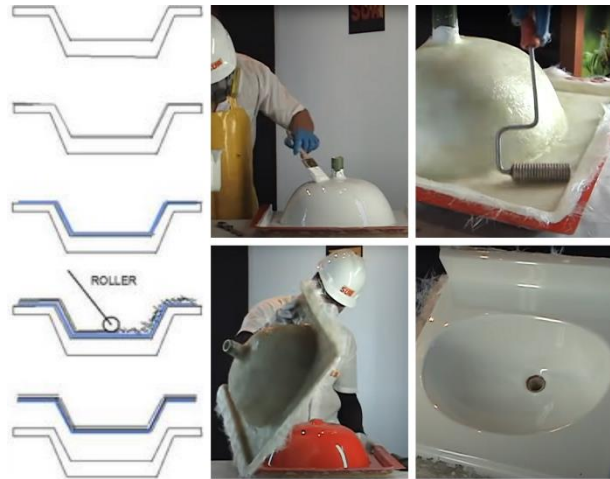


Figura 171

El segundo tipo de molde se le considera “cerrado”, y este permite obtener un acabado fino en todas las caras de la pieza realizada. Puede generarse el cierre con un “contra molde” o con la técnica de “bolsa” de vacío (no necesariamente debe ser una bolsa, en algunos casos son membranas de elastómero). El acabado de la pieza desmoldada es mejor y en todas sus caras es igual, y la rectificación final de la forma es menor. Sobra decir que la relación de costos entre estos 2 tipos de moldes es proporcional al nivel de tecnología usada y acabado final. **(Fig. 172)**



Figura 172

La segunda alternativa para realizar los módulos del auxiliar es utilizar la tecnología de fibra de carbono. Esta opción, aunque es perfectamente viable además de ofrecer mejores prestaciones como una mayor resistencia mecánica y un peso menor al de piezas hechas con fibra de vidrio, no es la opción predeterminada para este proyecto, ya que el costo de los módulos aumentaría de manera significativa y esto impactaría directamente en el precio general del auxiliar. **(Fig. 173)**



Figura 173

Después de obtener las piezas con la resina “curada”, se debe de rectificar cada pieza retirando el excedente de material que pueda resultar punzocortante para algún usuario. **(Fig. 174)**



Figura 174

Posteriormente, para poder unir los cascarones con el chasis y los acojinamientos se deben integrar a estas piezas insertos para con estos poder acoplar los seguros de sujeción que fijan la pieza a la estructura metálica del auxiliar.

Para la parte del acojinamiento se propone un sistema de “submódulo”, el cual esté compuesto por un cascarón interno de estireno termoformado (que tenga previamente la memoria volumétrica de su módulo) para dar rigidez, y sobre este cascarón colocar capas de espumados para tapicería de distintas densidades; al tener estos elementos unidos se procedería a forrarlos con una funda de nylon de tapicería, y posteriormente unirlos con broches de presión sobre los módulos de fibra de vidrio. Este sistema permite colocar un forro protector sobre los submódulos, ya sea por temas de higiene, confort y/o por personalización del usuario. **(Fig. 175)**



Figura 175

Ergonomía

El diseño de este manubrio es en forma de “U” con los brazos inclinados hacia su centro geométrico (10°); esta forma se decidió para generar un agarre postural que propicia poco estrés corporal, al rotar muy poco el radio

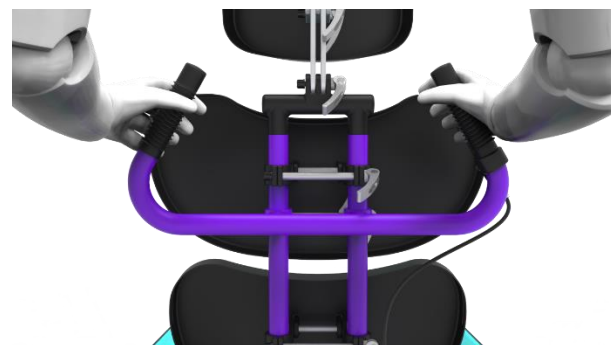


Figura 176

sobre el cúbito del antebrazo los tendones y músculos de este sufren menos fatiga en contraste con una postura de agarre completamente horizontal; la inclinación hacia adentro ayuda de manera pasiva a evitar el cansancio y caída de los brazos al éstos descansar parcialmente con apoyo de las manos sobre las empuñaduras. Esta postura además es muy eficiente para ejercer fuerza y un buen control sobre el auxiliar. La altura de este elemento se puede ajustar en un rango muy amplio de tallas de posibles usuarios secundarios. **(Fig. 176; Fig. 177)**



Figura 177

El diseño del juego de los módulos que competen desde el reposa cabeza hasta los descansapiés son parte de un desarrollo generado para brindar una postura de sentado correcta para usuarios con parálisis cerebral.

La forma de los módulos que dan soporte al “tren superior” del cuerpo del usuario primario está basada en el diagrama y estudio de curvas del respaldo de una “silla de descanso” desarrollada por el profesor Óscar Hagerman. Estas curvas imitan la forma de una columna vertebral humana sana (en vista lateral), por lo tanto, los módulos se acoplan muy fácil a la anatomía de la espalda humana y a su vez proveen soporte y una postura correcta al usuario primario. **(Fig. 178)**



ÓSCAR HAGERMAN
SILLAS DE MÉXICO

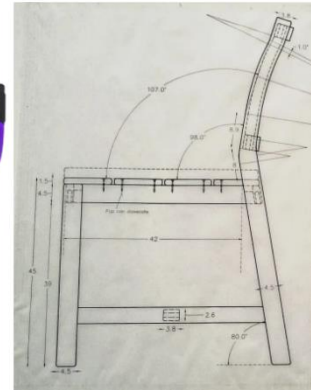
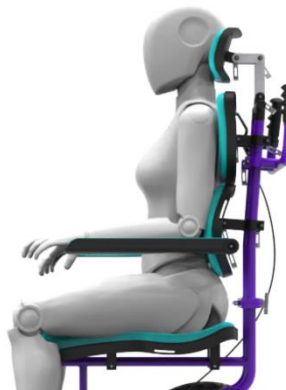


Figura 178

Un par de elementos que no son cruciales en todos los momentos de uso de este auxiliar son los descansabrazos. Estos elementos regulan su altura junto con el módulo del respaldo, dado que la relación entre la posición y distancia del apoyo que brindan estos elementos está directamente enlazada

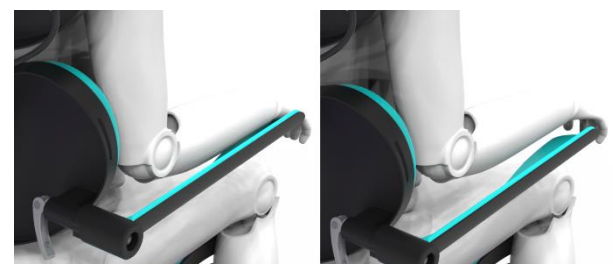


Figura 179

con la talla del usuario secundario, y el módulo de respaldo se regula en altura respecto a la talla del ya mencionado (usuario primario). **(Fig. 179)**

El módulo de asiento está basado en la configuración de las sillas para montar. Esta configuración se caracteriza por generar una posición de abducción de las rodillas del usuario primario; como ya se mencionó con anterioridad, esta posición propicia que la persona en cuestión adopte una postura más erguida en su “tren superior”, lo que se refleja de manera positiva en temas fisiológicos como la circulación, respiración, digestión, etc. **(Fig. 180)**



Figura 180

Por último, una buena posición del descansapiés es crucial para generar una buena circulación en los miembros inferiores, además de liberar esfuerzo en las zonas de más opresión al sentarse (glúteos y parte inferior de los muslos). Ya que el asiento sólo se puede regular en profundidad, el descansapiés complementa los ajustes faltantes ergonómicos de este módulo al poder regularse tanto en ángulos, altura y profundidad. **(Fig. 181)**

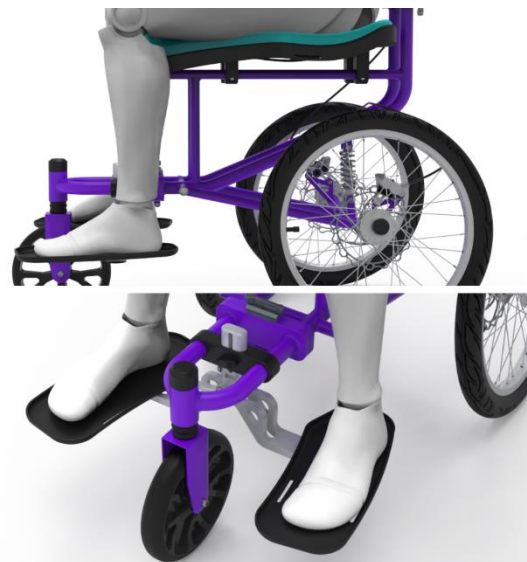


Figura 181

Estética

A pesar de que el concepto de estética tiene una carga de subjetividad propia de los paradigmas sociales humanos es posible acotar y delimitar aspectos de la composición de un objeto con criterios tales como los siguientes principios; ritmo, balance, unidad, proporción, contraste, dominancia, armonía, simetría, ritmo, etc. **(Fig. 182)**

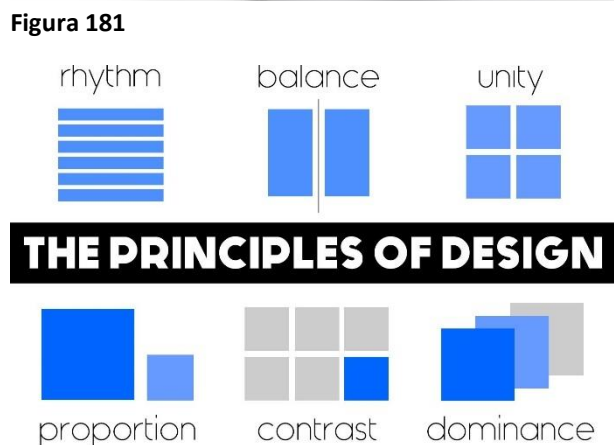


Figura 182

Al tomar la altura del chasis inferior del auxiliar como el módulo de medida "X" en la vista frontal, podemos apreciar que la relación con la sección superior del auxiliar tiene una medida correspondiente igual a "X", por lo tanto, la altura total del auxiliar resulta en "2X"; así mismo el ancho máximo del auxiliar tiene una correspondencia de "1X". En vista lateral el largo total del auxiliar es "1 1/2 X"; el punto de abatimiento del eje delantero es muy cercano a la relación de "X". **(Fig. 183)**

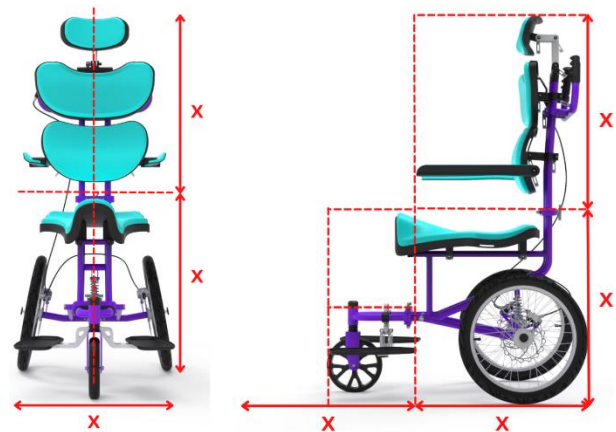


Figura 183

Podemos dividir en 2 grupos geométricos los elementos que componen la propuesta final del auxiliar.

El primer grupo es el de los elementos "rectos", dado que sus líneas tienden a conservar la trayectoria en un solo eje; este grupo expresa estabilidad y robustez, reforzando la sensación de confianza de la estructura en los usuarios.

El segundo grupo de elementos los podemos considerar "orgánicos" y se caracterizan por tener formas curvas, esto dado que geométricamente realizan cambios de dirección suaves y continuos de sus líneas; este grupo expresa seguridad a los usuarios.

(Fig. 184)



Figura 184

Visualmente el auxiliar se percibe como un objeto ligero o de peso bajo, esto se debe a que presenta una estructura "desnuda" con mucho espacio entre elementos, y que además los elementos que más área superficial tienen (los módulos moldeados) son de tipo "casarón". **(Fig. 185)**



Figura 185

La posibilidad de personalizar este auxiliar es alta, yendo desde el nivel de cambio de color es los elementos de “entrada” (color de estructura, color de módulos moldeados, acabado y color de la tapicería), hasta la posibilidad de adaptar componentes estéticos o funcionales (tapones para ruedas con gráficos, cinturones de sujeción, cojines de elastómeros de grado médico, etc). **(Fig. 186)**



Figura 186

Secuencia de uso

La siguiente descripción de secuencia de uso reforzada con imágenes ilustrativas, abarca desde el planteamiento de una situación donde un usuario secundario desciende de un vehículo de transporte personal junto con un usuario primario, hasta el momento previo del desplazamiento de ambos usuarios ocupando el auxiliar de movilidad.

- Al arribar a su destino, el usuario secundario desciende del vehículo para dirigirse al portaequipaje y poder acceder al auxiliar. **(Fig. 187)**



Figura 187

- Una vez que el usuario secundario está posicionado frente al portaequipaje del vehículo, éste puede abrir la puerta del ya mencionado para comenzar a ensamblar el auxiliar. **(Fig. 188)**



Figura 188

- Para ensamblar el auxiliar el usuario secundario debe colocar las ruedas traseras y asegurarlas con el eje “push”. Se recomienda hacer esta operación sobre el piso del portaequipaje, ya que puede resultar mucho más cómodo para el usuario secundario que realizarlo a nivel del piso del lugar donde se encuentra estacionado. **(Fig. 189)**

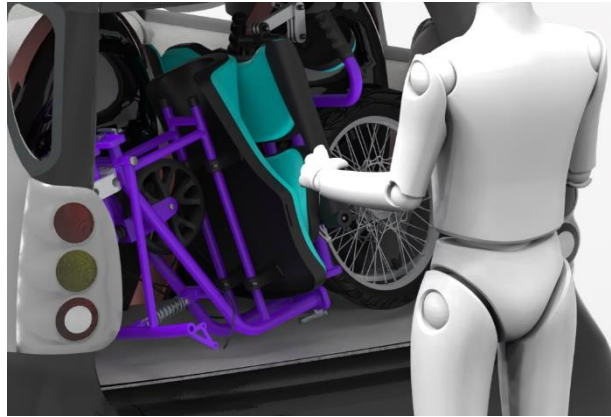


Figura 189

- Una vez montadas las ruedas traseras se sugiere por comodidad del usuario secundario desplegar y asegurar el eje delantero que se encuentra abatido, esto antes de bajar el auxiliar del portaequipaje al suelo. **(Fig. 190)**



Figura 190

- Ya desplegado y asegurado el respaldo y los descansabrazos, el usuario secundario debe acercar el auxiliar a un lugar donde le permita extraer del vehículo al usuario primario y sentarlo en el auxiliar. Es muy importante que el usuario secundario deje activados los frenos del auxiliar para que este no se desplace durante el acomodo del usuario primario. **(Fig. 191)**



Figura 191

- Después de que el usuario secundario haya extraído del interior del vehículo al usuario primario, el primero debe de colocar con sumo cuidado al usuario primario para posteriormente hacer los ajustes necesarios para que éste adopte una buena postura de sentado. **(Fig. 192)**



Figura 192

- Al cerciorarse el usuario secundario que el usuario primario se encuentra cómodo, asegurado y en una postura correcta, es momento de que el usuario secundario desactive el sistema de frenos y que ambos se desplacen hacia su destino haciendo uso del auxiliar de movilidad. (Fig. 193)

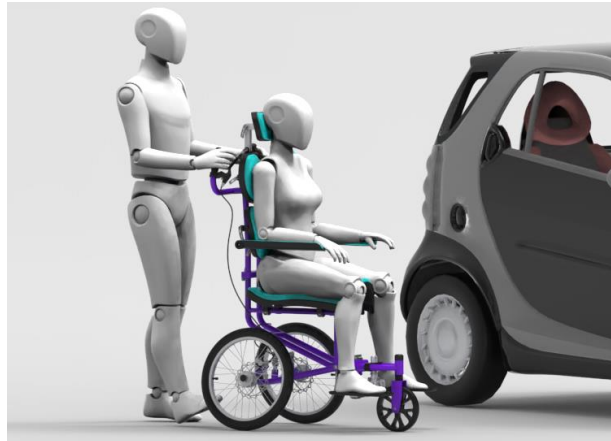


Figura 193

Conclusión

Se lograron cumplir los objetivos de la orden de trabajo, al ser el auxiliar capaz de transportar con facilidad, seguridad y comodidad a personas con parálisis cerebral; al poder éste ser sencillo de manipular y tener la posibilidad de compactarse de manera rápida y sustancial para su transporte; al poder manufacturarse con materiales y procesos accesibles y de bajo costo, además de utilizar componentes de la industria bicicletera la cual está muy masificada y resulta de fácil acceso; y al poseer una composición estética agradable y atractiva.

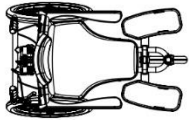
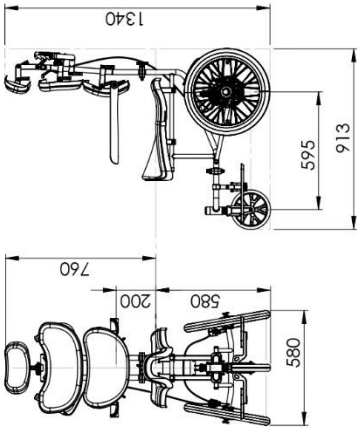
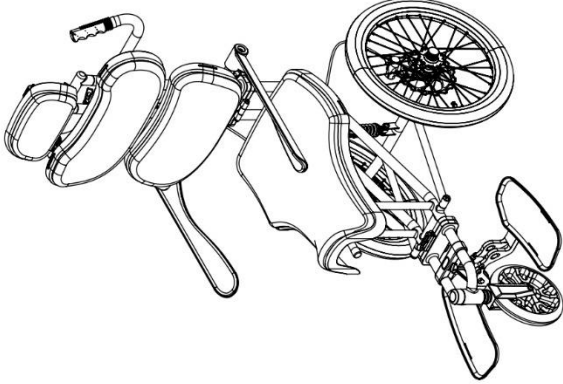
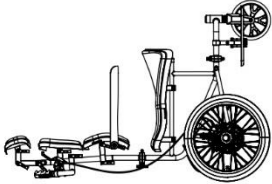
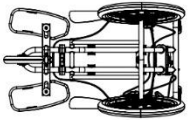
La propuesta final del auxiliar de movilidad para usuarios con parálisis cerebral es una opción altamente viable de producir, y en el hipotético de llegar a ese punto esta propuesta es apta de competir sin problemas frente a las opciones que existen en el mercado nacional.

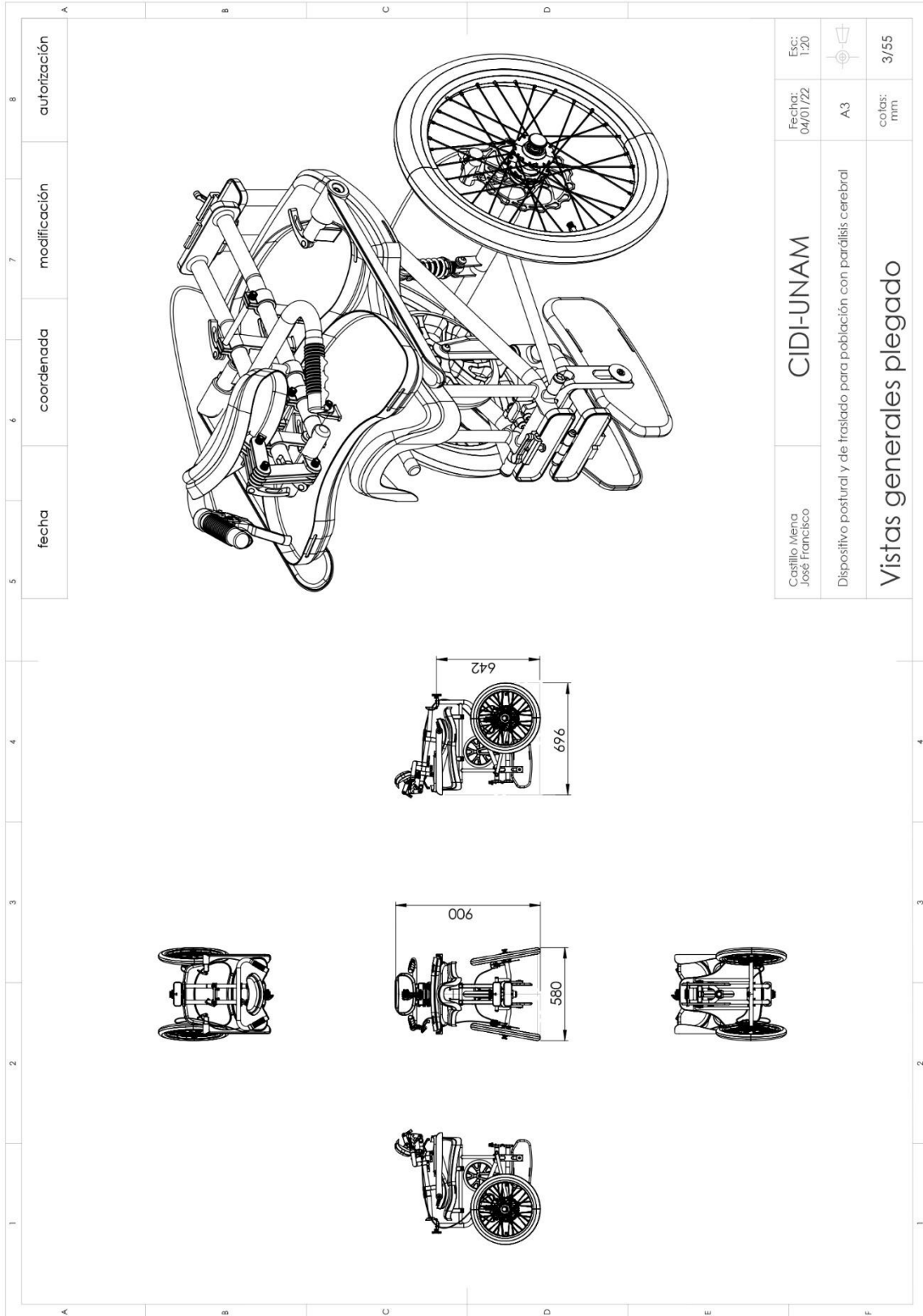
De manera personal este proyecto de titulación me enseñó mucho sobre la vida de las personas con parálisis cerebral además que con el paso del tiempo y el trabajo realizado me volví aún más sensible y empático con las personas que tienen algún tipo de discapacidad. Considero que el apartado del “diseño incluyente” de la disciplina profesional que es el Diseño industrial, además de ser un área noble y loable también es un gran campo de oportunidad para desarrollar propuestas de solución a problemas que aquejan a cerca del 15% de la población mundial, además que como profesional, desde mi criterio, ésta área está estrechamente vinculada con otras que pueden ser “punta de lanza” del bienestar humano, tales como “el diseño para la salud” y “el diseño espacial”.

Como futuro profesional en diseño industrial y al ser más consciente de todas las limitantes y barreras que tiene el mundo actual que ya está diseñado, puedo decir que, si bien como diseñador no puedes mejorar todo el mundo, basta con mejorar su mundo, el de las personas con discapacidad.

Planos

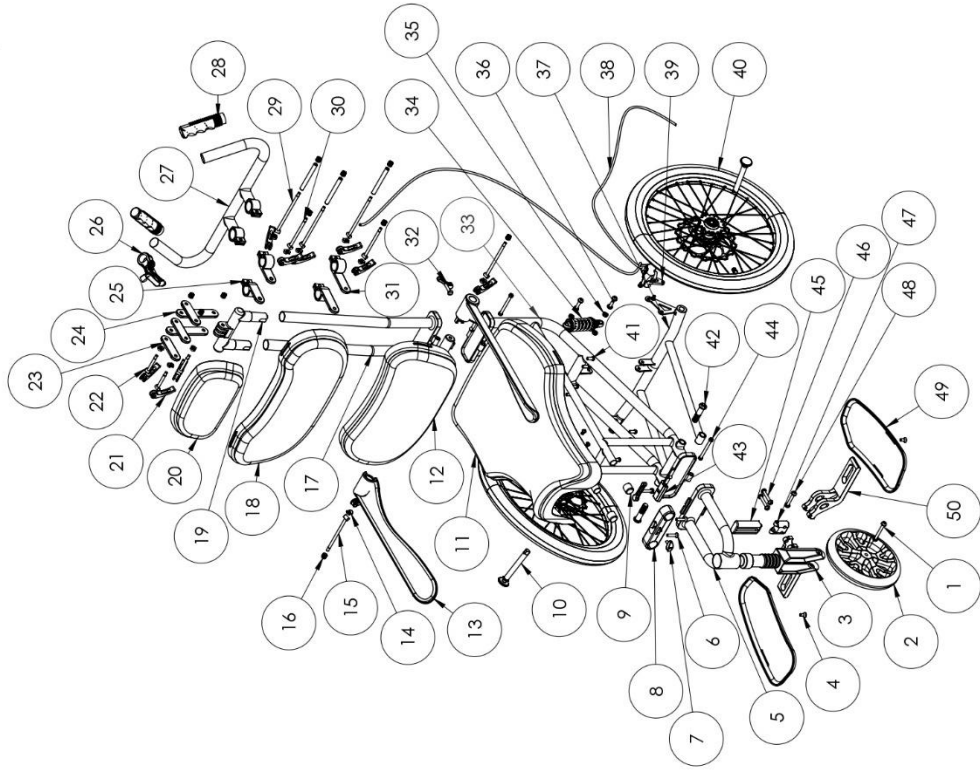
	1	2	3	4
A	<h2>Contenido</h2>			
B	1/55 PORTADA 2/55 VISTAS GENERALES 3/55 VISTAS GENERALES (2) 4/55 EXPLOSIVO 5/55 CORTE 6/55 Perno rueda delantera 7/55 Rueda delantera 8/55 Horquilla rueda delantera 9/55 Tornillo seguridad descansapiés 10/55 Estructura eje delantero 11/55 Perno seguridad nodo descansapiés 12/55 Llave regulador descansapiés 13/55 Nodo descansapiés 14/55 Tapón estructura 15/55 Eje rueda trasera "quick release" 16/55 Módulo asiento 17/55 Módulo lumbar 18/55 Módulo descansabrazos 19/55 Rondana "quick release" 20/55 Barra "quick release" descansabrazos 21/55 Tuerca "quick release" 22/55 Estructura respaldo 23/55 Módulo respaldo 24/55 Soporte reposacabeza 25/55 Módulo reposacabeza 26/55 Palanca "quick release" 27/55 Barra "quick release" reposacabeza 28/55 Placa corta estructura reposacabeza 29/55 Placa larga estructura reposacabeza 30/55 Abrazadera módulo respaldo	31/55 Gatillo de frenos 32/55 Maneral 33/55 Funda antideslizante 34/55 Barra "qr" estructura respaldo 35/55 Barra "qr" punto de giro 36/55 Abrazadera módulo lumbar 37/55 Llave seguro plegado 38/55 Estructura asiento 39/55 Amortiguador 40/55 Espaciador 41/55 Perno amortiguador 42/55 Estructura eje trasero 43/55 Chicote de frenos 44/55 Caliper y zapatas frenos 45/55 Rueda con freno de disco R18 46/55 Tornillo asiento 47/55 Tornillo eje trasero 48/55 Seguro plegado 49/55 Perno articulación plegado 50/55 Barra ajuste descansapiés 51/55 Pernos soporte descansapiés 52/55 Articulación soporte desc. pies 53/55 Perno giro descansapiés 54/55 Descansapiés 55/55 Soporte descansapiés		
C				
D				
E				
	Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc:
F	Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral.		A4	
	Contenido		cotas: mm	1/55

5		6		7		8	
fecha		coordenada		modificación		autorización	
1		2		3		4	
A		B		C		D	
							
							
E		F					
Castillo Mena José Francisco		CID-JUNAM		Fecha: 04/01/22		Esc: 1/20	
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3		colas: mm		2/55	
Vistas generales							



Castillo Mena José Francisco	CID-JUNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1/20
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Vistas generales plegado		colas: mm	3/55

No.	Pieza	Cantidad	Material	Proceso
1	Perno rueda delantera	1	Acero inoxidable	Maquinado
2	Rueda delantera	1	HDP/HDPU (High density Polyurethane)	Co-Inyección
3	Horquilla rueda delantera	1	Lámina de acero Cal 14	Troquelado/Doblado/Soldado
4	Tornillo seguridad descantapies	2	Acero inoxidable	Maquinado
5	Estructura eje delantero	1	Tubo de acero 1" cal 18	Doblado/Soldado
6	Perno seguridad nodo descantapies	1	Acero inoxidable	Maquinado
7	Ilave regulador descantapies	1	HDP/Acero	Inyección/Maquinado
8	Nodo descantapies	1	ABS	Manufactura aditiva
9	Tornillo estructura	2	Polipropileno (PP)	Inyección
10	Eje rueda trasera "quick release"	2	Acero/PP	Moldado/Maquinado
11	Módulo asiento	1	Fibra de vidrio/Espumados/Aluminio	Moldado/Maquinado
12	Módulo lumbar	1	Fibra de vidrio/Espumados/Aluminio	Moldado/Maquinado
13	Módulo descantapies	2	Fibra de vidrio/Espumados/Aluminio	Moldado/Maquinado
14	Randana "quick release"	2	Acero al alto carbono	Maquinado
15	Barra "quick release" descantapies	2	Acero inoxidable	Maquinado
16	Tuerca "quick release"	2	Acero recubierta	Maquinado
17	Estructura respaldo	1	Tubo de acero 1" cal 18	Doblado/Soldado
18	Módulo respaldo	1	Fibra de vidrio/Espumados/Aluminio	Moldado/Maquinado
19	Soporte reposacabeza	1	Fibra de vidrio/Espumados/Aluminio	Moldado/Maquinado
20	Módulo reposacabeza	1	ABS	Manufactura aditiva
21	Palanca "quick release"	10	Acero inoxidable	Maquinado
22	Barra "quick release" reposacabeza	3	Acero inoxidable	Maquinado
23	Placa corta estructura reposacabeza	3	Acero aluminio 6mm	Maquinado
24	Placa larga estructura reposacabeza	2	Placa de aluminio 6mm	Maquinado
25	Abrazadera módulo respaldo	2	Aluminio	Maquinado
26	Galillo de frenos	1	HDP/Acero	Moldado/Maquinado
27	Maneral	1	Tubo de acero 1" cal 18	Doblado/Soldado
28	Funda antideslizante	2	Elastómero	Inyectado
29	Barra "quick release" estructura respaldo	3	Acero inoxidable	Maquinado
30	Barra "quick release" punto de giro	2	Acero inoxidable	Maquinado
31	Abrazadera módulo lumbar	2	Aluminio	Maquinado
32	Llave seguro plegado	2	Acero recubierta	Moldado/Maquinado
33	Estructura asiento	1	Tubo de acero 3/4" y 1" cal 18	Doblado/Soldado
34	Amortiguador	1	Acero	Moldado/Maquinado/Varios
35	Espaciador	4	Nylon	Maquinado
36	Perno amortiguador	2	Acero inoxidable	Maquinado
37	Estructura eje trasero	1	Tubo de acero 3/4" y 1" cal 18	Doblado/Soldado
38	Chicote de frenos	2	Manguera y cable de acero	Extruido/Teñido
39	Calpar y zapatas frenos	2	Acero/Acarmida	Moldado/Maquinado
40	Rueda con freno de disco R18	2	Aro de aluminio/Caucho	Moldado/Maquinado
41	Tornillo asiento	8	Acero	Maquinado
42	Tornillo eje trasero	2	Acero inoxidable	Maquinado
43	Seguro plegado	2	Acero recubierta	Maquinado
44	Perno articulación plegado	2	Acero inoxidable	Maquinado
45	Barra ajuste descantapies	1	Aluminio	Maquinado
46	Perno soporte descantapies	2	Acero inoxidable	Maquinado
47	Articulación soporte descantapies	1	Aluminio	Maquinado
48	Perno giro descantapies	1	Acero inoxidable	Maquinado
49	Descantapies	2	Fibra de vidrio/Aluminio	Moldado/Maquinado
50	Soporte descantapies	2	Aluminio	Maquinado



Castillo Mena
José Francisco

CIDI-UNAM

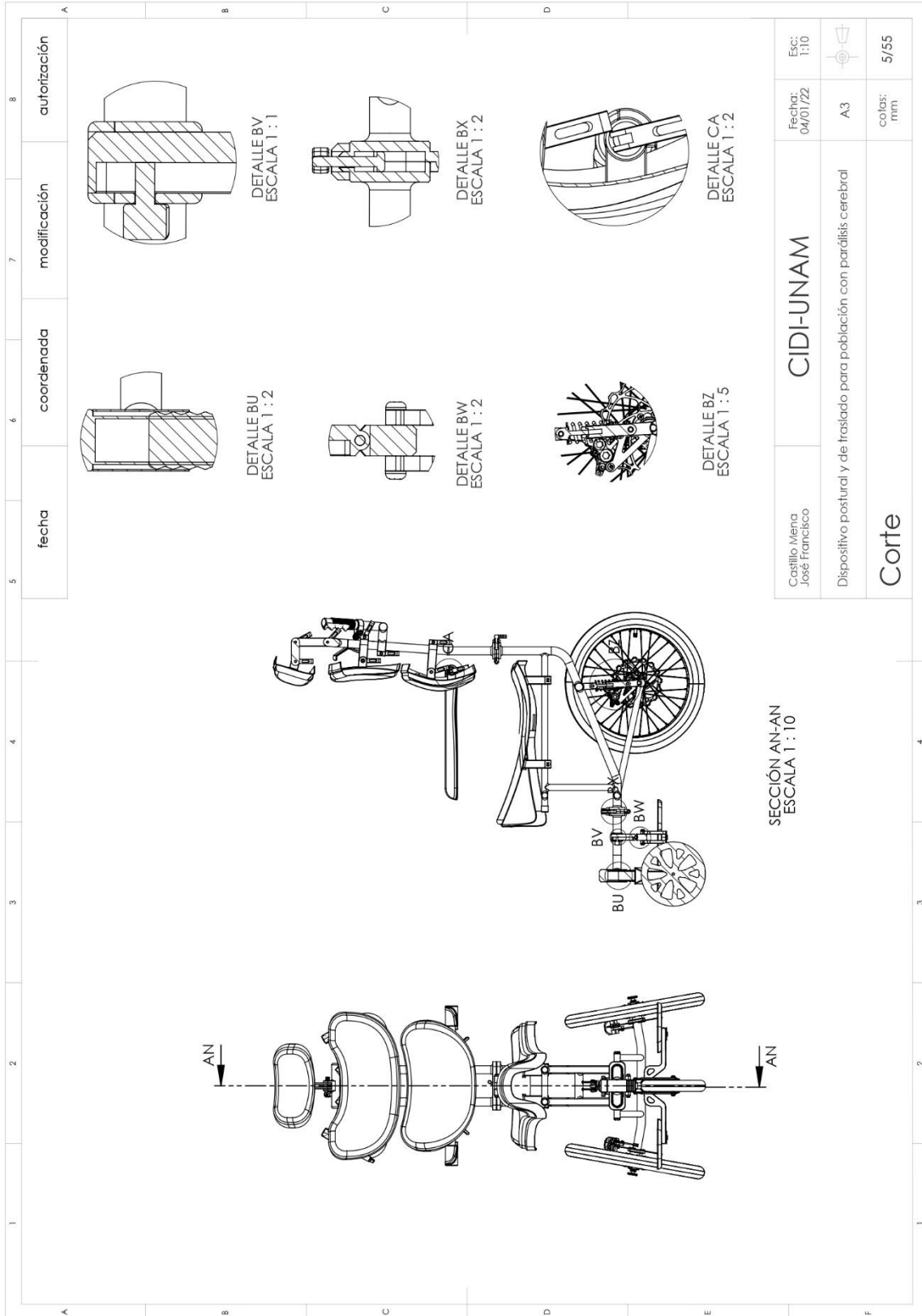
Fecha: 04/01/22
Esc: 1:10

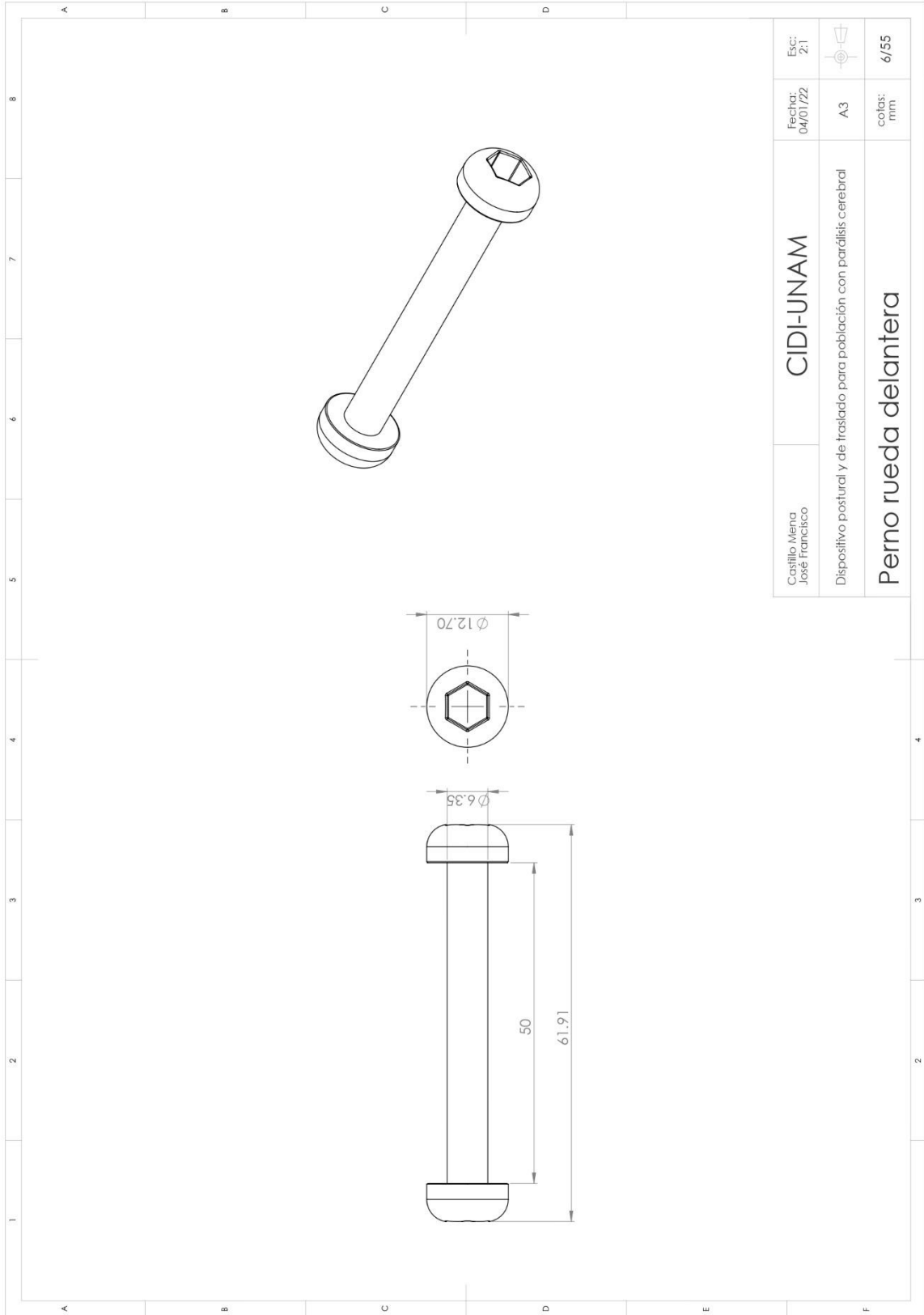
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral

A3

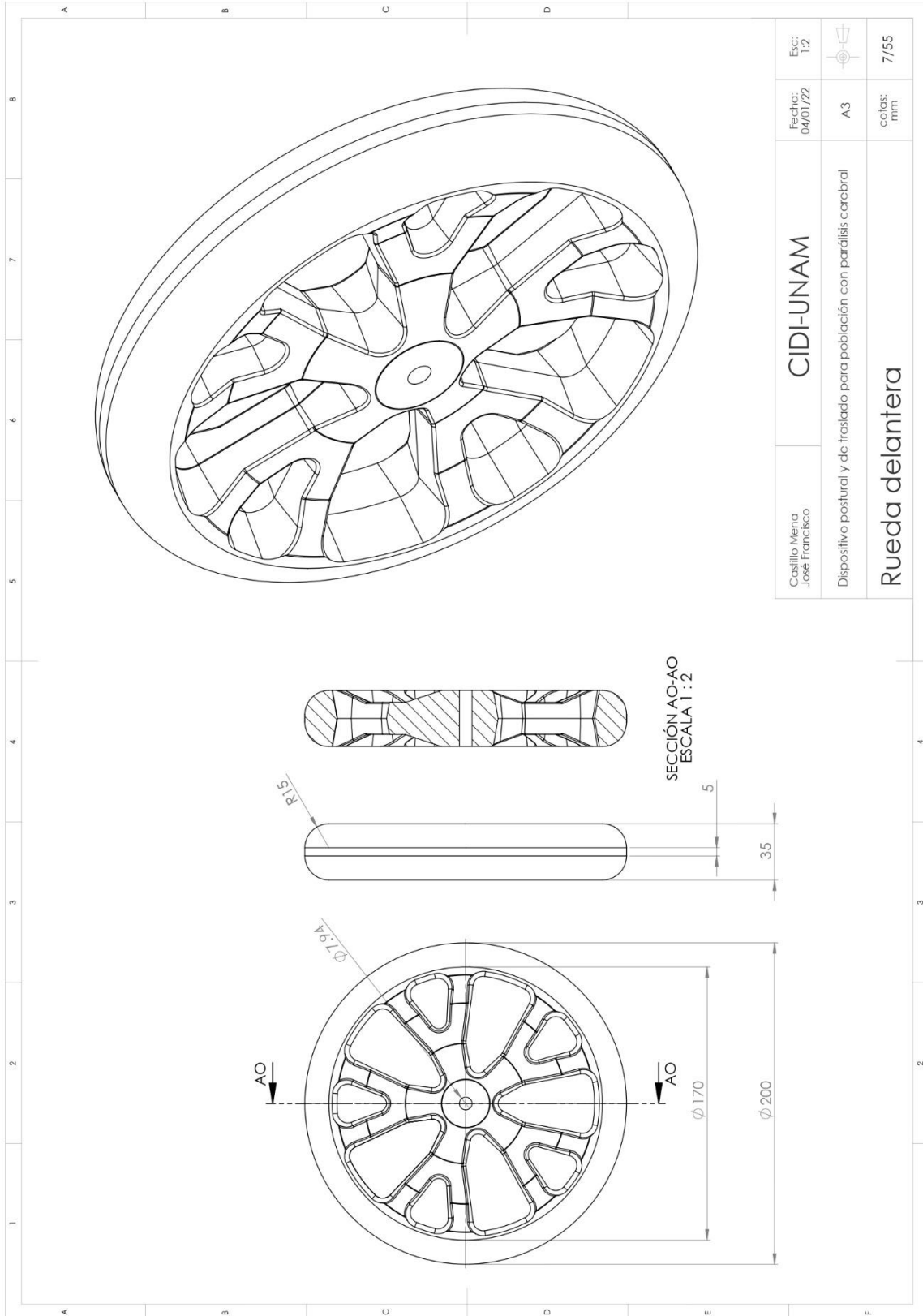
colos: 4/55
mm

Explosivo

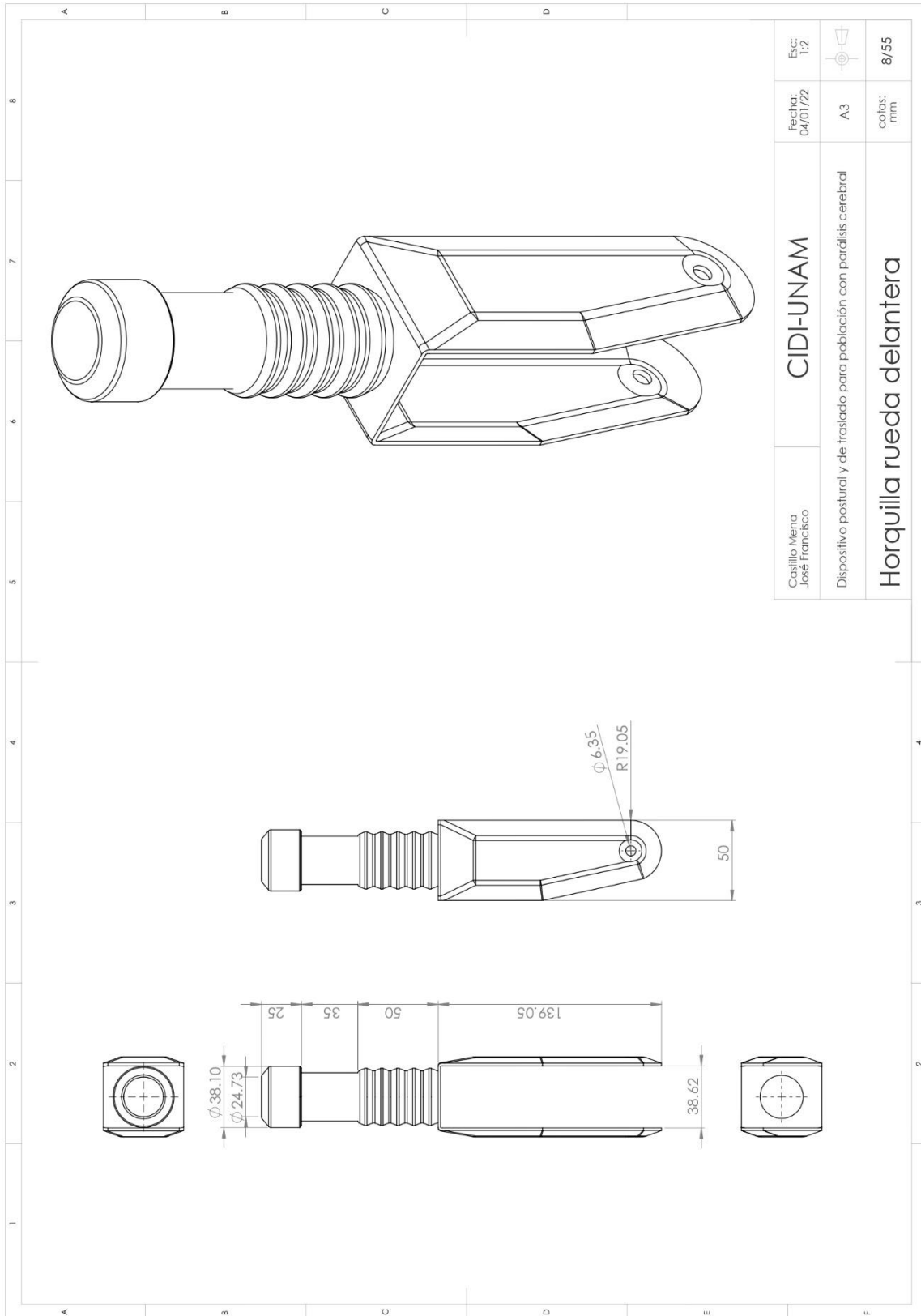




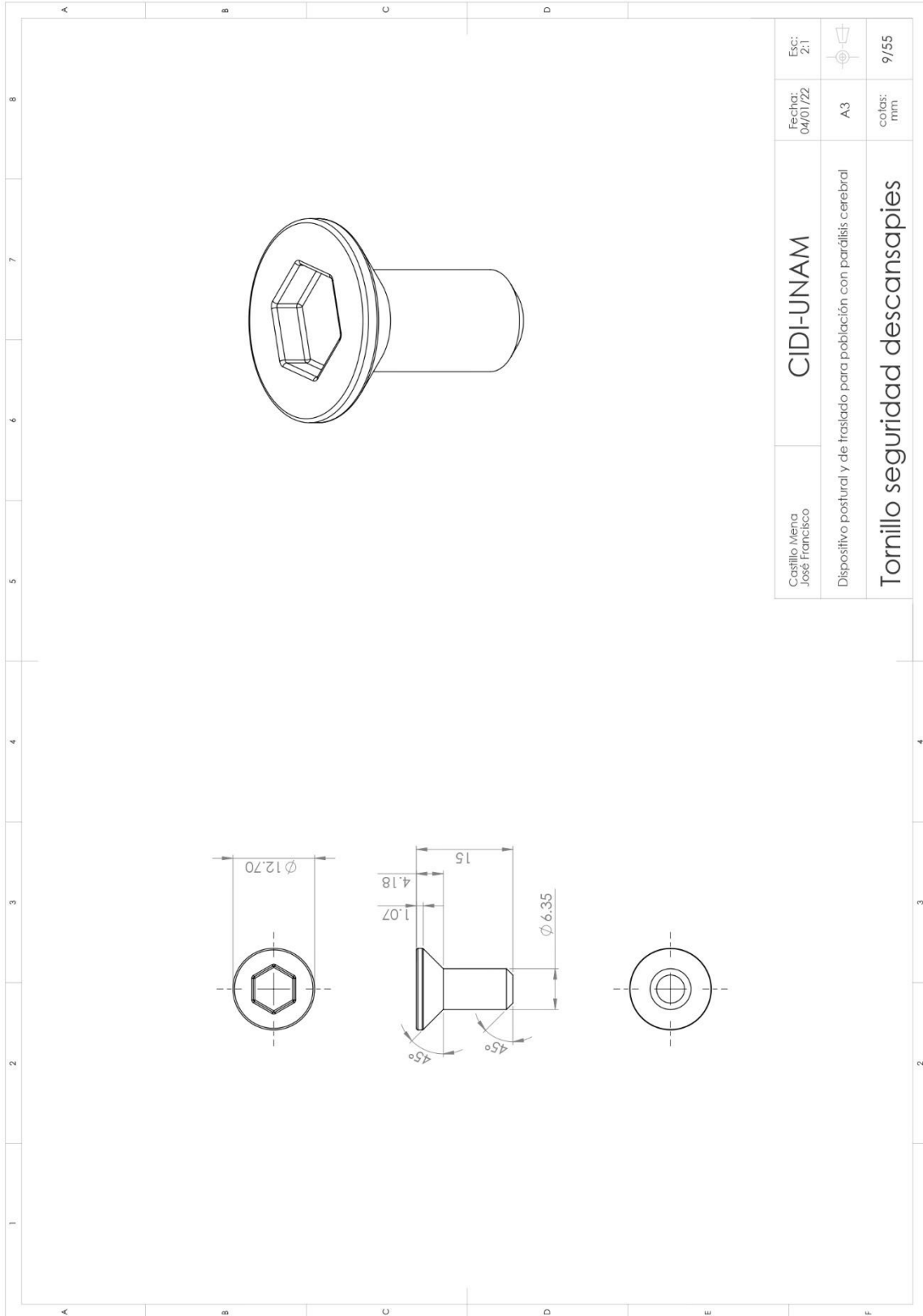
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Perno rueda delantera		colas: mm	6/55



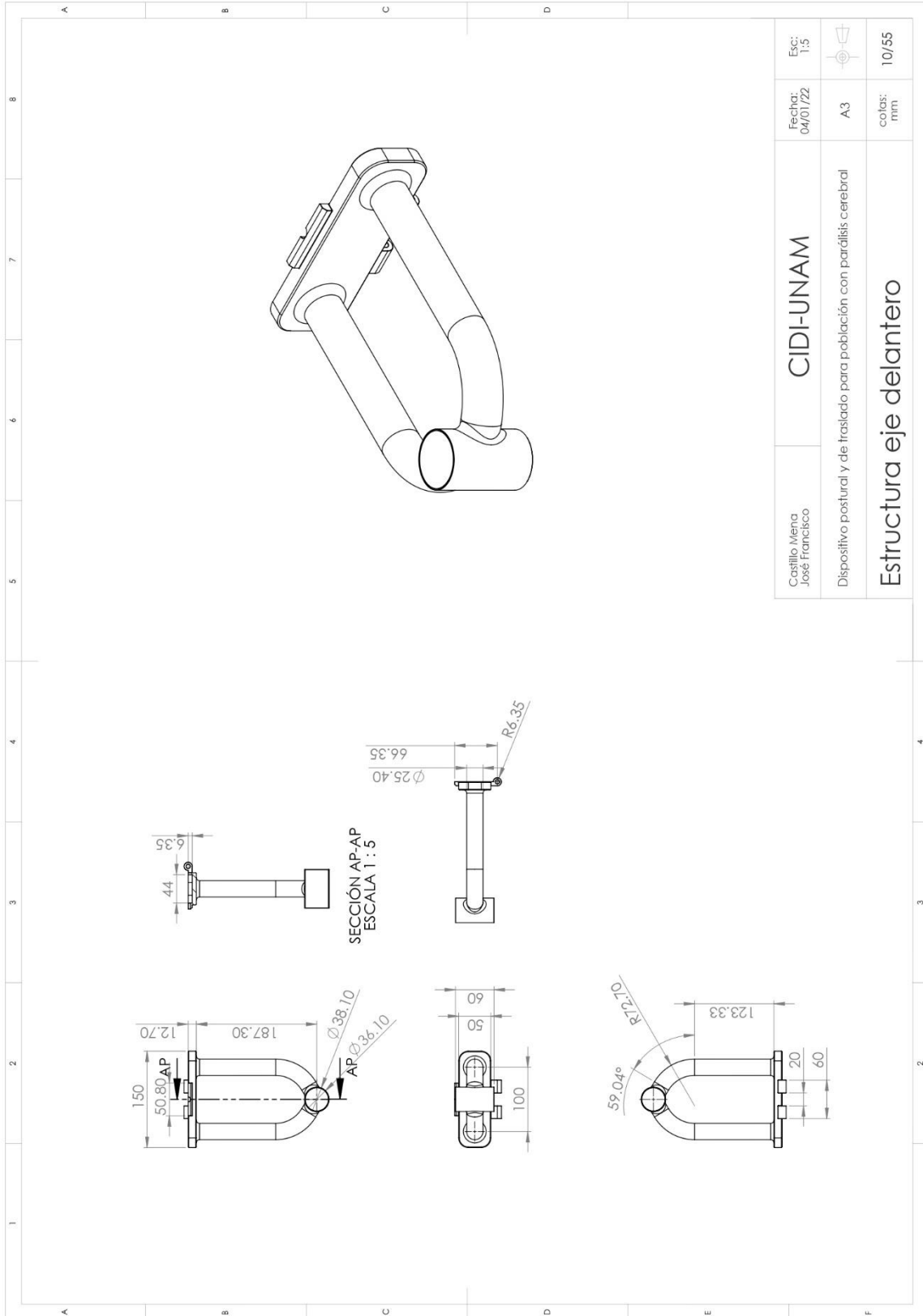
Castillo Mena José Francisco	CIDI-JUNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:2
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Rueda delantera		colas: mm	7/55



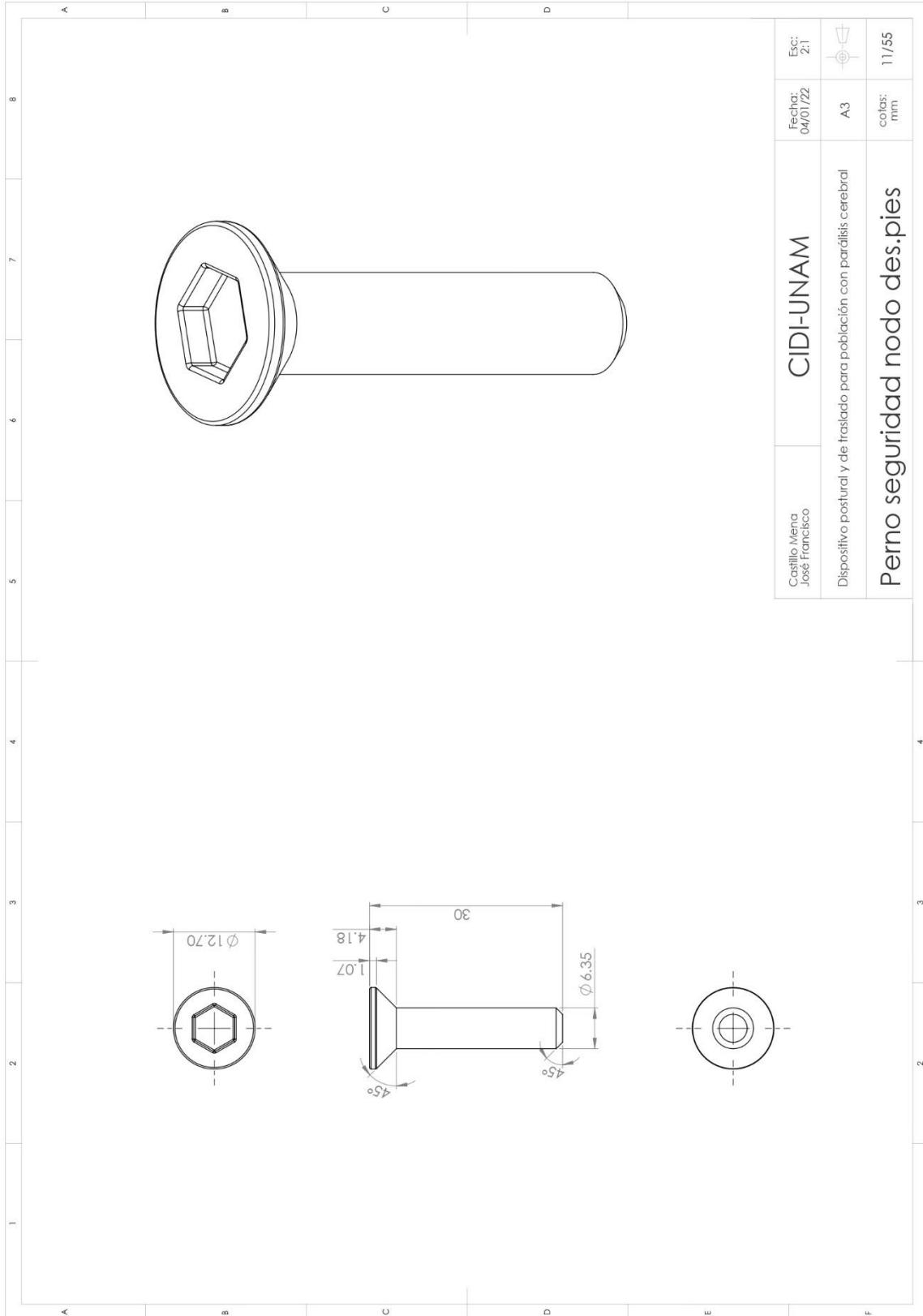
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:2
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Horquilla rueda delantera		colas: mm	8/55



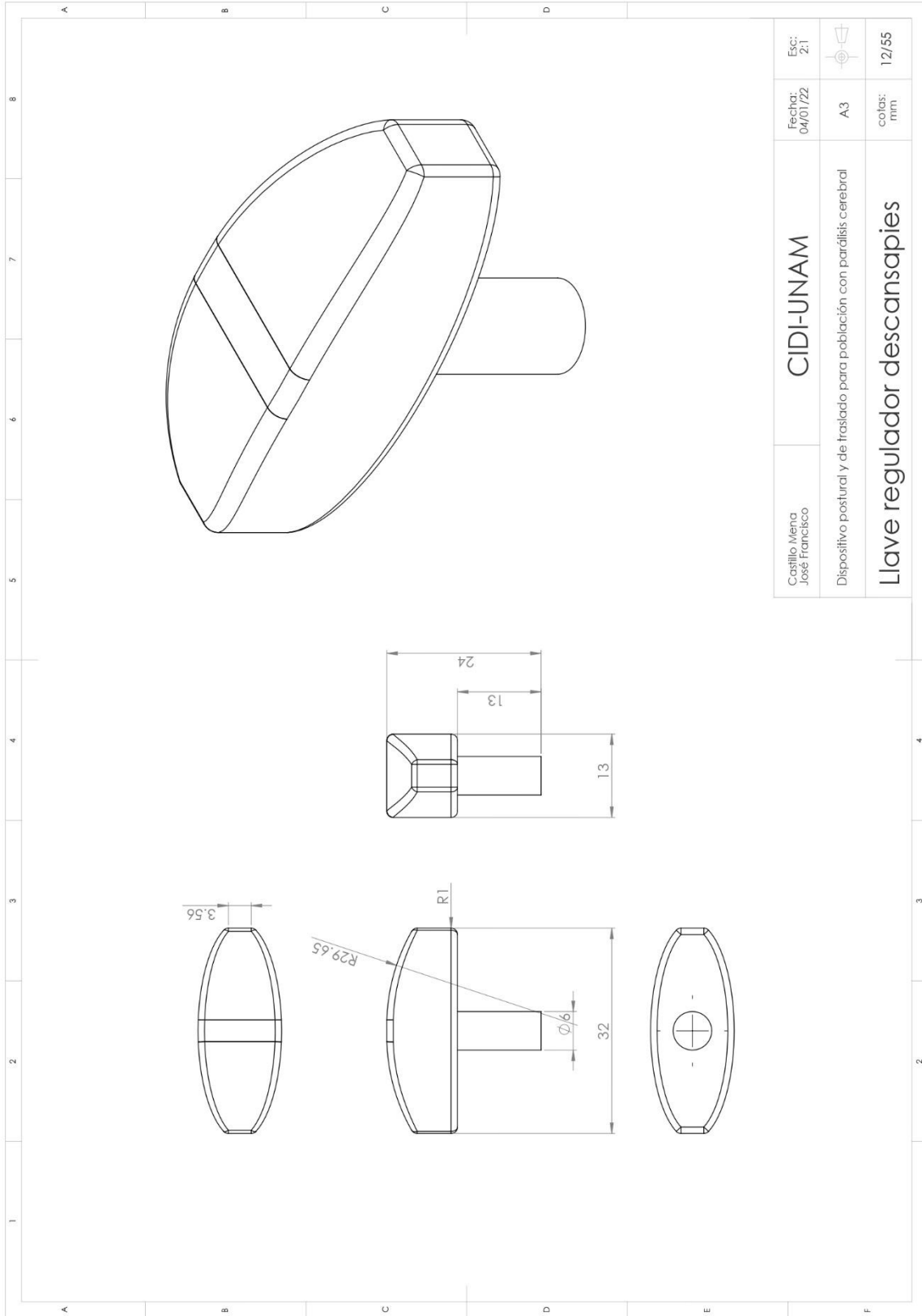
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Tornillo seguridad descansapies		colas: mm	9/55



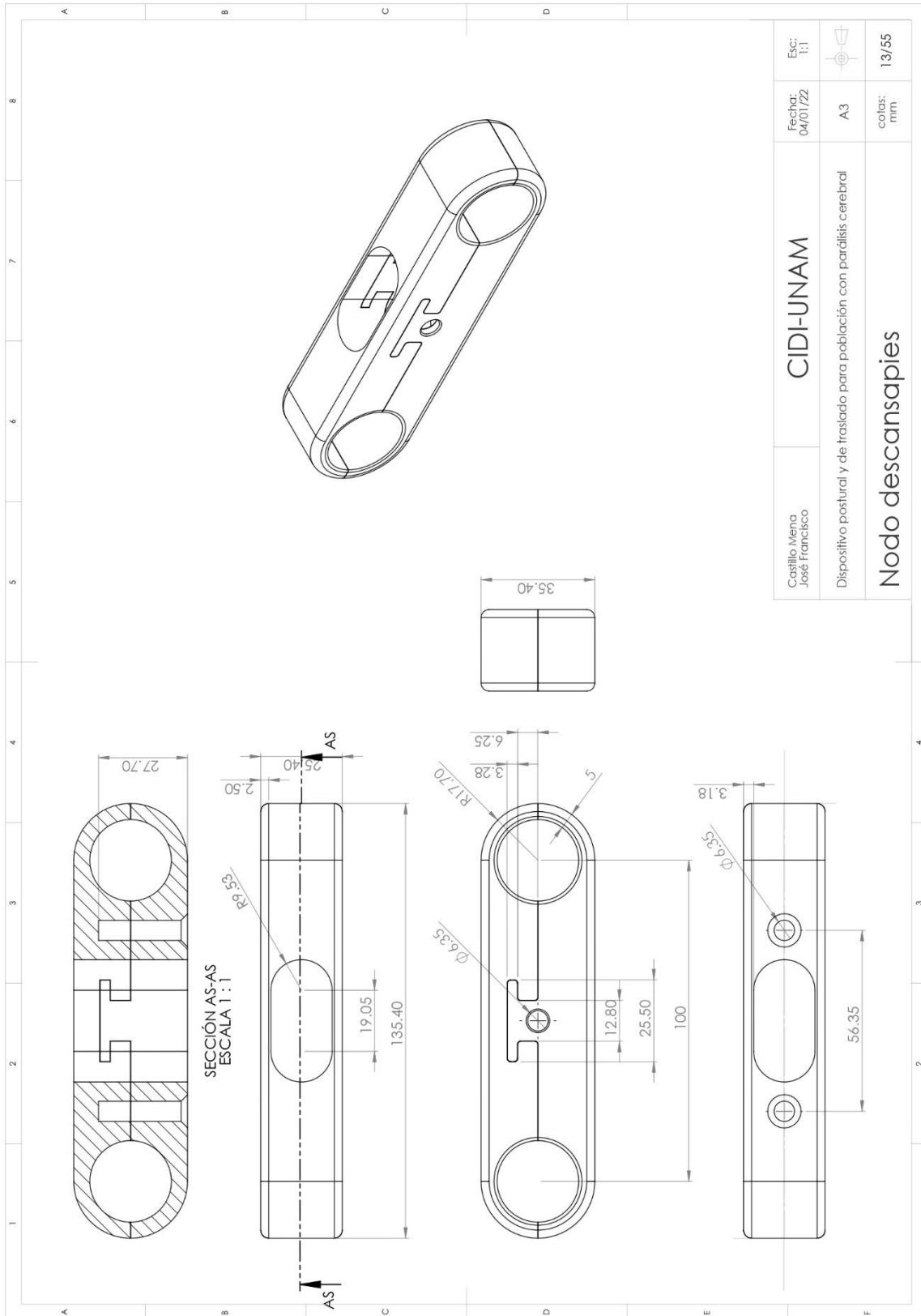
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:5
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Estructura eje delantero		colas: mm	10/55

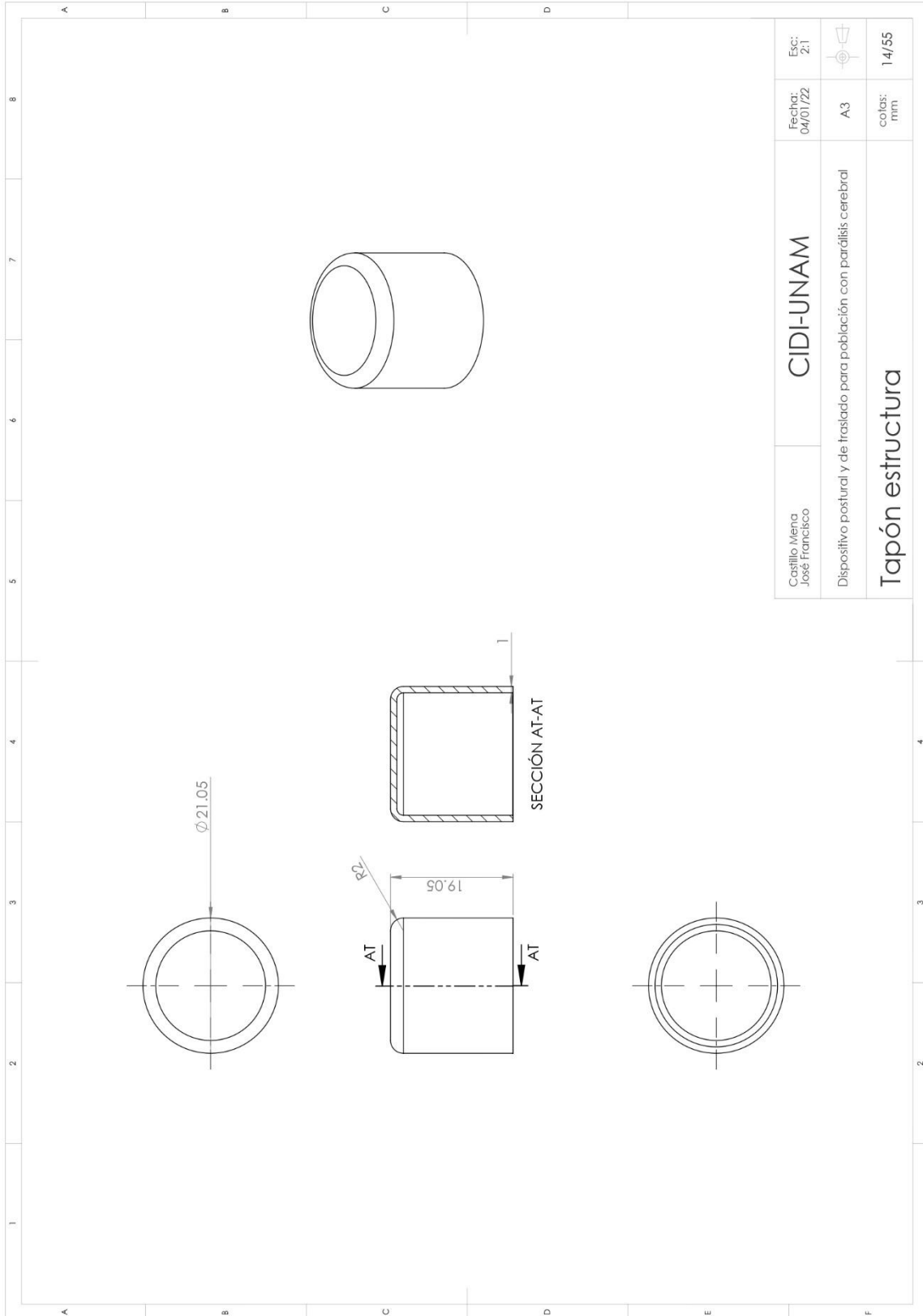


Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Perno seguridad nodo des.pies	colas: mm	11/55

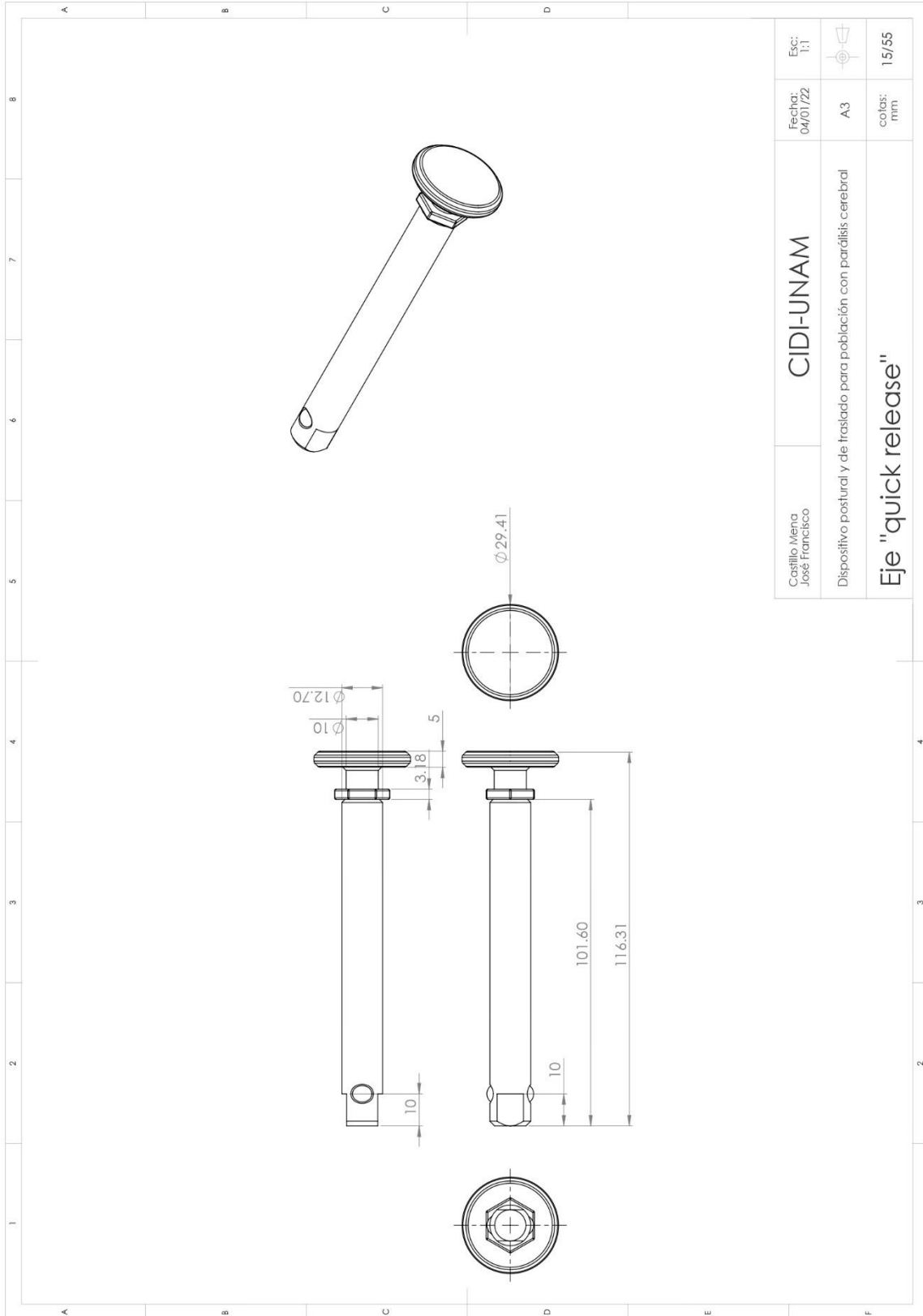


Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Llave regulador descansapies	colas: mm	12/55

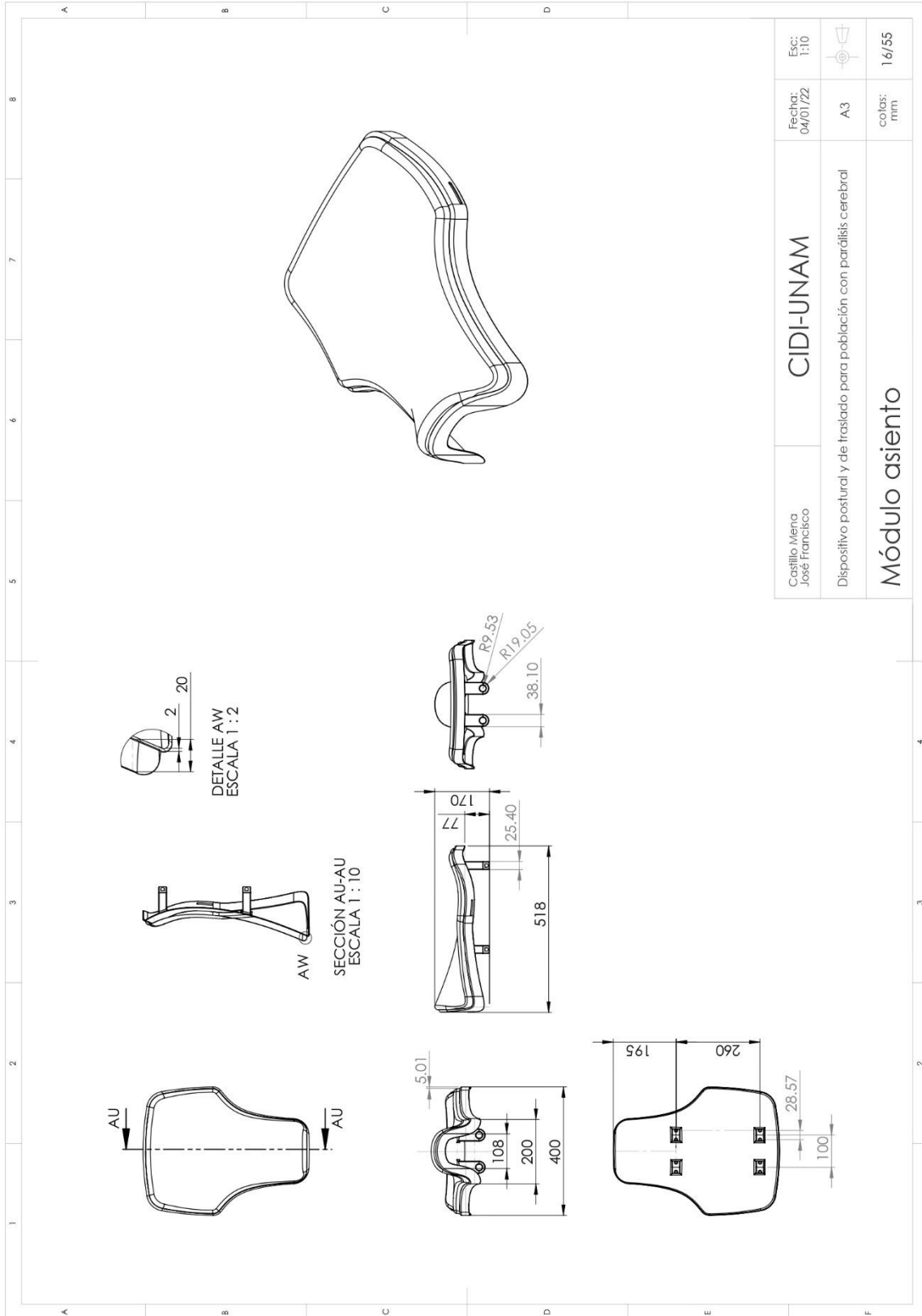




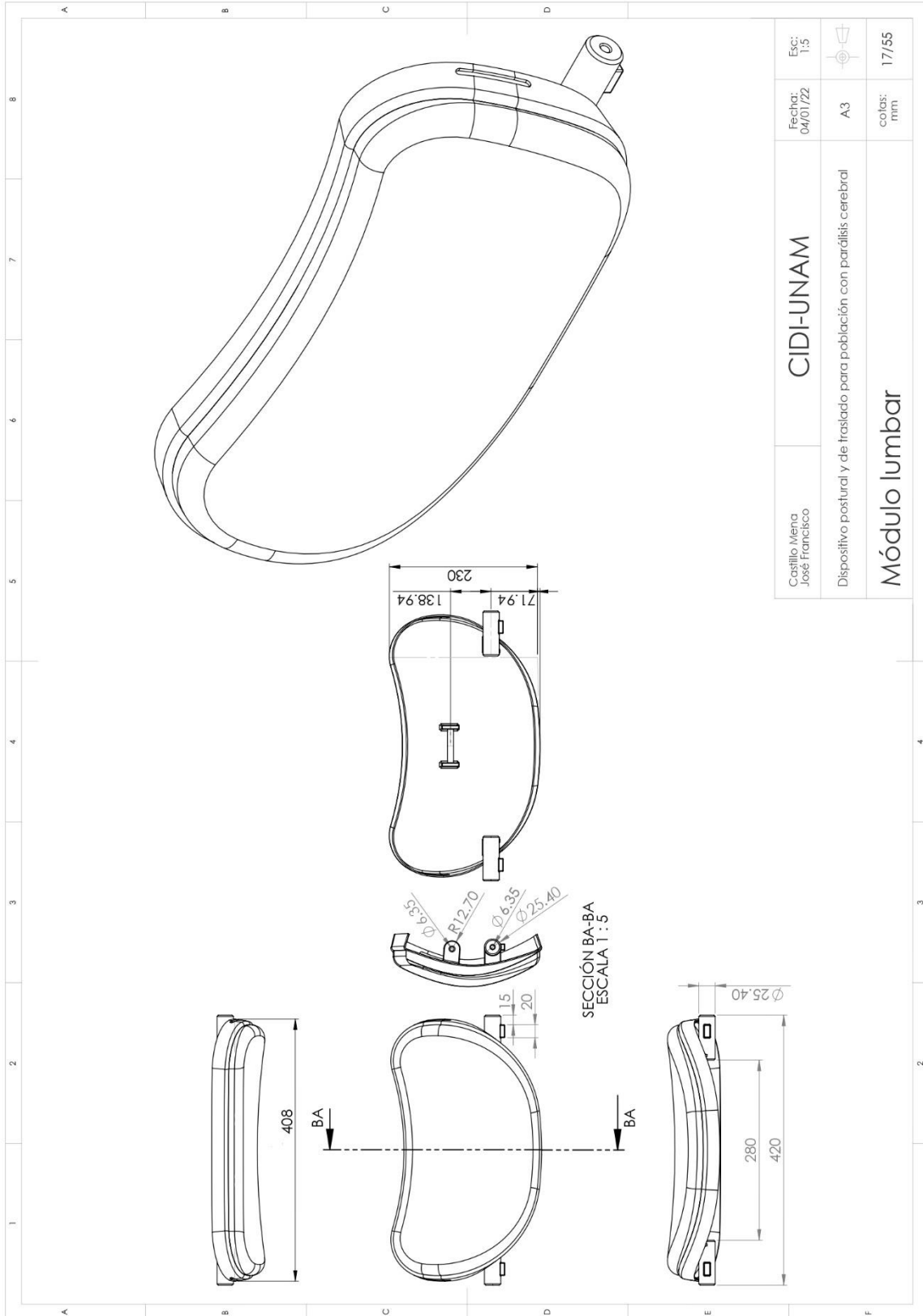
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Tapón estructura	colas: mm	14/55



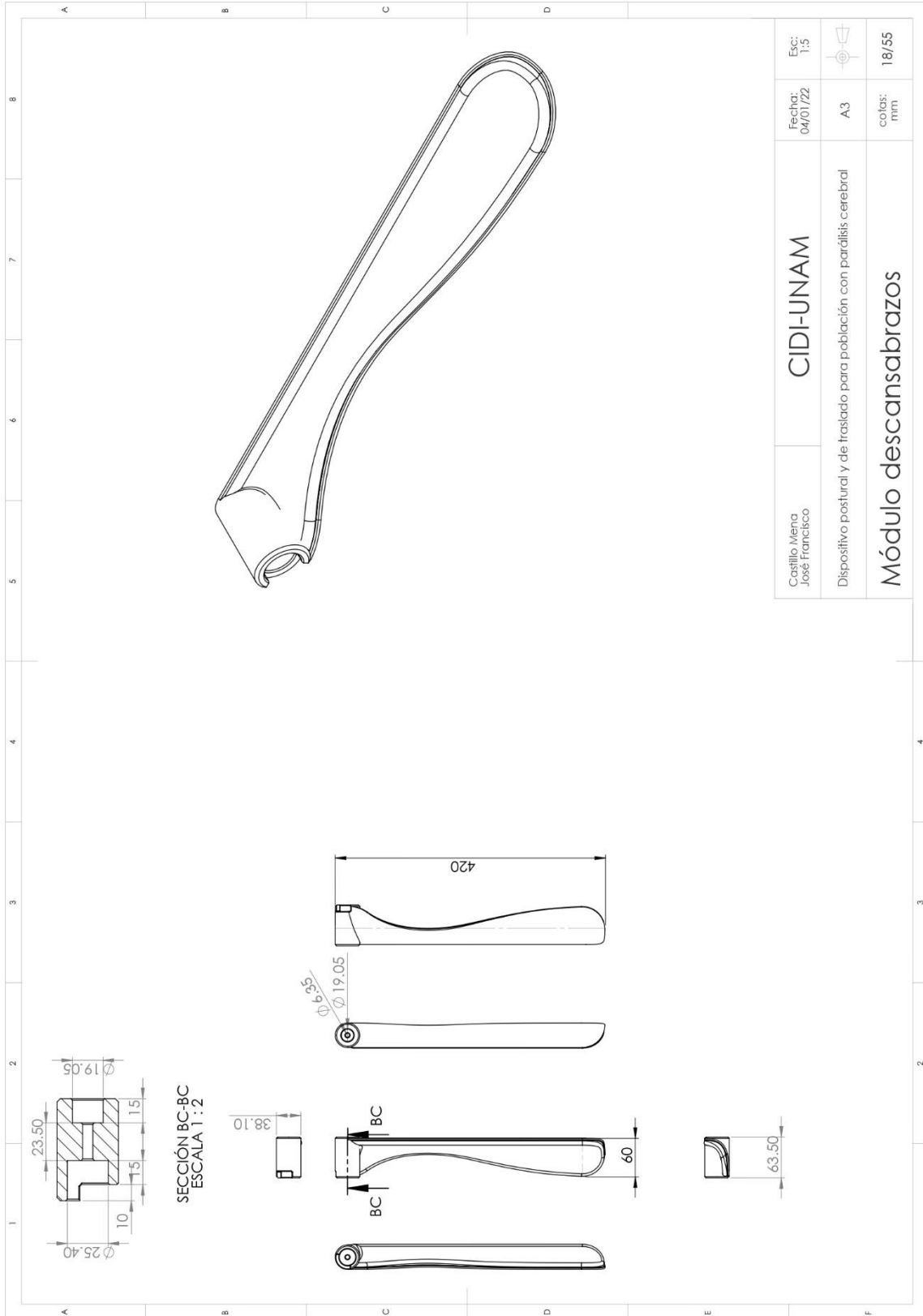
Castillo Mena José Francisco	CIDI-JUNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	
Eje "quick release"	colas: mm	15/55



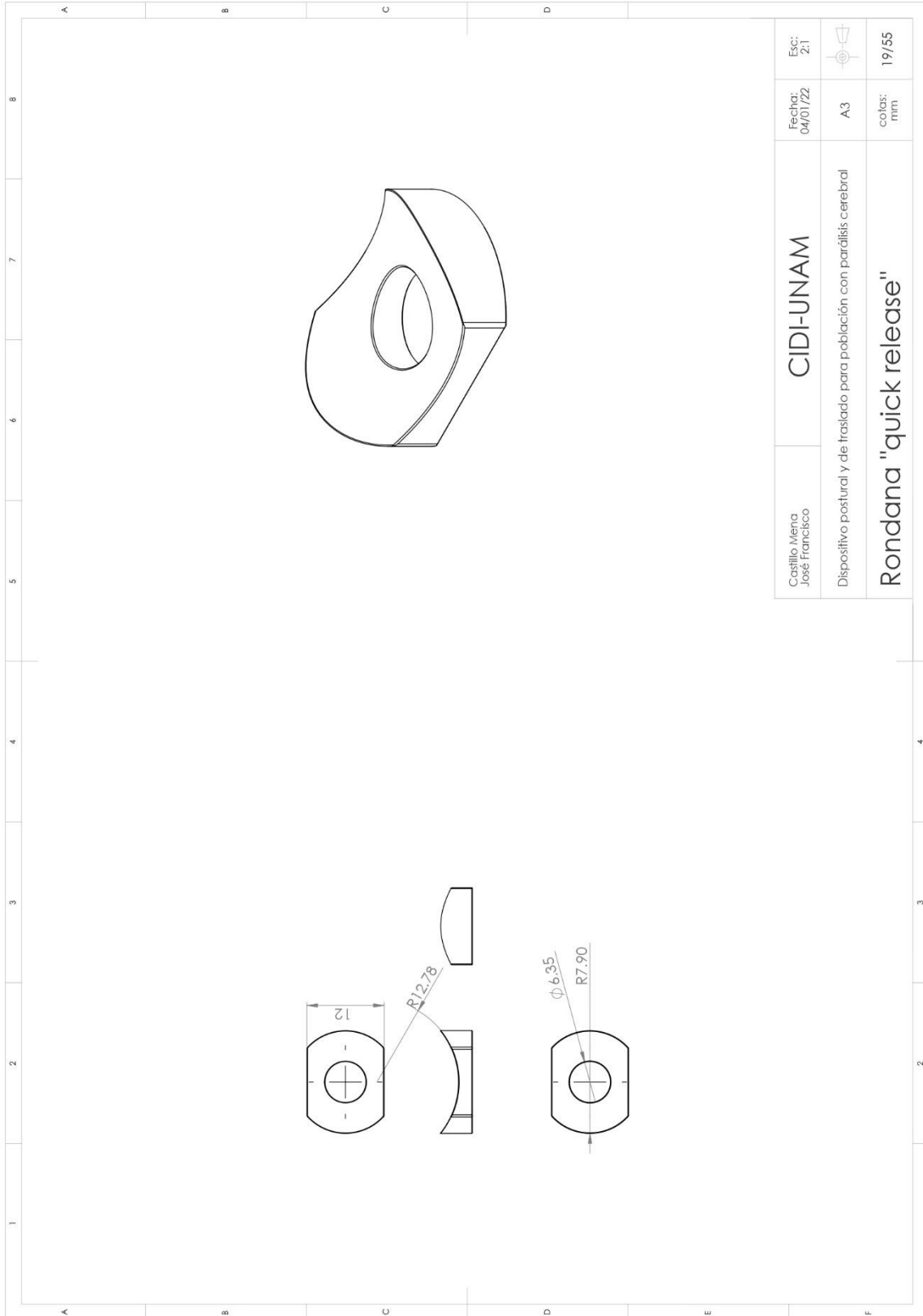
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:10
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	colas: mm
Módulo asiento		16/55



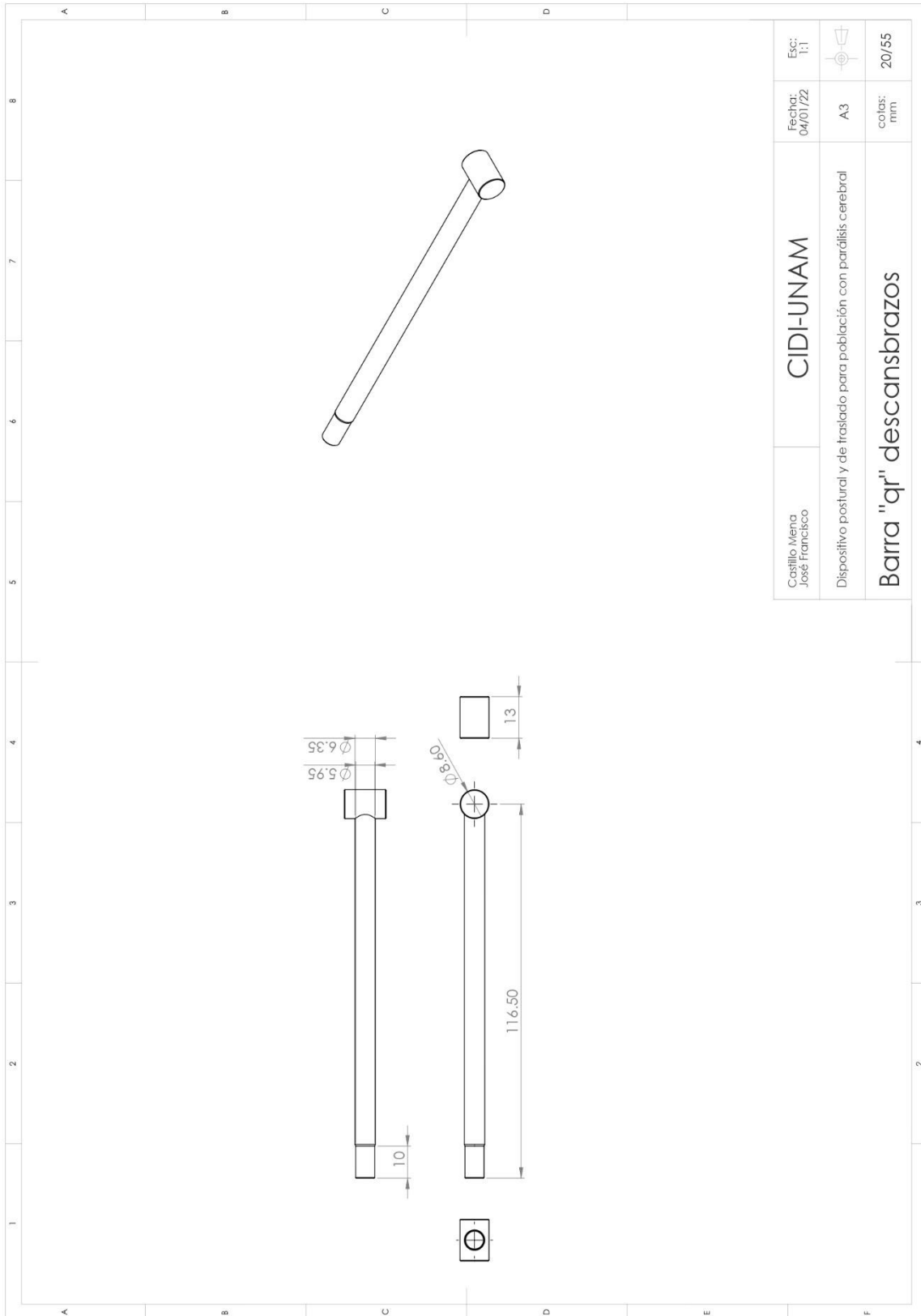
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:5
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	colas: mm
Módulo lumbar			17/55



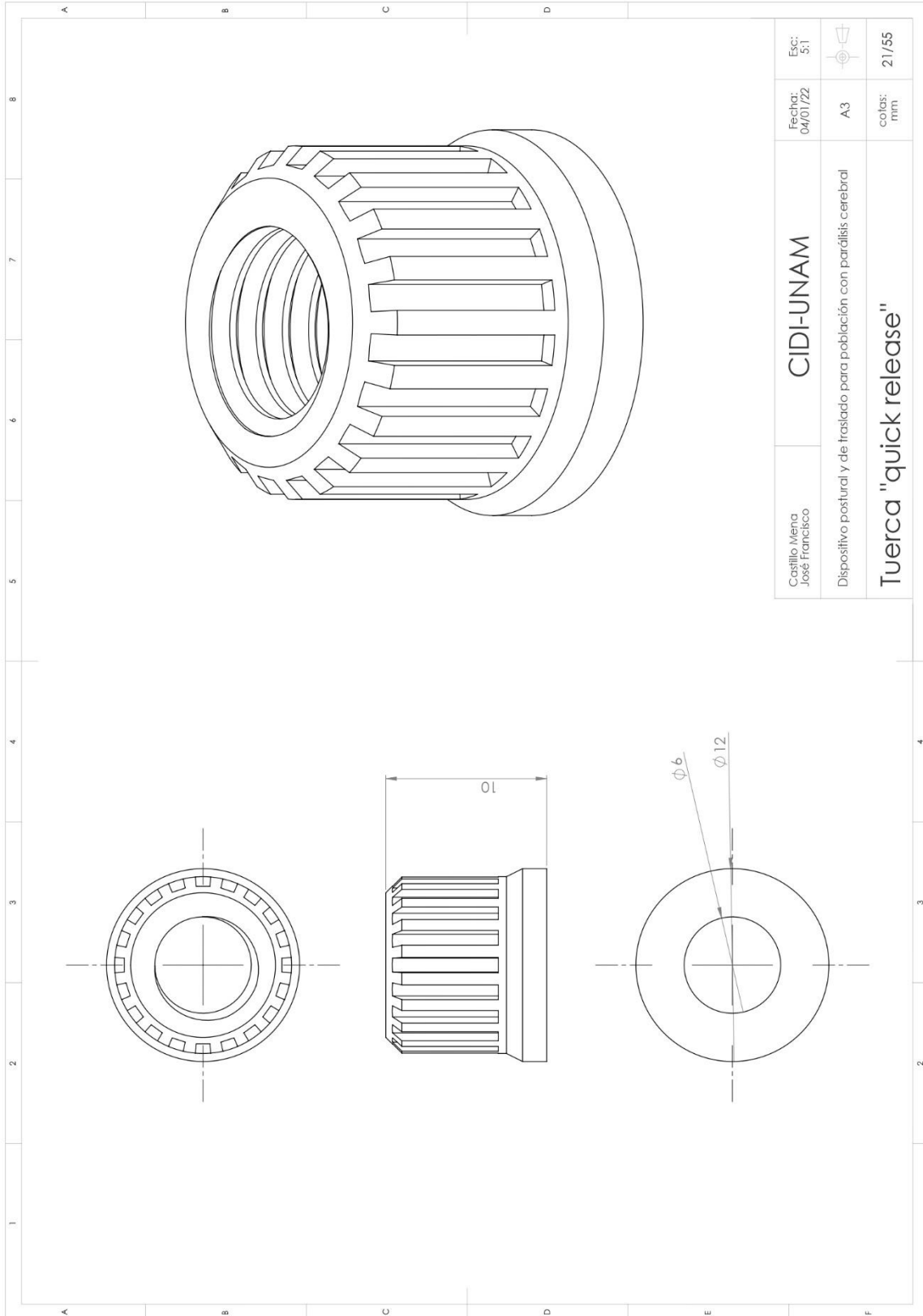
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:5
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Módulo descansabrazos		colas: mm	18/55



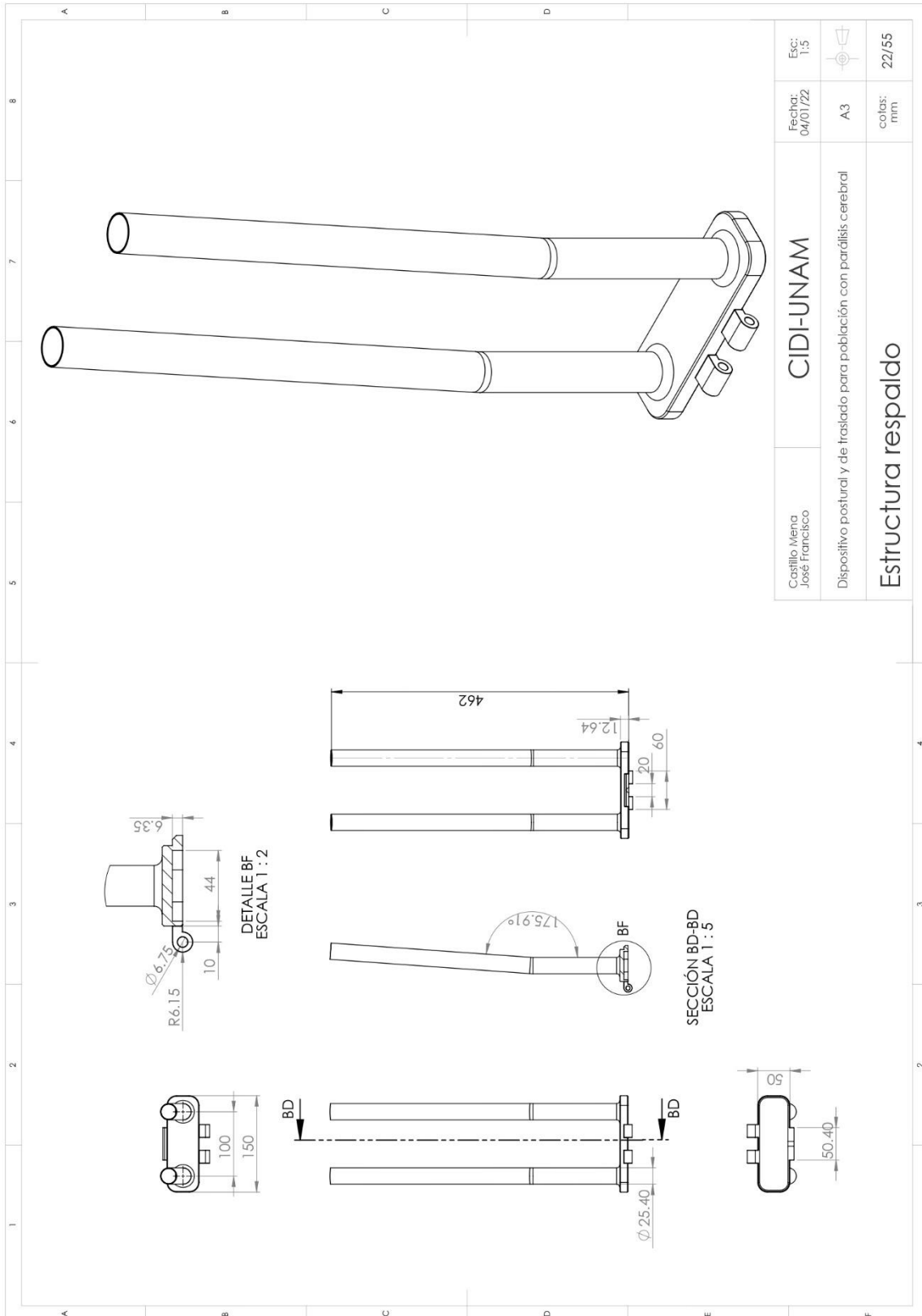
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	colas: mm
Rondana "quick release"	19/55	



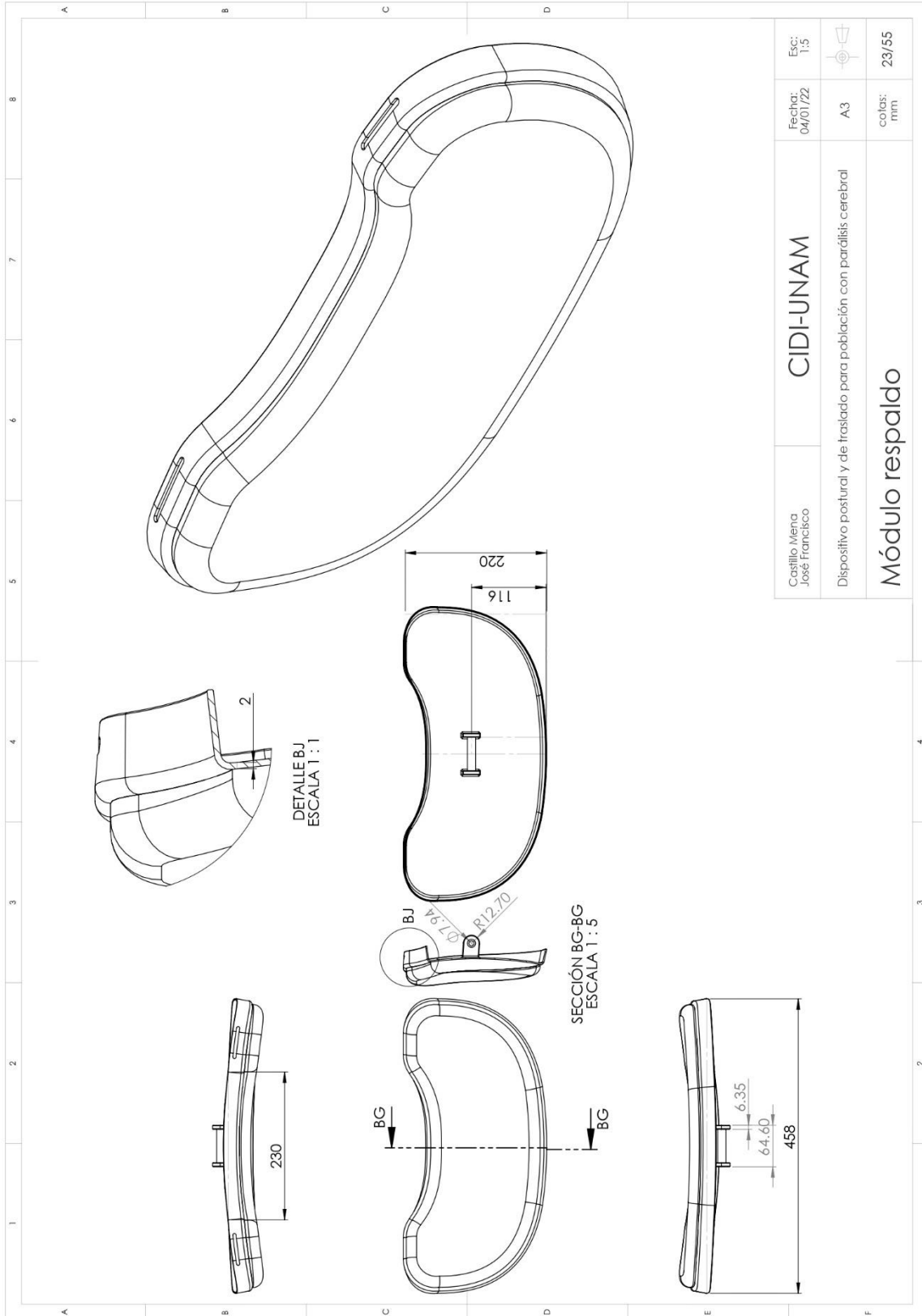
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	
Barra "qr" descansabrazos	colas: mm	20/55



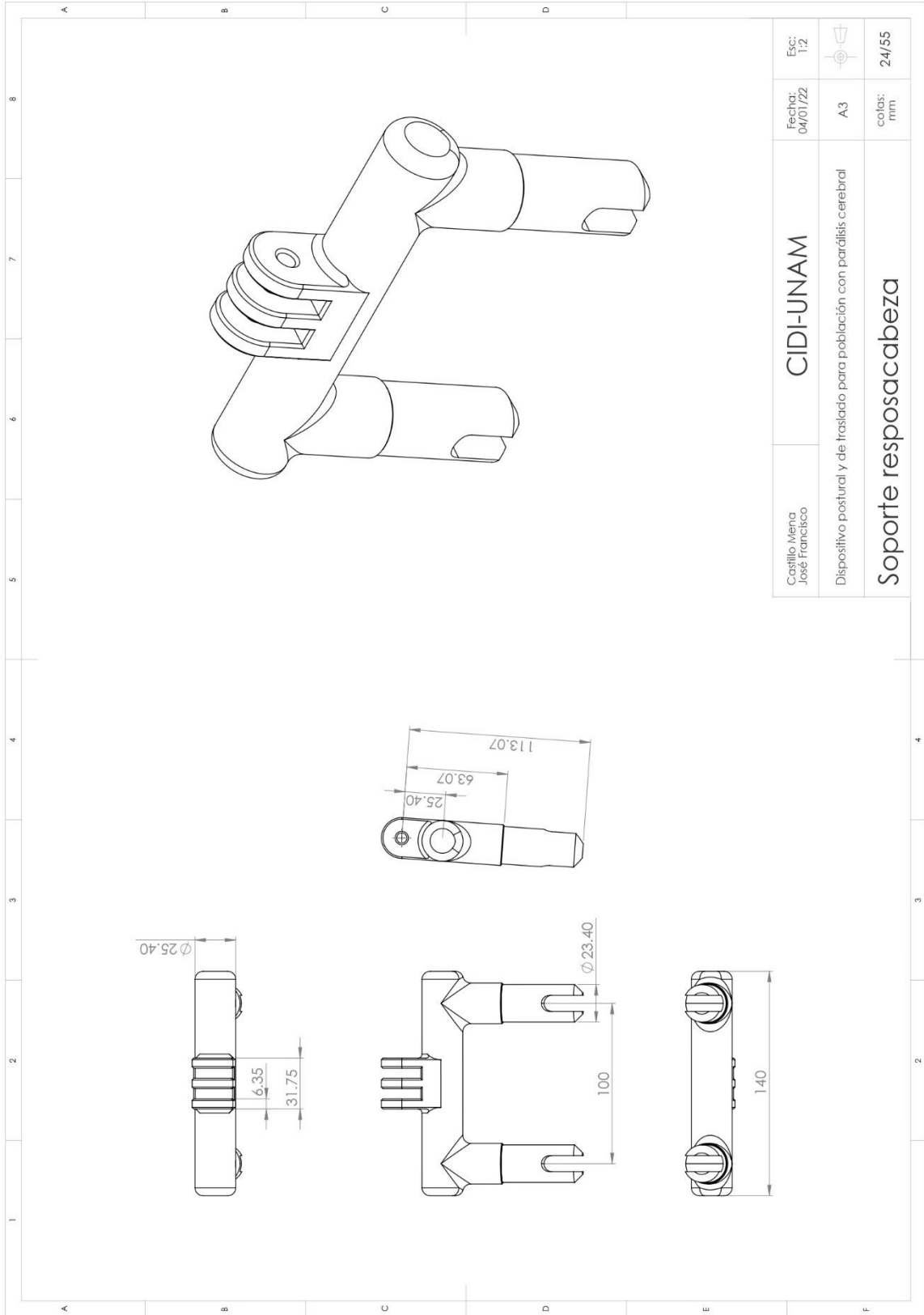
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 5:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	colas: mm
Tuerca "quick release"		21/55



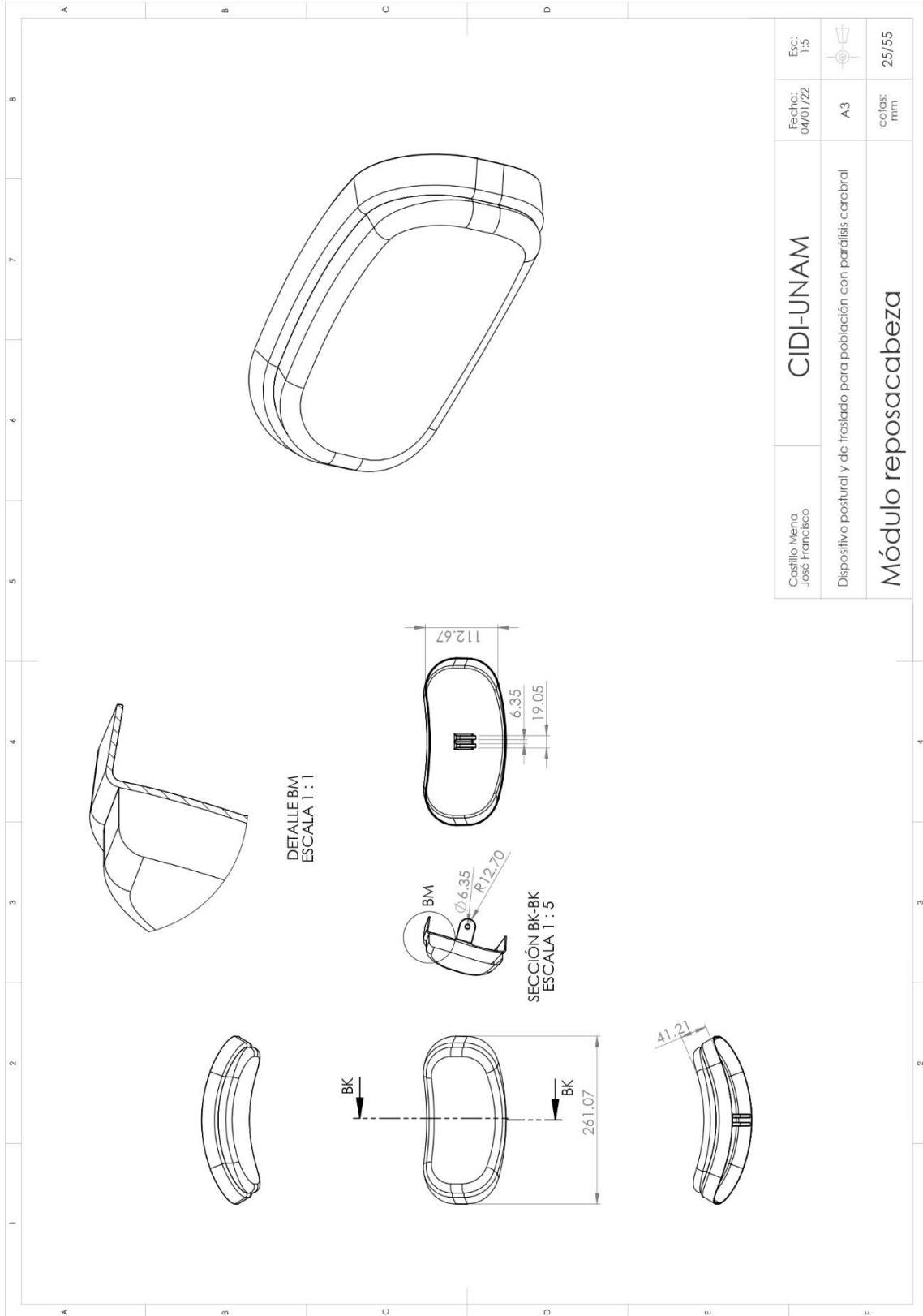
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:5
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Estructura respaldo	colas: mm	22/55



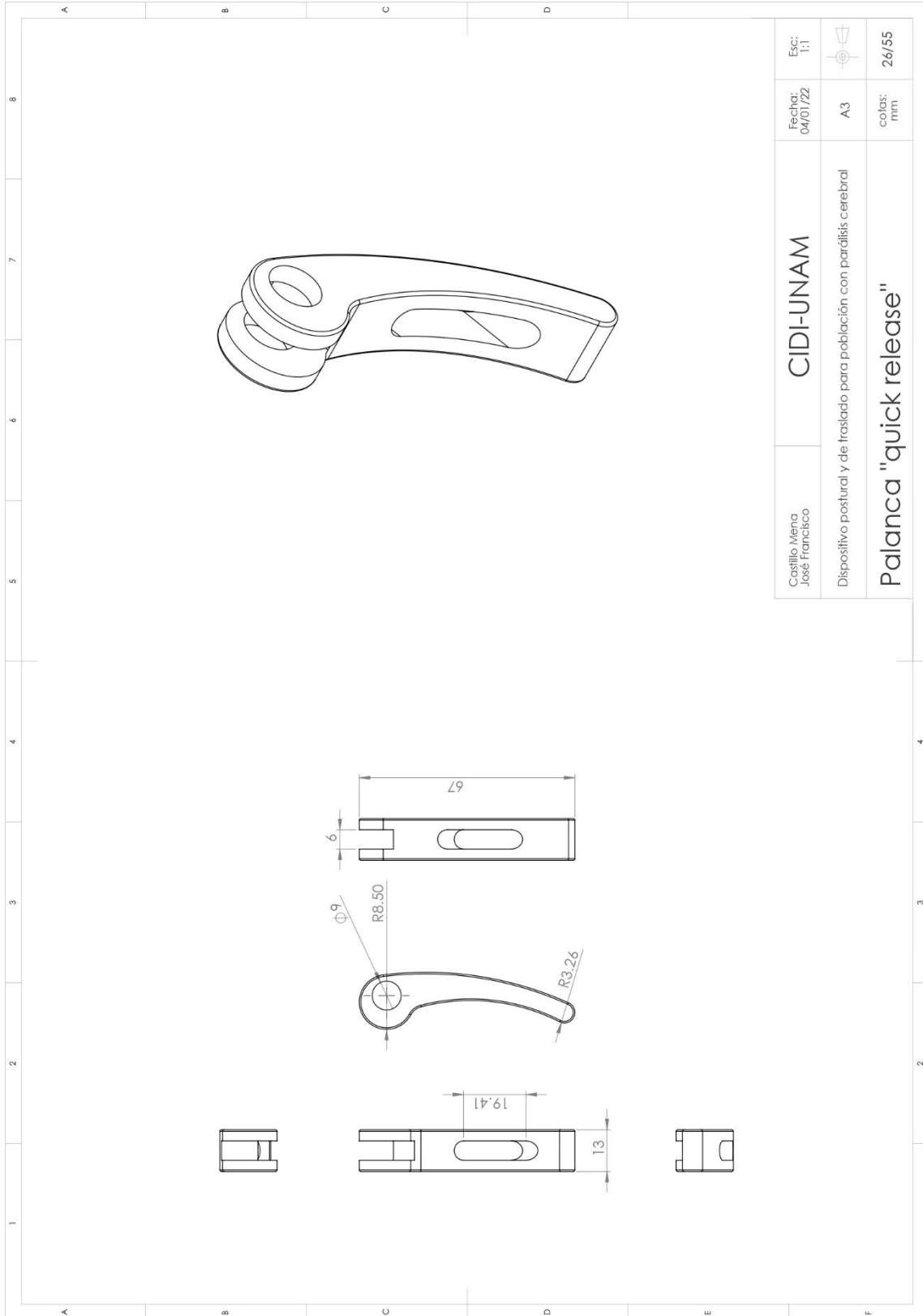
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:5
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	
Módulo respaldo	colas: mm	23/55



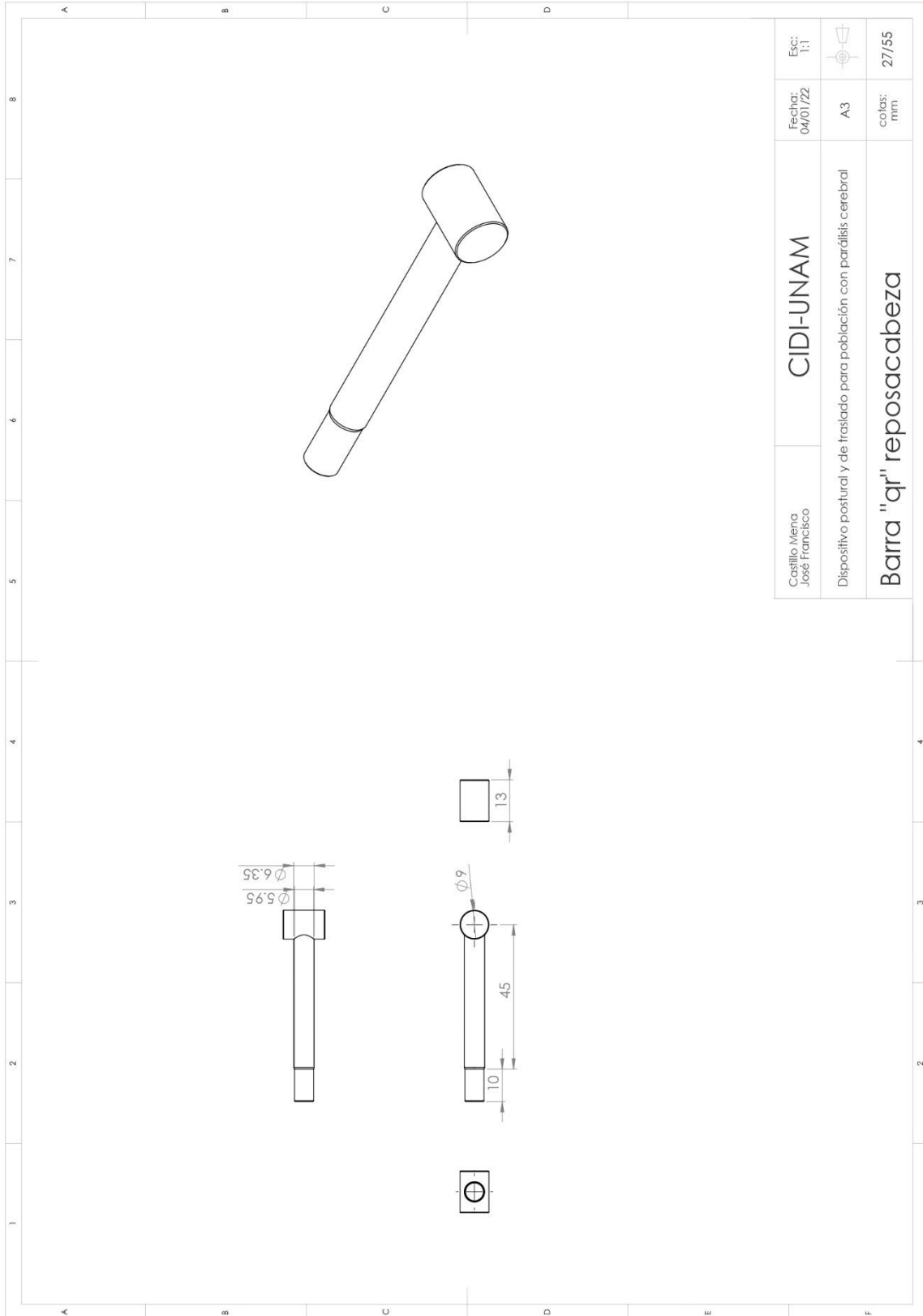
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:2
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Soporte resposcabeza	colas: mm	24/55



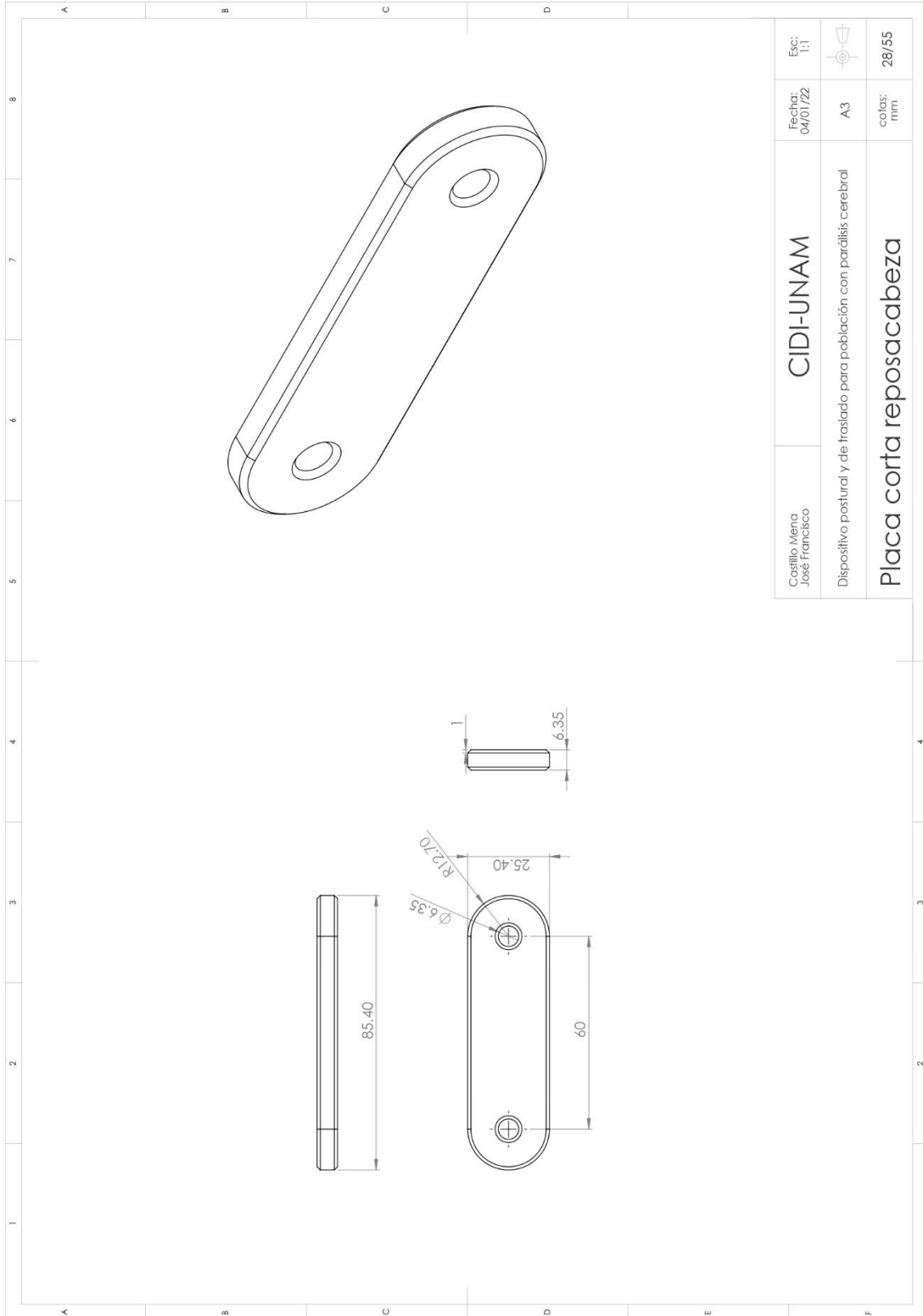
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:5
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Módulo reposacabeza	colas: mm	25/55



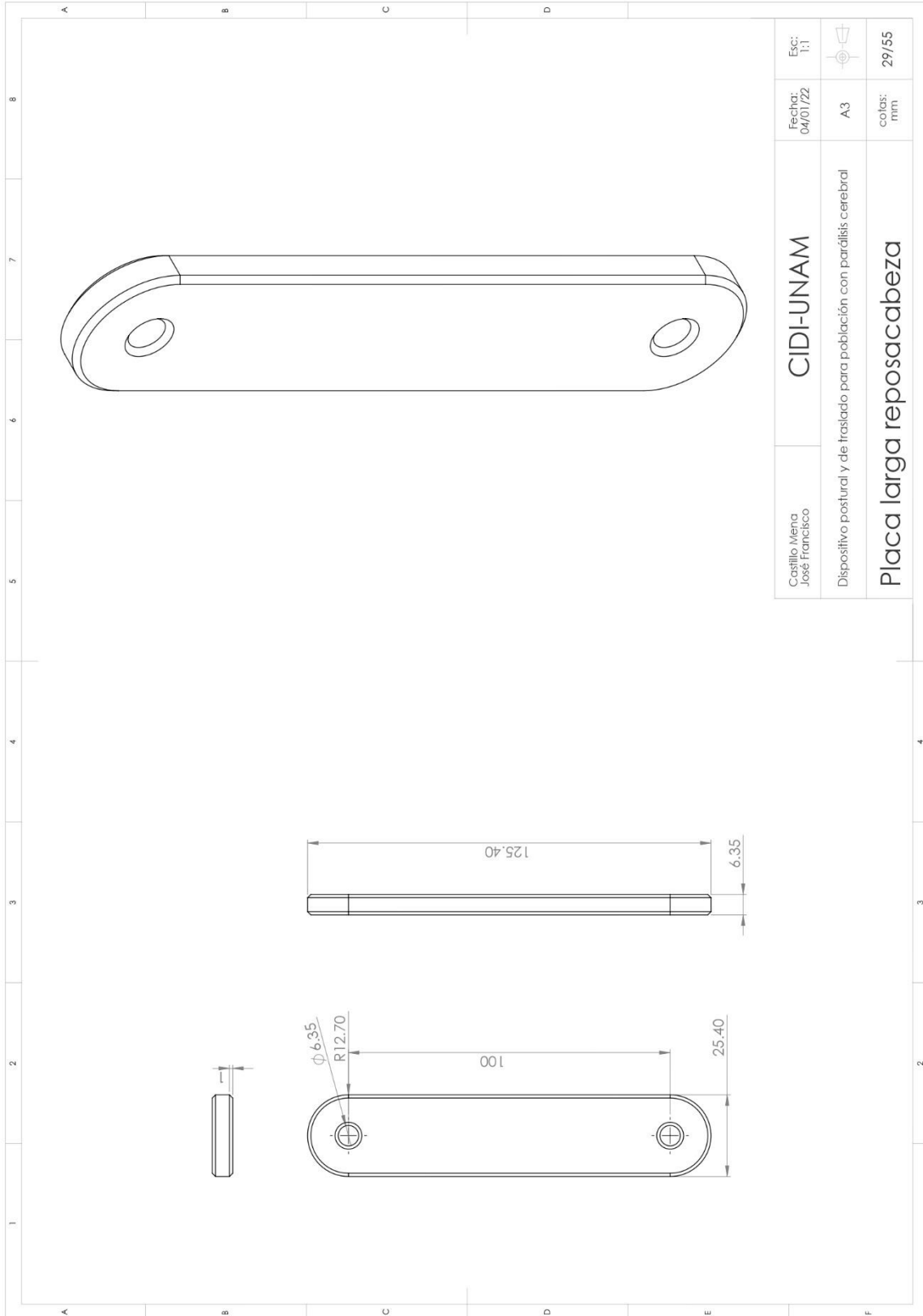
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	
Palanca "quick release"	colas: mm	26/55



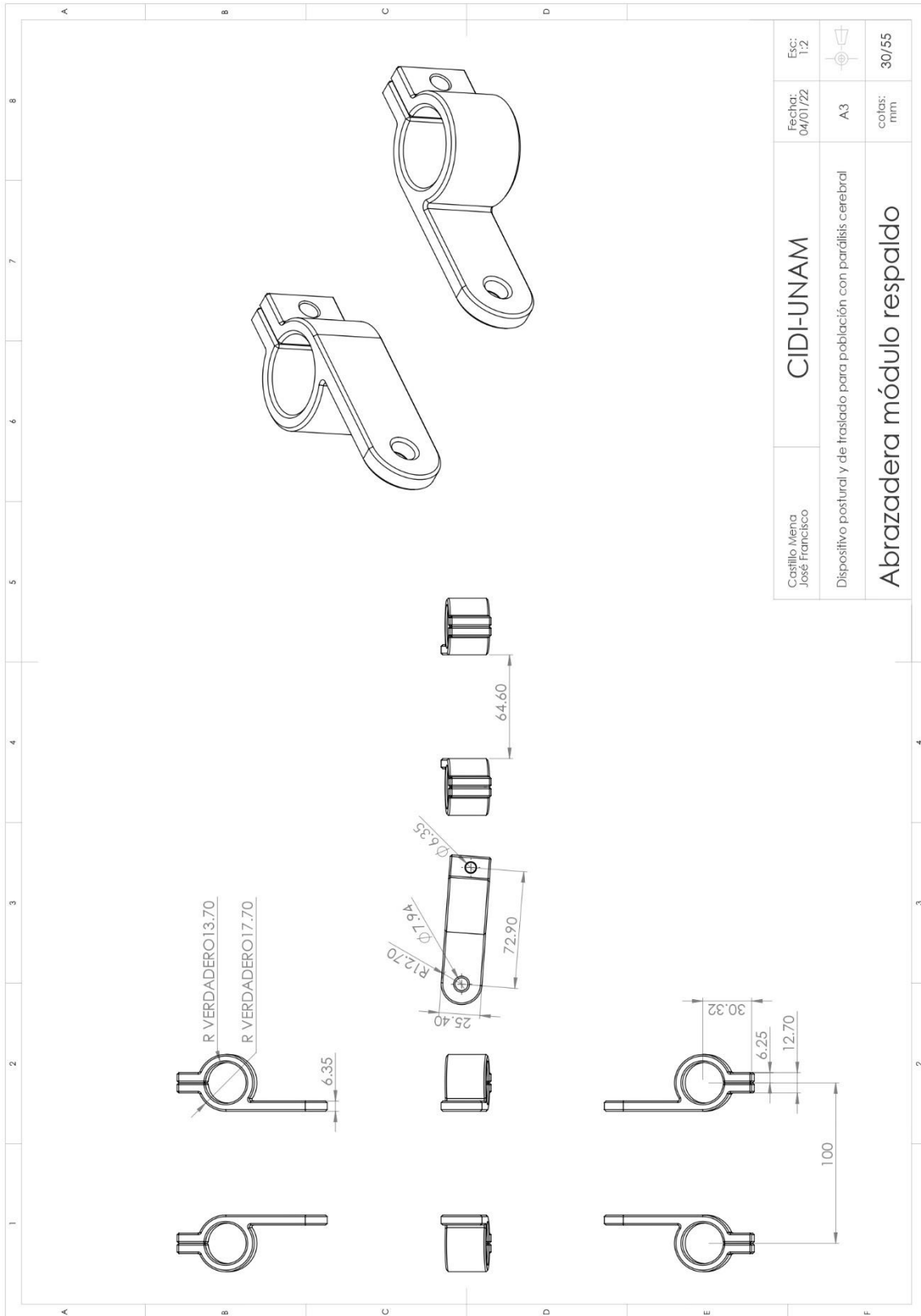
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Barra "qr" reposacabeza	colas: mm	27/55



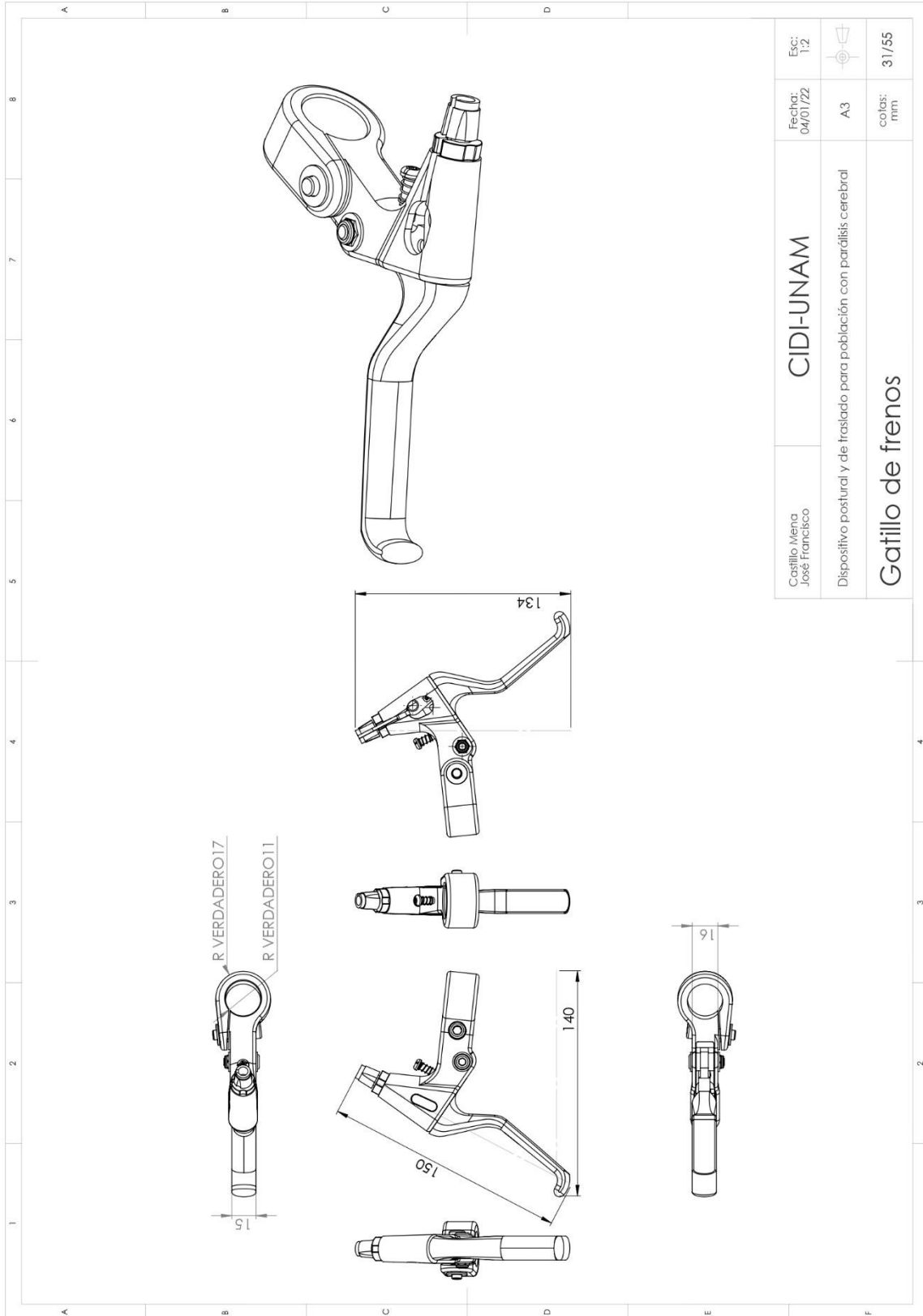
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	
Placa corta reposacabeza	colas: mm	28/55



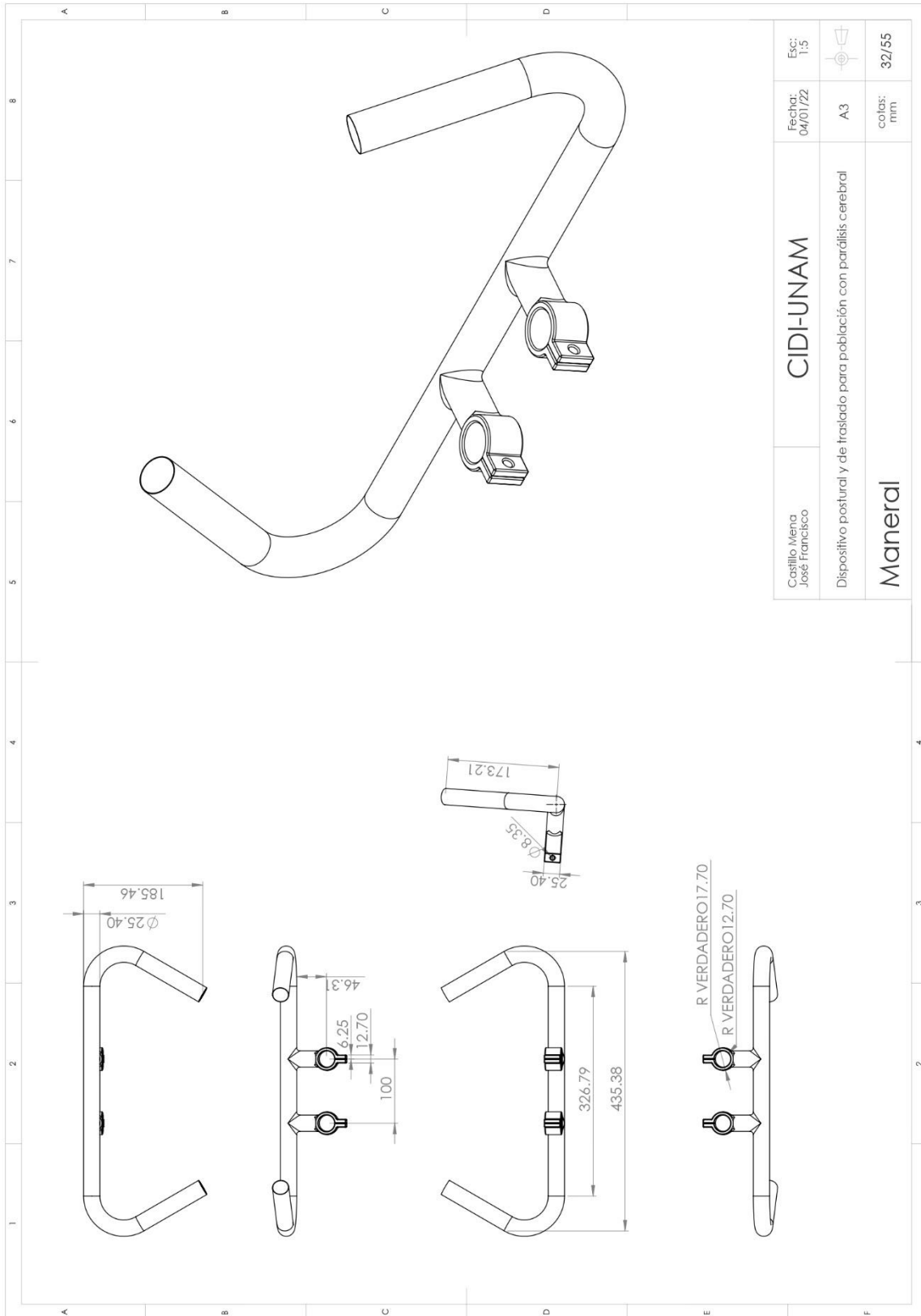
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Placa larga reposacabeza		colas: mm	29/55



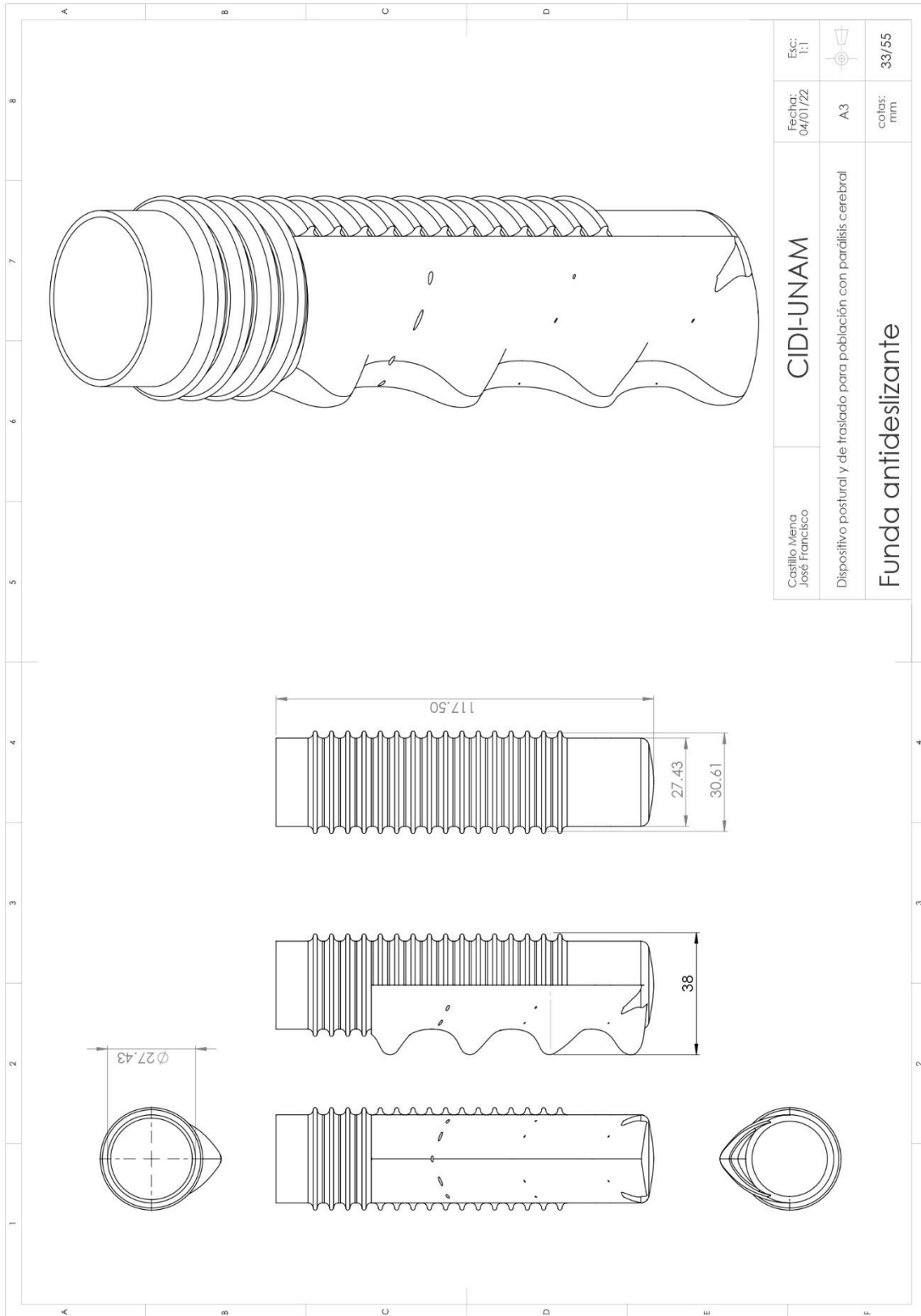
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:2
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Abrazadera módulo respaldo			colas: mm 30/55



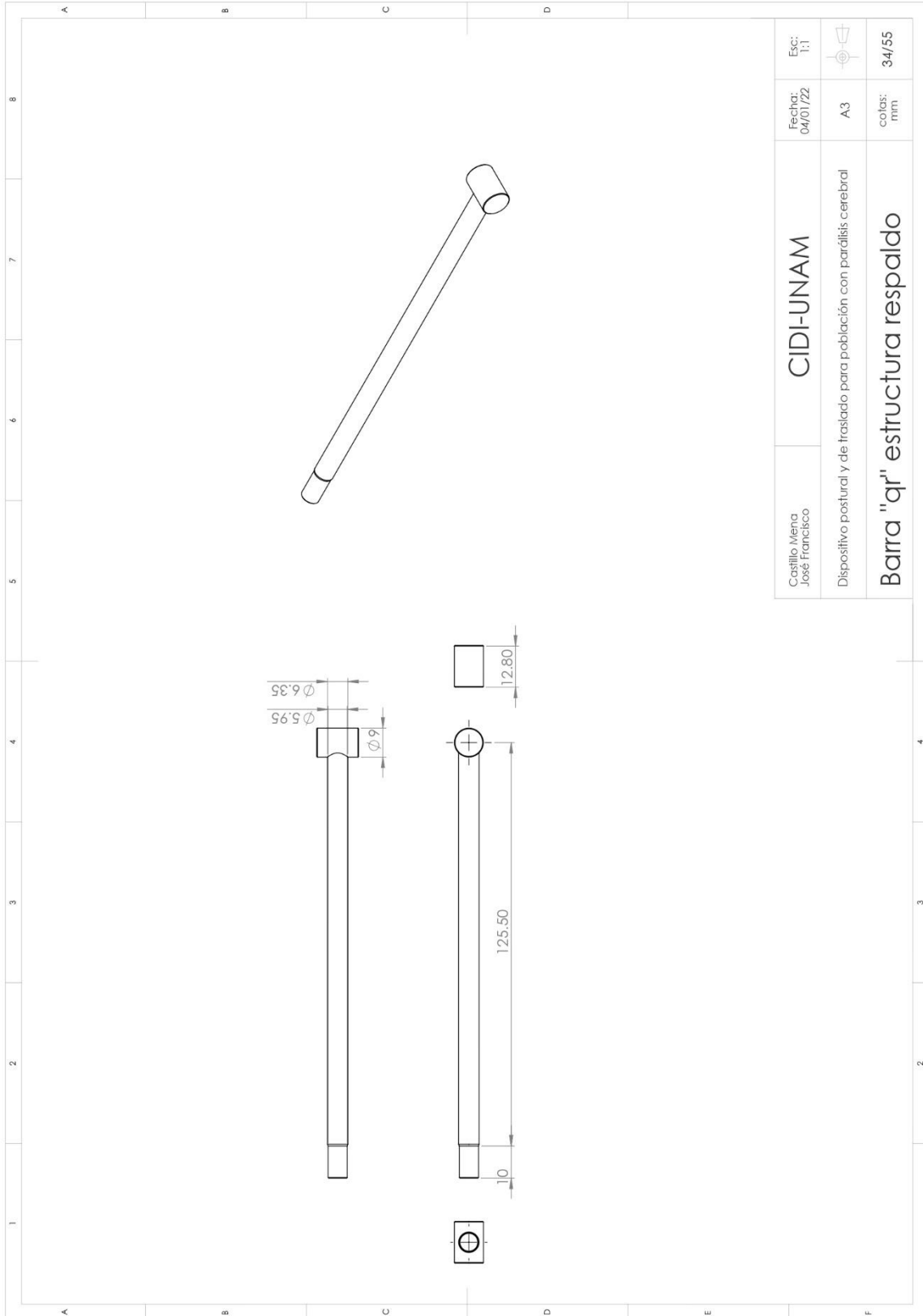
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:2
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Gatillo de frenos	colas: mm	31/55



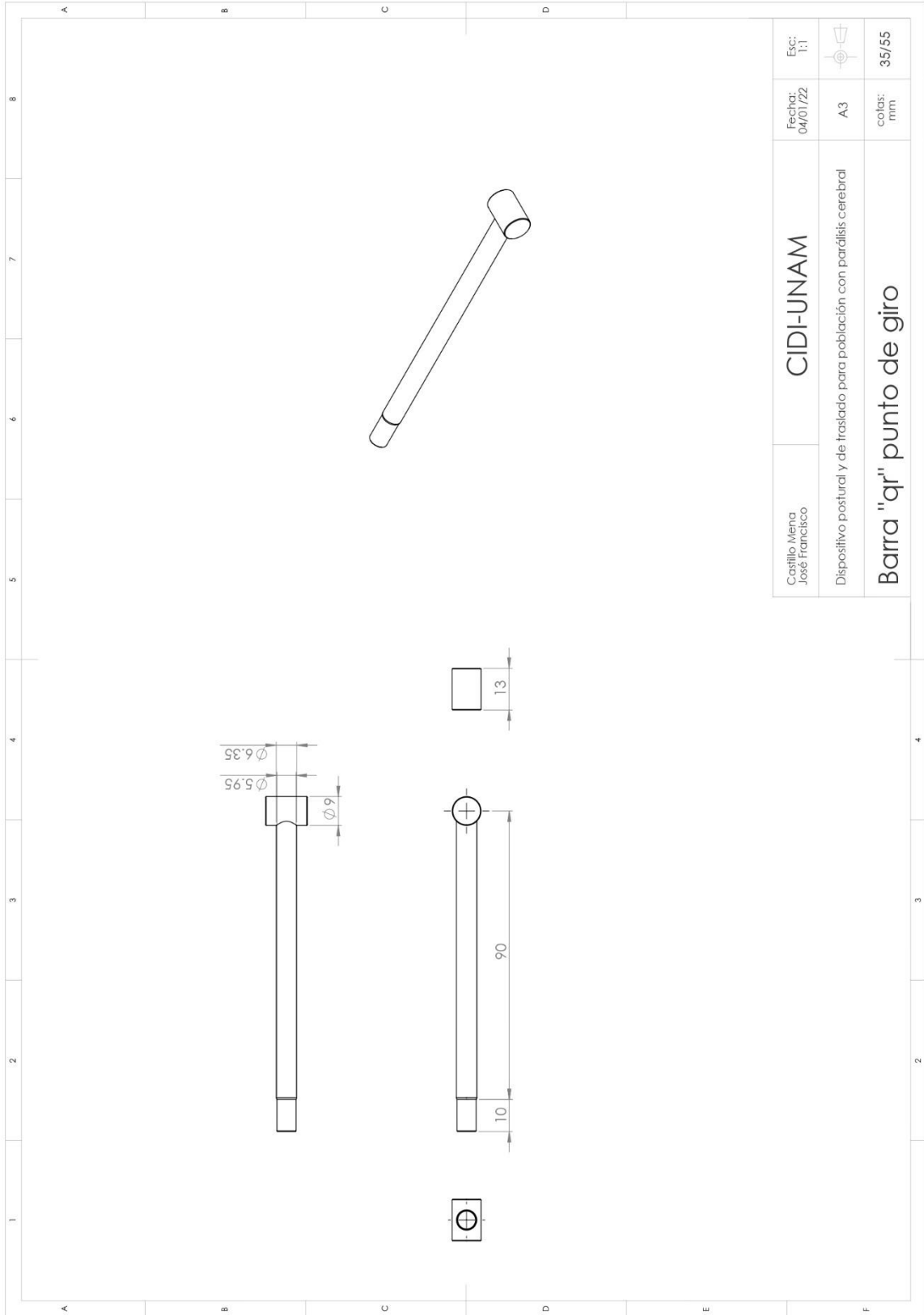
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:5
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	colas: mm
Maneral		32/55



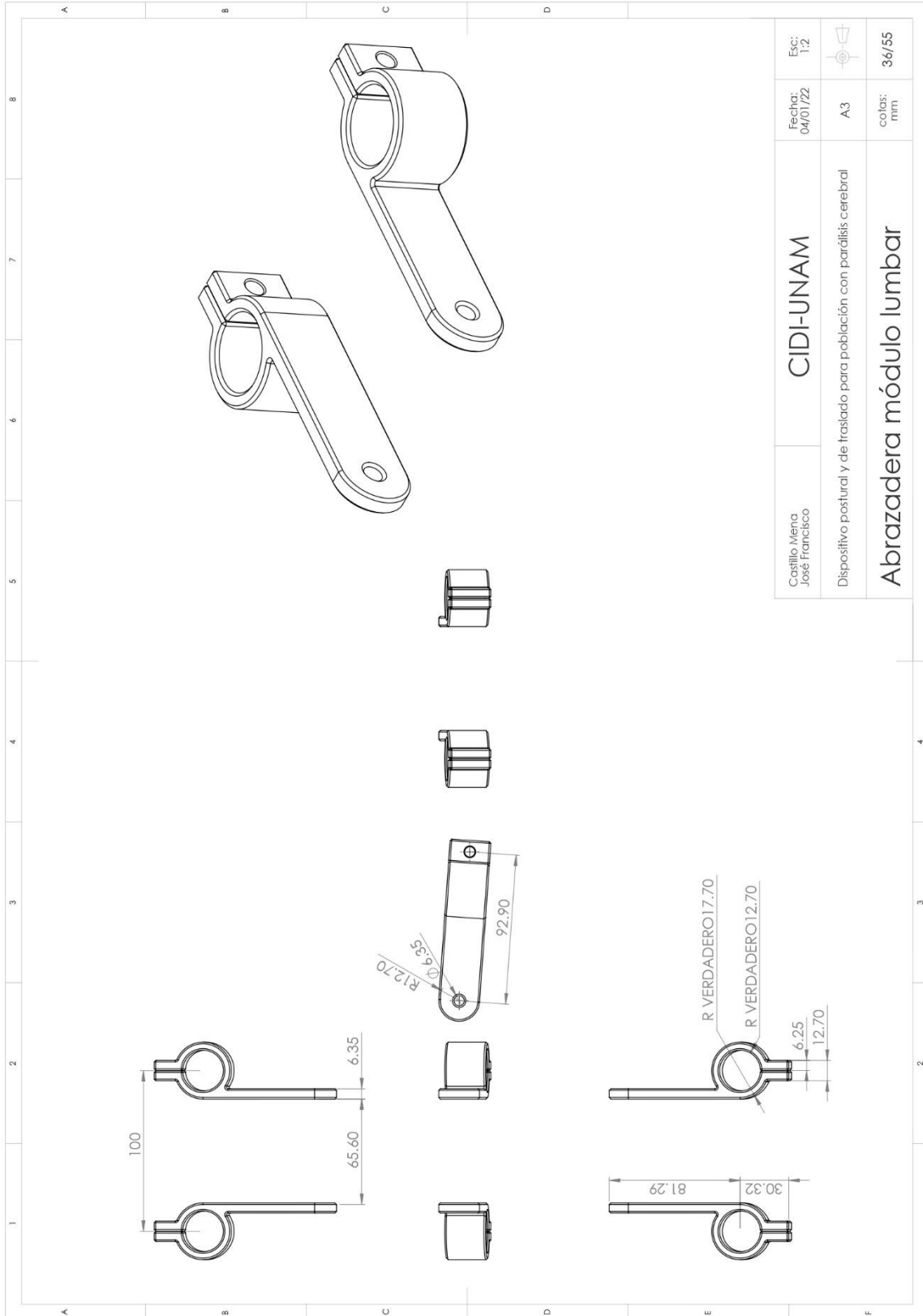
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Funda antideslizante	colas: mm	33/55



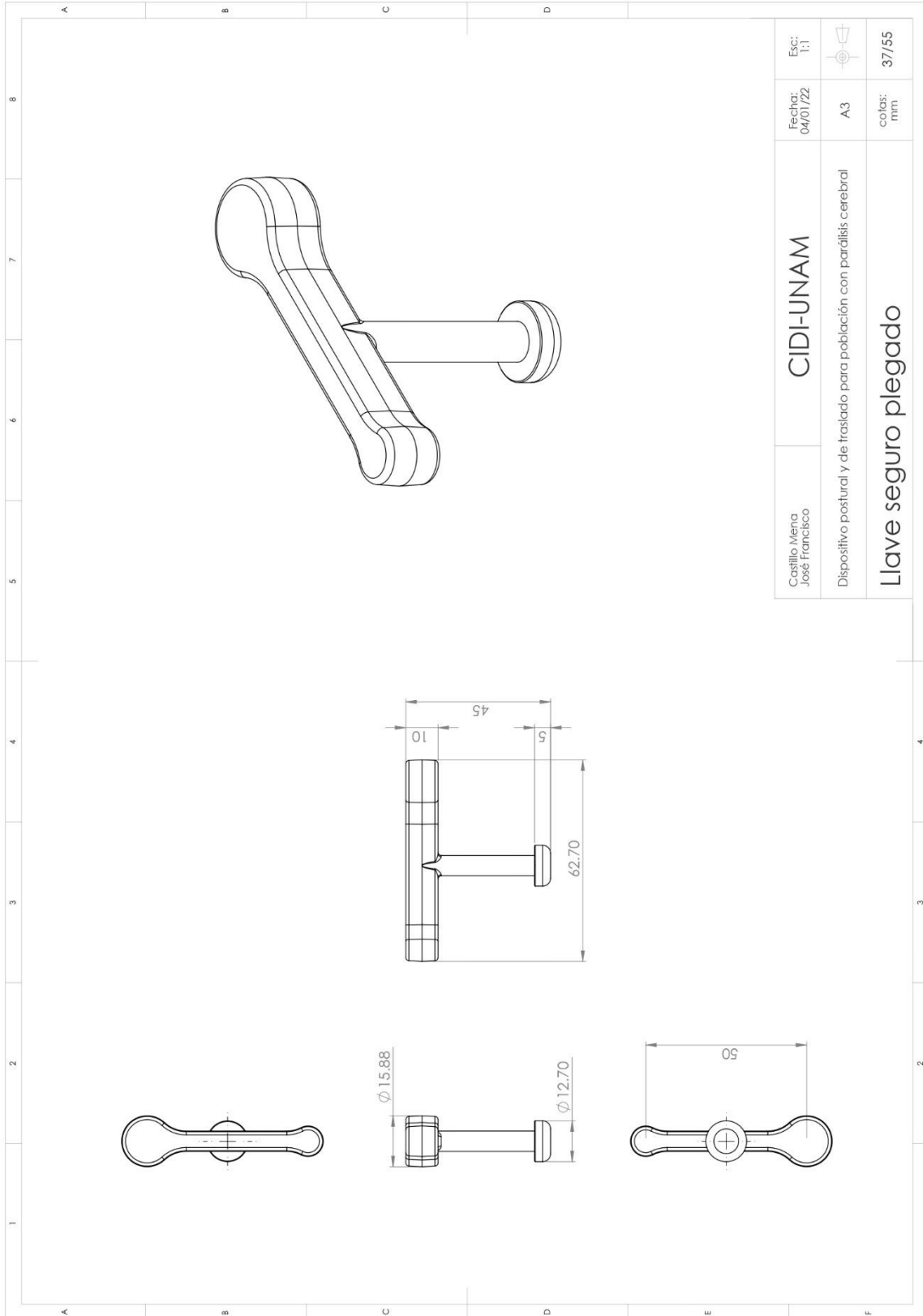
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Barra "qr" estructura respaldo	colas: mm	34/55



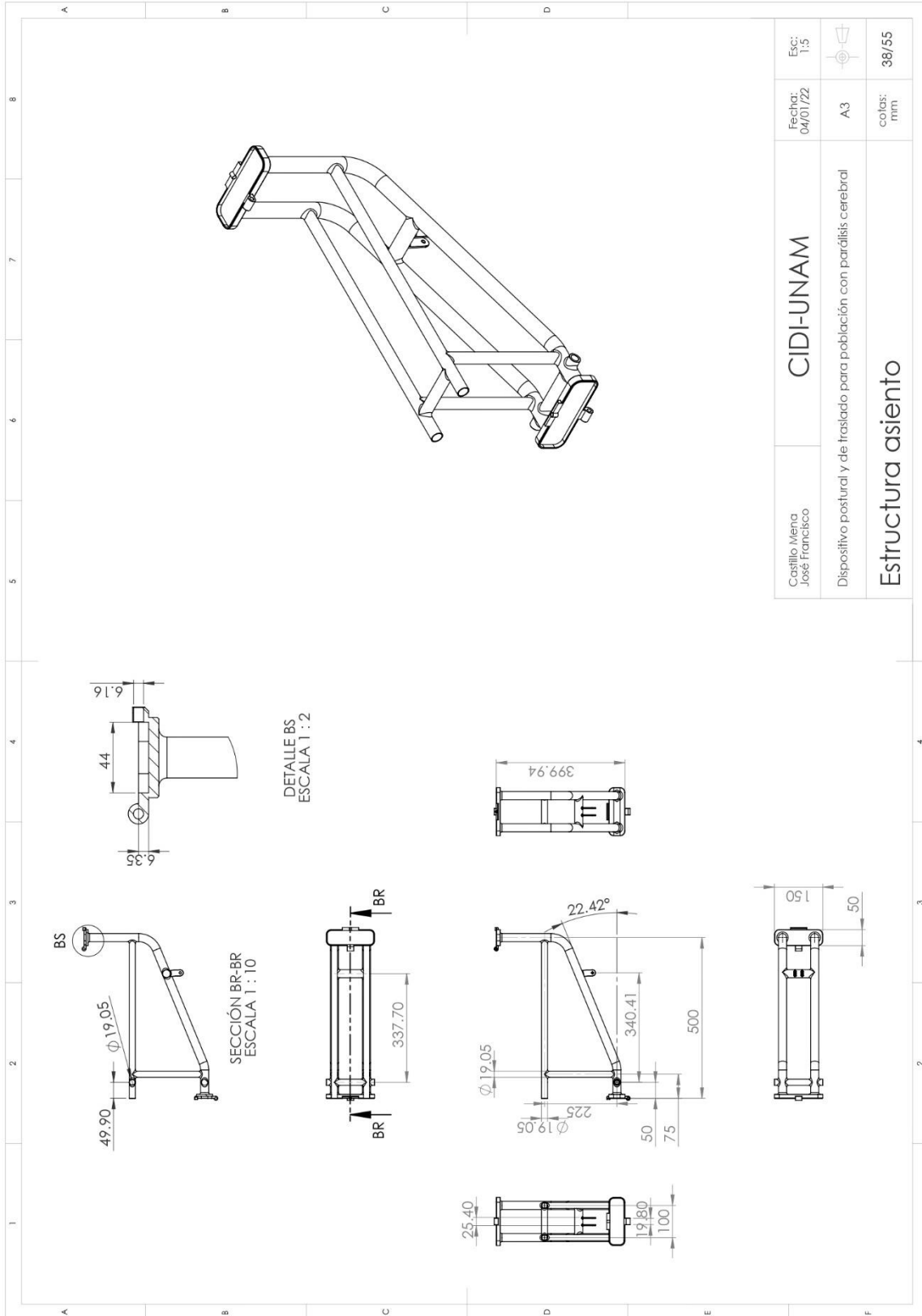
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	
Barra "qr" punto de giro	colas: mm	35/55



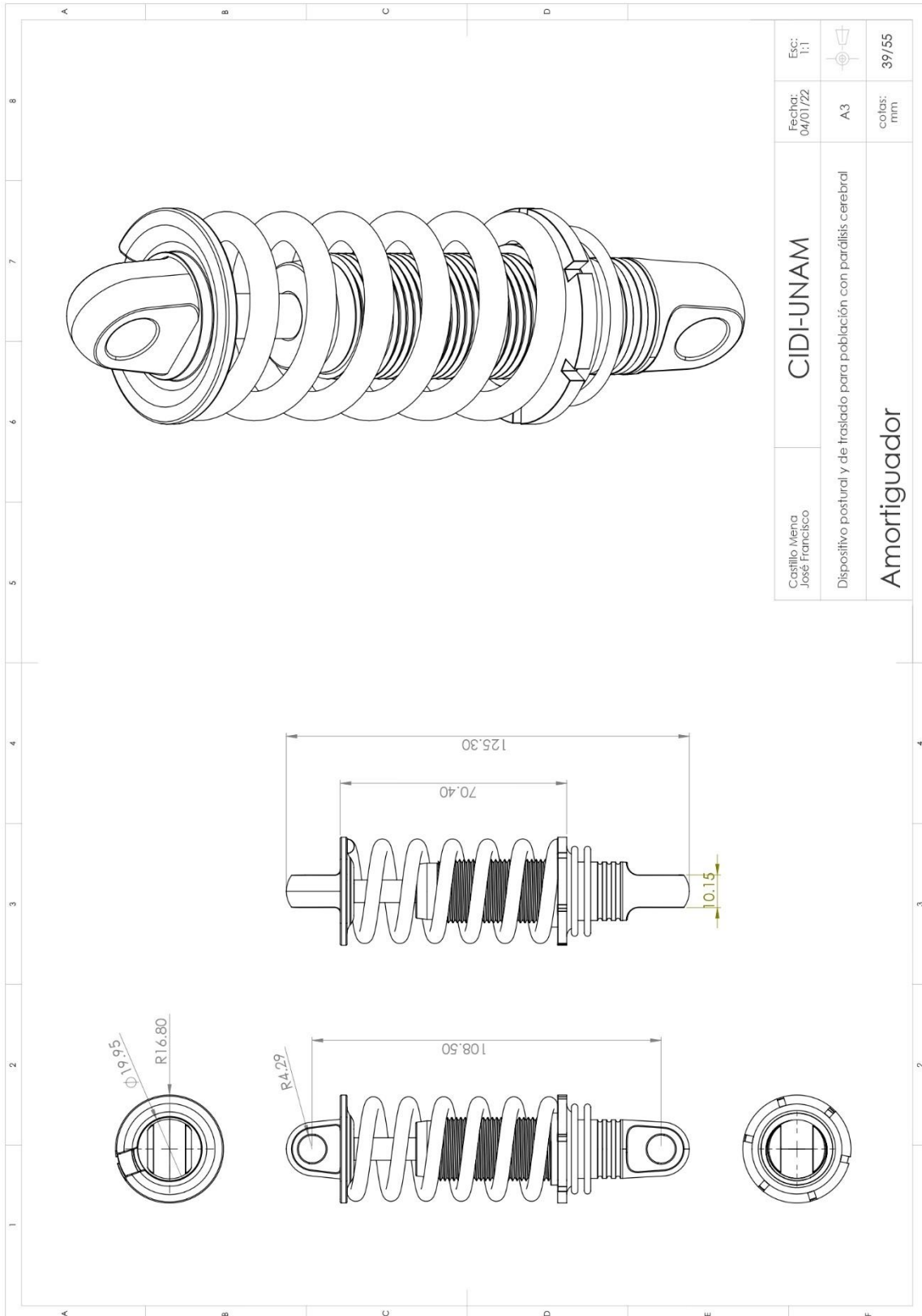
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:2
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	colas: mm
Abrazadera módulo lumbar		36/55

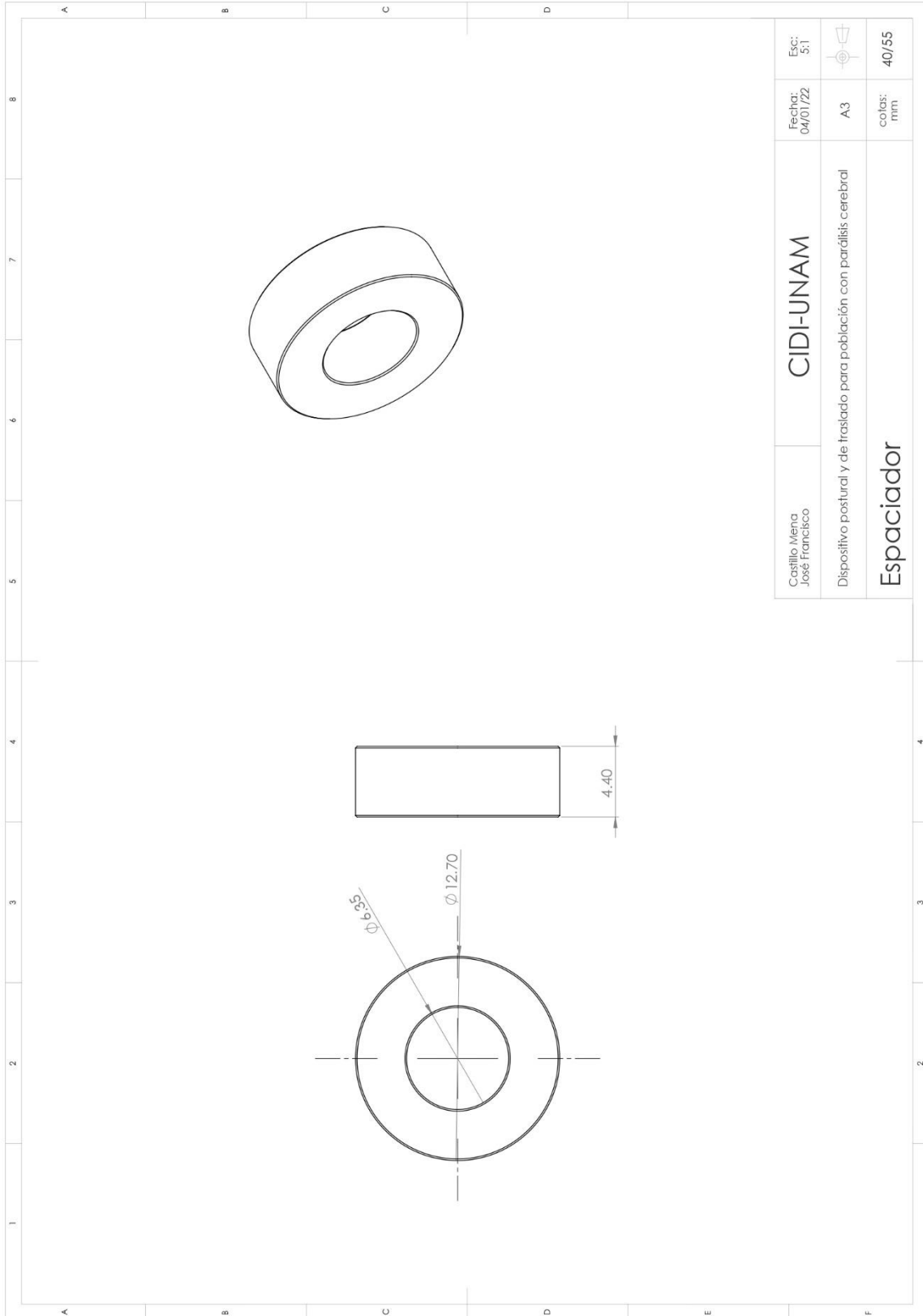


Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Llave seguro plegado	colas: mm	37/55

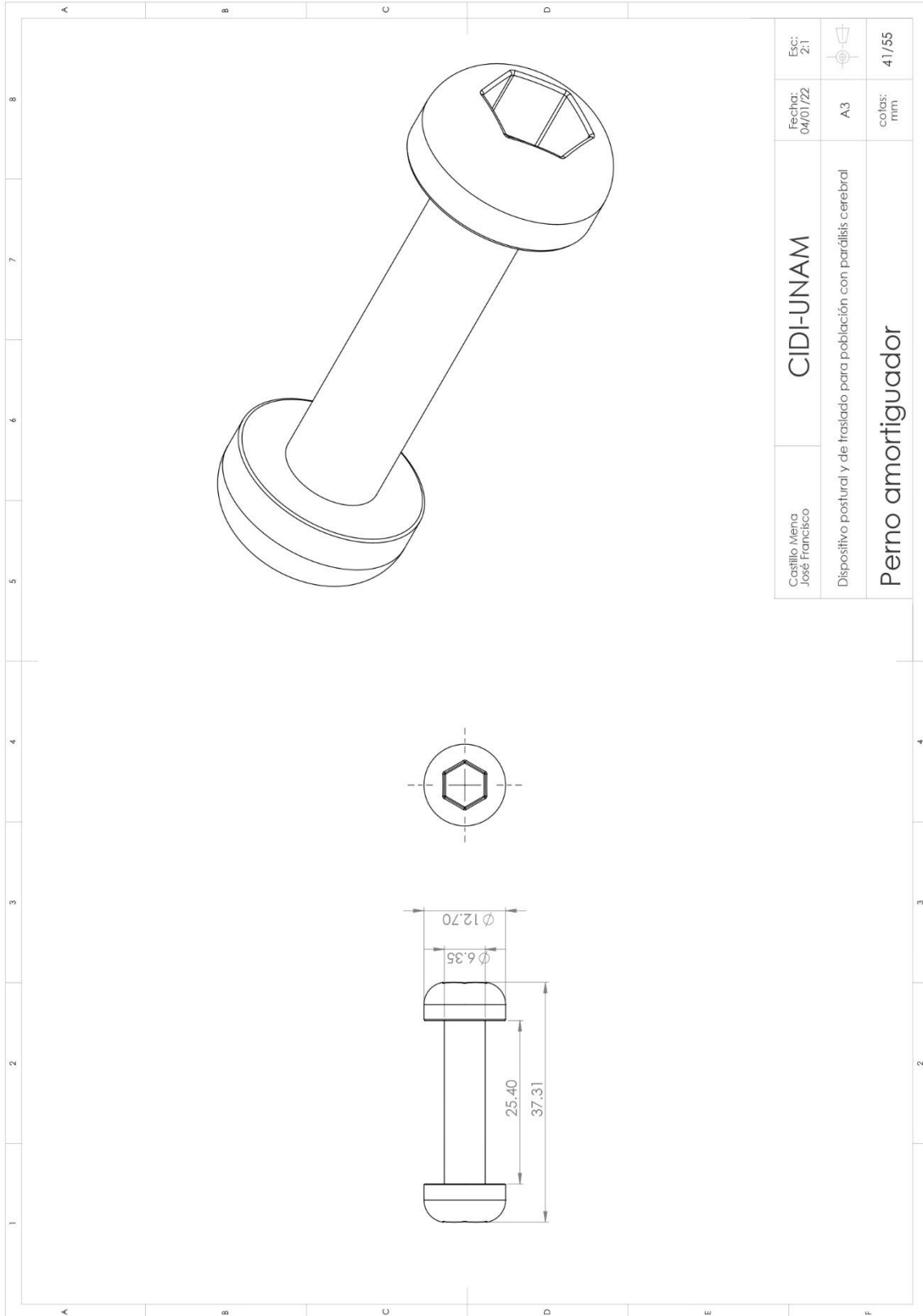


Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:5
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
colas: mm	38/55	
Estructura asiento		

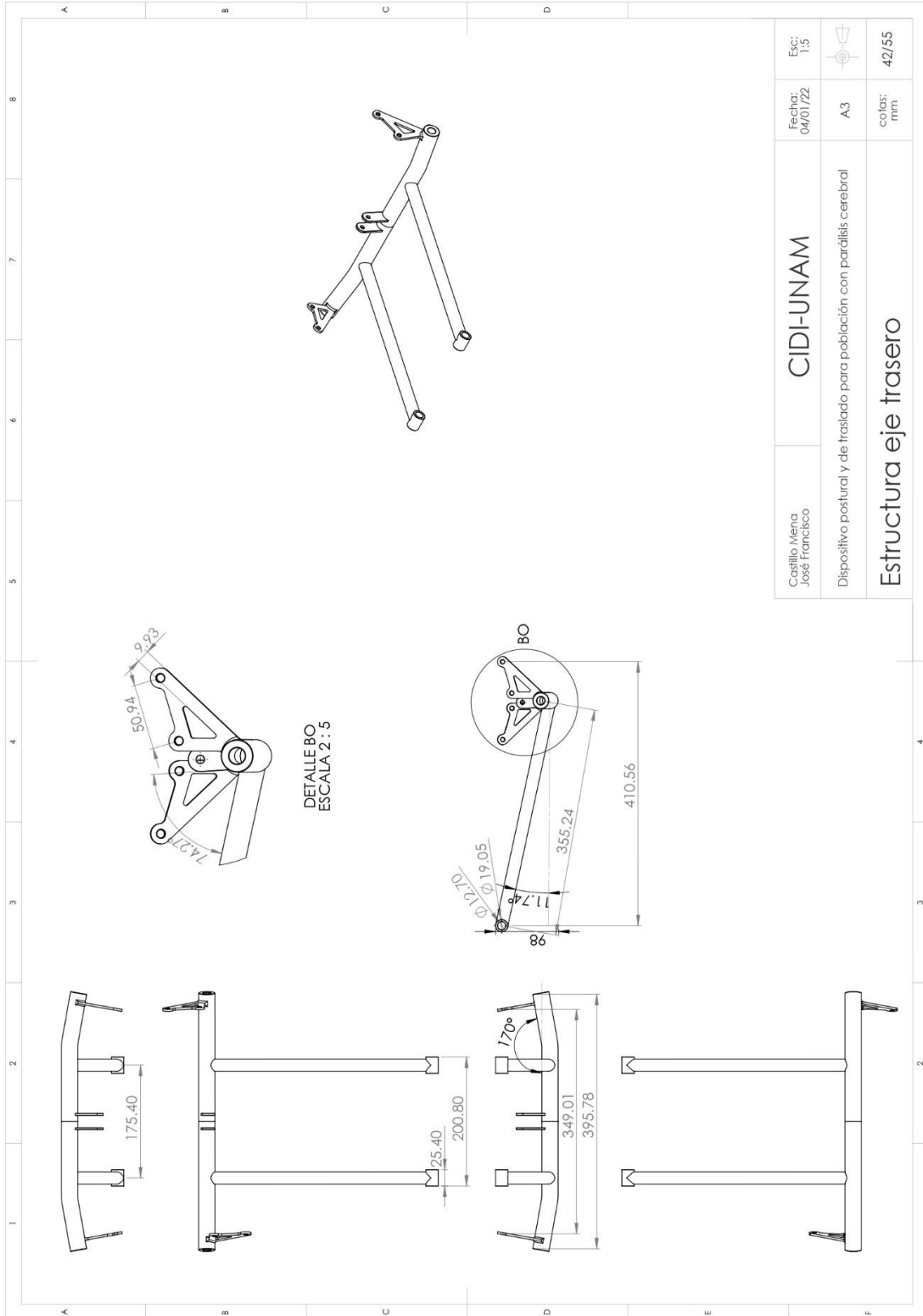




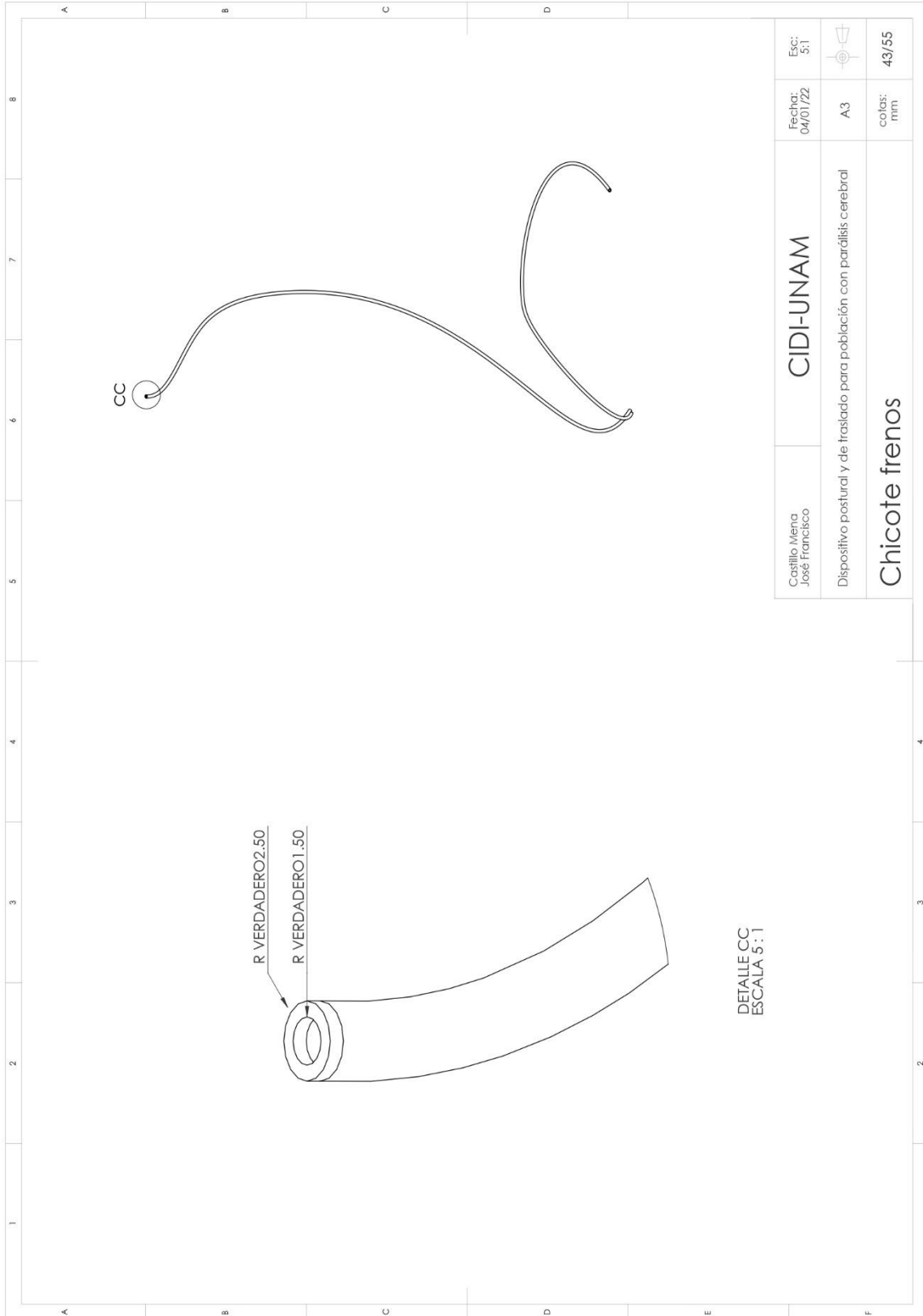
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 5:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	
Espaciador	colas: mm	40/55



Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Perno amortiguador	colas: mm	41/55

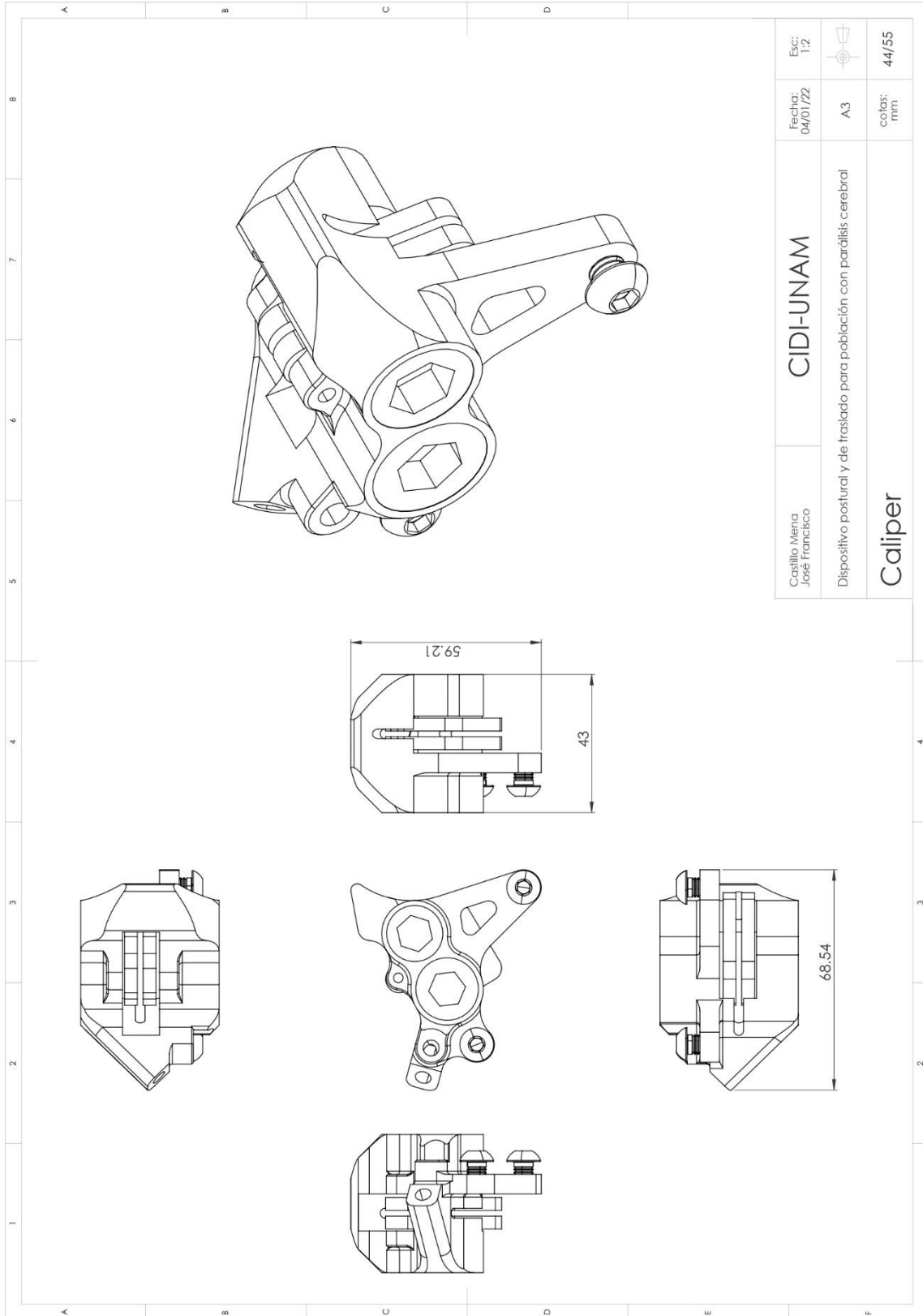


Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:5
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Estructura eje trasero	colas: mm	42/55

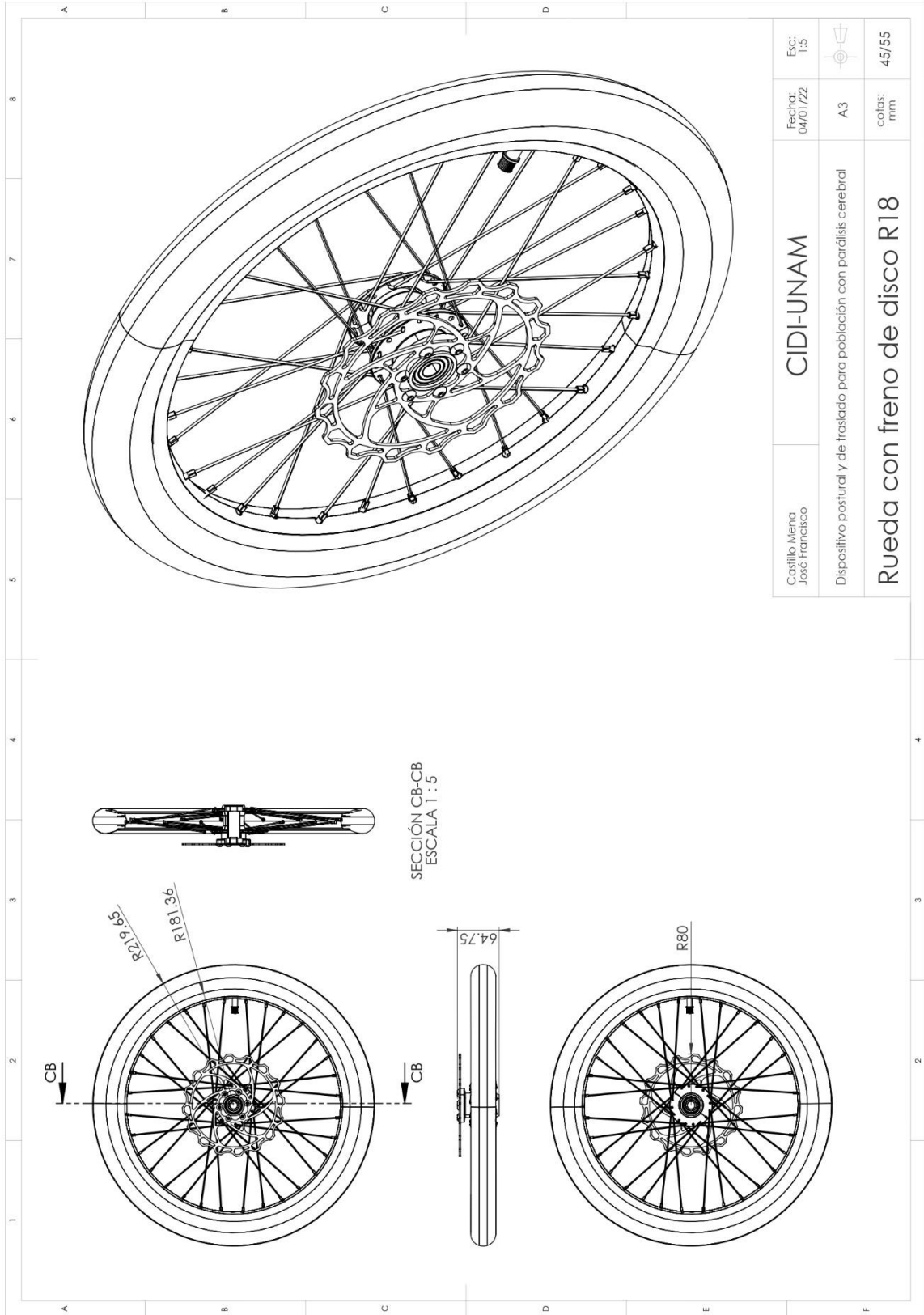


DETALLE CC
ESCALA 5:1

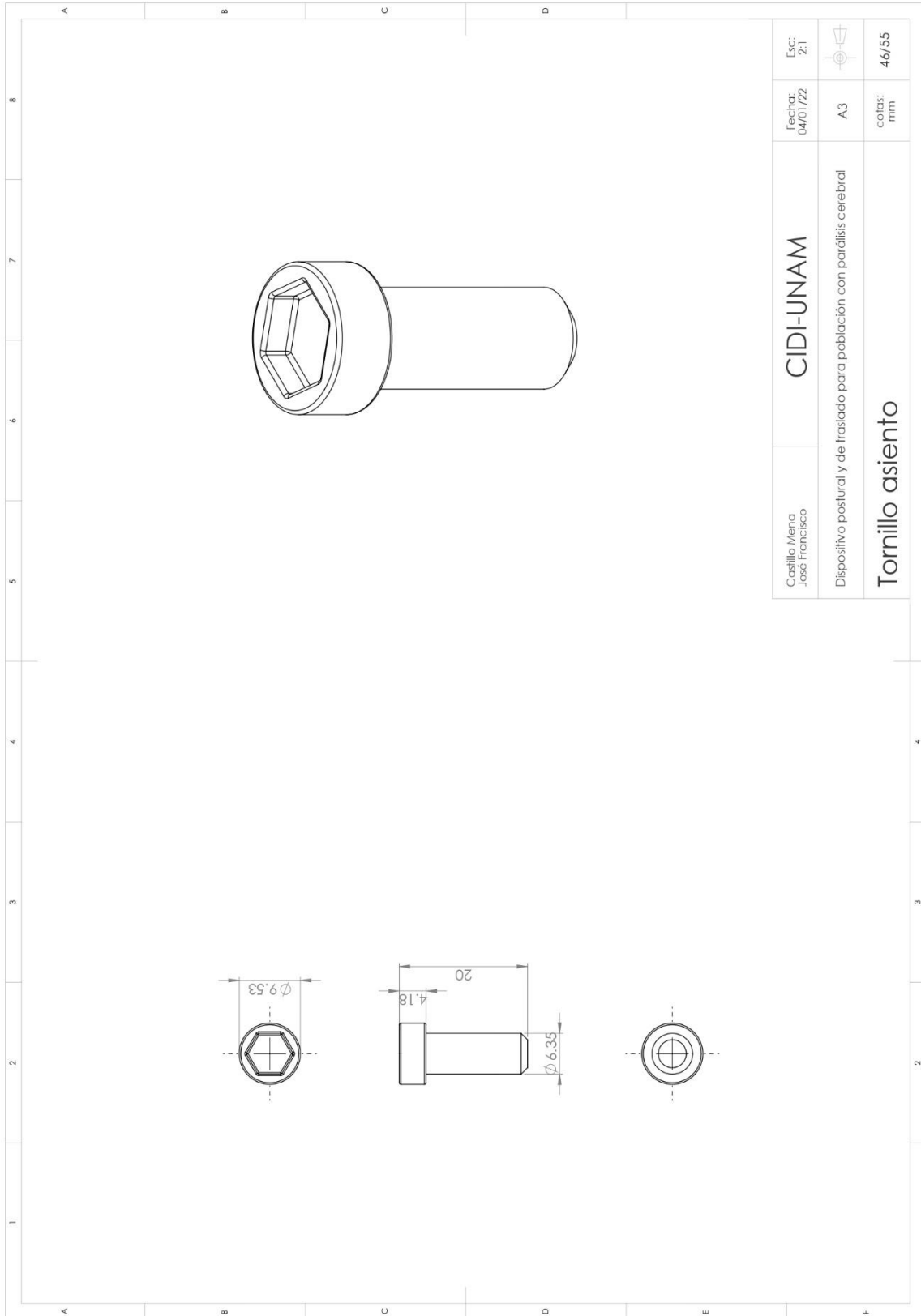
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 5:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Chicote frenos		colas: mm	43/55



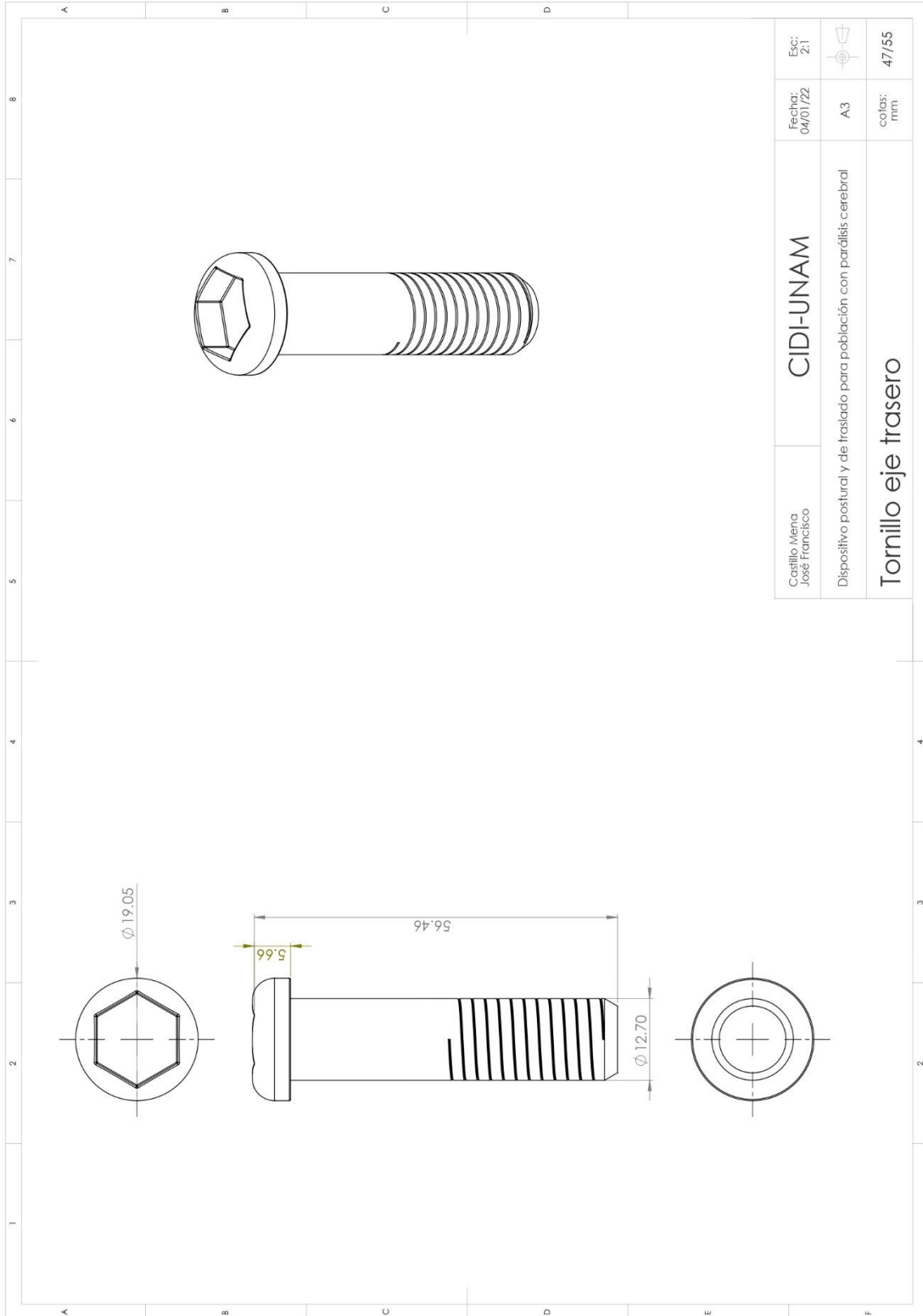
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:2
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Caliper		colas: mm	44/55



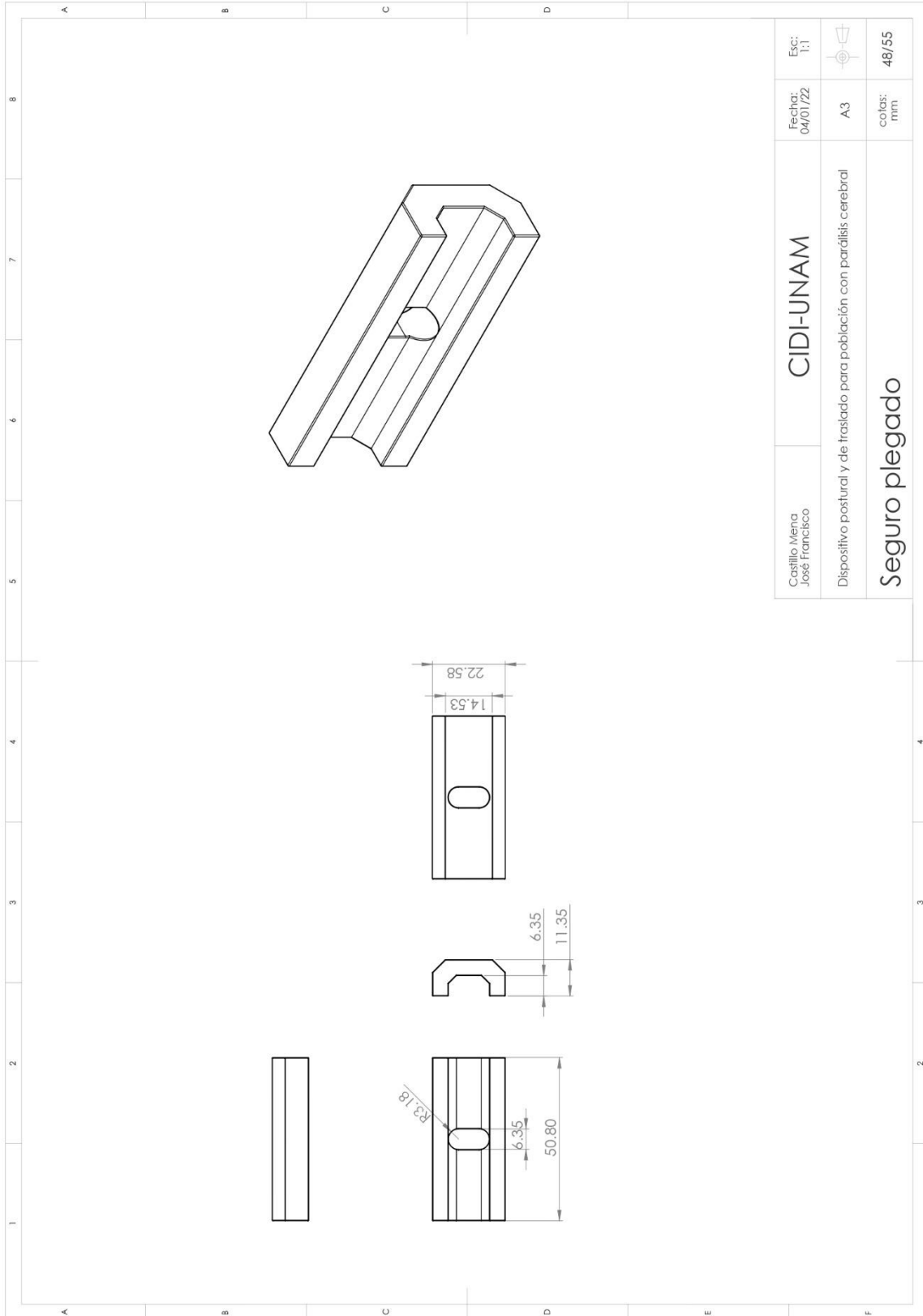
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:5
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Rueda con freno de disco R18		colas: mm	45/55



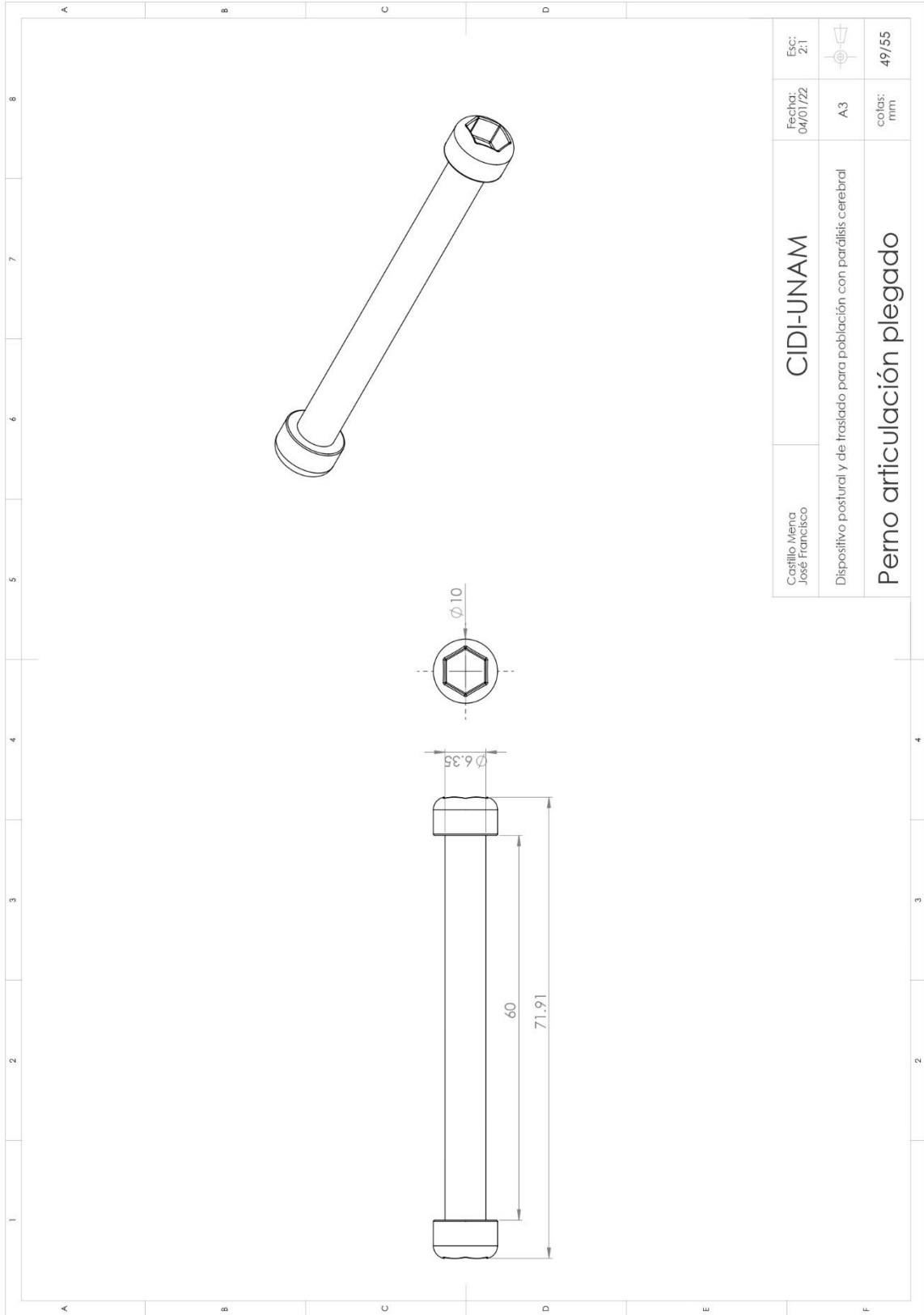
Castillo/Mena José Francisco	CIDI-JUNAM	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de fraslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Tornillo asiento	colas: mm 46/55	



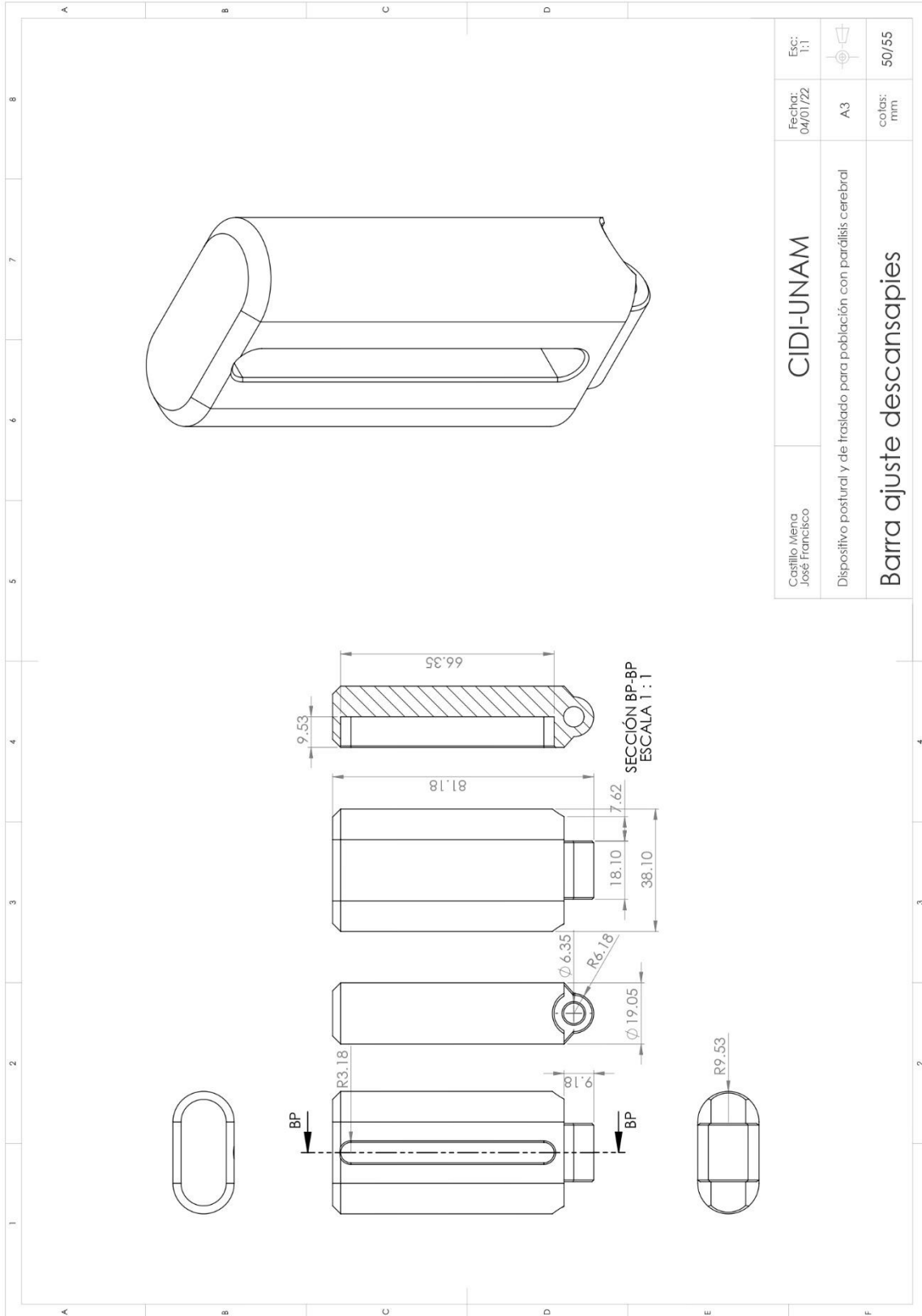
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Tornillo eje trasero	colas: mm	47/55



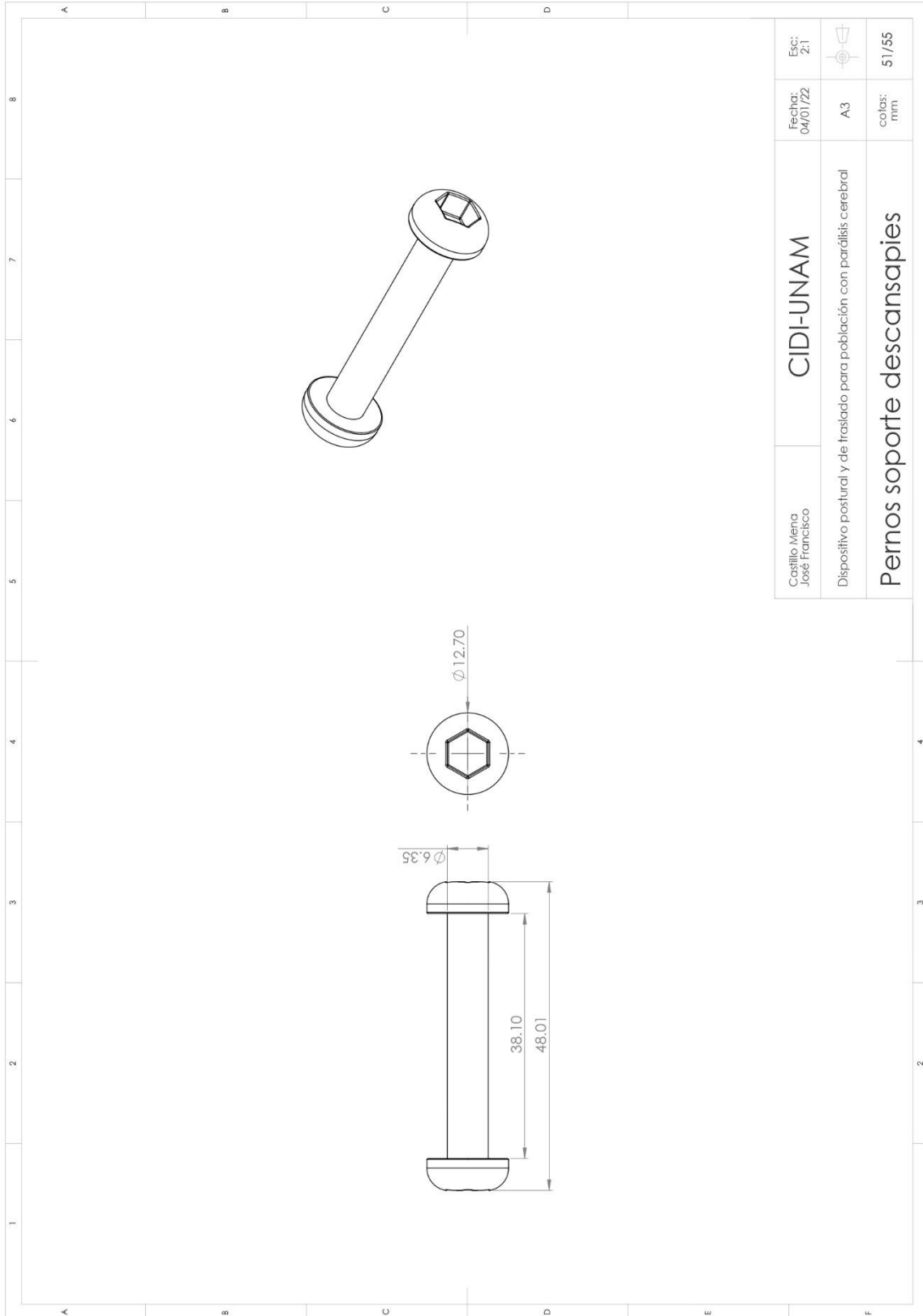
Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	colas: mm
Seguro plegado		48/55

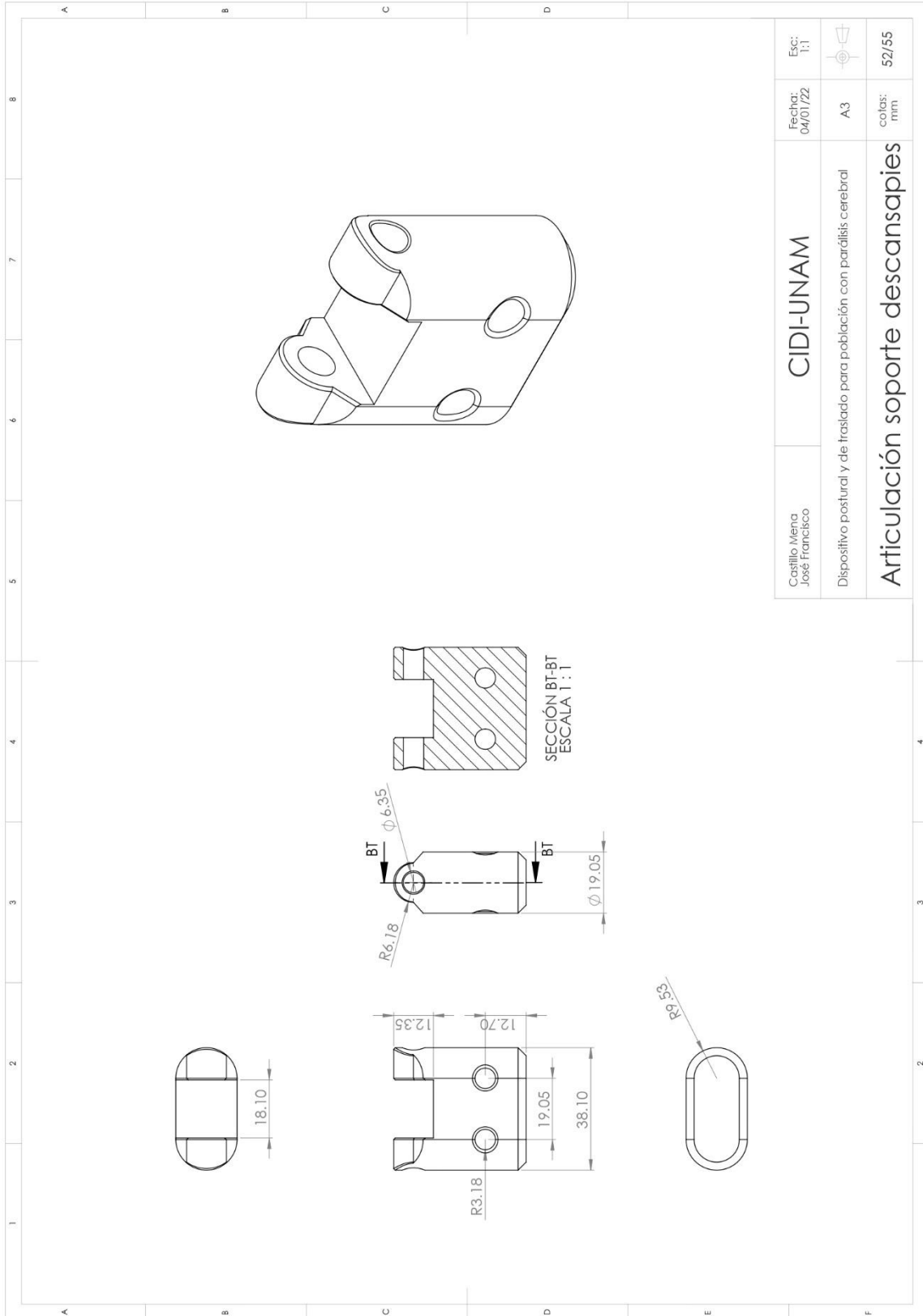


Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Perno articulación plegado		colas: mm	49/55

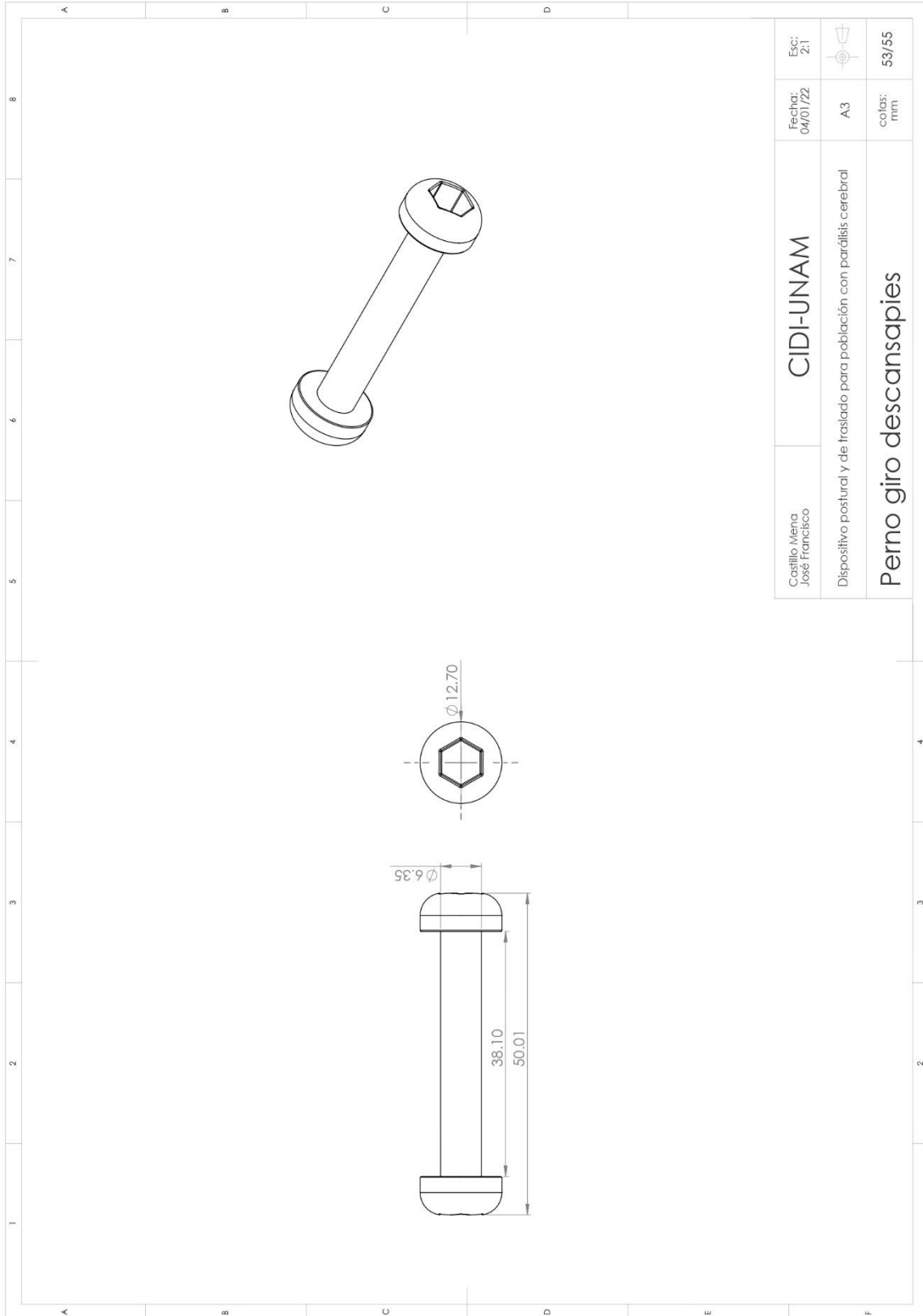


Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Barra ajuste descansapies		colas: mm	50/55

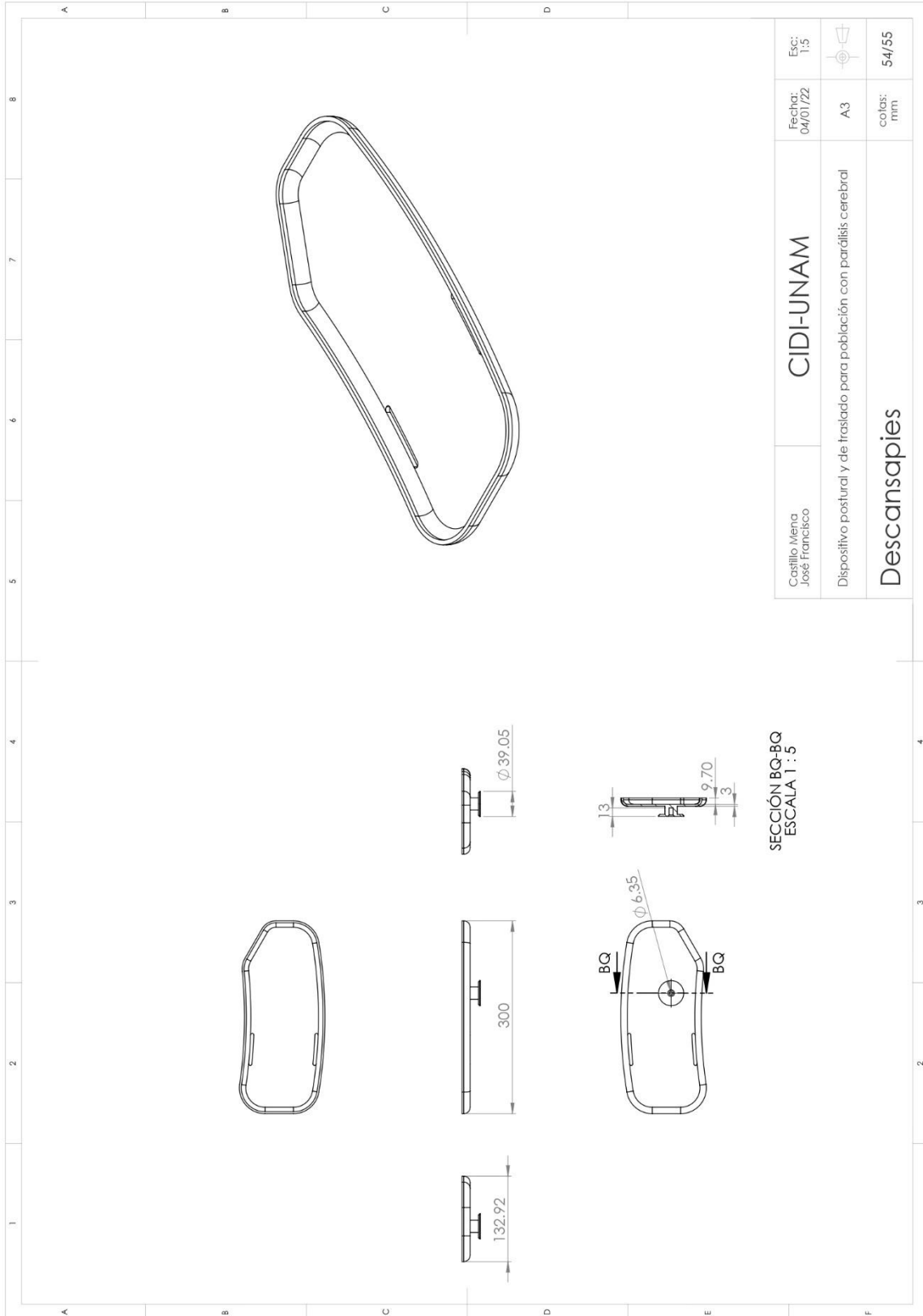


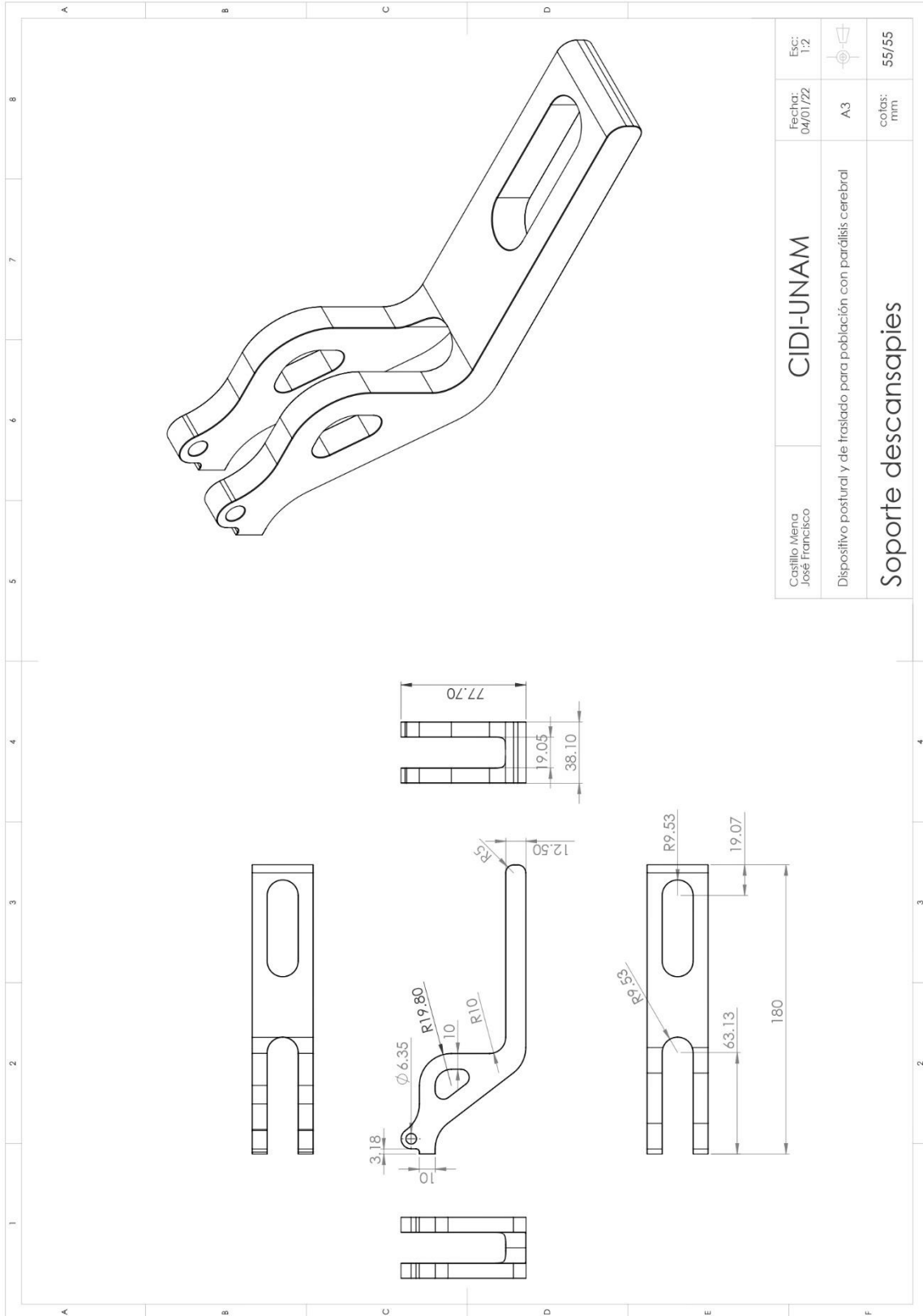


Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 1:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Articulación soporte descansapies	colas: mm	52/55



Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Esc: 2:1
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral	A3	Fecha: 04/01/22
Perno giro descansapies	colas: mm	53/55





Castillo Mena José Francisco	CIDI-UNAM	Fecha: 04/01/22	Esc: 1:2
Dispositivo postural y de traslado para población con parálisis cerebral		A3	
Soporte descansapies		colas: mm	55/55

Referencias

1. Centers for Disease Control and Prevention. (16 de Septiembre de 2020). *cdc.gov*. Obtenido de <https://www.cdc.gov/ncbddd/disabilityandhealth/disability.html>
2. Centers for Disease Control and P3.revent. (5 de Mayo de 2022). *cdc.gov*. Obtenido de <https://www.cdc.gov/ncbddd/spanish/cp/facts.htm>
3. Children's Minnesota. (2022). *childrensmn.org/educationmaterials*. Obtenido de <https://www.childrensmn.org/educationmaterials/childrensmn/article/17457/sistema-de-clasificacion-de-la-funcion-motora-gruesa/>
4. My Child at Cerebral Palsy. (2022). *cerebralpalsy.org*. Obtenido de <https://www.cerebralpalsy.org/>
5. Centers for Disease Control and Prevention. (2022). *cdc.gov*. Obtenido de <https://www.cdc.gov/ncbddd/cp/data.html>
6. INEGI. (2020). *cuentame.inegi.org.mx*. Obtenido de <https://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx>
7. Centro Estatal de Vigilancia Epidemiológica y Control de Enfermedades. (2018). *cevece.edomex.gob.mx*. Obtenido de <https://cevece.edomex.gob.mx/sites/cevece.edomex.gob.mx/files/files/docs/tripticos/2018/Semana40.pdf>
8. Secretaría de Salud. (24 de Junio de 2014). *gob.mx/salud*. Obtenido de <https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/242301/NOM-034-SSA2-2013.pdf>
9. Diario Oficial de la Federación. (07 de Abril de 2016). *dof.gob.mx*. Obtenido de https://www.dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5432289&fecha=07/04/2016#gsc.tab=0
10. My Child at Cerebral Palsy. (2022). *cerebralpalsy.org*. Obtenido de <https://www.cerebralpalsy.org/about-cerebral-palsy/prevalence-and-incidence>
11. Mediprax. (2018). *mediprax.mx*. Obtenido de <https://mediprax.mx/que-es-la-postura-corporal/>
12. Loh Medical. (2020). *espanol.lohmedical.com*. Obtenido de <https://espanol.lohmedical.com/noticias/lograr-una-mejor-posicion-de-sentado-para-el-nino-con-paralisis-cerebral/>
13. Astris PME. (15 de Septiembre de 2018). *astris-pme.com.au*. Obtenido de <https://www.astris-pme.com.au/news/goals-of-seating>

14. Orthopediatria. (30 de Marzo de 2020). *orthopediatria.es*. Obtenido de <https://www.orthopediatria.es/como-sentar-correctamente-a-un-nino-con-paralisis-cerebral/>
 15. Especial Needs. (2022). *www.especialneeds.com*. Obtenido de <https://www.especialneeds.com/shop/special-needs-seating-positioning/seating-systems/hi-lo-chairs/rifton-activity-chair-hi-lo-base-medium.html>
 16. Leckey. (2022). <https://www.leckey.com/>. Obtenido de <https://www.leckey.com/products/mygo-seat>
 17. Special tomato. (2022). *specialtomato.com*. Obtenido de <https://www.specialtomato.com/special-tomato-hi-low-mps.html>
 18. Sunrise Medical. (2022). *sunrisemedical.es*. Obtenido de <https://www.sunrisemedical.es/sillas-de-ruedas/breezy/silla-fija-multiposicion-relax-2>
 19. Etac. (2021). *etac.com*. Obtenido de <https://www.etac.com/en-us/us/products/pediatrics/seating/r82-xpanda/>
 20. Hepro. (2022). *hepro.no*. Obtenido de <https://hepro.no/produktkategori/aids-for-kids/>
 21. Jery. (2018). *jerysrl.com*. Obtenido de <https://jerysrl.com/dingo/>
 22. Medical Store México. (2019). *medicalstoremexico.com.mx*. Obtenido de <https://www.medicalstoremexico.com.mx/product-page/silla-de-ruedas-pca-19>
 23. Leggero. (2021). *leggero.us*. Obtenido de <https://www.leggero.us/dyno>
 24. Ortopedia Mostkoff. (2021). *ortopediamostkoff.com.mx*. Obtenido de <https://www.ortopediamostkoff.com.mx/producto/sillas-de-ruedas/silla-neurologica/crio-m/>
- Fig. 2.** Infosalus. (03 de 10 de 2018). *El padre de un joven con parálisis cerebral inicia una campaña de recaudación para mejorar las sillas de ruedas [Fotografía]*. Obtenido de infosalus.com: https://img.europapress.es/fotoweb/fotonoticia_20181003171233_1200.jpg
- Fig. 3.** Daniel Holoman & Associates LLP. (2022). *Treating Cerebral Palsy [Fotografía]*. Obtenido de dh-attorneys.com: <https://www.dh-attorneys.com/images/blog/iStock-523157876.jpg>
- Fig. 4.** Health. (17 de Octubre de 2014). *Cerebral palsy can cause damage in different parts of the brain, which results in diverse symptoms [Diagrama]*. Obtenido de healthand.com: https://d3czq70mqif7g6.cloudfront.net/mediaLibrary/images/large/nu006_cerebral_palsy_topic_img2_au_v3.large.jpg

- Fig. 5.** Heidi Moawad, MD. (04 de Mayo de 2021). *Huntstock Getty Images [Fotografía]*. Obtenido de verywellhealth.com:
[https://www.verywellhealth.com/thmb/XINct_H9P_04Yv5Re6t3XapL8Ak=/614x0/filter:s:no_upscale\(\):max_bytes\(150000\):strip_icc\(\):format\(webp\)/GettyImages-605377259-de566072ac9a44c3a9ae688a8c6027c4.jpg](https://www.verywellhealth.com/thmb/XINct_H9P_04Yv5Re6t3XapL8Ak=/614x0/filter:s:no_upscale():max_bytes(150000):strip_icc():format(webp)/GettyImages-605377259-de566072ac9a44c3a9ae688a8c6027c4.jpg)
- Fig. 10.** Seattle Children's. (2020). *GMFCS I [Ilustración]*. Obtenido de seattlechildrens.org:
<https://www.seattlechildrens.org/pdf/PE3317s.pdf>
- Fig. 11.** Seattle Children's. (2020). *GMFCS II [Ilustración]*. Obtenido de seattlechildrens.org:
<https://www.seattlechildrens.org/globalassets/documents/for-patients-and-families/pfe/pe3318s.pdf>
- Fig. 12.** Seattle Children's. (2020). *GMFCS III [Ilustración]*. Obtenido de seattlechildrens.org:
<https://www.seattlechildrens.org/globalassets/documents/for-patients-and-families/pfe/pe3319s.pdf>
- Fig. 13.** Seattle Children's. (2020). *GMFCS IV [Ilustración]*. Obtenido de seattlechildrens.org:
<https://www.seattlechildrens.org/globalassets/documents/for-patients-and-families/pfe/pe3320s.pdf>
- Fig. 14.** Seattle Children's. (2020). *GMFCS V [Ilustración]*. Obtenido de seattlechildrens.org:
<https://www.seattlechildrens.org/globalassets/documents/for-patients-and-families/pfe/pe3321s.pdf>
- Fig. 15.** Herraez. (2020). *Niño con parálisis cerebral en fisioterapia en un centro de terapia infantil. {Fotografía}*. Obtenido de freepik.es: https://img.freepik.com/fotos-premium/nino-paralisis-cerebral-fisioterapia-centro-terapia-infantil_56854-3578.jpg?w=740
- Fig. 16.** Wyatt, R. (23 de Mayo de 2013). *Shilpa, que tiene parálisis cerebral y se mueve en una silla de ruedas, ha desarrollado su nivel de confianza espectacularmente desde uniendo su Faet local [Fotografía]*. Obtenido de alamy.es:
<https://www.alamy.es/titulo-shilpa-que-tiene-paralisis-cerebral-y-se-mueve-en-una-silla-de-ruedas-ha-desarrollado-su-nivel-de-confianza-espectacularmente-desde-uniendo-su-faet-local-image339056312.html>
- Fig. 17.** Stjepanovic, Z. (Noviembre de 2016). *Analysis of Tight Fit Clothing 3D Construction Based on Parametric and Scanned Body Models [Diagrama]*. Obtenido de researchgate.net: https://www.researchgate.net/figure/Results-of-3D-body-scanning-in-one-static-and-five-dynamic-positions_fig1_311104413
- Fig. 18.** IPS news. (01 de Abril de 2020). *postura_pulmones.jpg [Ilustración]*. Obtenido de ipsnews.net:
https://pressrelease.icrowdnewswire.com/assets/source/users/164/1585702389_postura_pulmones.jpg?1585737672586

- Fig. 19.** Cruz, S. (Junio de 2019). *Distinción de la curvatura característica de la lordosis así como la cifosis y escoliosis [Diagrama]*. Obtenido de significado.com: <https://significado.com/img/ciencia/lordosis-escoliosis-cifosis.jpg>
- Fig. 20.** Medline Plus. (7 de Julio de 2021). *19463.jpg [Diagrama]*. Obtenido de medlineplus.gov: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/images/ency/fullsize/19463.jpg>
- Fig. 21.** Concepto Definición. (14 de Abril de 2021). *abducc.gif [Diagrama]*. Obtenido de conceptodefinition.de: <https://conceptodefinition.de/wp-content/uploads/2014/04/abducc.gif>
- Fig. 22.** Research Gate. (23 de Marzo de 2021). *https://www.researchgate.net/figure/The-stages-of-musculoskeletal-pathology-MSP-in-children-with-spastic-cerebral-palsy_fig1_350337246 [Diagrama]*. Obtenido de researchgate.net: <https://www.researchgate.net/publication/350337246/figure/fig1/AS:1004701881491467@1616551003781/The-stages-of-musculoskeletal-pathology-MSP-in-children-with-spastic-cerebral-palsy.png>
- Fig. 23.** Miller, F. (17 de Octubre de 2018). *79099_0_En_120-1_Fig5_HTML.jpg [Fotografía]*. Obtenido de media.springernature.com: https://media.springernature.com/lw685/springer-static/image/chp%3A10.1007%2F978-3-319-50592-3_120-1/MediaObjects/79099_0_En_120-1_Fig5_HTML.jpg
- Fig. 24.** Bansal, A., Wall, L. B., & Goldfarb, C. A. (21 de Mayo de 2016). *Flexor Carpi Ulnaris to Extensor Carpi Radialis Brevis and Extensor Pollicis Longus Reroutement [Fotografía]*. Obtenido de hand.theclinics.com: <https://els-jbs-prod-cdn.jbs.elsevierhealth.com/cms/attachment/bc06ffa9-242a-4375-84d4-79fc04805d50/gr1.jpg>
- Fig. 25.** Strauss Scoliosis Correction. (2021). *Part of a successful non surgical treatment [Fotografía]*. Obtenido de hudsonvalleyscoliosis.com: <https://www.hudsonvalleyscoliosis.com/wp-content/uploads/2019/11/suspension-scoliosis-brace-for-patients-in-wheelchair.png>
- Fig. 26.** Physiopedia. (2022). *Spastic_Diplegia_a.jpg [Fotografía]*. Obtenido de physio-pedia.com: https://www.physio-pedia.com/images/8/82/Spastic_Diplegia_a.jpg
- Fig. 27.** J.Boffeli, T., & C.Collier, R. (2015). *1-s2.0-S106725161400310X-gr3.jpg [Fotografía]*. Obtenido de sciencedirect.com: <https://ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S106725161400310X-gr3.jpg>
- Fig. 28.** Erkiaga, I. L. (18 de Febrero de 2013). *Zonas de mayor riesgo de desarrollar UPP.(12, 13) [Ilustración]*. Obtenido de academica-e.unavarra.es: https://encrypted-tbn1.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcSR1jFowLfyWYf-dg_8BDVFzblivN05bBLe9ZhA58hAJihZUTtf

- Fig. 29.** Grand health care. (Agosto de 2020). *UlcerasPorPresion.jpg*[Diagrama]. Obtenido de grandhealthcare.co: <https://grandhealthcare.co/wp-content/uploads/2020/08/UlcerasPorPresion.jpg>
- Fig. 30.** Medanta Medical Team. (Octubre de 2019). *Types-of-Cerebral-Palsy.png* [Fotografía]. Obtenido de medanta.org: <https://d3b6u46udi9ohd.cloudfront.net/wp-content/uploads/2019/10/07114620/Types-of-Cerebral-Palsy.png>
- Fig. 31.** Anderson, R. C. (28 de Octubre de 2021). *10/09-1-CP-640x400.jpg* [Fotografía]. Obtenido de jewishstandard.timesofisrael.com: <https://static.timesofisrael.com/jewishstanddev/uploads/2021/10/09-1-CP-640x400.jpg>
- Fig. 32.** Step Ahead Paediatrics. (Julio de 2018). *Wonderseat-1-Ocean-Shadows_1.png* [Fotografía]. Obtenido de stepaheadpaediatrics.com.au: https://www.stepaheadpaediatrics.com.au/wp-content/uploads/2018/07/Wonderseat-1-Ocean-Shadows_1.png
- Fig. 33.** Labotica demon. (17 de Enero de 2021). *b2ap3_small_antiescaras.jpg* [Fotografía]. Obtenido de labotica demon.e: https://labotica demon.es/images/easyblog_articles/39/b2ap3_small_antiescaras.jpg
- Fig. 34.** Medicom Services LTD. (2015). *adaptive_positioning_chair_cerebral_palsy.jpg* [Fotografía]. Obtenido de medicomstore.com: https://www.medicomstore.com/uploads/adaptive_positioning_chair_cerebral_palsy.jpg
- Fig. 35.** Vela. (2022). *born_home_hero_flip_dfce1b1ce2e3_aa_time_1625815282.png* [Fotografía]. Obtenido de www.vela.eu: https://www.vela.eu/wp-content/uploads/sites/4/advancedassets_images/born_home_hero_flip_dfce1b1ce2e3_aa_time_1625815282.png
- Fig. 36.** ASTRIS PME. (15 de Septiembre de 2018). *bkgd-rehabilitation.jpg* [Fotografía]. Obtenido de astris-pme.com.au: <https://www.astris-pme.com.au/images/news/science-of-seating/goals-of-seating/bkgd-rehabilitation.jpg>
- Fig. 37.** Pintor, Y. P. (Mayo de 2016). *C%C3%B3mo-sentarse-correctamente-en-una-silla.jpg* [Diagrama]. Obtenido de mejorconsalud.as.com: <https://mejorconsalud.as.com/wp-content/uploads/2016/05/C%C3%B3mo-sentarse-correctamente-en-una-silla.jpg?auto=webp&quality=30&width=1080&crop=16:9,smart,safe>
- Fig. 38.** Andreu, F. P. (15 de Mayo de 2021). *Los-movimientos-de-la-pelvis_Pilates_Consciente.jpg* [Diagrama]. Obtenido de blog.pilatesconsciente.com: https://blog.pilatesconsciente.com/wp-content/uploads/2020/10/Los-movimientos-de-la-pelvis_Pilates_Consciente.jpg

Fig. 39. Fisiofine. (Marzo de 2020). *ejercicios-dolor-lumbar-4.png [Diagrama]*. Obtenido de fisiofine.com: <https://fisiofine.com/wp-content/uploads/2020/03/ejercicios-dolor-lumbar-4.png>

Fig. 40. Agency for Clinical Innovation. (2022). *The four goals of spinal seating [Diagrama]*. Obtenido de aci.health.nsw.gov.au: https://aci.health.nsw.gov.au/__data/assets/image/0005/308687/IM6.1_SeatingGoals.png

Fig. 41. ASTRIS PME. (15 de Septiembre de 2018). *With-without-immersion_001.jpg [Diagrama]*. Obtenido de astris-pme.com.au: https://www.astris-pme.com.au/images/news/science-of-seating/goals-of-seating/With-without-immersion_001.jpg

Fig. 42. Ottobock. (2020). *Tübinger 90*. Obtenido de ottobock.com: <https://cep-spa-prod-commerce-static.azurefd.net/medias/2990626-930Wx930H.jpg?context=bWFzdGVyfHJvb3R8NjY5NDZ8aW1hZ2UvanBIZ3xoZjQvaDcxLzgzOTM5MTEyMTAwMTQuanBnfDFkZTMwMDc2YjNkYjE0NzZINTQ2OTVmNjcxMTkwNTIxNmM2MTRkZjUwNDIyMWM4YzQ1ODQxZjRhNTVvODQzNzQ>

Fig. 43. Freepik. (2021). *mother-helping-disabled-boy-wheelchair-with-cerebral-palsy-put-shoes [Fotografía]*. Obtenido de freepik.com: https://img.freepik.com/premium-photo/mother-helping-disabled-boy-wheelchair-with-cerebral-palsy-put-shoes_211214-640.jpg?w=996

Fig. 44. Reha Girona. (Septiembre de 2019). *elacic3b3n-entre-el-soporte-del-tronco-y-la-estabilidad-de-la-cabeza-en-nic3b1os-con-parc3a1lisis-cerebral-de-moderada-a-grave.jpg [Fotografía]*. Obtenido de rehagirona.com: <https://www.rehagirona.com/wp-content/uploads/2019/09/relacic3b3n-entre-el-soporte-del-tronco-y-la-estabilidad-de-la-cabeza-en-nic3b1os-con-parc3a1lisis-cerebral-de-moderada-a-grave.jpg>

Fig. 45. Gloria Pomares. (Agosto de 2020). *colocación-soportes-laterales-500x332.jpg [Diagrama]*. Obtenido de gloriapomares.com: <https://gloriapomares.com/wp-content/uploads/2020/08/colocaci%C3%B3n-soportes-laterales-500x332.jpg>

Fig. 46. Chapman, M. (Octubre de 2019). *shutterstock_458206219-1400x480.jpg [Fotografía]*. Obtenido de cerebralpalsynewstoday.com: https://cerebralpalsynewstoday.com/wp-content/uploads/2019/07/shutterstock_458206219-1400x480.jpg

Fig. 47. ASTRIS PME. (15 de Septiembre de 2018). *science-seating-1-004.png [Fotografía]*. Obtenido de astris-pme.com.au: <https://www.astris-pme.com.au/images/news/science-of-seating/goals-of-seating/science-seating-1-004.png>

Fig. 48. Barreto, M. (6 de Julio de 2020). *3453f5_b7e9980de57c452da5de46242f952792~mv2.jpg [Diagrama]*. Obtenido de

weflowtherapy.com:

https://static.wixstatic.com/media/3453f5_b7e9980de57c452da5de46242f952792~mv2.jpg/v1/fill/w_740,h_416,al_c,q_80,usm_0.66_1.00_0.01,enc_auto/3453f5_b7e9980de57c452da5de46242f952792~mv2.jpg

Fig. 110. Colegio Giocosa. (20 de Septiembre de 2017). *orgullosos-de-nuestra-comunidad-agradecemos-a-alumnos-maestros-y-personal-admini/1708226772574893/.jpg*.
Obtenido de facebook.com/ColegioGiocosa: https://scontent.fmex16-1.fna.fbcdn.net/v/t1.18169-9/21752087_1708226772574893_8412877979488043051_n.png?_nc_cat=109&ccb=1-7&_nc_sid=730e14&_nc_ohc=oBUYMzw1SS0AX9O84qK&_nc_ht=scontent.fmex16-1.fna&oh=00_AT-cYNBzC4vwaT7cEkJfzDCyr-vsGTbdfu2-4q8DwDxnA&oe=63